



(12) **Gebrauchsmusterschrift**

(21) Aktenzeichen: **20 2011 110 673.3**  
 (22) Anmeldetag: **29.07.2011**  
 (67) aus Patentanmeldung: **EP 11 75 1691.4**  
 (47) Eintragungstag: **02.09.2015**  
 (45) Bekanntmachungstag im Patentblatt: **08.10.2015**

(51) Int Cl.: **A61B 19/00 (2006.01)**  
**A61B 5/026 (2006.01)**  
**A61B 5/02 (2006.01)**  
**G06F 19/00 (2006.01)**

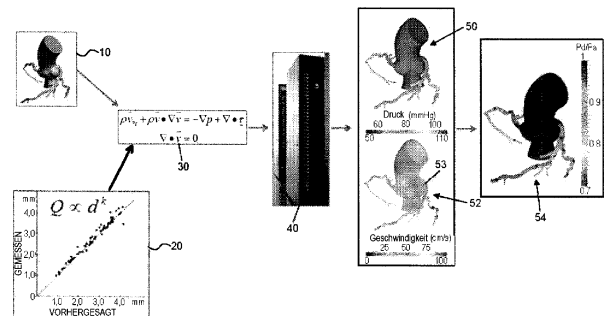
(30) Unionspriorität:  
**401462 P**                    **12.08.2010**    **US**  
**401915 P**                    **20.08.2010**    **US**  
**402308 P**                    **26.08.2010**    **US**  
**402345 P**                    **27.08.2010**    **US**  
**404429 P**                    **01.10.2010**    **US**  
**201113013561**            **25.01.2011**    **US**

(73) Name und Wohnsitz des Inhabers:  
**Heartflow, Inc., Redwood City, Calif., US**  
 (74) Name und Wohnsitz des Vertreters:  
**df-mp Dörries Frank-Molnia & Pohlman**  
**Patentanwälte Rechtsanwälte PartG mbB, 80333**  
**München, DE**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **SYSTEM ZUM PATIENTENSPEZIFISCHEN MODELLIEREN VON BLUTFLUSS**

(57) Hauptanspruch: System zur Bestimmung patientenspezifischer, zeitvariabler kardiovaskulärer Informationen, wobei das System Folgendes umfasst:  
 wenigstens ein Computersystem, das konfiguriert ist, um:  
 zeitvariable, patientenspezifische Daten hinsichtlich einer Geometrie wenigstens eines Teils einer anatomischen Struktur des Patienten zu unterschiedlichen Zeitpunkten zu empfangen;  
 basierend auf den zeitvariablen, patientenspezifischen Daten ein dreidimensionales Modell zu erzeugen, das wenigstens einen Teil der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert, wobei das dreidimensionale Modell zeitvariable Informationen hinsichtlich wenigstens einer von Blutgefäßposition, Deformation, Ausrichtung oder Größe beinhaltet; und  
 Informationen hinsichtlich einer Veränderung in einer Blutflusseigenschaft im Laufe der Zeit in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physikbasierten Modell hinsichtlich der anatomischen Struktur des Patienten zu bestimmen.



**Beschreibung**

## PRIORITÄT

**[0001]** Diese Anmeldung beansprucht den Vorteil der Priorität der vorläufigen US-Patentanmeldung Nr. 61/401,462, angemeldet am 12. August 2010, der vorläufigen US-Patentanmeldung Nr. 61/401,915, angemeldet am 20. August 2010, der vorläufigen US-Patentanmeldung Nr. 61/402,308, angemeldet am 26. August 2010, der vorläufigen US-Patentanmeldung 61/402,345, angemeldet am 27. August 2010, und der vorläufigen US-Patentanmeldung Nr. 61/404,429, angemeldet am 1. Oktober 2010, die hierin durch Verweis in ihrer Gesamtheit eingeschlossen sind.

## TECHNISCHES GEBIET

**[0002]** Ausführungsformen beinhalten Verfahren und Systeme zum Modellieren von Fluidfluss und insbesondere Verfahren und Systeme zum patientenspezifischen Modellieren von Blutfluss.

## ALLGEMEINER STAND DER TECHNIK

**[0003]** Erkrankungen der Koronararterien können Koronarläsionen in den Blutgefäßen, die Blut zum Herz leiten, verursachen, wie eine Stenose (anormale Verengung eines Blutgefäßes). Dadurch kann der Blutfluss zum Herz eingeschränkt werden. Ein Patient, der an einer Erkrankung der Koronararterien leidet, kann Brustschmerzen verspüren, die, wenn sie während körperlicher Anstrengung auftreten, als chronische stabile Angina oder, wenn sich der Patient im Ruhezustand befindet, als instabile Angina bezeichnet werden. Eine schwerwiegendere Erscheinungsform der Erkrankung kann zu einem Myokardinfarkt oder einem Herzinfarkt führen.

**[0004]** Es besteht ein Bedarf, genauere Daten bezüglich Koronarläsionen bereitzustellen, z. B. Größe, Form, Position, funktionelle Signifikanz (z. B. ob sich die Läsion auf den Blutfluss auswirkt) usw. Patienten, die an Brustschmerzen leiden und/oder Symptome einer Erkrankung der Koronararterien aufweisen, können einem oder mehreren Tests unterzogen werden, die einige indirekte Nachweise in Bezug auf Koronarläsionen bereitstellen können. Zum Beispiel können nichtinvasive Tests Elektrokardiogramme, die Auswertung von Biomarkern aus Bluttests, Laufbandtests, Echokardiographie, Einzelphotonen-Emissionscomputertomographie (SPECT) und Positronen-Emissions-Tomographie (PET) beinhalten. Diese nichtinvasiven Tests stellen typischerweise jedoch keine direkte Bewertung von Koronarläsionen bereit oder bewerten Blutflussraten. Die nichtinvasiven Tests können indirekte Nachweise für Koronarläsionen bereitstellen, indem nach Veränderungen der elektrischen Aktivität des Herzens (z. B.

unter Verwendung von Elektrokardiographie (EKG), der Bewegung des Myokards (z. B. unter Verwendung von Belastungsechokardiographie), der Perfusion des Myokards (z. B. unter Verwendung von PET oder SPECT) oder metabolischen Veränderungen (z. B. unter Verwendung von Biomarkern) gesucht wird.

**[0005]** Zum Beispiel können anatomische Daten nichtinvasiv unter Verwendung von koronarer Computertomographie-Angiographie (CCTA) erfasst werden. CCTA kann zur Bildgebung für Patienten mit Brustschmerzen verwendet werden und umfasst die Verwendung von Computertomographie-(CT)-Technologie, um das Herz und die Koronararterien nach einer intravenösen Infusion eines Kontrastmittels bildlich darzustellen. CCTA kann jedoch ebenfalls keine direkten Informationen über die funktionelle Signifikanz von Koronarläsionen bereitstellen, z. B. ob die Läsionen den Blutfluss beeinträchtigen. Da CCTA ein ausschließlich diagnostischer Test ist, kann sie weder verwendet werden, um Veränderungen in Koronarblutfluss, -druck oder Myokardperfusion unter anderen physiologischen Bedingungen, z. B. körperlicher Betätigung, vorherzusagen noch, um die Ergebnisse von Interventionen vorherzusagen.

**[0006]** Demnach benötigen Patienten unter Umständen außerdem einen invasiven Test, wie eine diagnostische Herzkatheterisierung, um Koronarläsionen bildlich darzustellen. Diagnostische Herzkatheterisierung kann das Ausführen einer konventionellen Koronarangiographie (CCA) beinhalten, um anatomische Daten über Koronarläsionen zu sammeln, indem einem Arzt ein Bild der Größe und Form der Arterien bereitgestellt wird. CCA stellt jedoch keine Daten für das Bewerten der funktionellen Signifikanz von Koronarläsionen bereit. Zum Beispiel ist ein Arzt unter Umständen nicht in der Lage, zu diagnostizieren, ob eine Koronarläsion schädlich ist, ohne zu bestimmen, ob die Läsion funktionell signifikant ist. Demnach hat CCA zu etwas geführt, das als ein „okulostenotischer Reflex“ einiger interventioneller Kardiologen bezeichnet wird, für jede unter Verwendung von CCA gefundene Läsion einen Stent einzusetzen, unabhängig davon, ob die Läsion funktionell signifikant ist. Dadurch kann CCA zu unnötigen Operationen an Patienten führen, was zusätzliche Risiken für Patienten und unnötige Behandlungskosten für Patienten verursachen kann.

**[0007]** Während einer diagnostischen Herzkatheterisierung kann die funktionelle Signifikanz einer Koronarläsion invasiv bewertet werden, indem die fraktionale Flussreserve (FFR) einer erkannten Läsion gemessen wird. FFR ist als das Verhältnis des durchschnittlichen Blutdrucks stromabwärts einer Läsion geteilt durch den durchschnittlichen Blutdruck stromaufwärts von der Läsion definiert, z. B. der Aorten- druck, unter Bedingungen mit erhöhtem Koronarblutfluss, z. B. bedingt durch intravenöse Verabreichung

von Adenosin. Die Blutdrücke können durch Einführen eines Druckdrahts in den Patienten gemessen werden. Demnach kann die Entscheidung, eine Läsion basierend auf der bestimmten FFR zu behandeln, getroffen werden, nachdem die Vorkosten und das Risiko einer diagnostischen Herzkatheterisierung bereits angefallen sind.

**[0008]** Demnach besteht ein Bedarf an einem Verfahren zum nichtinvasiven Bewerten von Koronar-anatomie, Myokardperfusion und Koronararterienfluss. Ein derartiges Verfahren und System kann Kardiologen helfen, die Patienten mit Verdacht auf Koronarerkrankungen diagnostizieren und Behandlungen für sie planen. Zusätzlich besteht ein Bedarf an einem Verfahren zum Vorhersagen von Koronararterienfluss und Myokardperfusion unter Bedingungen, die nicht direkt gemessen werden können, z. B. körperlicher Betätigung, und zum Vorhersagen von Auswirkungen medizinischer, intervenierender und chirurgischer Behandlungen auf den Koronararterienblutfluss und die Myokardperfusion.

**[0009]** Es versteht sich, dass sowohl die obige allgemeine Beschreibung als auch die nachfolgende ausführliche Beschreibung ausschließlich beispielhafter und erläuternder Natur sind und die Offenbarung nicht einschränken.

#### KURZBESCHREIBUNG

**[0010]** Gemäß einer Ausführungsform beinhaltet ein System zum Bestimmen kardiovaskulärer Informationen für einen Patienten wenigstens ein Computersystem, das konfiguriert ist, um patientenspezifische Daten bezüglich einer Geometrie des Herzens des Patienten zu empfangen und basierend auf den patientenspezifischen Daten ein dreidimensionales Modell zu erzeugen, das wenigstens einen Abschnitt des Herzens des Patienten repräsentiert. Das wenigstens eine Computersystem ist ferner konfiguriert, um ein physikbasiertes Modell zu erzeugen, das sich auf eine Blutflusseigenschaft des Herzens des Patienten bezieht, und basierend auf dem dreidimensionalen Modell und dem physikbasierten Modell eine fraktionale Flussreserve im Herzen des Patienten zu bestimmen.

**[0011]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein Verfahren zum Bestimmen patientenspezifischer kardiovaskulärer Informationen unter Verwendung wenigstens eines Computersystems das Eingeben von patientenspezifischen Daten bezüglich einer Geometrie des Herzens des Patienten in das wenigstens eine Computersystem und das Erzeugen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, eines dreidimensionalen Modells, das wenigstens einen Abschnitt des Herzens des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten. Das Verfahren beinhaltet ferner

das Erzeugen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, eines physikbasierten Modells, das sich auf eine Blutflusseigenschaft des Herzens des Patienten bezieht, und das Bestimmen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, einer fraktionellen Flussreserve im Herzen des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und dem physikbasierten Modell.

**[0012]** Gemäß einer anderen Ausführungsform ist ein nichtflüchtiges computerlesbares Medium zur Verwendung auf wenigstens einem Computersystem bereitgestellt, das computerausführbare Programmieranweisungen zum Ausführen eines Verfahrens zum Bestimmen patientenspezifischer kardiovaskulärer Informationen enthält. Das Verfahren beinhaltet das Empfangen patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie des Herzens des Patienten und das Erzeugen eines dreidimensionalen Modells, das wenigstens einen Abschnitt des Herzens des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten. Das Verfahren beinhaltet ferner das Erzeugen eines physikbasierten Modells, das sich auf eine Blutflusseigenschaft im Herzen des Patienten bezieht, und das Bestimmen einer fraktionellen Flussreserve im Herzen des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und dem physikbasierten Modell.

**[0013]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein System zum Planen der Behandlung für einen Patienten wenigstens ein Computersystem, das konfiguriert ist, um patientenspezifische Daten bezüglich einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten zu empfangen und basierend auf den patientenspezifischen Daten ein dreidimensionales Modell zu erzeugen, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert. Das wenigstens eine Computersystem ist ferner konfiguriert, um basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physikbasierten Modell, das sich auf die anatomische Struktur des Patienten bezieht, erste Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten zu bestimmen, das dreidimensionale Modell zu modifizieren und basierend auf dem modifizierten dreidimensionalen Modell zweite Informationen bezüglich der Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten zu bestimmen.

**[0014]** Gemäß einer anderen Ausführungsform ist ein nichtflüchtiges computerlesbares Medium zur Verwendung auf einem Computersystem bereitgestellt, das computerausführbare Programmieranweisungen zum Ausführen eines Verfahrens zum Planen der Behandlung für einen Patienten enthält. Das Verfahren beinhaltet das Empfangen patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten und das Erzeugen eines dreidimensionalen Modells, das wenigstens ei-

nen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten. Das Verfahren beinhaltet ferner das Bestimmen erster Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physikbasierten Modell, das sich auf die anatomische Struktur des Patienten bezieht, und das Bestimmen zweiter Informationen bezüglich der Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf einer gewünschten Veränderung der Geometrie der anatomischen Struktur des Patienten.

**[0015]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein Verfahren zum Planen der Behandlung für einen Patienten unter Verwendung eines Computersystems das Eingeben patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten in wenigstens ein Computersystem und das Erzeugen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, eines dreidimensionalen Modells, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten. Das Verfahren beinhaltet ferner das Bestimmen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, erster Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physikbasierten Modell, das sich auf die anatomische Struktur des Patienten bezieht. Das Verfahren beinhaltet außerdem das Modifizieren, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, des dreidimensionalen Modells, und das Bestimmen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, zweiter Informationen bezüglich der Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem modifizierten dreidimensionalen Modell.

**[0016]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein System zum Planen der Behandlung für einen Patienten wenigstens ein Computersystem, das konfiguriert ist, um patientenspezifische Daten bezüglich einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten zu empfangen und basierend auf den patientenspezifischen Daten ein dreidimensionales Modell zu erzeugen, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert. Das wenigstens eine Computersystem ist außerdem konfiguriert, um basierend auf dem dreidimensionalen Modell und Informationen bezüglich eines physiologischen Zustands des Patienten erste Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten zu bestimmen, den physiologischen Zustand des Patienten zu modifizieren und basierend auf dem modifizierten physiologischen Zustand des Patienten zweite In-

formationen bezüglich der Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten zu bestimmen.

**[0017]** Gemäß einer anderen Ausführungsform ist ein nichtflüchtiges computerlesbares Medium zur Verwendung auf einem Computersystem bereitgestellt, das computerausführbare Programmieranweisungen zum Ausführen eines Verfahrens zum Planen der Behandlung für einen Patienten enthält. Das Verfahren beinhaltet das Empfangen patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten und das Erzeugen eines dreidimensionalen Modells, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten. Das Verfahren beinhaltet ferner das Bestimmen erster Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und Informationen bezüglich eines physiologischen Zustands des Patienten und das Bestimmen zweiter Informationen bezüglich der Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf einer gewünschten Veränderungen im physiologischen Zustand des Patienten.

**[0018]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein Verfahren zum Planen der Behandlung für einen Patienten unter Verwendung wenigstens eines Computersystems das Eingeben patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten in wenigstens ein Computersystem und das Erzeugen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, eines dreidimensionalen Modells, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten. Das Verfahren beinhaltet außerdem das Bestimmen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, erster Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und Informationen bezüglich eines physiologischen Zustands des Patienten. Das Verfahren beinhaltet ferner das Modifizieren, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, des physiologischen Zustands des Patienten, und das Bestimmen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, zweiter Informationen bezüglich der Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem modifizierten physiologischen Zustand des Patienten.

**[0019]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein System zum Bestimmen patientenspezifischer kardiovaskulärer Informationen wenigstens ein Computersystem, das konfiguriert ist, um patientenspezifische Daten bezüglich einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten zu empfangen und basierend auf den patientenspezifischen Da-

ten ein dreidimensionales Modell zu erzeugen, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert. Das wenigstens eine Computersystem ist außerdem konfiguriert, um einen mit einem Gesamtfluss durch den Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten verknüpften Gesamtwiderstand zu bestimmen und Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell, einem physikbasierten Modell, das sich auf die anatomische Struktur des Patienten bezieht, und dem bestimmten Gesamtwiderstand zu bestimmen.

**[0020]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein Verfahren zum Bestimmen patientenspezifischer kardiovaskulärer Informationen unter Verwendung wenigstens eines Computersystems das Eingeben patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten in das wenigstens eine Computersystem und das Erzeugen, unter Verwendung wenigstens eines Computers, eines dreidimensionalen Modells, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten. Das Verfahren beinhaltet außerdem das Bestimmen, unter Verwendung wenigstens eines Computers, eines mit einem Gesamtfluss durch den Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten verknüpften Gesamtwiderstands und das Bestimmen, unter Verwendung wenigstens eines Computers, von Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell, einem physikbasierten Modell, das sich auf die anatomische Struktur des Patienten bezieht, und dem bestimmten Gesamtwiderstand.

**[0021]** Gemäß einer anderen Ausführungsform ist ein nichtflüchtiges computerlesbares Medium zur Verwendung auf einem Computersystem bereitgestellt, das computerausführbare Programmieranweisungen zum Ausführen eines Verfahrens zum Bestimmen patientenspezifischer kardiovaskulärer Informationen enthält. Das Verfahren beinhaltet das Empfangen patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten und das Erzeugen eines dreidimensionalen Modells, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten. Das Verfahren beinhaltet außerdem das Bestimmen eines mit einem Gesamtfluss durch den Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten verknüpften Gesamtwiderstands und das Bestimmen von Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell, einem physikbasierten Modell, das sich auf die anatomische Struktur des Pa-

tienten bezieht, und dem bestimmten Gesamtwiderstand.

**[0022]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein System zum Bereitstellen patientenspezifischer kardiovaskulärer Informationen unter Verwendung einer Website wenigstens ein Computersystem, das konfiguriert ist, um es einem entfernten Benutzer zu ermöglichen, auf eine Website zuzugreifen, patientenspezifische Daten bezüglich wenigstens eines Abschnitts einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten zu empfangen, basierend auf den patientenspezifischen Daten ein dreidimensionales Modell zu erzeugen, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert, und basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physiologischen Zustand des Patienten Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten zu bestimmen. Das wenigstens eine Computersystem ist außerdem konfiguriert, um Anzeigeeinformationen bezüglich einer ersten dreidimensionalen Simulation wenigstens des Abschnitts der anatomischen Struktur des Patienten unter Verwendung der Website an den entfernten Benutzer zu kommunizieren. Die dreidimensionale Simulation beinhaltet die bestimmten Informationen bezüglich der Blutflusseigenschaft.

**[0023]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein Verfahren zum Bereitstellen patientenspezifischer kardiovaskulärer Informationen unter Verwendung einer Website das Ermöglichen, unter Verwendung wenigstens eines Computersystems, dass ein entfernter Benutzer auf eine Website zugreifen kann, und das Empfangen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten. Das Verfahren beinhaltet außerdem das Erzeugen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, eines dreidimensionalen Modells, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten, und das Bestimmen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, von Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physiologischen Zustand des Patienten. Das Verfahren beinhaltet ferner das Kommunizieren, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, von Anzeigeeinformationen bezüglich einer ersten dreidimensionalen Simulation wenigstens des Abschnitts der anatomischen Struktur des Patienten an den entfernten Benutzer unter Verwendung der Website. Die dreidimensionale Simulation beinhaltet die bestimmten Informationen bezüglich der Blutflusseigenschaft.

**[0024]** Gemäß einer anderen Ausführungsform ist ein nichtflüchtiges computerlesbares Medium zur Verwendung auf einem Computersystem bereitgestellt, das computerausführbare Programmieranweisungen zum Ausführen eines Verfahrens zum Bereitstellen patientenspezifischer kardiovaskulärer Informationen unter Verwendung einer Website enthält. Das Verfahren beinhaltet das Ermöglichen, dass ein entfernter Benutzer auf eine Website zugreifen kann, das Empfangen patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten und das Erzeugen eines dreidimensionalen Modells, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten. Das Verfahren beinhaltet außerdem das Bestimmen von Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physikbasierten Modell, das sich auf die anatomische Struktur des Patienten bezieht, und das Kommunizieren von Anzeigeinformationen bezüglich einer ersten dreidimensionalen Simulation wenigstens des Abschnitts der anatomischen Struktur des Patienten an den entfernten Benutzer unter Verwendung der Website. Die dreidimensionale Simulation beinhaltet die bestimmten Informationen bezüglich der Blutflusseigenschaft.

**[0025]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein System zum Bestimmen patientenspezifischer zeitvariabler kardiovaskulärer Informationen wenigstens ein Computersystem, das konfiguriert ist, um zeitvariable patientenspezifische Daten bezüglich einer Geometrie wenigstens eines Abschnitts einer anatomischen Struktur des Patienten zu unterschiedlichen Zeitpunkten zu empfangen und basierend auf den patientenspezifischen Daten ein dreidimensionales Modell zu erzeugen, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert. Das wenigstens eine Computersystem ist außerdem konfiguriert, um basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physikbasierten Modell, das sich auf die anatomische Struktur des Patienten bezieht, Informationen bezüglich einer Veränderung in einer Blutflusseigenschaft im Laufe der Zeit in der anatomischen Struktur des Patienten zu bestimmen.

**[0026]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein Verfahren zum Bestimmen patientenspezifischer zeitvariabler kardiovaskulärer Informationen unter Verwendung wenigstens eines Computersystems das Empfangen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, zeitvariabler patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten zu unterschiedlichen Zeiten. Das Verfahren beinhaltet außerdem das Erzeugen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, eines dreidimen-

sionalen Modells, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten. Das Verfahren beinhaltet ferner das Bestimmen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, von Informationen bezüglich einer Veränderung einer Blutflusseigenschaft im Laufe der Zeit in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und den Informationen bezüglich eines physikbasierten Modells, das sich auf die anatomische Struktur des Patienten bezieht.

**[0027]** Gemäß einer anderen Ausführungsform ist ein nichtflüchtiges computerlesbares Medium zur Verwendung auf einem Computersystem bereitgestellt, das computerausführbare Programmieranweisungen zum Ausführen eines Verfahrens zum Bestimmen patientenspezifischer zeitvariabler kardiovaskulärer Informationen enthält. Das Verfahren beinhaltet das Empfangen zeitvariabler patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie einer anatomischen Struktur des Patienten zu unterschiedlichen Zeiten, das Erzeugen eines dreidimensionalen Modells, das wenigstens einen Abschnitt der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten, und das Bestimmen von Informationen bezüglich einer Veränderung in einer Blutflusseigenschaft im Laufe der Zeit in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und den Informationen bezüglich eines physikbasierten Modells, das sich auf die anatomische Struktur des Patienten bezieht.

**[0028]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein System zum Bestimmen kardiovaskulärer Informationen für einen Patienten wenigstens ein Computersystem, das konfiguriert ist, um patientenspezifische Daten bezüglich einer Geometrie und wenigstens einer Materialeigenschaft wenigstens eines Abschnitts einer anatomischen Struktur des Patienten zu empfangen. Die anatomische Struktur beinhaltet wenigstens einen Abschnitt eines Blutgefäßes. Das wenigstens eine Computersystem ist ferner konfiguriert, um ein dreidimensionales Modell zu erzeugen, das die anatomische Struktur des Patienten basierend auf den patientenspezifischen Daten repräsentiert, und basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physiologischen Zustand des Patienten Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten zu bestimmen. Das wenigstens eine Computersystem ist außerdem konfiguriert, um eine Position einer Plaque im Blutgefäß zu identifizieren.

**[0029]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein Verfahren zum Bestimmen kardiovaskulärer Informationen für einen Patienten unter Verwendung wenigstens eines Computersystems das Emp-

fangen, unter Verwendung wenigstens eines Computersystems, patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie und wenigstens einer Materialeigenschaft wenigstens eines Abschnitts einer anatomischen Struktur des Patienten. Die anatomische Struktur beinhaltet wenigstens einen Abschnitt eines Blutgefäßes. Das Verfahren beinhaltet außerdem das Erzeugen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, eines dreidimensionalen Modells, das die anatomische Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten, und das Bestimmen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, von Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physiologischen Zustand des Patienten. Das Verfahren beinhaltet ferner das Identifizieren, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, einer Plaque im Blutgefäß.

**[0030]** Gemäß einer anderen Ausführungsform ist ein nichtflüchtiges computerlesbares Medium zur Verwendung auf einem Computersystem bereitgestellt, das computerausführbare Programmieranweisungen zum Ausführen eines Verfahrens zum Bestimmen kardiovaskulärer Informationen für einen Patienten bereitgestellt. Das Verfahren beinhaltet das Empfangen patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie und wenigstens einer Materialeigenschaft wenigstens eines Abschnitts einer anatomischen Struktur des Patienten. Die anatomische Struktur beinhaltet wenigstens einen Abschnitt eines Blutgefäßes. Das Verfahren beinhaltet außerdem das Erzeugen eines dreidimensionalen Modells, das die anatomische Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten, das Bestimmen von Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physiologischen Zustand des Patienten und das Identifizieren einer Position einer Plaque im Blutgefäß.

**[0031]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein System zum Bestimmen kardiovaskulärer Informationen für einen Patienten wenigstens ein Computersystem, das konfiguriert ist, um patientenspezifische Daten bezüglich einer Geometrie wenigstens eines Abschnitts einer anatomischen Struktur des Patienten zu empfangen. Die anatomische Struktur beinhaltet wenigstens einen Abschnitt einer Mehrzahl an Arterien und Gewebe, das mit wenigstens einem Abschnitt der Mehrzahl an Arterien verbunden ist. Das wenigstens eine Computersystem ist ferner konfiguriert, um basierend auf den patientenspezifischen Daten ein dreidimensionales Modell zu erzeugen, das die anatomische Struktur des Patienten repräsentiert, wenigstens einen Abschnitt des dreidimensionalen Modells, das das Gewebe repräsentiert,

in Segmente zu unterteilen, und basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physiologischen Zustand des Patienten Informationen bezüglich einer mit wenigstens einem der Segmente verknüpften Blutflusseigenschaft zu bestimmen.

**[0032]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein Verfahren zum Bestimmen kardiovaskulärer Informationen für einen Patienten unter Verwendung wenigstens eines Computersystems das Empfangen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, von patientenspezifischen Daten bezüglich einer Geometrie wenigstens eines Abschnitts einer anatomischen Struktur des Patienten. Die anatomische Struktur beinhaltet wenigstens einen Abschnitt einer Mehrzahl an Arterien und Gewebe, das mit wenigstens einem Abschnitt der Mehrzahl an Arterien verbunden ist. Das Verfahren beinhaltet außerdem das Erzeugen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, eines dreidimensionalen Modells, das die anatomische Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten, und das Erweitern, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, des dreidimensionalen Modells, um ein erweitertes Modell zu bilden. Das Verfahren beinhaltet ferner das Aufteilen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, wenigstens eines Abschnitts des erweiterten Modells, das das Gewebe repräsentiert, in Segmente und das Bestimmen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, von Informationen bezüglich einer mit wenigstens einem der Segmente verknüpften Blutflusseigenschaft basierend auf dem erweiterten Modell und einem physiologischen Zustand des Patienten.

**[0033]** Gemäß einer anderen Ausführungsform ist ein nichtflüchtiges computerlesbares Medium zur Verwendung auf einem Computersystem bereitgestellt, das computerausführbare Programmieranweisungen zum Ausführen eines Verfahrens zum Bestimmen kardiovaskulärer Informationen für einen Patienten enthält. Das Verfahren beinhaltet das Empfangen patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie wenigstens eines Abschnitts einer anatomischen Struktur des Patienten. Die anatomische Struktur beinhaltet wenigstens einen Abschnitt einer Mehrzahl an Arterien und Gewebe, das mit wenigstens einem Abschnitt der Mehrzahl an Arterien verbunden ist. Das Verfahren beinhaltet außerdem das Erzeugen eines dreidimensionalen Modells, das die anatomische Struktur des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten, das Unterteilen wenigstens eines Abschnitts des dreidimensionalen Modells, das das Gewebe repräsentiert, in Segmente und das Bestimmen von Informationen bezüglich einer mit wenigstens einem der Segmente verknüpften Blutflusseigenschaft basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physikbasier-

ten Modell, das sich auf die anatomische Struktur bezieht.

**[0034]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein System zum Bestimmen kardiovaskulärer Informationen für einen Patienten wenigstens ein Computersystem, das konfiguriert ist, um patientenspezifische Daten bezüglich einer Geometrie des Gehirns des Patienten zu empfangen. Das wenigstens eine Computersystem ist ferner konfiguriert, um basierend auf den patientenspezifischen Daten ein dreidimensionales Modell zu erzeugen, das wenigstens einen Abschnitt des Gehirns des Patienten repräsentiert, und basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physikbasierten Modell, das sich auf das Gehirn des Patienten bezieht, Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft im Gehirn des Patienten zu bestimmen.

**[0035]** Gemäß einer anderen Ausführungsform beinhaltet ein Verfahren zum Bestimmen patientenspezifischer kardiovaskulärer Informationen unter Verwendung wenigstens eines Computersystems das Eingeben von patientenspezifischen Daten bezüglich einer Geometrie wenigstens eines Abschnitts einer Mehrzahl an Hirnschlagadern des Patienten in das wenigstens eine Computersystem. Das Verfahren beinhaltet außerdem das Erzeugen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, eines dreidimensionalen Modells, das wenigstens den Abschnitt der Hirnschlagadern des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten, und das Bestimmen, unter Verwendung des wenigstens einen Computersystems, von Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft in den Hirnschlagadern des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physikbasierten Modell, das sich auf die Hirnschlagadern des Patienten bezieht.

**[0036]** Gemäß einer anderen Ausführungsform ist ein nichtflüchtiges computerlesbares Medium zur Verwendung auf wenigstens einem Computersystem bereitgestellt, das computerausführbare Programmieranweisungen zum Ausführen eines Verfahrens zum Bestimmen patientenspezifischer kardiovaskulärer Informationen enthält. Das Verfahren beinhaltet das Empfangen patientenspezifischer Daten bezüglich einer Geometrie des Gehirns des Patienten, das Erzeugen eines dreidimensionalen Modells, das wenigstens einen Abschnitt des Gehirns des Patienten repräsentiert, basierend auf den patientenspezifischen Daten, und das Bestimmen von Informationen bezüglich einer Blutflusseigenschaft im Gehirn des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physikbasierten Modell, das sich auf das Gehirn des Patienten bezieht.

**[0037]** Zusätzliche Ausführungsformen und Vorteile werden teilweise in der nachfolgenden Beschreibung

ausgeführt und sind teilweise aus der Beschreibung offensichtlich oder können durch die Umsetzung der Offenbarung erlernt werden. Die Ausführungsformen und Vorteile werden anhand der unten spezifisch genannten Elemente und Kombinationen realisiert und erzielt.

#### KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

**[0038]** Die beiliegenden Zeichnungen, die in diese Beschreibung eingeschlossen sind und einen Teil von ihr bilden, zeigen verschiedene Ausführungsformen und dienen zusammen mit dieser Beschreibung dazu, die Grundlagen der Offenbarung zu erläutern.

**[0039]** Fig. 1 ist ein schematisches Diagramm eines Systems zum Bereitstellen verschiedener Informationen bezüglich des Koronarblutflusses in einem spezifischen Patienten gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0040]** Fig. 2 ist ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zum Bereitstellen verschiedener Informationen bezüglich eines Blutflusses in einem spezifischen Patienten gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0041]** Fig. 3 ist ein Ablaufdiagramm, das die Unterschritte des Verfahrens aus Fig. 2 zeigt;

**[0042]** Fig. 4 zeigt Bildgebungsdaten, die nichtinvasiv von einem Patienten erfasst wurden, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0043]** Fig. 5 zeigt ein beispielhaftes dreidimensionales Modell, das unter Verwendung der Bildgebungsdaten aus Fig. 4 erzeugt wurde;

**[0044]** Fig. 6 zeigt einen Abschnitt einer Scheibe der Bildgebungsdaten aus Fig. 4 einschließlich Seeds zum Bilden eines ersten Ausgangsmodells;

**[0045]** Fig. 7 zeigt einen Abschnitt des ersten Ausgangsmodells, gebildet durch Erweitern der Seeds aus Fig. 6;

**[0046]** Fig. 8 zeigt ein getrimmtes Volumenmodell gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0047]** Fig. 9 zeigt ein beispielhaftes berechnetes FFR (cFFR) Modell, wenn sich der Patient in einem Ruhezustand befindet;

**[0048]** Fig. 10 zeigt ein beispielhaftes cFFR-Modell, wenn sich der Patient in einem Zustand maximaler Hyperämie befindet;

**[0049]** Fig. 11 zeigt ein beispielhaftes cFFR-Modell, wenn sich der Patient maximal körperlich betätigt;



**[0050]** Fig. 12 zeigt einen Abschnitt eines getrimmten Volumenmodells, der bereitgestellt ist, um ein Lumped-Parameter-Modell zu bilden, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0051]** Fig. 13 zeigt einen Abschnitt der Mittellinien für das getrimmte Volumenmodell aus Fig. 12, der bereitgestellt ist, um ein Lumped-Parameter-Modell zu bilden;

**[0052]** Fig. 14 zeigt basierend auf dem getrimmten Volumenmodell aus Fig. 12 gebildete Segmente, die bereitgestellt sind, um ein Lumped-Parameter-Modell zu bilden;

**[0053]** Fig. 15 zeigt die Segmente aus Fig. 14 ersetzt durch Widerstände, die bereitgestellt sind, um ein Lumped-Parameter-Modell zu bilden;

**[0054]** Fig. 16 zeigt beispielhafte Lumped-Parameter-Modelle, die die Strukturen stromaufwärts und stromabwärts an den Einfluss- und Ausflussgrenzen eines Volumenmodells repräsentieren, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0055]** Fig. 17 zeigt ein dreidimensionales Netz, das basierend auf dem Volumenmodell aus Fig. 8 hergestellt wurde;

**[0056]** Fig. 18 und Fig. 19 zeigen Abschnitte des dreidimensionalen Netzes aus Fig. 17;

**[0057]** Fig. 20 zeigt ein Modell der Anatomie des Patienten einschließlich Blutflussinformationen mit bestimmten Punkten auf dem Modell, die durch individuelle Referenzkennzeichnungen identifiziert sind;

**[0058]** Fig. 21 ist ein Graph simulierten Blutdrucks im Laufe der Zeit in der Aorta und an einigen der in Fig. 20 identifizierten Punkten;

**[0059]** Fig. 22 ist ein Graph des simulierten Blutflusses im Laufe der Zeit an jedem der in Fig. 20 identifizierten Punkte;

**[0060]** Fig. 23 ist ein vollendeter Bericht gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0061]** Fig. 24 ist ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zum Bereitstellen verschiedener Informationen, die sich auf den Koronarblutfluss in einem spezifischen Patienten beziehen, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0062]** Fig. 25 zeigt ein modifiziertes cFFR-Modell, das basierend auf einem Volumenmodell bestimmt ist, das durch Erweitern eines Abschnitts der linken vorderen absteigenden (LAD) Arterie und eines Abschnitts der LCX-Arterie erzeugt wurde, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0063]** Fig. 26 zeigt ein Beispiel eines modifizierten simulierten Blutflussmodells nach dem Erweitern eines Abschnitts der LAD-Arterie und eines Abschnitts der linken Zirkumflex-(LCX)-Arterie gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0064]** Fig. 27 ist ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zum Simulieren verschiedener Behandlungsoptionen unter Verwendung eines ordnungsreduzierten Modells gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0065]** Fig. 28 ist ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zum Simulieren verschiedener Behandlungsoptionen unter Verwendung eines ordnungsreduzierten Modells gemäß einer anderen beispielhaften Ausführungsform;

**[0066]** Fig. 29 ist ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zum Bereitstellen verschiedener Informationen, die sich auf die Myokardperfusion in einem spezifischen Patienten beziehen, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0067]** Fig. 30 ist ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zum Bereitstellen verschiedener Informationen, die sich auf die Myokardperfusion in einem spezifischen Patienten beziehen, gemäß einer anderen beispielhaften Ausführungsform;

**[0068]** Fig. 31 zeigt ein patientenspezifisches Modell, das verschiedene Informationen bereitstellt, die sich auf die Myokardperfusion beziehen, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0069]** Fig. 32 ist ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zum Bereitstellen verschiedener Informationen, die sich auf die Myokardperfusion in einem spezifischen Patienten beziehen, gemäß einer weiteren beispielhaften Ausführungsform;

**[0070]** Fig. 33 ist eine Querschnittsansicht einer Plaqueablagerung entlang einer Blutgefäßwand;

**[0071]** Fig. 34 zeigt ein patientenspezifisches Modell, das verschiedene Informationen bereitstellt, die sich auf die Plaquevulnerabilität beziehen, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0072]** Fig. 35 ist ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zum Bereitstellen verschiedener Informationen, die sich auf das Bewerten von Plaquevulnerabilität, Myokardvolumenrisiko und Myokardperfusionsrisiko in einem spezifischen Patienten beziehen, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0073]** Fig. 36 ist ein schematisches Diagramm, das vom Verfahren aus Fig. 35 erfasste Informationen darstellt, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0074]** Fig. 37 ist ein Diagramm der Hirnschlagadern;

**[0075]** Fig. 38 ist ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zum Bereitstellen verschiedener Informationen, die sich auf intrakraniellen und extrakraniellen Blutfluss in einem spezifischen Patienten beziehen, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0076]** Fig. 39 ist ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zum Bereitstellen verschiedener Informationen, die sich auf zerebrale Perfusion in einem spezifischen Patienten beziehen, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform;

**[0077]** Fig. 40 ist ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zum Bereitstellen verschiedener Informationen, die sich auf zerebrale Perfusion in einem spezifischen Patienten beziehen, gemäß einer anderen beispielhaften Ausführungsform;

**[0078]** Fig. 41 ist ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zum Bereitstellen verschiedener Informationen, die sich auf zerebrale Perfusion in einem spezifischen Patienten beziehen, gemäß einer weiteren beispielhaften Ausführungsform; und

**[0079]** Fig. 42 ist ein Ablaufdiagramm eines Verfahrens zum Bereitstellen verschiedener Informationen, die sich auf die Bewertung von Plaquevulnerabilität, Zerebralvolumenrisiko und Zerebralperusionsrisiko in einem spezifischen Patienten beziehen, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform.

## BESCHREIBUNG DER AUSFÜHRUNGSFORMEN

**[0080]** An dieser Stelle wird ausführlich auf beispielhafte Ausführungsformen Bezug genommen, deren Beispiele in den beigefügten Zeichnungen dargestellt sind. Wo immer möglich, werden die gleichen Referenzziffern durch die Zeichnungen hindurch verwendet, um auf dieselben oder gleiche Bauteile hinzuweisen. Diese Beschreibung ist gemäß der folgenden Gliederung unterteilt:

- I. Übersicht
- II. Erfassen und Vorverarbeiten von patientenspezifischen anatomischen Daten
- III. Erzeugen des dreidimensionalen Modells basierend auf erfassten anatomischen Daten
- IV. Vorbereiten des Modells für die Analyse und Bestimmen von Grenzbedingungen
  - A. Vorbereiten des Modells für die Analyse
  - B. Bestimmen von Begrenzungsbedingungen
    - i. Bestimmen ordnungsreduzierter Modelle
    - ii. Beispielhafte Lumped-Parameter-Modelle
  - C. Erzeugen des dreidimensionalen Netzes
- V. Ausführen der rechnerischen Analyse und Ausgeben der Ergebnisse
  - A. Ausführen der rechnerischen Analyse

B. Anzeigen der Ergebnisse für Blutdruck, Fluss und cFFR

C. Verifizieren der Ergebnisse

D. Andere Ausführungsform eines Systems und Verfahrens zum Bereitstellen von Koronarblutflussinformationen

VI. Bereitstellen patientenspezifischer Behandlungsplanung

A. Verwenden ordnungsreduzierter Modelle zum Vergleichen verschiedener Behandlungsoptionen

VII. Andere Ergebnisse

A. Bewerten der Myokardperfusion

B. Bewerten der Plaquevulnerabilität

VIII. Andere Anwendungen

A. Modellieren des intrakraniellen und extrakraniellen Blutflusses

i. Bewerten der Zerebralperfusion

ii. Bewerten der Plaquevulnerabilität

### I. Übersicht

**[0081]** In einer beispielhaften Ausführungsform bestimmt ein Verfahren und System verschiedene Informationen bezüglich des Blutflusses in einem spezifischen Patienten unter Verwendung von Informationen, die nichtinvasiv vom Patienten erfasst wurden. Die bestimmten Informationen können sich auf den Blutfluss im koronaren Gefäßsystem des Patienten beziehen. Alternativ, wie nachstehend ausführlicher beschrieben, können sich die bestimmten Informationen auf Blutfluss in anderen Bereichen des Gefäßsystems des Patienten beziehen, wie das Karotis-, Becken-Bein-, Bauch-, Nieren- und Hirngefäßsystem. Das Koronargefäßsystem beinhaltet ein komplexes Netzwerk an Gefäßen, die von großen Arterien bis hin zu Arteriolen, Kapillaren, Venolen, Venen usw. reichen. Das Koronargefäßsystem zirkuliert Blut zum und im Herzen und beinhaltet eine Aorta **2** (Fig. 5), die Blut zu einer Mehrzahl an Hauptkoronararterien **4** (Fig. 5) leitet (z. B. die linke vordere absteigende(LAD)-Arterie, die linke Zirkumflex-(LCX)-Arterie, die rechte Koronararterie (RCA) usw.), die sich stromabwärts von der Aorta **2** und den Hauptkoronararterien **4** weiter in Äste von Arterien oder andere Gefäßarten aufteilen können. Demnach können das beispielhafte Verfahren und System verschiedene Informationen bestimmen, die sich auf Blutfluss in der Aorta, den Hauptkoronararterien und/oder anderen Koronararterien oder Gefäßen stromabwärts von den Hauptkoronararterien beziehen. Wenngleich nachfolgend die Aorten- und Koronararterien (und die davon ausgehenden Äste) beschrieben sind, können sich das offenbarte Verfahren und System auch auf andere Arten von Gefäßen beziehen.

**[0082]** In einer beispielhaften Ausführungsform können die durch die offenbarten Verfahren und Systeme bestimmten Informationen verschiedene Blutflusseigenschaften oder -parameter, wie Blutflussgeschwindigkeit, Druck (oder ein Verhältnis davon), Flussra-

te und FFR an verschiedenen Positionen in der Aorta, den Hauptkoronararterien und/oder anderen Koronararterien oder Gefäßen stromabwärts von den Hauptkoronararterien beinhalten, wobei diese Auflistung nicht abschließend ist. Diese Informationen können verwendet werden, um zu bestimmen, ob eine Läsion funktionell signifikant ist und/oder ob die Läsion behandelt werden soll. Diese Informationen können unter Verwendung von nichtinvasiv vom Patienten erfassten Informationen bestimmt werden. Dadurch kann die Entscheidung, ob eine Läsion behandelt werden soll oder nicht, ohne die mit invasiven Eingriffen verknüpften Kosten und Risiken getroffen werden.

**[0083]** Fig. 1 zeigt Aspekte eines Systems zum Bereitstellen verschiedener Informationen bezüglich des Koronarblutflusses in einem spezifischen Patienten gemäß einer beispielhaften Ausführungsform. Ein dreidimensionales Modell **10** der Anatomie des Patienten kann unter Verwendung von nichtinvasiv vom Patienten erfassten Daten erzeugt werden, wie nachstehend ausführlicher beschrieben wird. Andere patientenspezifische Informationen können ebenfalls nichtinvasiv erfasst werden. In einer beispielhaften Ausführungsform kann der Abschnitt der Anatomie des Patienten, der durch das dreidimensionale Modell **10** repräsentiert wird, wenigstens einen Abschnitt der Aorta und einen proximalen Abschnitt der Hauptkoronararterien (und der davon ausgehenden Äste), die mit der Aorta verbunden sind, beinhalten.

**[0084]** Verschiedene physiologische Gesetze oder Verhältnisse **20** bezüglich des Koronarblutflusses können abgeleitet werden, z. B. aus experimentellen Daten, wie nachstehend ausführlicher beschrieben wird. Unter Verwendung des dreidimensionalen anatomischen Modells **10** und der abgeleiteten physiologischen Gesetze **20** kann eine Mehrzahl an Gleichungen **30**, die sich auf den Koronarblutfluss beziehen, bestimmt werden, wie nachstehend ausführlicher beschrieben wird. Zum Beispiel können die Gleichungen **30** bestimmt und unter Verwendung eines beliebigen numerischen Verfahrens gelöst werden, z. B. Finite-Differenz-, Finite-Volumen-, Spektral-, Lattice-Boltzmann, teilchenbasierten, Level-Set, Finite-Element-Verfahren usw. Die Gleichungen **30** können auflösbar sein, um Informationen (z. B. Druck, Geschwindigkeit, FFR usw.) über den Koronarblutfluss in der Anatomie des Patienten an verschiedenen Punkten in der durch das Modell **10** repräsentierten Anatomie des Patienten zu bestimmen.

**[0085]** Die Gleichungen **30** können unter Verwendung eines Computers **40** gelöst werden. Basierend auf den gelösten Gleichungen kann der Computer **40** ein oder mehrere Bilder oder Simulationen ausgeben, die Informationen bezüglich des Blutflusses in der durch das Modell **10** repräsentierten Anatomie des Patienten anzeigen. Zum Beispiel kann/kön-

nen das/die Bild(er) ein simuliertes Blutdruckmodell **50**, ein simuliertes Blutfluss- oder Geschwindigkeitsmodell **52**, ein berechnetes FFR-(cFFR)-Modell **54** usw. beinhalten, wie nachstehend ausführlicher beschrieben wird. Das simulierte Blutdruckmodell **50**, das simulierte Blutflussmodell **52** und das cFFR-Modell **54** stellen Informationen bezüglich des/der jeweiligen Drucks, Geschwindigkeit und cFFRs an verschiedenen Positionen entlang drei Dimensionen in der durch das Modell **10** repräsentierten Anatomie des Patienten bereit. Die cFFR kann als das Verhältnis des Blutdrucks an einer bestimmten Position im Modell **10** geteilt durch den Blutdruck in der Aorta berechnet werden, z. B. an der Einflussgrenze des Modells **10**, unter Bedingungen eines erhöhten Koronarblutflusses, z. B. herkömmlicherweise verursacht durch die intravenöse Verabreichung von Adenosin.

**[0086]** In einer beispielhaften Ausführungsform kann der Computer **40** ein oder mehrere nichtflüchtige (s) computerlesbare(s) Speichergerät(e) beinhalten, das/die Anweisungen speichert/speichern, die, wenn sie von einem Prozessor, Computersystem usw. ausgeführt werden, jede beliebige der hierin beschriebenen Aktionen zum Bereitstellen verschiedener Informationen bezüglich des Blutflusses im Patienten ausführen können. Der Computer **40** kann einen Desktop oder tragbaren Computer, eine Arbeitsstation, einen Server, einen persönlichen digitalen Assistenten oder jedes beliebige andere Computersystem beinhalten. Der Computer **40** kann einen Prozessor, einen Festwertspeicher (ROM), einen Arbeitsspeicher (RAM), einen Eingabe-/Ausgabe-(I/O)-Adapter zum Verbinden von Peripheriegeräten (z. B. einem Eingabegerät, Ausgabegerät, Speichergerät usw.), einen Benutzerschnittstellenadapter zum Verbinden von Eingabegeräten, wie einer Tastatur, einer Maus, einem Touchscreen, einer Toneingabe und/oder anderen Geräten, einen Kommunikationsadapter zum Verbinden des Computers **40** mit einem Netzwerk, einen Anzeigeadapter zum Verbinden des Computers **40** mit einer Anzeige usw. beinhalten. Zum Beispiel kann die Anzeige verwendet werden, um das dreidimensionale Modell **10** und/oder beliebige durch das Lösen der Gleichungen **30** erzeugte Bilder anzuzeigen, wie das simulierte Blutdruckmodell **50**, das simulierte Blutflussmodell **52** und/oder das cFFR-Modell **54**.

**[0087]** Fig. 2 zeigt Aspekte eines Verfahrens zum Bereitstellen verschiedener Informationen bezüglich des Blutflusses in einem spezifischen Patienten gemäß einer anderen beispielhaften Ausführungsform. Das Verfahren kann das Erfassen von patientenspezifischen anatomischen Daten, wie Informationen bezüglich der Anatomie des Patienten (z. B. wenigstens eines Abschnitts der Aorta und eines proximalen Abschnitts der Hauptkoronararterien (und der davon ausgehenden Äste), die mit der Aorta verbunden sind) und das Vorverarbeiten der Daten (Schritt **100**) beinhalten. Die patientenspezifischen anatomischen

Daten können nichtinvasiv erfasst werden, z. B. durch CCTA, wie nachstehend beschrieben wird.

**[0088]** Ein dreidimensionales Modell der Anatomie des Patienten kann basierend auf den erfassten anatomischen Daten erzeugt werden (Schritt **200**). Zum Beispiel kann das dreidimensionale Modell das oben in Verbindung mit **Fig. 1** beschriebene dreidimensionale Modell **10** der Anatomie des Patienten sein.

**[0089]** Das dreidimensionale Modell kann für die Analyse vorbereitet werden und Grenzbedingungen können bestimmt werden (Schritt **300**). Zum Beispiel kann das oben in Verbindung mit **Fig. 1** beschriebene dreidimensionale Modell **10** der Anatomie des Patienten getrimmt und in ein volumetrisches Netz diskretisiert werden, z. B. ein Finite-Element- oder Finite-Volumen-Netz. Das volumetrische Netz kann verwendet werden, um die oben in Verbindung mit **Fig. 1** beschriebenen Gleichungen **30** zu erzeugen.

**[0090]** Grenzbedingungen können ebenfalls zugewiesen und in die oben in Verbindung mit **Fig. 1** beschriebenen Gleichungen **30** integriert werden. Die Grenzbedingungen stellen Informationen über das dreidimensionale Modell **10** an dessen Grenzen bereit, z. B. den Einflussgrenzen **322** (**Fig. 8**), den Ausflussgrenzen **324** (**Fig. 8**), den Gefäßwandgrenzen **326** (**Fig. 8**) usw. Die Einflussgrenzen **322** können die Grenzen beinhalten, durch die der Fluss in die Anatomie des dreidimensionalen Modells geleitet wird, wie am Ende der Aorta in der Nähe der Aortenwurzel (z. B. Ende A aus **Fig. 16**). Jeder Einflussgrenze **322** kann durch Koppeln eines Herzmodells und/oder eines Lumped-Parameter-Modells mit der Grenze usw. z. B. ein vorbestimmter Wert oder ein Feld für Geschwindigkeit, Flussrate, Druck oder andere Eigenschaft zugeordnet sein. Die Ausflussgrenzen **324** können die Grenzen beinhalten, durch die der Fluss von der Anatomie des dreidimensionalen Modells nach außen gerichtet wird, wie an einem Ende der Aorta in der Nähe des Aortenbogens (z. B. Ende B aus **Fig. 16**), und an den stromabwärts gelegenen Enden der Hauptkoronararterien und den davon ausgehenden Ästen (z. B. Enden a–m aus **Fig. 16**). Jede Ausflussgrenze kann zugeordnet sein, z. B. durch Koppeln eines Lumped-Parameter- oder verteilten (z. B. eindimensionales Wellenausbreitungs-)Modells, wie nachstehend ausführlich beschrieben wird. Die vorgegebenen Werte der Einfluss- und/oder Ausflussgrenzbedingungen können durch nichtinvasives Messen physiologischer Eigenschaften des Patienten bestimmt werden, wie Herzleistung (das Volumen des Blutflusses vom Herzen), Blutdruck, Myokardmasse usw., wobei diese Auflistung nicht abschließend ist. Die Gefäßwandgrenzen können die physischen Grenzen der Aorta, der Hauptkoronararterien und/oder anderer Koronararterien oder Gefäße des dreidimensionalen Modells **10** beinhalten.

**[0091]** Die rechnerische Analyse kann unter Verwendung des vorbereiteten dreidimensionalen Modells und der bestimmten Grenzbedingungen (Schritt **400**) ausgeführt werden, um Blutflussinformationen für den Patienten zu bestimmen. Zum Beispiel kann die rechnerische Analyse mit den Gleichungen **30** und unter Verwendung des oben in Verbindung mit **Fig. 1** beschriebenen Computers **40** ausgeführt werden, um die oben in Verbindung mit **Fig. 1** beschriebenen Bilder zu erzeugen, wie das simulierte Blutdruckmodell **50**, das simulierte Blutflussmodell **52** und/oder das cFFR-Modell **54**.

**[0092]** Das Verfahren kann außerdem das Bereitstellen patientenspezifischer Behandlungsoptionen unter Verwendung der Ergebnisse (Schritt **500**) beinhalten. Zum Beispiel kann/können das in Schritt **200** erzeugte dreidimensionale Modell **10** und/oder die in Schritt **300** zugewiesenen Grenzbedingungen angepasst werden, um eine oder mehrere Behandlungen zu modellieren, z. B. das Einsetzen eines koronaren Stents in eine in dem dreidimensionalen Modell **10** repräsentierten Koronararterien oder andere Behandlungsoptionen. Dann kann die rechnerische Analyse wie oben in Schritt **400** beschrieben ausgeführt werden, um neue Bilder zu erzeugen, wie aktualisierte Versionen des Blutdruckmodells **50**, des Blutflussmodells **52** und/oder des cFFR-Modells **54**. Diese neuen Bilder können verwendet werden, um eine Veränderung in der Blutflussgeschwindigkeit und dem Druck zu bestimmen, wenn die Behandlungsoption (en) übernommen wird/werden.

**[0093]** Die hierin offenbarten Systeme und Verfahren können in ein Software-Tool integriert werden, auf das Ärzte zugreifen, um ein nichtinvasives Mittel zur Quantifizierung des Blutflusses in den Koronararterien bereitzustellen und die funktionelle Signifikanz einer Erkrankung der Koronararterien zu bewerten. Zusätzlich können Ärzte das Software-Tool verwenden, um die Auswirkung medizinischer, intervenierender und/oder chirurgischer Behandlungen auf den Koronararterienblutfluss vorherzusagen. Das Software-Tool kann die Erkrankung in anderen Abschnitten des kardiovaskulären Systems, einschließlich Halsarterien (z. B. Halsschlagadern), Arterien im Kopf (z. B. Hirnschlagadern), Arterien im Brustkorb, Arterien im Abdomen (z. B. die Bauchaorta und ihre Äste), Arterien in den Armen oder Arterien in den Beinen (z. B. die femoralen und poplitealen Arterien) verhindern, diagnostizieren, lindern und/oder behandeln. Das Software-Tool kann interaktiv sein, um es Ärzten zu ermöglichen, optimal personalisierte Therapien für Patienten zu entwickeln.

**[0094]** Zum Beispiel kann das Software-Tool wenigstens teilweise in ein Computersystem integriert sein, zum Beispiel den in **Fig. 1** dargestellten Computer **40**, der von einem Arzt oder einem anderen Benutzer verwendet wird. Das Computersystem kann

Daten empfangen, die nichtinvasiv vom Patienten erfasst wurden (z. B. Daten, die verwendet werden, um das dreidimensionale Modell **10** zu erstellen, Daten, die verwendet werden, um Grenzbedingungen anzuwenden oder die rechnerische Analyse durchzuführen usw.). Zum Beispiel können die Daten vom Arzt eingegeben werden oder von einer anderen Quelle empfangen werden, die auf derartige Daten zugreifen oder sie bereitstellen kann, wie ein Radiologie- oder anderes medizinisches Labor. Die Daten können über ein Netzwerk oder anderes System zum Kommunizieren der Daten oder direkt auf das Computersystem übertragen werden. Das Software-Tool kann die Daten verwenden, um das dreidimensionale Modell **10** oder andere Modelle/Netze und/oder beliebige Simulationen oder andere Ergebnisse zu erzeugen und anzuzeigen, die durch Lösen der oben in Verbindung mit **Fig. 1** beschriebenen Gleichungen **30** bestimmt werden, wie das simulierte Blutdruckmodell **50**, das simulierte Blutflussmodell **52** und/oder das cFFR-Modell **54**. Demnach kann das Software-Tool die Schritte **100–500** ausführen. In Schritt **500** kann der Arzt weitere Eingaben an das Computersystem bereitstellen, um mögliche Behandlungsoptionen auszuwählen, und das Computersystem kann dem Arzt basierend auf den ausgewählten möglichen Behandlungsoptionen neue Simulationen anzeigen. Ferner kann jeder der in **Fig. 2** dargestellten Schritte **100–500** unter Verwendung separater Software-Pakete oder -Module ausgeführt werden.

**[0095]** Alternativ kann das Software-Tool als Teil eines webbasierten Dienstes oder eines anderen Dienstes, z. B. eines Dienstes, der von einer vom Arzt separaten Instanz bereitgestellt wird, bereitgestellt werden. Der Dienstanbieter kann zum Beispiel den webbasierten Dienst betreiben und ein Webportal oder eine andere webbasierte Anwendung bereitstellen (z. B. auf einem Server oder einem anderen durch den Dienstanbieter betriebenen Computersystem ausgeführt), auf das/die Ärzte oder andere Benutzer über ein Netzwerk oder andere Verfahren zum Kommunizieren von Daten zwischen Computersystemen zugreifen können. Zum Beispiel können die nichtinvasiv vom Patienten erfassten Daten an den Dienstanbieter bereitgestellt werden und der Dienstanbieter kann die Daten verwenden, um das dreidimensionale Modell **10** oder andere Modelle/Netze und/oder beliebige Simulationen oder andere durch das Lösen der oben in Verbindung mit **Fig. 1** beschriebenen Gleichungen **30** bestimmte Ergebnisse zu erzeugen, wie das simulierte Blutdruckmodell **50**, das simulierte Blutflussmodell **52** und/oder das cFFR-Modell **54**. Dann kann der webbasierte Dienst Informationen bezüglich des dreidimensionalen Modells **10** oder anderer Modelle/Netze und/oder Simulationen übertragen, sodass das dreidimensionale Modell **10** und/oder die Simulationen dem Arzt auf dem Computersystem des Arztes angezeigt werden können. Demnach kann der webbasierte Dienst die Schritte

**100–500** und beliebige andere unten beschriebene Schritte zum Bereitstellen patientenspezifischer Informationen ausführen. In Schritt **500** kann der Arzt weitere Eingaben bereitstellen, z. B. um mögliche Behandlungsoptionen auszuwählen oder die rechnerische Analyse anzupassen, und die Eingaben können an das vom Dienstanbieter betriebene Computersystem übertragen werden (z. B. über das Webportal). Der webbasierte Dienst kann basierend auf den ausgewählten möglichen Behandlungsoptionen neue Simulationen oder andere Ergebnisse erzeugen und kann Informationen bezüglich der neuen Simulationen zurück an den Arzt kommunizieren, sodass die neuen Simulationen dem Arzt angezeigt werden können.

**[0096]** Es versteht sich, dass einer oder mehrere der hierin beschriebenen Schritte durch einen oder mehrere menschliche(n) Bediener (z. B. einen Kardiologen oder anderen Arzt, den Patienten, einen Mitarbeiter des Dienstansbieters, der den webbasierten Dienst oder einen anderen durch Dritte bereitgestellten Dienst bereitstellt, einen anderen Benutzer usw.) oder ein oder mehrere Computersystem(e), das/die durch (einen) derartige(n) menschliche(n) Bediener verwendet werden kann/können, wie einen Desktop oder tragbaren Computer, eine Arbeitsstation, einen Server, einen persönlichen digitalen Assistenten usw. ausgeführt werden können. Das/die Computersystem(e) kann/können über ein Netzwerk oder ein anderes Verfahren zum Kommunizieren von Daten verbunden sein.

**[0097]** **Fig. 3** zeigt weitere Aspekte des beispielhaften Verfahrens zum Bereitstellen verschiedener Informationen bezüglich des Blutflusses in einem spezifischen Patienten. Die in **Fig. 3** dargestellten Aspekte können in das Software-Tool integriert sein, das wenigstens teilweise in ein Computersystem und/oder als Teil eines webbasierten Dienstes integriert sein kann.

## II. Erfassen und Vorverarbeiten von patientenspezifischen anatomischen Daten

**[0098]** Wie oben in Verbindung mit dem in **Fig. 2** dargestellten Schritt **100** beschrieben, kann das beispielhafte Verfahren das Erfassen von patientenspezifischen anatomischen Daten, wie Informationen bezüglich des Herzens des Patienten, und das Vorverarbeiten der Daten beinhalten. In einer beispielhaften Ausführungsform kann Schritt **100** die folgenden Schritte beinhalten: Zunächst kann ein Patient ausgewählt werden. Zum Beispiel kann der Patient durch den Arzt ausgewählt werden, wenn der Arzt bestimmt, dass Informationen über den koronaren Blutfluss erwünscht sind, z. B. wenn der Patient mit Erkrankungen der Koronararterien verknüpfte Symptome aufweist, wie Brustschmerzen, Herzinfarkt usw.

**[0099]** Patientenspezifische anatomische Daten können erfasst werden, wie Daten bezüglich der Geometrie des Herzens des Patienten, z. B. wenigstens ein Abschnitt der Aorta des Patienten, ein proximaler Abschnitt der Hauptkoronararterien (und davon ausgehende Äste), die mit der Aorta verbunden sind, und das Myokard. Die patientenspezifischen anatomischen Daten können nichtinvasiv erfasst werden, z. B. unter Verwendung eines nichtinvasiven Bildgebungsverfahrens. CCTA ist zum Beispiel ein Bildgebungsverfahren, bei dem ein Benutzer einen Computertomographie-(CT)-Scanner bedienen kann, um Bilder von Strukturen, z. B. dem Myokard, der Aorta, der Hauptkoronararterien und anderen damit verbundenen Blutgefäßen, anzusehen und zu erzeugen. Die CCTA-Daten können zeitvariable sein, z. B. um Veränderungen in der Gefäßform über einen Herzzyklus darzustellen. CCTA kann verwendet werden, um ein Bild des Herzens des Patienten zu erzeugen. Zum Beispiel können 64-Scheiben-CCTA-Daten erfasst werden, z. B. Daten, die sich auf 64 Scheiben des Herzens des Patienten beziehen, und zu einem dreidimensionalen Bild zusammengesetzt werden. **Fig. 4** zeigt ein Beispiel eines dreidimensionalen Bilds **120**, das durch die 64-Scheiben-CCTA-Daten erzeugt wird.

**[0100]** Alternativ können andere nichtinvasive Bildgebungsverfahren, wie Magnetresonanz-Bildgebung (MRT) oder Ultraschall (US) oder invasive Bildgebungsverfahren, wie eine digitalen Subtraktions-Angiographie (DSA), verwendet werden, um Bilder von den Strukturen der Anatomie des Patienten zu erzeugen. Die Bildgebungsverfahren können das intravenöse Injizieren des Patienten mit einem Kontrastmittel umfassen, um das Identifizieren der Strukturen der Anatomie zu ermöglichen. Die entstehenden Bildgebungsdaten (z. B. bereitgestellt durch CCTA, MRT usw.) können von einem Drittanbieter, zum Beispiel einem Radiologielabor oder einem Kardiologen, dem Arzt des Patienten usw. bereitgestellt werden.

**[0101]** Andere patientenspezifische anatomische Daten können ebenfalls nichtinvasiv vom Patienten bestimmt werden. Zum Beispiel können physiologische Daten, wie Blutdruck, Basis Herzfrequenz, Größe, Gewicht, Hämatokrit, Schlagvolumen usw. des Patienten, gemessen werden. Der Blutdruck kann der Blutdruck in der Brachialarterie des Patienten sein (z. B. unter Verwendung einer Druckmanschette gemessen), wie der maximale (systolische) und minimale (diastolische) Druck.

**[0102]** Die wie oben beschrieben erfassten patientenspezifischen anatomischen Daten können über eine sichere Kommunikationsleitung (z. B. über ein Netzwerk) übertragen werden. Zum Beispiel können die Daten an einen Server oder ein anderes Computersystem übertragen werden, um die rechnerische Analyse auszuführen, z. B. die oben in Schritt **400** be-

schriebene rechnerische Analyse. In einer beispielhaften Ausführungsform können die Daten an einen Server oder ein anderes Computersystem übertragen werden, der/das von einem Dienstleister betrieben wird, der einen webbasierten Dienst bereitstellt. Alternativ können die Daten an ein Computersystem übertragen werden, das vom Arzt des Patienten oder einem anderen Benutzer bedient wird.

**[0103]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 3** können die übertragenen Daten überprüft werden, um zu bestimmen, ob die Daten akzeptabel sind (Schritt **102**). Das Bestimmen kann vom Benutzer und/oder vom Computersystem ausgeführt werden. Zum Beispiel können die übertragenen Daten (z. B. die CCTA-Daten und andere Daten) durch einen Benutzer und/oder durch das Computersystem verifiziert werden, z. B. um zu bestimmen, ob die CCTA-Daten vollständig sind (z. B. ausreichende Abschnitte der Aorta und der Hauptkoronararterien beinhalten) und dem richtigen Patienten entsprechen.

**[0104]** Die übertragenen Daten (z. B. die CCTA-Daten und andere Daten) können ebenfalls vorverarbeitet und bewertet werden. Das Vorverarbeiten und/oder Bewerten kann von einem Benutzer und/oder vom Computersystem ausgeführt werden und kann z. B. das Überprüfen auf Deckungsfehler, Inkonsistenzen oder Verschwommenheit der CCTA-Daten, Suchen nach in den CCTA-Daten abgebildeten Stents, Suchen nach anderen Artefakten, die die Sichtbarkeit von Lumen der Blutgefäße beeinträchtigen können, Überprüfen auf unzureichenden Kontrast zwischen den Strukturen (z. B. der Aorta, den Hauptkoronararterien und anderen Blutgefäßen) und den anderen Abschnitten des Patienten usw., beinhalten.

**[0105]** Die übertragenen Daten können bewertet werden, um basierend auf der oben beschriebenen Verifizierung, Vorverarbeitung und/oder Bewertung zu bestimmen, ob die Daten akzeptabel sind. Während der oben beschriebenen Verifizierung, Vorverarbeitung und/oder Bewertung kann/können der Benutzer und/oder das Computersystem bestimmte Fehler oder Probleme mit den Daten unter Umständen korrigieren. Wenn jedoch zu viele Fehler oder Probleme vorliegen, kann bestimmt werden, dass die Daten inakzeptabel sind und der Benutzer und/oder das Computersystem kann/können einen Ablehnungsbericht erzeugen, der die Fehler oder Probleme erläutert, die ein Ablehnen der übertragenen Daten erforderlich machen. Optional kann ein neuer CCTA-Scan ausgeführt werden und/oder die oben beschriebenen physiologischen Daten können erneut vom Patienten gemessen werden. Wenn bestimmt wird, dass die übertragenen Daten akzeptabel sind, kann das Verfahren mit dem unten beschriebenen Schritt **202** fortfahren.

**[0106]** Dementsprechend kann der in **Fig. 3** dargestellte und oben beschriebene Schritt **102** als ein Unterschritt von Schritt **100** aus **Fig. 2** angesehen werden.

### III. Erzeugen des dreidimensionalen Modells basierend auf erfassten anatomischen Daten

**[0107]** Wie oben in Verbindung mit dem in **Fig. 2** dargestellten Schritt **200** beschrieben, kann das beispielhafte Verfahren das Erzeugen des dreidimensionalen Modells basierend auf den erfassten anatomischen Daten beinhalten. In einer beispielhaften Ausführungsform kann Schritt **200** die folgenden Schritte beinhalten:

Unter Verwendung der CCTA-Daten kann ein dreidimensionales Modell der Koronargefäße erzeugt werden. **Fig. 5** zeigt ein Beispiel einer Oberfläche eines unter Verwendung der CCTA-Daten erzeugten dreidimensionalen Modells **220**. Zum Beispiel kann das Modell **220** z. B. wenigstens einen Abschnitt der Aorta, wenigstens einen proximalen Abschnitt einer oder mehrerer mit diesem Abschnitt der Aorta verbundener/-n Hauptkoronararterie(n), wenigstens einen proximalen Abschnitt eines oder mehrerer mit den Hauptkoronararterien verbundenen Ästen/verbundener Äste usw. beinhalten. Die modellierten Abschnitte der Aorta, der Hauptkoronararterien und/oder der Äste können untereinander verbunden und baumartig sein, sodass kein Abschnitt vom Rest des Modells **220** getrennt ist. Der Prozess des Bildens des Modells **220** wird als Segmentierung bezeichnet.

**[0108]** Mit erneuter Bezugnahme auf **Fig. 3** kann das Computersystem automatisch wenigstens einen Abschnitt der Aorta (Schritt **202**) und des Myokards (oder anderen Herzgewebes oder anderen mit den zu modellierenden Arterien verbundenen Gewebes) (Schritt **204**) segmentieren. Das Computersystem kann außerdem wenigstens einen Abschnitt der mit der Aorta verbundenen Hauptkoronararterien segmentieren. In einer beispielhaften Ausführungsform kann es das Computersystem dem Benutzer ermöglichen, eine oder mehrere koronare Arterienwurzel(n) oder Ausgangspunkte auszuwählen (Schritt **206**), um die Hauptkoronararterien zu segmentieren.

**[0109]** Die Segmentierung kann unter Verwendung verschiedener Verfahren ausgeführt werden. Die Segmentierung kann basierend auf Benutzereingaben oder ohne Benutzereingaben automatisch vom Computersystem ausgeführt werden. Zum Beispiel kann der Benutzer in einer beispielhaften Ausführungsform Eingaben an das Computersystem bereitstellen, um ein erstes Ausgangsmodell zu erzeugen. Zum Beispiel kann das Computersystem das aus den CCTA-Daten erzeugte dreidimensionale Bild **120** (**Fig. 4**) oder Scheiben davon an den Benutzer anzeigen. Das dreidimensionale Bild **120** kann Abschnitte mit verschiedener Intensität oder Helligkeit beinhalten.

Zum Beispiel können hellere Bereiche die Lumen der Aorta, der Hauptkoronararterien und/oder der Äste anzeigen. Dunklere Bereiche können das Myokard und anderes Gewebe des Herzens des Patienten anzeigen.

**[0110]** **Fig. 6** zeigt einen Abschnitt einer Scheibe **222** des dreidimensionalen Bilds **120**, das an den Benutzer angezeigt werden kann, und die Scheibe **222** kann einen verhältnismäßig hellen Bereich **224** beinhalten. Das Computersystem kann es dem Benutzer ermöglichen, den verhältnismäßig hellen Bereich **224** auszuwählen, indem ein oder mehrere Seed(s) **226** hinzugefügt wird/werden, und die Seeds **226** können als koronare Arterienwurzel oder Ausgangspunkte zum Segmentieren der Hauptkoronararterien dienen. Auf Befehl des Benutzers hin kann das Computersystem dann die Seeds **226** als Ausgangspunkte verwenden, um das erste Ausgangsmodell zu bilden. Der Benutzer kann Seeds **226** in einer oder mehreren der Aorta und/oder der individuellen Hauptkoronararterien hinzufügen. Optional kann der Benutzer auch Seeds **226** in einem oder mehreren der mit den individuellen Hauptkoronararterien verbundenen Äste hinzufügen. Alternativ kann das Computersystem automatisch Seeds platzieren, z. B. unter Verwendung extrahierter Mittellinieninformationen. Das Computersystem kann einen Intensitätswert des Bilds **120** bestimmen, wo die Seeds **226** platziert wurden, und kann das erste Ausgangsmodell bilden, indem die Seeds **226** entlang der Abschnitte des Bilds **120** mit dem gleichen Intensitätswert (oder innerhalb eines Bereichs oder Grenzwertes an Intensitätswerten zentriert am ausgewählten Intensitätswert) erweitert werden. Demnach kann dieses Verfahren der Segmentierung als „grenzwertbasierte Segmentierung“ bezeichnet werden.

**[0111]** **Fig. 7** zeigt einen Abschnitt **230** des ersten Ausgangsmodells, das durch Erweitern der Seeds **226** aus **Fig. 6** gebildet wird. Dementsprechend gibt der Benutzer die Seeds **226** als Ausgangspunkte für das Computersystem ein, um mit dem Bilden des ersten Ausgangsmodells zu beginnen. Dieser Prozess kann wiederholt werden, bis ganze Abschnitte von Interesse, z. B. die Abschnitte der Aorta und/oder der Hauptkoronararterien, segmentiert sind. Alternativ kann das erste Ausgangsmodell ohne Benutzereingaben vom Computersystem erzeugt werden.

**[0112]** Alternativ kann Segmentierung unter Verwendung eines Verfahrens ausgeführt werden, das als „kantenbasierte Segmentierung“ bezeichnet wird. In einer beispielhaften Ausführungsform können sowohl die grenzwertbasierten als auch die kantenbasierten Segmentierungsverfahren ausgeführt werden, um das Modell **220** zu bilden, wie nachstehend beschrieben wird.

**[0113]** Ein zweites Ausgangsmodell kann unter Verwendung des kantenbasierten Segmentierungsmodells gebildet werden. Mit diesem Verfahren können die Lumenkanten der Aorta und/oder der Hauptkoronararterien ermittelt werden. Zum Beispiel kann der Benutzer in einer beispielhaften Ausführungsform Eingaben an das Computersystem bereitstellen, z. B. die Seeds **226**, wie oben beschrieben, um das zweite Ausgangsmodell zu erzeugen. Das Computersystem kann die Seeds **226** entlang der Abschnitte des Bilds **120** erweitern, bis die Kanten erreicht sind. Die Lumenkanten können ermittelt werden, z. B. visuell durch den Benutzer und/oder durch das Computersystem (z. B. an Positionen, an denen eine Veränderung des Intensitätswertes über einen vorgegebenen Grenzwert vorliegt). Das kantenbasierte Segmentierungsverfahren kann durch das Computersystem und/oder den Benutzer ausgeführt werden.

**[0114]** Das Myokard oder andere Gewebe kann außerdem in Schritt **204** basierend auf den CCTA-Daten segmentiert werden. Zum Beispiel können die CCTA-Daten analysiert werden, um die Position der internen und externen Oberflächen des Myokards zu bestimmen, z. B. die linke und/oder rechte Herzkammer. Die Positionen der Oberflächen können basierend auf dem Kontrast (z. B. relative Dunkel- und Helligkeit) des Myokards im Vergleich zu anderen Strukturen des Herzens in den CCTA-Daten bestimmt werden. Demnach kann die Geometrie des Myokards bestimmt werden.

**[0115]** Die Segmentierung der Aorta, des Myokards und/oder der Hauptkoronararterien kann überprüft und/oder korrigiert werden, falls erforderlich (**208**). Das Überprüfen und/oder Korrigieren kann vom Computersystem und/oder dem Benutzer vorgenommen werden. Zum Beispiel kann das Computersystem in einer beispielhaften Ausführungsform automatisch die Segmentierung überprüfen und der Benutzer kann die Segmentierung manuell korrigieren, falls Fehler vorliegen, z. B. falls Abschnitte der Aorta, des Myokards und/oder der Hauptkoronararterien im Modell **220** fehlen oder ungenau sind.

**[0116]** Zum Beispiel können das erste und zweite oben beschriebene Ausgangsmodell verglichen werden, um sicherzustellen, dass die Segmentierung der Aorta und/oder der Hauptkoronararterien genau ist. Diskrepanzbereiche zwischen den ersten und zweiten Ausgangsmodellen können verglichen werden, um die Segmentierung zu korrigieren und das Modell **220** zu bilden. Zum Beispiel kann das Modell **220** ein Mittel zwischen dem ersten und zweiten Ausgangsmodell sein. Alternativ kann nur eins der oben beschriebenen Segmentierungsverfahren ausgeführt werden und das durch dieses Verfahren gebildete Ausgangsmodell kann als das Modell **220** verwendet werden.

**[0117]** Die Myokardmasse kann berechnet werden (Schritt **240**). Die Berechnung kann vom Computersystem ausgeführt werden. Zum Beispiel kann die Myokardmasse basierend auf den Positionen der wie oben beschrieben bestimmten Oberflächen des Myokards berechnet werden und das berechnete Myokardvolumen kann mit der Dichte des Myokards multipliziert werden, um die Myokardmasse zu berechnen. Die Dichte des Myokards kann vorgegeben sein.

**[0118]** Die Mittellinien der verschiedenen Gefäße (z. B. der Aorta, der Hauptkoronararterien usw.) des Modells **220** (**Fig. 5**) können bestimmt werden (Schritt **242**). In einer beispielhaften Ausführungsform kann das Bestimmen automatisch durch das Computersystem ausgeführt werden.

**[0119]** Die in Schritt **242** bestimmten Mittellinien können überprüft und/oder korrigiert werden, falls erforderlich (Schritt **244**). Das Überprüfen und/oder Korrigieren kann vom Computersystem und/oder dem Benutzer ausgeführt werden. Zum Beispiel kann das Computersystem die Mittellinien in einer beispielhaften Ausführungsform automatisch überprüfen und der Benutzer kann die Mittellinien manuell korrigieren, falls Fehler vorliegen, z. B. falls Mittellinien fehlen oder ungenau sind.

**[0120]** Kalzium oder Plaque (das/die eine Verengung eines Gefäßes verursachen) kann erkannt werden (Schritt **246**). In einer beispielhaften Ausführungsform kann das Computersystem automatisch die Plaque erkennen. Zum Beispiel kann die Plaque im dreidimensionalen Bild **120** erkannt und aus dem Modell **220** entfernt werden. Die Plaque kann im dreidimensionalen Bild **120** identifiziert werden, da die Plaque als Bereiche erscheint, die noch heller sind als die Lumen der Aorta, der Hauptkoronararterien und/oder der Äste. Demnach kann die Plaque vom Computersystem als einen Intensitätswert unterhalb eines vorgegebenen Werts aufweisend erkannt werden oder kann visuell durch den Benutzer erkannt werden. Nach dem Erkennen der Plaque kann das Computersystem die Plaque auf dem Modell **220** entfernen, sodass die Plaque nicht als Teil des Lumens oder offenen Raumes in den Gefäßen angesehen wird. Alternativ kann das Computersystem die Plaque unter Verwendung einer anderen Farbe, Schattierung oder einer anderen visuellen Kennzeichnung als die Aorta, die Hauptkoronararterien und/oder die Äste im Modell **220** anzeigen.

**[0121]** Das Computersystem kann die erkannte Plaque außerdem automatisch segmentieren (Schritt **248**). Zum Beispiel kann die Plaque basierend auf den CCTA-Daten segmentiert werden. Die CCT-Daten können analysiert werden, um die Plaque (oder eine Oberfläche davon) basierend auf dem Kontrast (z. B. verhältnismäßige Dunkel- und Helligkeit) der Plaque im Vergleich zu anderen Strukturen des Her-



zens in den CCTA-Daten zu ermitteln. Demnach kann auch die Geometrie der Plaque bestimmt werden.

**[0122]** Die Segmentierung der Plaque kann überprüft und/oder korrigiert werden, falls erforderlich (Schritt **250**). Das Überprüfen und/oder Korrigieren kann durch das Computersystem und/oder den Benutzer ausgeführt werden. Zum Beispiel kann das Computersystem in einer beispielhaften Ausführungsform automatisch die Segmentierung überprüfen und der Benutzer kann die Segmentierung manuell korrigieren, falls Fehler vorliegen, z. B. falls eine Plaque fehlt oder nicht richtig dargestellt ist.

**[0123]** Das Computersystem kann die mit den Hauptkoronararterien verbundenen Äste automatisch segmentieren (Schritt **252**). Zum Beispiel können die Äste unter Verwendung ähnlicher Verfahren zur Segmentierung der Hauptkoronararterien segmentiert werden, z. B. wie in **Fig. 6** und **Fig. 7** dargestellt und oben in Verbindung mit Schritt **206** beschrieben. Das Computersystem kann die Plaque in den segmentierten Ästen außerdem automatisch unter Verwendung ähnlicher Verfahren wie den oben in Verbindung mit Schritt **248** und **250** beschriebenen segmentieren. Alternativ können die Äste (und jede darin enthaltene Plaque) zur gleichen Zeit segmentiert werden wie die Hauptkoronararterien (z. B. in Schritt **206**).

**[0124]** Die Segmentierung der Äste kann überprüft und/oder korrigiert werden, falls erforderlich (Schritt **254**). Das Überprüfen und/oder Korrigieren kann durch das Computersystem und/oder den Benutzer ausgeführt werden. Zum Beispiel kann das Computersystem in einer beispielhaften Ausführungsform automatisch die Segmentierung überprüfen und der Benutzer kann die Segmentierung manuell korrigieren, falls Fehler vorliegen, z. B. falls Abschnitte der Äste im Modell **220** fehlen oder nicht richtig dargestellt sind.

**[0125]** Das Modell **220** kann korrigiert werden, wenn Deckungsfehler, Stents oder andere Artefakte gefunden werden (z. B. während des Überprüfens der CCTA-Daten in Schritt **102**) (Schritt **256**). Das Korrigieren kann durch einen Benutzer und/oder durch das Computersystem ausgeführt werden. Wenn zum Beispiel ein Deckungsfehler oder ein anderes Artefakt (z. B. Inkonsistenz, Unschärfe, ein Artefakt, das die Lumensichtbarkeit einschränkt, usw.) gefunden wird, kann das Modell **220** überprüft und/oder korrigiert werden, um eine künstliche oder falsche Veränderung in der Querschnittsfläche eines Gefäßes (z. B. eine künstliche Verengung) zu verhindern. Wenn ein Stent gefunden wird, kann das Modell **220** überprüft und/oder korrigiert werden, um die Position des Stents anzuzeigen und/oder um die Querschnittsfläche des Gefäßes, in dem sich der Stent befindet, zu korrigieren, z. B. basierend auf der Größe des Stents.

**[0126]** Das Segmentieren des Modells **220** kann außerdem unabhängig überprüft werden (Schritt **258**). Das Überprüfen kann durch einen Benutzer und/oder das Computersystem ausgeführt werden. Zum Beispiel kann/können der Benutzer und/oder das Computersystem bestimmte Fehler im Modell **220** identifizieren, wie korrigierbare Fehler und/oder Fehler, die erfordern, dass das Modell **220** wenigstens teilweise neu erstellt oder neu segmentiert wird. Falls derartige Fehler identifiziert werden, kann die Segmentierung als inakzeptable bestimmt werden und abhängig von dem/den Fehler(n) können bestimmte Schritte, z. B. einer oder mehrere der Schritte **202–208**, **240–256**, wiederholt werden.

**[0127]** Wenn die Segmentierung des Modells **220** unabhängig als akzeptable verifiziert wird, kann das Modell **220** optional ausgegeben und geglättet werden (Schritt **260**). Das Glätten kann vom Benutzer und/oder vom Computersystem ausgeführt werden. Zum Beispiel können Erhöhungen, Punkte oder andere diskontinuierliche Abschnitte geglättet werden. Das Modell **220** kann an ein separates Software-Modul ausgegeben werden, um für die rechnerische Analyse vorbereitet zu werden usw.

**[0128]** Dementsprechend können die in **Fig. 3** dargestellten und oben beschriebenen Schritte **202–208** und **240–260** als Unterschritte von Schritt **200** aus **Fig. 2** angesehen werden. IV. Vorbereiten des Modells für die Analyse und Bestimmen von Grenzbedingungen Wie oben in Verbindung mit dem in **Fig. 2** dargestellten Schritt **300** beschrieben, kann das beispielhafte Verfahren das Vorbereiten des Modells für die Analyse und das Bestimmen von Grenzbedingungen beinhalten. In einer beispielhaften Ausführungsform kann der Schritt **300** die folgenden Schritte beinhalten:

#### A. Vorbereiten des Modells für die Analyse

**[0129]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 3** können die Querschnittsflächen der verschiedenen Gefäße (z. B. der Aorta, der Hauptkoronararterien und/oder der Äste) des Modells **220** (**Fig. 5**) ebenfalls bestimmt werden (Schritt **304**). In einer beispielhaften Ausführungsform kann das Bestimmen durch das Computersystem ausgeführt werden.

**[0130]** Das Modell **220** (**Fig. 5**) kann getrimmt werden (**306**) und ein Volumenmodell kann erzeugt werden. **Fig. 8** zeigt ein Beispiel des getrimmten Volumenmodells **320**, das basierend auf einem Modell ähnlich dem in **Fig. 5** dargestellten Modell **220** vorbereitet wurde. Das Volumenmodell **320** ist ein dreidimensionales patientenspezifisches geometrisches Modell. In einer beispielhaften Ausführungsform kann das Trimmen durch das Computersystem ausgeführt werden, mit oder ohne eine Eingabe eines Benutzers. Jede der Einflussgrenzen **322** und der Ausfluss-

grenzen **324** kann derart getrimmt werden, dass die die entsprechende Grenze bildende Oberfläche lotrecht zu den in Schritt **242** bestimmten Mittellinien liegt. Die Einflussgrenzen **322** können die Grenzen beinhalten, durch die der Fluss in die Anatomie des Modells **320** geleitet wird, wie an einem stromaufwärts gelegenen Ende der Aorta, wie in **Fig. 8** dargestellt. Die Ausflussgrenzen **324** können die Grenzen beinhalten, durch die der Fluss von der Anatomie des Modells **320** nach außen geleitet wird, wie an einem stromabwärts gelegenen Ende der Aorta und den stromabwärts gelegenen Enden der Hauptkoronararterien und/oder Äste.

#### B. Bestimmen von Grenzbedingungen

**[0131]** Grenzbedingungen können bereitgestellt sein, um zu beschreiben, was an den Grenzen des Modells geschieht, z. B. dem dreidimensionalen Volumenmodell **320** aus **Fig. 8**. Zum Beispiel können sich die Grenzbedingungen auf wenigstens eine mit der modellierten Anatomie des Patienten verknüpfte Blutflusseigenschaft beziehen, z. B. an den Grenzen der modellierten Anatomie, und die Blutflusseigenschaft(en) kann/können Blutflussgeschwindigkeit, -druck, -flussrate, FFR usw. beinhalten. Durch das ordnungsgemäße Bestimmen der Grenzbedingungen kann eine rechnerische Analyse ausgeführt werden, um Informationen an verschiedenen Positionen im Modell zu bestimmen. Nachfolgend werden Beispiele von Grenzbedingungen und Verfahren zum Bestimmen derartiger Bedingungen beschrieben.

**[0132]** In einer beispielhaften Ausführungsform können die bestimmten Grenzbedingungen die Strukturen stromaufwärts und stromabwärts von den Abschnitten der Gefäße, die durch das Volumenmodell **320** ordnungsreduziertes Modell vereinfachen. Ein beispielhafter Satz an Gleichungen und anderen Einzelheiten zum Bestimmen der Grenzbedingungen ist zum Beispiel in US-Patentanmeldung Nr. 2010/0241404 und der vorläufigen US-Patentanmeldung Nr. 61/210,401, beide mit dem Titel „Patient-Specific Hemodynamics of the Cardiovascular System“ offenbart, die beide in ihrer Gesamtheit durch Verweis hierin eingeschlossen sind.

**[0133]** Grenzbedingungen können abhängig vom physiologischen Zustand des Patienten variieren, da der Blutfluss durch das Herz abhängig vom physiologischen Zustand des Patienten variieren kann. Zum Beispiel wird die FFR typischerweise unter dem physiologischen Zustand der Hyperämie gemessen, der allgemein auftritt, wenn der Patient einen erhöhten Blutfluss im Herzen aufweist, z. B. bedingt durch Belastung usw. Die FFR ist das Verhältnis des koronaren Drucks zum Aortendruck unter maximalen Belastungsbedingungen. Hyperämie kann außerdem pharmakologisch ausgelöst werden, z. B. mit Adenosin. **Fig. 9–Fig. 11** zeigen Beispiele eines berechneten

FFR-(cFFR)-Modells, das die Veränderung im Verhältnis des koronaren Drucks zum Aortendruck im Modell **320** anzeigt, abhängig vom physiologischen Zustand des Patienten (im Ruhezustand, unter maximaler Hyperämie oder unter maximaler körperlicher Belastung). **Fig. 9** zeigt minimale Variationen im Verhältnis des koronaren Drucks zum Aortendruck durch das Modell **320**, wenn sich der Patient im Ruhezustand befindet. **Fig. 10** zeigt eine größere Variation im Verhältnis des koronaren Drucks zum Aortendruck durch das Modell **320**, wenn sich der Patient in einem Zustand maximaler Hyperämie befindet. **Fig. 11** zeigt eine noch größere Variation im Verhältnis des koronaren Drucks zum Aortendruck durch das Modell **320**, wenn sich der Patient in einem Zustand maximaler körperlicher Betätigung befindet.

**[0134]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 3** können Grenzbedingungen für Hyperämiezustände bestimmt werden (Schritt **310**). In einer beispielhaften Ausführungsform kann die Auswirkung von Adenosin unter Verwendung einer Verringerung des Koronararterienwiderstands um einen 1-5-fachen Faktor, einer Verringerung im Aortenblutdruck um ungefähr 0–20% und eines Anstiegs der Herzfrequenz um ungefähr 0–20% modelliert werden. Zum Beispiel kann die Auswirkung von Adenosin unter Verwendung einer Verringerung des Koronararterienwiderstands um einen 4-fachen Faktor, einer Verringerung des Aortenblutdrucks um ungefähr 10% und eines Anstiegs der Herzfrequenz um ungefähr 10% modelliert werden. Wenngleich in der beispielhaften Ausführungsform die Grenzbedingungen für Hyperämiezustände bestimmt werden, versteht es sich, dass Grenzbedingungen für andere physiologische Zustände, wie Ruhezustand, variierende Hyperämieniveaus, variierende Niveaus körperlicher Betätigung, Anstrengung, Belastung oder andere Bedingungen bestimmt werden können.

**[0135]** Grenzbedingungen stellen Informationen über das dreidimensionale Volumenmodell **320** an dessen Grenzen bereit, z. B. den Einflussgrenzen **322**, den Ausflussgrenzen **324**, den Gefäßwandgrenzen **326** usw., wie in **Fig. 8** dargestellt. Die Gefäßwandgrenzen **326** können die physischen Grenzen der Aorta, der Hauptkoronararterien und/oder anderer Koronararterien oder Gefäße des Modells **320** beinhalten.

**[0136]** Jeder Einfluss- oder Ausflussgrenze **322**, **324** kann ein vorgegebener Wert oder ein Feld an Werten für Geschwindigkeit, Flussrate, Druck oder eine andere Blutflusseigenschaft zugeordnet werden. Alternativ kann jeder Einfluss- oder Ausflussgrenze **322**, **324** durch Koppeln eines Herzmodells mit der Grenze einem Lumped-Parameter- oder verteilten (z. B. eindimensionalen Wellenausbreitungs-)Modell, einem anderen ein- oder zweidimensionalen Modelltyp oder einem anderen Modelltyp zugeordnet werden.

Die spezifischen Grenzbedingungen können z. B. basierend auf der Geometrie der Einfluss- oder Ausflussgrenzen **322**, **324**, bestimmt werden, die aus den erfassten patientenspezifischen Informationen oder anderen gemessenen Parametern, wie Herzleistung, Blutdruck, der in Schritt **240** berechneten Myokardmasse usw., bestimmt wurden.

i. Bestimmen von ordnungsreduzierten Modellen

**[0137]** Die stromaufwärts und stromabwärts gelegenen, mit dem Volumenmodell **320** verbundenen Strukturen können als ordnungsreduzierte Modelle repräsentiert werden, die stromaufwärts und stromabwärts gelegene Strukturen repräsentieren. Zum Beispiel zeigen **Fig. 12–Fig. 15** Aspekte eines Verfahrens zum Vorbereiten eines Lumped-Parameter-Modells aus dreidimensionalen patientenspezifischen anatomischen Daten an einer der Ausflussgrenzen **324** gemäß einer beispielhaften Ausführungsform. Das Verfahren kann separat von und vor den in **Fig. 2** und **Fig. 3** dargestellten Verfahren ausgeführt werden.

**[0138]** **Fig. 12** zeigt einen Abschnitt **330** des Volumenmodells **320** einer der Hauptkoronararterien oder der davon ausgehenden Äste und **Fig. 13** zeigt den Abschnitt der in Schritt **242** bestimmten Mittellinien des in **Fig. 12** dargestellten Abschnitts **330**.

**[0139]** Der Abschnitt **330** kann in Segmente **332** unterteilt werden. **Fig. 14** zeigt ein Beispiel der Segmente **332**, die aus dem Abschnitt **330** gebildet werden können. Die Auswahl der Längen der Segmente **332** kann durch den Benutzer und/oder das Computersystem ausgeführt werden. Die Segmente **332** können in ihrer Länge variieren, zum Beispiel abhängig von der Geometrie der Segmente **332**. Verschiedene Techniken können verwendet werden, um den Abschnitt **330** zu segmentieren. Zum Beispiel können erkrankte Abschnitte, z. B. Abschnitte mit einem verhältnismäßig engen Querschnitt, einer Läsion und/oder einer Stenose (einer anormalen Verengung in einem Blutgefäß), in einem oder mehreren separatem/-n Segment(en) **332** bereitgestellt werden. Die erkrankten Abschnitte und Stenosen können identifiziert werden, z. B. durch Messen der Querschnittfläche entlang der Länge der Mittellinie und Berechnen lokaler minimaler Querschnittflächen.

**[0140]** Die Segmente **332** können durch ein Schalt- diagramm angenähert werden, das ein oder mehrere (lineare oder nichtlineare) Widerstände **334** und/oder andere Schaltelemente (z. B. Kondensatoren, Induktionsspulen usw.) beinhaltet. **Fig. 15** zeigt ein Beispiel des Segments **332**, die durch eine Reihe an linearen und nichtlinearen Widerständen **334** ersetzt wurden. Die individuellen Widerstände der Widerstände **334** können bestimmt werden, z. B. basierend auf einem

geschätzten Fluss und/oder Druck über das entsprechende Segment **332**.

**[0141]** Der Widerstand kann konstant, linear oder nichtlinear sein, z. B. abhängig von der geschätzten Flussrate durch das entsprechende Segment **332**. Für komplexere Geometrien, wie eine Stenose, kann der Widerstand mit der Flussrate variieren. Widerstände für verschiedene Geometrien können basierend auf einer rechnerischen Analyse (z. B. einem Finite-Differenz-, Finite-Volumen-, Spektral, Lattice-Boltzmann-, teilchenbasiertem, Level-Set-, isogeometrischem oder Finite-Element-Verfahren oder einer anderen rechnerischen Fluid-Dynamik-(CFD)-Analysetechnik) berechnet werden und mehrere Lösungen von der unter verschiedenen Fluss- und Druckbedingungen ausgeführten rechnerischen Analyse können verwendet werden, um patientenspezifische, gefäßspezifische und/oder läsionsspezifische Widerstände abzuleiten. Die Ergebnisse können verwendet werden, um Widerstände für verschiedene Arten von Merkmalen und Geometrien jedes Segments, das modelliert werden kann, zu bestimmen. Dadurch kann es das oben beschriebene Ableiten von patientenspezifischen, gefäßspezifischen und/oder läsionsspezifischen Widerständen dem Computersystem ermöglichen, komplexere Geometrien, wie asymmetrische Stenose, mehrere Läsionen, Läsionen an Bifurkationen und Ästen und Gefäßwindungen usw., zu erkennen und zu bewerten.

**[0142]** Kondensatoren können ebenfalls enthalten sein und die Kapazität kann bestimmt werden, z. B. basierend auf der Elastizität der Gefäßwände des entsprechenden Segments. Induktionsspulen können enthalten sein und die Induktivität kann bestimmt werden, z. B. basierend auf Trägheitsauswirkungen, die sich auf Beschleunigung oder Entschleunigung des Blutvolumens, das durch das entsprechende Segment fließt, beziehen.

**[0143]** Die individuellen Werte für Widerstand, Kapazität, Induktivität und andere mit den im Lumped-Parameter-Modell verwendeten elektrischen Komponenten verknüpfte Variablen können basierend auf Daten von vielen Patienten abgeleitet werden und ähnliche Gefäßgeometrien können ähnliche Werte aufweisen. Demnach können empirische Modelle aus einer großen Population an patientenspezifischen Daten entwickelt werden, wodurch eine Sammlung an Werten, die spezifischen geometrischen Merkmalen entsprechen, erzeugt wird, die in zukünftigen Analysen auf ähnliche Patienten angewendet werden können. Geometrien können zwischen zwei verschiedenen Gefäßsegmenten zugeordnet werden, um automatisch die Werte für ein Segment **332** eines Patienten aus einer vergangenen Simulation auszuwählen.

## ii. Beispielhafte Lumped-Parameter-Modelle

**[0144]** Alternativ können die Lumped-Parameter-Modelle vorgegeben sein, statt die oben in Verbindung mit **Fig. 12–Fig. 15** beschriebenen Schritte auszuführen. Zum Beispiel zeigt **Fig. 16** Beispiele von Lumped-Parameter-Modellen **340, 350, 360**, die die stromaufwärts und stromabwärts gelegenen Strukturen an den Einfluss- und Ausflusgrenzen **322, 324** des Volumenmodells **320** repräsentieren. Das Ende A befindet sich an der Einflussgrenze **322** und die Enden a–m und B befinden sich an den Ausflusgrenzen.

**[0145]** Ein Lumped-Parameter-Herzmodell **340** kann verwendet werden, um die Grenzbedingung am Ende A an der Einflussgrenze **322** des Volumenmodells **320** zu bestimmen. Das Lumped-Parameter-Herzmodell **340** kann verwendet werden, um Blutfluss vom Herzen unter Hyperämiebedingungen zu repräsentieren. Das Lumped-Parameter-Herzmodell **340** beinhaltet verschiedene Parameter (z. B.  $P_{LA}$ ,  $R_{AV}$ ,  $L_{AV}$ ,  $R_{Art}$ ,  $L_{V-Art}$  und  $E(t)$ ), die basierend auf bekannten Informationen über den Patienten, z. B. einem Aortendruck, dem systolischen und diastolischen Blutdruck (z. B. wie in Schritt **100** bestimmt) des Patienten, der Herzleistung des Patienten (dem Volumen an Blutfluss vom Herzen, z. B. berechnet basierend auf dem Schlagvolumen und der in Schritt **100** bestimmten Herzfrequenz) und/oder experimentell bestimmten Konstanten bestimmt werden können.

**[0146]** Ein Lumped-Parameter-Koronarmodell **350** kann verwendet werden, um die Grenzbedingungen an den Enden a–m an den Ausflusgrenzen **324** des Volumenmodells **320** an den stromabwärts gelegenen Enden der Hauptkoronararterien und/oder der davon ausgehenden Äste zu bestimmen. Das Lumped-Parameter-Koronarmodell **350** kann verwendet werden, um einen Blutfluss zu repräsentieren, der durch die Enden a–m unter Hyperämiebedingungen aus den modellierten Gefäßen austritt. Das Lumped-Parameter-Koronarmodell **350** beinhaltet verschiedene Parameter (z. B.  $R_a$ ,  $C_a$ ,  $R_{a-micro}$ ,  $C_{im}$  und  $R_V$ ), die basierend auf bekannten Informationen über den Patienten bestimmt werden können, z. B. der berechneten Myokardmasse (z. B. wie in Schritt **240** bestimmt) und dem terminalen Widerstand an den Enden a–m (z. B. bestimmt basierend auf Querschnittflächen der Gefäße an den Enden a–m, wie in Schritt **304** bestimmt).

**[0147]** Zum Beispiel kann die berechnete Myokardmasse verwendet werden, um eine Basislinie (im Ruhezustand) des durchschnittlichen koronaren Flusses durch die Mehrzahl an Ausflusgrenzen **324** zu schätzen. Dieses Verhältnis kann auf einem experimentell abgeleiteten physiologischen Gesetz basieren (z. B. aus den physiologischen Gesetzen **20** aus

**Fig. 1**), das den durchschnittlichen Koronarfluss  $Q$  mit der Myokardmasse  $M$  (z. B. wie in Schritt **240** bestimmt) ins Verhältnis setzt als  $Q \propto Q_0 M^\alpha$ , wobei  $\alpha$  ein vorgegebener Skalierungsexponent ist und  $Q_0$  eine vorgegebene Konstante ist. Der gesamte Koronarfluss  $Q$  an den Ausflusgrenzen **324** unter Basislinien-(Ruhezustand)-Bedingungen und der Blutdruck des Patienten (z. B. wie in Schritt **100** bestimmt) können dann verwendet werden, um einen Gesamtwiderstand  $R$  an den Ausflusgrenzen **324** basierend auf einer vorgegebenen experimentell abgeleiteten Gleichung zu bestimmen.

**[0148]** Der Gesamtwiderstand  $R$  kann basierend auf den jeweiligen Querschnittflächen an den Enden a–m (z. B. wie in Schritt **304** bestimmt) unter den Enden a–m aufgeteilt werden. Dieses Verhältnis kann auf einem experimentell abgeleiteten physiologischen Gesetz basieren (z. B. aus den physiologischen Gesetzen **20** aus **Fig. 1**), das den jeweiligen Widerstand an den Enden a–m als  $R_i \propto R_{i,o} d_i^\beta$  ins Verhältnis setzt, wobei  $R_i$  der Widerstand zum Fluss am  $i$ -ten Auslass ist und  $R_{i,o}$  eine vorgegebene Konstante ist,  $d_i$  der Durchmesser des Auslasses ist und  $\beta$  ein vorgegebener Potenzgesetzexponent ist, z. B. zwischen  $-3$  und  $-2$ ,  $-2,7$  für Koronarfluss,  $-2,9$  für Hirnfluss usw. Der Koronarfluss durch die individuellen Enden a–m und die durchschnittlichen Drücke an den individuellen Enden a–m (z. B. bestimmt basierend auf den individuellen Durchschnittsbereichen der Enden a–m der Gefäße wie in Schritt **304** bestimmt) kann verwendet werden, um eine Summe der Widerstände des Lumped-Parameter-Koronarmodells **350** an den entsprechenden Enden a–m zu bestimmen (z. B.  $R_a + R_{a-micro} + R_V$ ). Andere Parameter (z. B.  $R_a/R_{a-micro}$ ,  $C_a$ ,  $C_{im}$ ) können experimentell bestimmte Konstanten sein.

**[0149]** Ein Windkesselmodell **360** kann verwendet werden, um die Grenzbedingung am Ende B an der Ausflusgrenze **324** des Volumenmodells **320** am stromabwärts gelegenen Ende der Aorta zum Aortenbogen hin zu bestimmen. Das Windkesselmodell **360** kann verwendet werden, um von der modellierten Aorta durch das Ende B ausströmenden Blutfluss unter Hyperämiebedingungen zu repräsentieren. Das Windkesselmodell **360** beinhaltet verschiedene Parameter (z. B.  $R_p$ ,  $R_d$  und  $C$ ), die basierend auf bekannten Informationen über den Patienten bestimmt werden können, z. B. der Herzleistung des Patienten, die oben in Verbindung mit dem Lumped-Parameter-Herzmodell **340** beschrieben wurde, dem oben in Verbindung mit dem Lumped-Parameter-Koronarmodell **350** beschriebenen durchschnittlichen Basislinien-Koronarfluss, einem Aortendruck (z. B. bestimmt basierend auf der Querschnittfläche der Aorta am Ende B wie in Schritt **304** bestimmt) und/oder experimentell bestimmten Konstanten.

**[0150]** Die Grenzbedingungen, z. B. die Lumped-Parameter-Modelle **340**, **350**, **360** (oder beliebige darin enthaltene Konstanten) oder ein anderes ordnungsreduziertes Modell, können basierend auf anderen Faktoren angepasst werden. Zum Beispiel können Widerstandswerte angepasst (z. B. erhöht) werden, wenn ein Patient ein geringeres Verhältnis von Fluss zu Gefäßgröße aufweist aufgrund einer vergleichsweise verringerten Kapazität, Gefäße unter physiologischer Belastung zu erweitern. Widerstandswerte können außerdem angepasst werden, wenn der Patient an Diabetes leidet, unter Medikamenten steht, Herzinfarkte hinter sich hat usw.

**[0151]** Alternierende Lumped-Parameter- oder verteilte, eindimensionale Netzwerkmodell können verwendet werden, um die Koronargefäße stromabwärts vom soliden Modell **320** zu repräsentieren. Bildgebung von Myokardperfusion unter Verwendung von MRT, CT, PET oder SPECT kann verwendet werden, um Parameter für derartige Modelle zuzuweisen. Außerdem können alternative Bildgebungsquellen, z. B. Magnetresonanztomographie (MRA), retrospektives Cine-Gating oder prospektives Cine-Gating berechnete Tomographieangiographie (CTA) usw., verwendet werden, um Parameter für derartige Modelle zuzuweisen. Retrospektives Cine-Gating kann mit Bildverarbeitungsverfahren kombiniert werden, um Herzkammervolumenveränderungen über den Herzzyklus zu erfassen, um einem Lumped-Parameter-Herzmodell Parameter zuzuweisen.

**[0152]** Das Vereinfachen eines Abschnitts der Anatomie des Patienten unter Verwendung der Lumped-Parameter-Modelle **340**, **350**, **360** oder eines anderen ordnungsreduzierten ein- oder zweidimensionalen Parametermodells ermöglicht, dass die rechnerische Analyse (z. B. der unten beschriebene Schritt **402** aus **Fig. 3**) schneller ausgeführt werden kann, insbesondere wenn die rechnerische Analyse mehrere Male ausgeführt wird, wie bei der Bewertung möglicher Behandlungsoptionen (z. B. Schritt **500** aus **Fig. 2**) zusätzlich zu dem unbehandelten Zustand (z. B. Schritt **400** aus **Fig. 2** und **Fig. 3**), wobei eine hohe Genauigkeit der Endergebnisse beibehalten wird.

**[0153]** In einer beispielhaften Ausführungsform kann das Bestimmen der Grenzbedingungen basierend auf den Eingaben des Benutzers, wie in Schritt **100** erfassten patientenspezifischen physiologischen Daten durch das Computersystem ausgeführt werden.

#### C. Erzeugen des dreidimensionalen Netzes

**[0154]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 3** kann ein dreidimensionales Netz basierend auf dem in Schritt **306** erzeugten Volumenmodell **320** erzeugt werden (Schritt **312**). **Fig. 17–Fig. 19** zeigen ein Beispiel eines dreidimensionalen Netzes **380**, das basierend auf dem in Schritt **306** erzeugten soliden Modell **320**

erzeugt wird. Das Netz **380** beinhaltet eine Mehrzahl an Knoten **382** (Netzknoten oder Gitterpunkte) entlang der Oberflächen des Volumenmodells **320** und durch das Innere des Volumenmodells **320**. Das Netz **380** kann mit vierflächigen Elementen (die Punkte aufweisen, die die Knoten **382** bilden) gebildet sein, wie in **Fig. 18** und **Fig. 19** dargestellt. Alternativ können Elemente verwendet werden, die andere Formen aufweisen, z. B. Hexaeder oder andere Polyeder, Elemente mit gekrümmten Linien usw. In einer beispielhaften Ausführungsform kann die Anzahl der Knoten **382** in den Millionen liegen, z. B. fünf bis fünfzig Millionen. Die Anzahl an Knoten **382** nimmt zu, wenn das Netz **380** feiner wird. Mit einer höheren Anzahl an Knoten **382** können Informationen an mehreren Punkten im Modell **320** bereitgestellt werden, die rechnerische Analyse kann jedoch länger dauern, da eine größere Anzahl an Knoten **382** die Anzahl an Gleichungen (z. B. die in **Fig. 1** dargestellten Gleichungen **30**) erhöht, die gelöst werden müssen. In einer beispielhaften Ausführungsform kann das Erzeugen des Netzes **380** mit oder ohne eine Eingabe eines Benutzers (z. B. Spezifizieren einer Anzahl der Knoten **382**, der Formen der Elemente usw.) vom Computersystem ausgeführt werden.

**[0155]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 3** können das Netz **380** und die bestimmten Grenzbedingungen verifiziert werden (Schritt **314**). Das Verifizieren kann von einem Benutzer und/oder vom Computersystem ausgeführt werden. Zum Beispiel kann/können der Benutzer und/oder das Computersystem in der Lage sein, bestimmte Fehler mit dem Netz **380** und/oder den Grenzbedingungen zu identifizieren, die erfordern, dass das Netz **380** und/oder die Grenzbedingungen neu erstellt werden, z. B. wenn das Netz **380** verzogen ist oder keine ausreichende räumliche Auflösung aufweist, wenn die Grenzbedingungen nicht ausreichend sind, um die rechnerische Analyse auszuführen, wenn die in Schritt **310** bestimmten Widerstände inkorrekt zu sein scheinen usw. In diesem Fall kann/können das Netz **380** und/oder die Grenzbedingungen als inakzeptabel bestimmt werden und einer oder mehrere der Schritte **304–314** kann/können wiederholt werden. Wenn das Netz **380** und/oder die Grenzbedingungen als akzeptabel bestimmt werden, kann das Verfahren mit dem unten beschriebenen Schritt **402** fortfahren.

**[0156]** Zusätzlich kann der Benutzer überprüfen, dass die erfassten patientenspezifischen Daten oder andere gemessene Parameter, wie Herzleistung, Blutdrucke, Größe, Gewicht, die in Schritt **240** berechnete Myokardmasse, richtig eingegeben und/oder richtig berechnet wurden.

**[0157]** Dementsprechend können die in **Fig. 3** dargestellten und oben beschriebenen Schritte **304–314** als Unterschritte von Schritt **300** aus **Fig. 2** angesehen werden.

## V. Ausführen der rechnerischen Analyse und Ausgeben der Ergebnisse

**[0158]** Wie oben in Verbindung mit dem in **Fig. 2** dargestellten Schritt **400** beschrieben, kann das beispielhafte Verfahren das Ausführen der rechnerischen Analyse und das Ausgeben von Ergebnissen beinhalten. In einer beispielhaften Ausführungsform kann der Schritt **400** die folgenden Schritte beinhalten:

### A. Ausführen der rechnerischen Analyse

**[0159]** Mit Bezugnahme auf **Fig. 3** kann die rechnerische Analyse durch das Computersystem ausgeführt werden (Schritt **402**). In einer beispielhaften Ausführungsform kann der Schritt **402** Minuten bis Stunden dauern, abhängig z. B. von der Anzahl der Knoten **382** im Netz **380** (**Fig. 17–Fig. 19**) usw.

**[0160]** Die Analyse beinhaltet das Erzeugen einer Reihe von Gleichungen, die den Blutfluss im Modell **320** beschreiben, aus denen das Netz **380** erzeugt wurde. Wie oben beschrieben, beziehen sich die gewünschten Informationen in der beispielhaften Ausführungsform auf die Simulation von Blutfluss durch das Modell **320** unter Hyperämiebedingungen.

**[0161]** Die Analyse beinhaltet außerdem die Verwendung eines numerischen Verfahrens, um die dreidimensionalen Gleichungen des Blutflusses unter Verwendung des Computersystems zu lösen.

**[0162]** Zum Beispiel kann das numerische Verfahren ein bekanntes Verfahren sein, wie ein Finite-Differenz-, Finite-Volumen-, Spektral-, Lattice-Boltzmann-, teilchenbasiertes, Level-Set-, isogeometrisches oder Finite-Element-Verfahren, oder andere rechnerische numerische Fluid-Dynamik-(CDF)-Techniken.

**[0163]** Unter Verwendung dieser numerischen Verfahren kann das Blut als newtonsches oder nicht-newtonsches oder Multiphasen-Fluid modelliert sein. Der Hämatokrit oder andere in Schritt **100** gemessene Faktoren des Patienten kann/können verwendet werden, um die Blutviskosität zur Einbeziehung in die Analyse zu bestimmen. Es kann angenommen werden, dass die Blutgefäßwände steif oder nachgiebig sind. Im zweiten Fall können Gleichungen für Wanddynamiken z. B. die elastodynamischen Gleichungen, gemeinsam mit den Gleichungen für den Blutfluss gelöst werden. In Schritt **100** erfasste zeitvariable dreidimensionale Bildgebungsdaten können als Eingaben zu Modellveränderungen in der Gefäßform über den Herzzyklus verwendet werden. Ein beispielhafter Satz an Gleichungen und Schritten zum Ausführen der rechnerischen Analyse ist zum Beispiel in US-Patent Nr. 6,236,878 mit dem Titel „Method for Predictive Modeling for Planning Medical Interventions and Simulating Physiological Conditions“ und

US-Patentanmeldung Nr. 2010/0241404 und der vorläufigen US-Patentanmeldung Nr. 61/210,401, beide mit dem Titel „Patient-Specific Hemodynamics of the Cardiovascular System“, beschrieben, die alle durch Verweis in ihrer Gesamtheit hierin eingeschlossen sind.

**[0164]** Die rechnerische Analyse unter Verwendung des vorbereiteten Modells und der Grenzbedingungen kann Blutfluss und -druck an jedem der Knoten **382** des Netzes **380**, das das dreidimensionale Volumenmodell **320** repräsentiert, bestimmen. Zum Beispiel können die Ergebnisse der rechnerischen Analyse Werte für verschiedene Parameter an jedem der Knoten **382** beinhalten, wie zum Beispiel, jedoch nicht beschränkt auf, verschiedene Blutflusseigenschaften oder Parameter, wie Blutflussgeschwindigkeit, Druck, Flussrate oder berechnete Parameter, wie cFFR, wie unten beschrieben. Die Parameter können außerdem über das dreidimensionale Volumenmodell **320** interpoliert werden. Dadurch können die Ergebnisse der rechnerischen Analyse dem Benutzer Informationen bereitstellen, die typischerweise invasiv bestimmt werden können.

**[0165]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 3** können die Ergebnisse der rechnerischen Analyse verifiziert werden (Schritt **404**). Das Verifizieren kann von einem Benutzer und/oder dem Computersystem ausgeführt werden. Zum Beispiel kann/können der Benutzer und/oder das Computersystem bestimmte Fehler in den Ergebnissen identifizieren, die erfordern, dass das Netz **380** und/oder die Grenzbedingungen neu erstellt oder überarbeitet werden, z. B. wenn aufgrund einer unzureichenden Anzahl an Knoten **382** unzureichende Informationen vorliegen, wenn die Analyse aufgrund einer exzessiven Anzahl an Knoten **382** zu lange dauert usw.

**[0166]** Wenn die Ergebnisse der rechnerischen Analyse in Schritt **404** als inakzeptabel bestimmt werden, kann/können der Benutzer und/oder das Computer zum Beispiel bestimmen, ob und wie das in Schritt **306** erzeugte Volumenmodell **320** und/oder das in Schritt **312** erzeugte Netz **380** überarbeitet oder verfeinert werden sollen, ob und wie die in Schritt **310** bestimmten Grenzbedingungen überarbeitet werden sollen oder ob andere Revisionen an Eingaben für die rechnerische Analyse vorgenommen werden sollen. Dann kann/können einer oder mehrere der oben beschriebenen Schritte basierend auf den bestimmten Revisionen oder Verfeinerungen wiederholt werden, z. B. Schritte **306–314**, **402** und **404**.

### B. Anzeigen der Ergebnisse für Blutdruck, Fluss und cFFR

**[0167]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 3**, wenn die Ergebnisse der rechnerischen Analyse in Schritt **404** als akzeptabel bestimmt werden, kann das Compu-

tersystem bestimmte Ergebnisse der rechnerischen Analyse ausgeben. Zum Beispiel kann das Computersystem basierend auf den Ergebnissen der rechnerischen Analyse erzeugte Bilder anzeigen, wie die oben in Verbindung mit **Fig. 1** beschriebenen Bilder, wie das simulierte Blutdruckmodell **50**, das simulierte Blutflussmodell **52** und/oder das cFFR-Modell **54**. Wie oben beschrieben, zeigen diese Bilder simulierten Blutdruck, Blutfluss und cFFR unter simulierten Hyperämiebedingungen an, z. B. da die in Schritt **310** bestimmten Grenzbedingungen in Bezug auf Hyperämiebedingungen bestimmt wurden.

**[0168]** Das simulierte Blutdruckmodell **50** (**Fig. 1**) zeigt den lokalen Blutdruck (z. B. in Millimetern Quecksilber oder mmHg) durch die Anatomie des Patienten, die durch das Netz **380** aus **Fig. 17–Fig. 19** unter simulierten Hyperämiebedingungen repräsentiert wird, an. Die rechnerische Analyse kann den lokalen Blutdruck an jedem Knoten **382** des Netzes **380** bestimmen und das simulierte Blutdruckmodell **50** kann den entsprechenden Drücken eine jeweilige Farbe, Schattierung oder andere visuelle Kennzeichnung zuweisen, sodass das simulierte Blutdruckmodell **50** visuell die Variationen im Druck über das Modell **50** anzeigen kann, ohne dass die individuellen Werte für jeden Knoten **382** spezifiziert werden müssen. Zum Beispiel zeigt das in **Fig. 1** dargestellte simulierte Blutdruckmodell **50**, dass der Druck für diesen bestimmten Patienten unter simulierten Hyperämiebedingungen allgemein gleichmäßig und in der Aorta höher sein kann (wie durch die dunklere Schattierung angezeigt) und dass der Druck schrittweise und kontinuierlich abnehmen kann, wenn das Blut stromabwärts in die Hauptkoronararterien und in die Äste fließt (wie durch die schrittweise und kontinuierliche Aufhellung der Schattierung zu den stromabwärts gelegenen Enden der Äste hin dargestellt). Das simulierte Blutdruckmodell **50** kann durch eine Legende begleitet werden, die die spezifischen numerischen Werte für Blutdruck anzeigt, wie in **Fig. 1** dargestellt.

**[0169]** In einer beispielhaften Ausführungsform kann das simulierte Blutdruckmodell **50** in Farbe bereitgestellt sein und ein Farbspektrum kann verwendet werden, um Variationen im Druck über das Modell **50** anzuzeigen. Das Farbspektrum kann Rot, Orange, Gelb, Grün, Blau, Indigo und Violett beinhalten, in dieser Reihenfolge vom höchsten Druck zum niedrigsten Druck. Zum Beispiel kann die obere Grenze (Rot) ungefähr 110 mmHg oder mehr (oder 80 mmHg, 90 mmHg, 100 mmHg usw.) anzeigen und die untere Grenze (Violett) kann ungefähr 50 mmHg oder weniger (oder 20 mmHg, 30 mmHg, 40 mmHg usw.) anzeigen, wobei Grün ungefähr 80 mmHg (oder einen anderen Wert ungefähr auf halbem Weg zwischen der oberen und unteren Grenze) anzeigt. Demnach kann das simulierte Blutdruckmodell **50** für einige Patienten einen Großteil oder die gesamte Aorta als Rot

oder eine andere Farbe am höheren Ende des Spektrums zeigen und die Farben können sich schrittweise durch das Spektrum (z. B. zum unteren Ende des Spektrum (zu Violett)) zu den distalen Enden der Koronararterien und der davon ausgehenden Äste hin verändern. Die distalen Enden der Koronararterien für einen bestimmten Patienten können verschiedene Farben aufweisen, z. B. irgendwo von Rot bis Violett, abhängig von den für die jeweiligen distalen Enden bestimmten lokalen Blutdrücken.

**[0170]** Das simulierte Blutflussmodell **52** (**Fig. 1**) zeigt die lokale Blutgeschwindigkeit (z. B. in Zentimetern pro Sekunde oder cm/s) durch die vom Netz **380** repräsentierte Anatomie des Patienten aus **Fig. 17–Fig. 19** unter simulierten Hyperämiebedingungen. Die rechnerische Analyse kann die lokale Blutgeschwindigkeit an jedem Knoten **382** des Netzes **380** bestimmen, und das simulierte Blutflussmodell **52** kann den entsprechenden Geschwindigkeiten eine entsprechende Farbe, Schattierung oder andere visuelle Kennzeichnungen zuweisen, sodass das simulierte Blutflussmodell **52** visuell die Variationen der Geschwindigkeit über das Modell **52** anzeigen kann, ohne dass individuelle Werte für jeden Knoten **382** spezifiziert werden müssen. Zum Beispiel zeigt das in **Fig. 1** dargestellte simulierte Blutflussmodell **52**, dass für diesen spezifischen Patienten unter simulierten Hyperämiebedingungen die Geschwindigkeit allgemein in bestimmten Bereichen der Hauptkoronararterien und der Äste höher ist (wie durch die dunklere Schattierung im Bereich **53** in **Fig. 1** angezeigt). Das simulierte Blutflussmodell **52** kann durch eine Legende begleitet werden, die die spezifischen numerischen Werte für die Blutgeschwindigkeit anzeigt, wie in **Fig. 1** dargestellt.

**[0171]** In einer beispielhaften Ausführungsform kann das simulierte Blutflussmodell **52** in Farbe bereitgestellt sein und ein Farbspektrum kann verwendet werden, um Variationen der Geschwindigkeit über das Modell **52** anzuzeigen. Das Farbspektrum kann Rot, Orange, Gelb, Grün, Blau, Indigo und Violett beinhalten, in dieser Reihenfolge von der höchsten Geschwindigkeit zur niedrigsten Geschwindigkeit. Zum Beispiel kann die obere Grenze (Rot) ungefähr 100 (oder 150) cm/s oder mehr anzeigen und die untere Grenze (Violett) kann ungefähr 0 cm/s anzeigen, wobei Grün ungefähr 50 cm/s (oder einen anderen Wert ungefähr auf halbem Weg zwischen der oberen und unteren Grenze) anzeigt. Demnach kann das simulierte Blutflussmodell **52** für einige Patienten einen Großteil oder die gesamte Aorta als eine Mischung der Farben zum unteren Ende des Spektrums hin (z. B. Grün bis Violett) anzeigen und die Farben können sich schrittweise durch das Spektrum (z. B. in Richtung des höheren Endes des Spektrums (hoch zu Rot)) an bestimmten Positionen verändern, wo die bestimmten Blutgeschwindigkeiten zunehmen.

**[0172]** Das cFFR-Modell **54** (**Fig. 1**) zeigt die lokale cFFR durch die vom Netz **380** aus **Fig. 17–Fig. 19** repräsentierte Anatomie des Patienten unter simulierten Hyperämiebedingungen. Wie oben beschrieben, kann die cFFR als das Verhältnis des lokalen Blutdrucks bestimmt durch die rechnerische Analyse (z. B. im simulierten Blutdruckmodell **50** dargestellt) an einem bestimmten Knoten **382** geteilt durch den Blutdruck in der Aorta, z. B. an der Einflussgrenze **322** (**Fig. 8**), berechnet werden. Die rechnerische Analyse kann den cFFR an jedem Knoten **382** des Netzes **380** bestimmen und das cFFR-Modell **54** kann den entsprechenden cFFR-Werten eine entsprechende Farbe, Schattierung oder andere visuelle Kennzeichnung zuweisen, sodass das cFFR-Modell **54** visuell die cFFR-Variationen durch das Modell **54** anzeigen kann, ohne dass die individuellen Werte für jeden Knoten **382** angegeben werden müssen. Zum Beispiel zeigt das in **Fig. 1** dargestellte cFFR-Modell **54**, dass die cFFR für diesen bestimmten Patienten unter simulierten Hyperämiebedingungen allgemein gleichmäßig und ungefähr 1,0 in der Aorta sein kann, und dass die cFFR schrittweise und kontinuierlich abnimmt, wenn das Blut stromabwärts in die Hauptkoronararterien und die Äste fließt. Das cFFR-Modell **54** kann außerdem cFFR-Werte an bestimmten Punkten durch das cFFR-Modell **54** anzeigen, wie in **Fig. 1** dargestellt. Das cFFR-Modell **54** kann durch eine Legende begleitet werden, die spezifische numerische Werte für die cFFR anzeigt, wie in **Fig. 1** dargestellt.

**[0173]** In einer beispielhaften Ausführungsform kann das cFFR-Modell **54** in Farbe bereitgestellt sein und ein Farbspektrum kann verwendet werden, um Variationen im Druck über das Modell **54** anzuzeigen. Das Farbspektrum kann Rot, Orange, Gelb, Grün, Blau, Indigo und Violett beinhalten, in dieser Reihenfolge von der geringsten cFFR (was funktionell signifikante Läsionen anzeigt) zu der höchsten cFFR. Zum Beispiel kann die untere Grenze (Violett) eine cFFR von 1,0 anzeigen und die obere Grenze (Rot) kann ungefähr 0,7 (oder 0,75 oder 0,8) oder weniger anzeigen, wobei Grün ungefähr 0,85 (oder einen anderen Wert ungefähr auf halbem Weg zwischen der oberen und unteren Grenze) anzeigt. Zum Beispiel kann die untere Grenze basierend auf einer unteren Grenze (z. B. 0,7; 0,75 oder 0,8) bestimmt werden, die verwendet wird, um zu bestimmen, ob die cFFR-Messung eine funktionell signifikante Läsion oder ein anderes Merkmal, das eine Intervention erforderlich macht, anzeigt. Demnach kann das cFFR-Modell **54** für einige Patienten einen Großteil oder die gesamte Aorta als Violett oder eine andere Farbe am höheren Ende des Spektrums zeigen und die Farben können sich schrittweise durch das Spektrum (z. B. zum höheren Ende des Spektrums (bis zu irgendeinem Punkt zwischen Rot und Violett)) zu den distalen Enden der Koronararterien und der davon ausgehenden Äste verändern. Die distalen Enden der Koronararterien für einen bestimmten Patienten können verschiedene Far-

ben aufweisen, z. B. irgendwo von Rot bis Violett, abhängig von den für die jeweiligen distalen Enden bestimmten lokalen cFFR-Werten.

**[0174]** Nach dem Bestimmen, dass die cFFR unter die untere Grenze, die für das Bestimmen des Vorhandenseins einer funktionell signifikanten Läsion oder eines anderen Merkmals, das eine Intervention erforderlich macht, verwendet wird, gefallen ist, kann die Arterie oder der Ast bewertet werden, um die funktionell signifikante(n) Läsion(en) zu lokalisieren. Das Computersystem oder der Benutzer kann/können die funktionell signifikante(n) Läsion(en) basierend auf der Geometrie der Arterie oder des Astes (z. B. unter Verwendung des cFFR-Modells **54**) lokalisieren. Zum Beispiel kann/können die funktionell signifikante(n) Läsion(en) gefunden werden, indem eine Verengung oder Stenose in der Nähe (z. B. stromaufwärts) von der Position des cFFR-Modells **54** mit dem lokalen minimalen cFFR-Wert gefunden wird. Das Computersystem kann dem Benutzer den/die Abschnitt(e) des cFFR-Modells **54** (oder anderen Modells) anzeigen, der/die die funktionell signifikante(n) Läsion(en) beinhaltet/-n.

**[0175]** Auch andere Bilder können basierend auf den Ergebnissen der rechnerischen Analyse erzeugt werden. Zum Beispiel kann das Computersystem zusätzliche Informationen bezüglich bestimmter Hauptkoronararterien bereitstellen, z. B. wie in **Fig. 20–Fig. 22** dargestellt. Die Koronararterie kann durch das Computersystem ausgewählt werden, zum Beispiel wenn die entsprechende Koronararterie die niedrigste cFFR beinhaltet. Alternativ kann der Benutzer die entsprechende Koronararterie auswählen.

**[0176]** **Fig. 20** zeigt ein Modell der Anatomie des Patienten, einschließlich Ergebnissen der rechnerischen Analyse mit bestimmten Punkten auf dem Modell, identifiziert durch individuelle Referenzkennzeichnungen (z. B. LM, LAD1, LAD2, LAD3 usw.). In der beispielhaften in **Fig. 21** dargestellten Ausführungsform sind die Punkte in der LAD-Arterie bereitgestellt, bei der es sich um die Hauptkoronararterie mit der niedrigsten cFFR für diesen entsprechenden Patienten unter simulierten Hyperämiebedingungen handelt.

**[0177]** **Fig. 21** und **Fig. 22** zeigen Graphen bestimmter Variablen im Laufe der Zeit an einigen oder allen dieser Punkte (z. B. LM, LAD1, LAD2, LAD3 usw.) und/oder an bestimmten anderen Positionen auf dem Modell (z. B. in der Aorta usw.). **Fig. 21** ist ein Graph des Drucks (z. B. in Millimetern Quecksilber oder mmHg) im Laufe der Zeit in der Aorta und an den Punkten LAD1, LAD2 und LAD3 aus **Fig. 20**. Die obere Linie des Graphen zeigt den Druck in der Aorta an, die zweite Linie von oben zeigt den Druck an Punkt LAD1, die dritte Linie von oben den Druck an Punkt LAD2 und die untere Linie den Druck an Punkt



LAD3. **Fig. 22** ist ein Graph des Flusses (z. B. in Kubikzentimetern pro Sekunde oder cc/s) im Laufe der Zeit an den Punkten LM, LAD1, LAD2 und LAD3 aus **Fig. 20**. Zusätzlich können andere Graphen bereitgestellt sein, wie ein Graph der Scherspannung im Laufe der Zeit an einigen oder allen dieser Punkte und/oder an anderen Punkten. Die obere Linie des Graphen zeigt den Fluss am Punkt LM, die zweite Linie von oben den Fluss am Punkt LAD1, die dritte Linie von oben den Fluss am Punkt LAD2 und die untere Linie den Fluss am Punkt LAD3. Außerdem können Graphen bereitgestellt sein, die die Veränderungen dieser Variablen anzeigen, z. B. Blutdruck, Fluss, Geschwindigkeit oder cFFR entlang der Länge einer bestimmten Hauptkoronararterie und/oder der davon ausgehenden Äste.

**[0178]** Optional können die verschiedenen oben beschriebenen Graphen und andere Ergebnisse in einem Bericht vollendet werden (Schritt **406**). Zum Beispiel können die oben beschriebenen Bilder und andere Informationen in ein Dokument eingefügt werden, das eine vorgegebene Vorlage aufweist. Diese Vorlage kann vorgegeben und für mehrere Patienten exemplarisch sein und kann verwendet werden, um Ergebnisse der rechnerischen Analysen an Ärzten und/oder Patienten zu berichten. Das Dokument oder der Bericht kann automatisch vom Computersystem ausgefüllt werden, nachdem die rechnerische Analyse abgeschlossen ist.

**[0179]** Zum Beispiel kann der vollendete Bericht die in **Fig. 23** dargestellten Informationen beinhalten, **Fig. 23** beinhaltet das cFFR-Modell **54** aus **Fig. 1** und beinhaltet außerdem zusammengefasste Informationen, wie die niedrigsten cFFR-Werte in jeder der Hauptkoronararterien und den davon ausgehenden Ästen. Zum Beispiel zeigt **Fig. 23**, dass der niedrigste cFFR-Wert in der LAD-Arterie 0,66 beträgt, der niedrigste cFFR-Wert in der LCX-Arterie 0,72 beträgt, der niedrigste cFFR-Wert in der RCA-Arterie 0,08 beträgt. Andere zusammengefasste Informationen können den Namen des Patienten, das Alter des Patienten, den Blutdruck (BP) des Patienten (z. B. in Schritt **100** erfasst), die Herzfrequenz (HR) des Patienten (z. B. in Schritt **100** erfasst) usw. beinhalten. Der vollendete Bericht kann Versionen der Bilder und anderer wie oben beschrieben erzeugter Informationen beinhalten, auf die der Arzt oder andere Benutzer unter Umständen zugreift, um weitere Informationen zu bestimmen. Die durch das Computersystem erzeugten Bilder können formatiert werden, um es dem Arzt oder anderen Benutzer zu ermöglichen, einen Cursor über einen beliebigen Punkt zu positionieren, um an diesem Punkt den Wert einer der oben beschriebenen Variablen zu bestimmen, z. B. Blutdruck, Geschwindigkeit, Fluss, cFFR usw.

**[0180]** Der vollendete Bericht kann an den Arzt und/oder den Patienten übertragen werden. Der vollende-

te Bericht kann unter Verwendung eines beliebigen bekannten Kommunikationsverfahrens, z. B. über ein kabelloses oder verkabeltes Netzwerk, per Post usw., übertragen werden. Alternativ kann/können der Arzt und/oder Patient benachrichtigt werden, dass der vollendete Bericht zum Download oder zur Abholung bereit ist. Der Arzt und/oder Patient kann sich dann in den webbasierten Dienst einloggen, um den vollendeten Bericht über eine sichere Kommunikationsleitung herunter zu laden.

### C. Verifizieren der Ergebnisse

**[0181]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 3** können die Ergebnisse der rechnerischen Analyse unabhängig verifiziert werden (Schritt **408**). Zum Beispiel kann/können der Benutzer und/oder das Computersystem in der Lage sein, bestimmte Fehler in den Ergebnissen der rechnerischen Analyse zu identifizieren, z. B. den Bildern und anderen in Schritt **406** erzeugten Informationen, die erfordern, dass beliebige der oben beschriebenen Schritte wiederholt werden. Falls derartige Fehler identifiziert werden, können die Ergebnisse der rechnerischen Analyse als inakzeptabel bestimmt werden und bestimmte Schritte, z. B. Schritte **100, 200, 300, 400**, Unterschritte **102, 202–208, 240–260, 304–314** und **402–408** usw. können wiederholt werden.

**[0182]** Dementsprechend können die in **Fig. 3** dargestellten und oben beschriebenen Schritte **402–408** als Unterschritte von Schritt **400** aus **Fig. 2** angesehen werden.

**[0183]** Ein anderes Verfahren zum Verifizieren der Ergebnisse der rechnerischen Analyse kann das Messen beliebiger in den Ergebnissen enthaltener Variablen beinhalten, z. B. Blutdruck, Geschwindigkeit, Fluss, cFFR usw. des Patienten unter Verwendung eines anderen Verfahrens. In einer beispielhaften Ausführungsform können die Variablen (z. B. invasiv) gemessen werden und dann mit den durch die rechnerische Analyse bestimmten Ergebnissen verglichen werden. Zum Beispiel kann die FFR bestimmt werden, z. B. unter Verwendung eines Druckdrahtes, der wie oben beschrieben in den Patienten eingeführt wird, an einem oder mehreren Punkten in der Anatomie des Patienten, die durch das Volumenmodell **320** und das Netz **380** repräsentiert wird. Die gemessene FFR an einer Position kann mit der cFFR an derselben Position verglichen werden und der Vergleich kann an mehreren Positionen ausgeführt werden. Optional kann die rechnerische Analyse und/oder können die Grenzbedingungen basierend auf dem Vergleich angepasst werden.

D. Andere Ausführungsform eines Systems und Verfahrens zum Bereitstellen von Koronarblutflussinformationen

**[0184]** Eine andere Ausführungsform eines Verfahrens **600** zum Bereitstellen verschiedener Informationen über Koronarblutfluss in einem spezifischen Patienten ist in **Fig. 24** dargestellt. Das Verfahren **600** kann im oben beschriebenen Computersystem implementiert sein, z. B. dem Computersystem, das verwendet wird, um einen oder mehrere der oben beschriebenen und in **Fig. 3** dargestellten Schritte zu implementieren. Das Verfahren **600** kann unter Verwendung einer oder mehrerer Eingaben **610** ausgeführt werden und kann das Erzeugen eines oder mehrerer Modells/Modelle **620** basierend auf den Eingaben **610**, das Zuweisen einer oder mehrerer Bedingungen **630** basierend auf den Eingaben **610** und/oder den Modellen **620** und das Ableiten einer oder mehrerer Lösung(en) **640** basierend auf den Modellen **620** und den Bedingungen **630** beinhalten.

**[0185]** Die Eingaben **610** können medizinische Bildgebungsdaten **611** der Aorta, der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) und des Herzens des Patienten beinhalten, wie CCTA-Daten (z. B. in Schritt **100** aus **Fig. 2** erfasst). Die Eingaben **610** können außerdem eine Messung **612** des Brachialblutdrucks des Patienten und/oder andere Messungen (z. B. in Schritt **100** aus **Fig. 2** erfasst) beinhalten. Die Messungen **612** können nichtinvasiv erfasst werden. Die Eingaben **610** können verwendet werden, um das/die Modell(e) **620** zu erzeugen und/oder die unten beschriebene(n) Bedingung(en) **630** zu bestimmen.

**[0186]** Wie oben beschrieben, kann/können ein oder mehrere Modell(e) **620** basierend auf den Eingaben **610** bestimmt werden. Zum Beispiel kann das Verfahren **600** das Erzeugen eines oder mehrerer patientenspezifischer dreidimensionaler geometrischer Modelle der Anatomie des Patienten (z. B. der Aorta, der Koronararterien und der davon ausgehenden Äste) basierend auf den Bildgebungsdaten **611** beinhalten (Schritt **621**). Zum Beispiel kann das geometrische Modell das Volumenmodell **320** aus **Fig. 8** sein, das in Schritt **306** aus **Fig. 3** erzeugt wurde, und/oder das Netz **380** aus **Fig. 17–Fig. 19**, das in Schritt **312** aus **Fig. 3** erzeugt wurde.

**[0187]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 24** kann das Verfahren **600** außerdem das Erzeugen eines physikbasierten Blutflussmodells oder mehrerer physikbasierter Blutflussmodelle beinhalten (Schritt **622**). Die Blutflussmodelle können ein Modell beinhalten, dass sich auf den Blutfluss durch das in Schritt **621** erzeugte patientenspezifische geometrische Modell, Herz- und Aortenzirkulation, distale koronare Zirkulation usw. beziehen. Die Blutflussmodelle können sich auf wenigstens eine Blutflusseigenschaft bezie-

hen, die mit der modellierten Anatomie des Patienten verknüpft ist, z. B. Blutflussgeschwindigkeit, Druck, Flussrate, FFR usw. Die Blutflussmodelle können als Grenzbedingungen an den Einfluss- und Ausflussgrenzen **322, 324** des dreidimensionalen geometrischen Modells zugeordnet sein. Das Blutflussmodell kann die oben in Verbindung mit Schritt **310** aus **Fig. 3** beschriebenen ordnungsreduzierten Modelle oder andere Grenzbedingungen beinhalten, z. B. das Lumped-Parameter-Herzmodell **340**, das Lumped-Parameter-Koronarmodell **350**, das Windkesselmodell **360** usw.

**[0188]** Wie oben beschrieben, kann/können eine oder mehrere Bedingung(en) **630** basierend auf den Eingaben **610** und/oder den Modellen **620** bestimmt werden. Die Bedingungen **630** beinhalten Parameter, die für die in Schritt **622** (und Schritt **310** aus **Fig. 3**) bestimmten Grenzbedingungen berechnet wurden. Zum Beispiel kann das Verfahren **600** das Bestimmen einer Bedingung durch Berechnen einer patientenspezifischen ventrikulären oder Myokardmasse basierend auf den Bildgebungsdaten **611** beinhalten (z. B. wie in Schritt **240** aus **Fig. 3** bestimmt)(Schritt **631**).

**[0189]** Das Verfahren **600** kann das Bestimmen einer Bedingung durch Berechnen, unter Verwendung der in Schritt **631** berechneten ventrikulären oder Myokardmasse, eines ruhenden Koronarflusses basierend auf dem Verhältnis  $Q = Q_0 M^\alpha$  beinhalten, wobei  $\alpha$  ein vorgegebener Skalierungsexponent,  $M$  die Ventrikel- oder Myokardmasse und  $Q_0$  eine vorgegebene Konstante ist (z. B. wie oben in Verbindung mit dem Bestimmen des Lumped-Parameter-Modells in Schritt **310** aus **Fig. 3** beschrieben) (Schritt **632**). Alternativ kann das Verhältnis die Form  $Q \propto Q_0 M^\alpha$  aufweisen, wie oben in Verbindung mit dem Bestimmen des Lumped-Parameter-Modells in Schritt **310** aus **Fig. 3** beschrieben.

**[0190]** Das Verfahren **600** kann außerdem das Bestimmen einer Bedingung durch Berechnen eines Koronarwiderstands im vollständigen Ruhezustand (z. B. wie oben in Verbindung mit dem Bestimmen des Lumped-Parameter-Modells in Schritt **310** aus **Fig. 3** beschrieben) unter Verwendung des resultierenden in Schritt **632** berechneten Koronarflusses und des gemessenen Blutdrucks **612** des Patienten beinhalten (Schritt **633**).

**[0191]** Das Verfahren **600** kann außerdem das Bestimmen einer Bedingung durch Berechnen individueller Widerstände für die individuellen Koronararterien (und die davon ausgehenden Äste) unter Verwendung des in Schritt **633** berechneten Koronarwiderstands im vollständigen Ruhezustand und der Modelle **620** beinhalten (Schritt **634**). Zum Beispiel, wie oben in Verbindung mit Schritt **310** aus **Fig. 3** beschrieben, kann der in Schritt **633** berechnete Koro-

narwiderstand im vollständigen Ruhezustand basierend auf den Größen (z. B. bestimmt gemäß dem in Schritt **621** bestimmten geometrischen Modell) der distalen Enden der individuellen Koronararterien und Äste berechnet werden, und basierend auf dem Verhältnis  $R = R_0 d^\beta$ , wobei  $R$  der Widerstand zum Fluss an einem bestimmten distalen Ende ist und  $R_0$  eine vorgegebene Konstante ist,  $d$  die Größe ist (z. B. Durchmesser des distalen Endes) und  $\beta$  ein vorgegebener Potenzgesetzexponent ist, wie oben in Verbindung mit dem Bestimmen des Lumped-Parameter-Modells in Schritt **310** aus **Fig. 3** beschrieben.

**[0192]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 24** kann das Verfahren **600** das Anpassen der Grenzbedingungen basierend auf einer oder mehreren physischen Bedingung(en) des Patienten beinhalten (Schritt **635**). Zum Beispiel können die in den Schritten **631–634** bestimmten Parameter basierend darauf angepasst werden, ob die Lösung **640** einen Ruhezustand, verschiedene Hyperämieniveaus, verschiedene Niveaus körperlicher Betätigung oder Anstrengungen, verschiedene Medikamente usw. simulieren soll. Basierend auf den Eingaben **610**, den Modellen **620** und den Bedingungen **630** kann eine rechnerische Analyse ausgeführt werden, z. B. wie oben in Verbindung mit Schritt **402** aus **Fig. 3** beschrieben, um die Lösung **640** zu bestimmen, die Informationen über den Koronarblutfluss des Patienten unter den in Schritt **635** ausgewählten physischen Bedingungen beinhaltet (Schritt **641**). Beispiele für Informationen, die von der Lösung **640** bereitgestellt werden können, werden nachfolgend beschrieben.

**[0193]** Das kombinierte patientenspezifische anatomische (geometrische) und physiologische (physikbasierte) Modell kann verwendet werden, um die Auswirkung verschiedener Medikamente oder Veränderungen der Lebensweise (z. B. Aufhören mit dem Rauchen, Ernährungsumstellung oder erhöhte körperliche Betätigung) zu bestimmen, die die Herzfrequenz, das Schlagvolumen, den Blutdruck oder die koronare Mikrozirkulationsfunktion im Koronararterienblutfluss verändern. Derartige Informationen können verwendet werden, um die medizinische Behandlung zu optimieren oder potenziell gefährliche Auswirkungen von Medikamenten zu verhindern. Das kombinierte Modell kann außerdem verwendet werden, um die Wirkung von koronarem Arterienblutfluss alternativer Formen und/oder variierender Niveaus körperlicher Betätigung oder Risiken für das Aussetzen gegenüber einer potenziell extrinsischen Kraft zu bestimmen, z. B. beim Spielen von Football, während eines Raumfluges, während eines Tauchgangs, während eines Fluges in einem Flugzeug usw. Derartige Informationen können verwendet werden, um Arten und Niveaus körperlicher Aktivität zu identifizieren, die für einen spezifischen Patienten sicher und wirksam sein können. Das kombinierte Modell kann außerdem verwendet werden,

um einen potenziellen Nutzen perkutaner koronarer Eingriffe in den Koronararterienblutfluss vorherzusagen, um die optimale Eingriffsstrategie auszuwählen und/oder um einen potenziellen Nutzen von koronarem Arterien-Bypass-Grafting für den Koronararterienblutfluss vorherzusagen, um die optimale chirurgische Strategie auszuwählen.

**[0194]** Das kombinierte Modell kann außerdem verwendet werden, um potenziell desaströse Auswirkungen einer Erhöhung der Belastung durch die arterielle Erkrankung auf den Koronararterienblutfluss darzustellen und unter Verwendung mechanistischer oder phänomenologischer Krankheitsverlaufsmodelle oder empirischer Daten vorherzusagen, wann eine fortschreitende Krankheit zu einer Einschränkung des Blutflusses zum Herzmuskel führen kann. Derartige Informationen können das Bestimmen eines „Garantiezeitraumes“ ermöglichen, während dem erwartet werden kann, dass ein Patient, der zunächst unter Verwendung von nichtinvasiver Bildgebung als frei von hämodynamisch signifikanter Erkrankung bestimmt wird, keine medizinische, intervenierende oder chirurgische Behandlung benötigt, oder alternativ, die Rate, mit der der Verlauf fortschreiten kann, wenn die nachteiligen Faktoren beibehalten werden.

**[0195]** Das kombinierte Modell kann außerdem verwendet werden, um potenziell vorteilhafte Auswirkungen auf den Koronararterienblutfluss darzustellen, die durch eine Verringerung der Belastung durch koronare Arterienerkrankung bedingt wird, und unter Verwendung mechanistischer oder phänomenologischer Krankheitsverlaufsmodelle oder empirischer Daten vorherzusagen, wann eine Regression der Erkrankung zu einem erhöhten Blutfluss durch die Koronararterien zum Herzmuskel führen kann. Derartige Informationen können verwendet werden, um medizinische Versorgungsprogramme zu leiten, einschließlich, jedoch nicht beschränkt auf, Umstellung der Ernährung, erhöhte körperliche Betätigung, Verschreiben von Statinen oder anderen Medikamenten usw.

#### VI. Bereitstellen patientenspezifischer Behandlungsplanung

**[0196]** Wie oben in Verbindung mit dem in **Fig. 2** dargestellten Schritt **500** beschrieben, kann das beispielhafte Verfahren das Bereitstellen von patientenspezifischer Behandlungsplanung bereitstellen. In einer beispielhaften Ausführungsform kann Schritt **500** die folgenden Schritte beinhalten. Wenngleich **Fig. 3** die nachfolgenden Schritte nicht darstellt, versteht es sich, dass diese Schritte in Verbindung mit den in **Fig. 3** dargestellten Schritten ausgeführt werden können, z. B. nach Schritten **406** oder **408**.

**[0197]** Wie oben beschrieben, zeigt das in **Fig. 1** und **Fig. 23** dargestellte cFFR-Modell **54** die cFFR-Werte über die durch das Netz **380** aus **Fig. 17–Fig. 19** re-

präsentierte Anatomie des Patienten in einem unbehandelten Zustand und unter simulierten Hyperämiebedingungen. Unter Verwendung dieser Informationen kann der Arzt dem Patienten Behandlungen verschreiben, wie erhöhte körperliche Betätigung, eine Ernährungsumstellung, ein Rezept für Medikamente, einen chirurgischen Eingriff an einem beliebigen Abschnitt der modellierten Anatomie oder anderen Abschnitten des Herzens (z. B. Koronararterien-By-pass-Grafting, Einsetzen eines oder mehrerer koronarer Stents usw.) usw.

**[0198]** Um zu bestimmen, welche Behandlung(en) verschrieben werden sollen, kann das Computersystem verwendet werden, um vorherzusagen, wie sich die durch die rechnerische Analyse bestimmten Informationen basierend auf derartiger/-n Behandlung(en) verändern würden. Zum Beispiel können bestimmte Behandlungen, wie das Einsetzen von Stents oder andere chirurgische Eingriffe, zu einer Veränderung der Geometrie der modellierten Anatomie führen. Dementsprechend kann das in Schritt **306** erzeugte Volumenmodell **320** überarbeitet werden, um eine Erweiterung eines oder mehrerer Lumen anzuzeigen, in die ein Stent eingesetzt wird.

**[0199]** Zum Beispiel zeigt das in **Fig. 1** und **Fig. 23** dargestellte cFFR-Modell **54**, dass der niedrigste cFFR-Wert in der LAD-Arterie 0,66 beträgt, der niedrigste cFFR-Wert in der LCX-Arterie 0,72 beträgt, der niedrigste cFFR-Wert in der RCA-Arterie 0,80 beträgt. Die Behandlung kann vorgeschlagen werden, wenn ein cFFR-Wert zum Beispiel niedriger als 0,75 ist. Dementsprechend kann das Computersystem dem Benutzer vorschlagen, das Volumenmodell **320** zu überarbeiten, damit es eine Erweiterung der LAD-Arterie und der LCX-Arterie anzeigt, um das Einsetzen von Stents in diese Koronararterien zu simulieren. Der Benutzer kann aufgefordert werden, die Position und das Ausmaß der Erweiterung (z. B. die Länge und den Durchmesser) auszuwählen, die der Position und Größe des simulierten Stents entspricht. Alternativ können die Position und das Ausmaß der Erweiterung automatisch basierend auf verschiedenen Faktoren, wie der/den Position(en) des/des Knoten(s) mit cFFR-Werten, die niedriger sind als 0,75, einer Position einer signifikanten Verengung der Gefäße, Größen herkömmlicher Stents usw., durch das Computersystem bestimmt werden.

**[0200]** **Fig. 25** zeigt ein Beispiel eines modifizierten cFFR-Modells **510**, das basierend auf einem soliden Modell bestimmt wurde, das durch Erweitern eines Abschnitts der LAD-Arterie an Position **512** und eines Abschnitts der LCX-Arterie an Position **514** erzeugt wurde. In einer beispielhaften Ausführungsform können beliebige der oben beschriebenen Schritte, z. B. Schritte **310–314** und **402–408**, unter Verwendung des modifizierten Volumenmodells wiederholt werden. In Schritt **406** kann der vollendete Bericht die

Informationen über den unbehandelten Patienten (z. B. ohne die Stents), wie die in **Fig. 23** dargestellten Informationen, und Informationen über die simulierte Behandlung für den Patienten, wie die in **Fig. 25** und **Fig. 26** dargestellten Informationen, beinhalten.

**[0201]** **Fig. 25** beinhaltet das modifizierte cFFR-Modell **510** und beinhaltet außerdem Übersichtsinformationen, wie die niedrigsten cFFR-Werte in den Hauptkoronararterien und davon ausgehenden Ästen für das mit der vorgeschlagenen Behandlung verknüpfte modifizierte Volumenmodell. Zum Beispiel zeigt **Fig. 25**, dass der niedrigste cFFR-Wert in der LAD-Arterie (und ihren stromabwärts gelegenen Ästen) 0,78 beträgt, der niedrigste cFFR-Wert in der LCX-Arterie (und ihren stromabwärts gelegenen Ästen) 0,78 beträgt, der niedrigste cFFR-Wert in der RCA-Arterie (und ihren stromabwärts gelegenen Ästen) 0,79 beträgt. Dementsprechend zeigt ein Vergleich des cFFR-Modells **54** des unbehandelten Patienten (ohne Stents) und des cFFR-Modells **510** für die vorgeschlagene Behandlung (mit eingesetzten Stents), dass die vorgeschlagene Behandlung die minimale cFFR in der LAD-Arterie von 0,66 auf 0,78 erhöhen kann und die minimale cFFR in der LCX-Arterie von 0,72 auf 0,76 erhöhen würde, während eine minimale Verringerung der minimalen cFFR in der RCA-Arterie von 0,80 auf 0,79 stattfinden würde.

**[0202]** **Fig. 26** zeigt ein Beispiel eines modifizierten simulierten Blutflussmodells **520**, bestimmt nach dem Erweitern von Abschnitten der LAD-Arterie an Position **512** und der LCX-Arterie an Position **514**, wie oben beschrieben. **Fig. 26** beinhaltet außerdem Übersichtsinformationen, wie die Blutflusswerte an verschiedenen Positionen in den Hauptkoronararterien und den davon ausgehenden Ästen für das mit der vorgeschlagenen Behandlung verknüpfte modifizierte Volumenmodell. Zum Beispiel zeigt **Fig. 26** Blutflusswerte für vier Positionen LAD1, LAD2, LAD3 und LAD4 in der LAD-Arterie und für zwei Positionen LCX1 und LCX2 in der LCX-Arterie für den unbehandelten Patienten (ohne Stents) und für den behandelten Patienten (mit eingesetzten Stents). **Fig. 26** zeigt außerdem eine prozentuale Veränderung in Blutflusswerten zwischen den unbehandelten und behandelten Zuständen. Dementsprechend zeigt ein Vergleich des simulierten Blutflussmodells **52** des unbehandelten Patienten und des simulierten Blutflussmodells **520** für die vorgeschlagene Behandlung, dass die vorgeschlagene Behandlung den Fluss durch die LAD-Arterie und LCX-Arterie an allen der Positionen LAD1–LAD4, LCX1 und LCX2 abhängig von der Position um 9% bis 19% erhöhen kann.

**[0203]** Andere Informationen können ebenfalls zwischen den unbehandelten und behandelten Zuständen verglichen werden, wie der Koronararterienblutdruck. Basierend auf diesen Informationen kann der Arzt mit dem Patienten besprechen, ob mit der vor-

geschlagenen Behandlungsoption fortgefahren wird oder nicht.

**[0204]** Andere Behandlungsoptionen können außerdem das Modifizieren des Volumenmodells **320** auf verschiedene Weisen beinhalten. Zum Beispiel kann Koronararterien-Bypass-Grafting das Erzeugen neuer Lumen oder Durchgänge im soliden Modell **320** beinhalten und das Entfernen einer Läsion kann das Erweitern eines Lumens oder Durchganges beinhalten. Andere Behandlungsoptionen können das Modifizieren des Volumenmodells **320** beinhalten. Zum Beispiel kann eine verstärkte körperliche Betätigung oder Anstrengung, eine Ernährungsumstellung oder eine andere Umstellung der Lebensweise, das Verschreiben von Medikamenten usw. das Verändern der in Schritt **310** bestimmten Grenzbedingungen beinhalten, z. B. aufgrund von Vasokonstriktion, Aufweitung, erhöhter Herzfrequenz usw. Zum Beispiel können die Herzfrequenz, die Herzleistung, das Schlagvolumen, der Blutdruck, die koronare Mikrozirkulationsfunktion, die Konfigurationen der Lumped-Parameter-Modelle usw. von den verschriebenen Medikamenten, der Art und Häufigkeit der ausgewählten körperlichen Betätigung (oder anderen Anstrengung), der Art der Umstellung der Lebensweise (z. B. Aufhören mit dem Rauchen, Ernährungsumstellung usw.) abhängen, wodurch die in Schritt **310** bestimmten Grenzbedingungen auf unterschiedliche Weise beeinflusst werden.

**[0205]** In einer beispielhaften Ausführungsform können modifizierte Grenzbedingungen unter Verwendung von Daten von vielen Patienten experimentell bestimmt werden, und ähnliche Behandlungsoptionen können erfordern, dass die Grenzbedingungen auf ähnliche Weise modifiziert werden. Empirische Modelle können aus einer großen Population an patientenspezifischen Daten entwickelt werden, wodurch eine Sammlung an Grenzbedingungen oder Funktionen für das Berechnen von Grenzbedingungen erzeugt wird, die spezifischen Behandlungsoptionen entsprechen, die in zukünftigen Analysen auf ähnliche Patienten angewendet werden können.

**[0206]** Nach dem Modifizieren der Grenzbedingungen können die oben beschriebenen Schritte, z. B. Schritte **312**, **314** und **402–408**, unter Verwendung der modifizierten Grenzbedingungen wiederholt werden und in Schritt **406** kann der vollendete Bericht die Informationen über den unbehandelten Patienten, wie die in **Fig. 23** dargestellten Informationen, und Informationen über die simulierte Behandlung für den Patienten, wie die in **Fig. 25** und **Fig. 26** dargestellten Informationen, beinhalten.

**[0207]** Alternativ kann dem Arzt, dem Patienten oder einem anderen Benutzer eine Benutzerschnittstelle bereitgestellt werden, die eine Interaktion mit einem dreidimensionalen Modell (z. B. dem Volumenmodell

**320** aus **Fig. 8**) ermöglicht. Das Modell **320** kann in benutzerauswählbare Segmente unterteilt werden, die durch den Benutzer bearbeitet werden können, um eine oder mehrere Behandlungsoption(en) widerzuspiegeln. Zum Beispiel kann der Benutzer ein Segment mit einer Stenose (oder einem Verschluss, z. B. einem akuten Verschluss) auswählen und das Segment anpassen, um die Stenose zu entfernen, der Benutzer kann ein Segment zum Modell **320** hinzufügen, um als Bypass zu dienen usw. Der Benutzer kann außerdem aufgefordert werden, andere Behandlungsoptionen und/oder physiologische Parameter anzugeben, die die oben bestimmten Grenzbedingungen verändern können, z. B. eine Veränderung der Herzleistung, einer Herzfrequenz, einer Schlagleistung, eines Blutdrucks, eines Niveaus körperlicher Betätigung oder Anstrengung, eines Hyperämieniveaus, Medikamente usw. In einer alternativen Ausführungsform kann das Computersystem eine Behandlungsoption bestimmen oder vorschlagen.

**[0208]** Die Benutzerschnittstelle kann eine Interaktion mit dem dreidimensionalen Modell **320** ermöglichen, um es dem Benutzer zu ermöglichen, eine Stenose (oder einen Verschluss, z. B. einen akuten Verschluss) zu simulieren. Zum Beispiel kann der Benutzer ein Segment zum Einschließen der Stenose auswählen und das Computersystem kann verwendet werden, um vorherzusagen, wie sich die durch die rechnerische Analyse bestimmten Informationen basierend auf dem Hinzufügen der Stenose verändern würden. Demnach können die hierin beschriebenen Verfahren verwendet werden, um die Auswirkung des Verschließens einer Arterie vorherzusagen.

**[0209]** Die Benutzerschnittstelle kann außerdem eine Interaktion mit dem dreidimensionalen Modell **320** ermöglichen, um eine beschädigte Arterie oder das Entfernen einer Arterie zu simulieren, was zum Beispiel bei bestimmten chirurgischen Eingriffen, wie beim Entfernen krebsartiger Tumore, vorkommen kann. Das Modell kann außerdem modifiziert werden, um die Auswirkung des Verhinderns von Blutfluss durch bestimmte Arterien zu simulieren, um das Potenzial für kollabierte Durchgänge für das Bereitstellen eines adäquaten Blutflusses für den Patienten vorherzusagen.

A. Verwenden von ordnungsreduzierten Modellen zum Vergleichen verschiedener Behandlungsoptionen

**[0210]** In einer beispielhaften Ausführungsform kann es das Computersystem dem Benutzer ermöglichen, verschiedene Behandlungsoptionen schneller zu simulieren, indem das dreidimensionale Volumenmodell **320** oder Netz **380** durch ein ordnungsreduziertes Modell ersetzt wird. **Fig. 27** zeigt ein schematisches Diagramm eines Verfahrens **700** zum Simulieren verschiedener Behandlungsoptionen unter Ver-

wendung eines ordnungsreduzierten Modells gemäß einer beispielhaften Ausführungsform. Das Verfahren **700** kann im oben beschriebenen Computersystem implementiert sein.

**[0211]** Ein oder mehrere patientenspezifische(s) simulierte(s) Blutflussmodell(e), das/die Blutfluss oder andere Parameter repräsentiert/repräsentieren, kann/können von der oben beschriebenen rechnerischen Analyse ausgegeben werden (Schritt **701**). Zum Beispiel können die simulierten Blutflussmodelle das simulierte Blutdruckmodell **50** aus **Fig. 1**, das simulierte Blutflussmodell **52** aus **Fig. 1**, das cFFR-Modell **54** aus **Fig. 1** usw. beinhalten, die unter Verwendung der oben beschriebenen und in **Fig. 2** und **Fig. 3** dargestellten Verfahren bereitgestellt werden. Wie oben beschrieben, kann das simulierte Blutflussmodell ein dreidimensionales geometrisches Modell der Anatomie des Patienten beinhalten.

**[0212]** Funktionelle Informationen können aus den simulierten Blutflussmodellen extrahiert werden, um Bedingungen für ein ordnungsreduziertes Modell zu spezifizieren (Schritt **702**). Zum Beispiel können die funktionellen Informationen die unter Verwendung der oben beschriebenen rechnerischen Analyse bestimmten Blutdruck-, Fluss- oder Geschwindigkeitsinformationen beinhalten.

**[0213]** Ein ordnungsreduziertes Modell (z. B. nulldimensional oder eindimensional) kann bereitgestellt werden, um das dreidimensionale Volumenmodell **320** zu ersetzen, das verwendet wird, um die in Schritt **701** erzeugten patientenspezifischen simulierten Blutflussmodelle zu erzeugen, und das ordnungsreduzierte Modell kann verwendet werden, um Informationen über den Koronarblutfluss im Patienten zu bestimmen (Schritt **703**). Zum Beispiel kann das ordnungsreduzierte Modell ein Lumped-Parameter-Modell sein, das wie oben in Verbindung mit Schritt **310** aus **Fig. 3** beschrieben erzeugt wurde. Demnach ist das Lumped-Parameter-Modell ein vereinfachtes Modell der Anatomie des Patienten, das verwendet werden kann, um Informationen über den Koronarblutfluss im Patienten zu bestimmen, ohne das mit dem Netz **380** aus **Fig. 17–Fig. 19** verknüpfte komplexere System an Gleichungen lösen zu müssen.

**[0214]** Durch das Lösen des ordnungsreduzierten Modells in Schritt **703** bestimmte Informationen können dann auf ein dreidimensionales Volumenmodell (z. B. das Volumenmodell **320**) der Anatomie des Patienten übertragen oder extrapoliert werden (Schritt **704**) und der Benutzer kann je nach Wunsch Veränderungen am ordnungsreduzierten Modell vornehmen, um verschiedene Behandlungsoptionen und/oder Veränderungen der physiologischen Parameter für den Patienten, die durch den Benutzer ausgewählt werden können (Schritt **705**), zu simulieren. Die auswählbaren physiologischen Parameter können Herz-

leistung, Niveau körperlicher Betätigung oder Anstrengung, Hyperämieniveau, Art der Medikamente usw. beinhalten. Die auswählbaren Behandlungsoptionen können das Entfernen einer Stenose, das Einfügen eines Bypasses usw. beinhalten.

**[0215]** Das ordnungsreduzierte Modell kann dann basierend auf den Behandlungsoptionen und/oder den durch den Benutzer ausgewählten physiologischen Parametern modifiziert werden und das modifizierte ordnungsreduzierte Modell kann verwendet werden, um Informationen über den Koronarblutfluss im Patienten zu bestimmen, die mit der ausgewählten Behandlungsoption und/oder dem physiologischen Parameter verknüpft sind (Schritt **703**). Informationen, die durch das Lösen des ordnungsreduzierten Modells in Schritt **703** bestimmt wurden, können dann auf das dreidimensionale Volumenmodell **320** der Anatomie des Patienten übertragen oder extrapoliert werden, um die Auswirkungen der ausgewählten Behandlungsoption und/oder der physiologischen Parameter auf den Koronarblutfluss in der Anatomie des Patienten vorherzusagen (Schritt **704**).

**[0216]** Die Schritte **703–705** können für verschiedene Behandlungsoptionen und/oder physiologische Parameter wiederholt werden, um die vorhergesagten Auswirkungen verschiedener Behandlungsoptionen miteinander und mit den Informationen über den Koronarblutfluss im unbehandelten Patienten zu vergleichen. Dadurch können vorhergesagte Ergebnisse für verschiedenen Behandlungsoptionen und/oder physiologischen Parameter miteinander, gegeneinander und gegen Informationen über den unbehandelten Patienten abgewogen werden, ohne dass die komplexeren Analysen unter Verwendung des dreidimensionalen Netzes **380** erneut ausgeführt werden müssen. Stattdessen kann ein ordnungsreduziertes Modell verwendet werden, das es dem Benutzer ermöglichen kann, verschiedene Behandlungsoptionen und/oder physiologische Parameter einfacher und schneller zu analysieren und zu vergleichen.

**[0217]** **Fig. 28** zeigt weitere Aspekte des beispielhaften Verfahrens zum Simulieren verschiedener Behandlungsoptionen unter Verwendung eines ordnungsreduzierten Modells gemäß einer beispielhaften Ausführungsform. Das Verfahren **700** kann im oben beschriebenen Computersystem implementiert sein.

**[0218]** Wie oben in Verbindung mit Schritt **306** aus **Fig. 3** beschrieben, kann ein patientenspezifisches geometrisches Modell basierend auf Bildgebungsdaten für den Patienten erzeugt werden (Schritt **711**). Zum Beispiel können die Bildgebungsdaten die in Schritt **100** aus **Fig. 2** erfassten CCTA-Daten beinhalten und das geometrische Modell kann das in Schritt **306** aus **Fig. 3** erzeugte Volumenmodell **320** aus

**Fig. 8** und/oder das in Schritt **312** aus **Fig. 3** erzeugte Netz **380** aus **Fig. 17–Fig. 19** sein.

**[0219]** Unter Verwendung des patientenspezifischen dreidimensionalen geometrischen Modells kann die rechnerische Analyse ausgeführt werden, z. B. wie oben in Verbindung mit Schritt **402** aus **Fig. 3** beschrieben, um Informationen über den Koronarblutfluss des Patienten zu bestimmen (Schritt **712**). Die rechnerische Analyse kann ein oder mehrere dreidimensionale(s) patientenspezifische(s) simulierte(s) Blutflussmodell(e) ausgeben, das/die Blutfluss oder andere Parameter repräsentiert/-en, z. B. das simulierte Blutdruckmodell **50** aus **Fig. 1**, das simulierte Blutflussmodell **52** aus **Fig. 1**, das cFFR-Modell **54** aus **Fig. 1** usw.

**[0220]** Das simulierte Blutflussmodell kann basierend auf den anatomischen Merkmalen des Modells segmentiert werden (z. B. wie oben in Verbindung mit **Fig. 14** beschrieben) (Schritt **713**). Zum Beispiel können von den Hauptkoronararterien ausgehende Äste in separaten Segmenten bereitgestellt sein (Schritt **714**), Abschnitte mit Stenose oder erkrankte Abschnitte können in separaten Segmenten bereitgestellt sein (Schritt **716**) und Abschnitte zwischen den Ästen und den Abschnitten mit Stenose oder erkrankten Abschnitten können in separaten Segmenten bereitgestellt sein (Schritt **715**). Verschiedene Auflösungsgrade können für die Segmentierung des simulierten Blutflussmodells bereitgestellt sein, sodass jedes Gefäß eine Mehrzahl an kurzen, einzelnen Segmenten oder längeren Segmenten beinhalten kann, z. B. einschließlich des gesamten Gefäßes. Außerdem können verschiedene Techniken zum Segmentieren des simulierten Blutflussmoduls bereitgestellt sein, einschließlich des Erzeugens von Mittellinien und des Segmentierens basierend auf erzeugten Mittellinien oder des Erkennens von Verzweigungspunkten und des Segmentierens basierend auf den erkannten Verzweigungspunkten. Die erkrankten Abschnitte und Stenosen können identifiziert werden, z. B. durch Messen der Querschnittsfläche entlang der Länge der Mittellinie und Berechnen lokaler minimaler Querschnittsflächen. Die Schritte **711–716** können als Unterschritte von Schritt **701** aus **Fig. 27** angesehen werden.

**[0221]** Die Segmente können durch Komponenten eines Lumped-Parameter-Modells ersetzt werden, wie Widerstände, Kondensatoren, Induktionsspulen usw., wie oben in Verbindung mit **Fig. 15** beschrieben. Die individuellen Werte für den Widerstand, die Kapazität, die Induktivität und andere mit anderen im Lumped-Parameter-Modell verwendeten elektrischen Komponenten verknüpfte Variablen können von den in Schritt **712** bereitgestellten simulierten Blutflussmodellen abgeleitet werden. Zum Beispiel können für Äste und Abschnitte zwischen den Ästen und Abschnitte mit Stenose oder erkrankten Be-

reichen vom simulierten Blutflussmodell abgeleitete Informationen verwendet werden, um den entsprechenden Segmenten lineare Widerstände zuzuweisen (Schritt **717**). Für Abschnitte mit komplexer Geometrie, wie einer Stenose oder einem erkrankten Bereich, kann der Widerstand mit der Flussrate variieren. Demnach können mehrere rechnerische Analysen erfasst werden, um simulierte Blutflussmodelle für verschiedene Fluss- und Druckbedingungen zu erfassen, um patientenspezifische gefäßspezifische und läsionsspezifische Widerstandsfunktionen für diese komplexen Geometrien abzuleiten, wie oben in Verbindung mit **Fig. 15** beschrieben. Dementsprechend können für Abschnitte mit Stenose und oder erkrankte Bereiche Informationen, die von diesen von bisherigen Daten abgeleiteten mehreren rechnerischen Analysen oder Modellen abgeleitet wurden, verwendet werden, um nichtlineare flussabhängige Widerstände entsprechenden Segmenten zuzuweisen (Schritt **718**). Die Schritte **717** und **718** können als Unterschritte von Schritt **702** aus **Fig. 27** angesehen werden.

**[0222]** Unter Verwendung der in Schritten **717** und **718** bestimmten Widerstände kann ein ordnungsreduziertes Modell (z. B. nulldimensional oder eindimensional) erzeugt werden (Schritt **719**). Zum Beispiel kann das ordnungsreduzierte Modell ein Lumped-Parameter-Modell sein, das wie oben in Verbindung mit Schritt **310** aus **Fig. 3** beschrieben erzeugt wird. Demnach ist das Lumped-Parameter-Modell ein vereinfachtes Modell der Anatomie des Patienten, das verwendet werden kann, um Informationen über den Koronarblutfluss im Patienten zu bestimmen, ohne dass das mit dem Netz **380** aus **Fig. 17–Fig. 19** verknüpfte komplexere System an Gleichungen gelöst werden muss.

**[0223]** Eine Benutzerschnittstelle kann bereitgestellt sein, die es dem Benutzer ermöglicht, mit dem in Schritt **719** erzeugten ordnungsreduzierten Modell zu interagieren (Schritt **720**). Zum Beispiel kann der Benutzer verschiedene Segmente des ordnungsreduzierten Modells auswählen und bearbeiten, um verschiedene Behandlungsoptionen zu simulieren, und/oder verschiedene physiologische Parameter bearbeiten. Zum Beispiel kann ein Eingriff, wie das Einsetzen eines Stents, um einen erkrankten Bereich zu reparieren, modelliert werden, indem der Widerstand des Segments, in das der Stent eingesetzt werden soll, verringert wird. Das Einfügen eines Bypasses kann nachgeahmt werden, indem ein Segment mit einem niedrigen Widerstand parallel zu einem erkrankten Segment hinzugefügt wird.

**[0224]** Das modifizierte ordnungsreduzierte Modell kann gelöst werden, um Informationen über den Koronarblutfluss im Patienten unter der Behandlung und/oder einer Veränderung in den in Schritt **720** ausgewählten physiologischen Parametern zu bestimm-

men (Schritt **721**). Die in Schritt **721** für Fluss und Druck in jedem Segment bestimmten Lösungswerte können dann mit der in Schritt **712** bestimmten dreidimensionalen Lösung verglichen werden und jegliche Differenz kann minimiert werden, indem die Widerstandsfunktionen der Segmente angepasst werden (z. B. wie in den Schritten **717** und **718** bestimmt) und das ordnungsreduzierte Modell aufgelöst wird (z. B. Schritt **721**), bis die Lösungen passen. Dadurch kann das ordnungsreduzierte Modell erzeugt und dann mit einem vereinfachten Satz an Gleichungen gelöst werden, die eine verhältnismäßig schnelle Berechnung ermöglichen (z. B. im Vergleich zu einem vollständigen dreidimensionalen Modell) und verwendet werden können, um die Flussrate und den Druck zu lösen, die die Ergebnisse einer vollständigen dreidimensionalen rechnerischen Lösung annähern können. Das ordnungsreduzierte Modell ermöglicht verhältnismäßig schnelle Iterationen für verschiedene unterschiedliche Behandlungsoptionen.

**[0225]** Durch das Lösen des ordnungsreduzierten Modells in Schritt **721** bestimmte Informationen können dann auf ein dreidimensionales Volumenmodell der Anatomie des Patienten übertragen oder extrapoliert werden (z. B. das Volumenmodell **320**)(Schritt **722**). Die Schritte **719–722** können den Schritten **703–705** aus Fig. 27 ähneln und können, wie vom Benutzer gewünscht, wiederholt werden, um verschiedene Kombinationen für Behandlungsoptionen und/oder physiologische Parameter zu simulieren.

**[0226]** Statt den Widerstand entlang der Segmente vom dreidimensionalen Modell (z. B. wie oben für Schritte **717** und **718** beschrieben) zu berechnen, können Fluss und Druck alternativ an Intervallen entlang der Mittellinie in ein Lumped-Parameter- oder eindimensionales Modell zugeordnet werden. Die effektiven Widerstands- oder Verlustkoeffizienten können unter den Einschränkungen der Grenzbedingungen gelöst werden und ihnen können Fluss und Druck zugeordnet werden.

**[0227]** Außerdem können die Flussraten und Druckgradienten über individuelle Segmente verwendet werden, um einen epikardialen Koronarwiderstand zu berechnen, unter Verwendung der vom ordnungsreduzierten Modell abgeleiteten Lösung (z. B. wie oben für Schritt **721** beschrieben). Der epikardiale Koronarwiderstand kann als ein äquivalenter Widerstand der epikardialen Koronararterien (den Abschnitten der Koronararterien und der davon ausgehenden Äste, die im aus den medizinischen Bildgebungsdaten rekonstruierten patientenspezifischen Modell enthalten sind) berechnet werden. Dies kann eine klinische Signifikanz haben, da erklärt wird, warum Patienten mit diffuser Atherosklerose in den Koronararterien Symptome von Ischämie (Einschränken der Blutversorgung) aufweisen können. Außerdem können der Fluss pro Einheit an Myokardgewebevolu-

men (oder Masse) und/oder der Fluss pro Einheit der Herzleistung unter Bedingungen simulierter pharmakologisch induzierter Hyperämie oder variierender Intensität körperlicher Betätigung unter Verwendung von Daten von den ordnungsreduzierten Modellen berechnet werden.

**[0228]** Dadurch kann die Genauigkeit des dreidimensionalen Modellierens des Blutflusses mit der rechnerischen Einfachheit und der verhältnismäßig hohen Geschwindigkeit von eindimensionalen und Lumped-Parameter-Modelltechnologien kombiniert werden. Dreidimensionale rechnerische Verfahren können verwendet werden, um patientenspezifische eindimensionale oder Lumped-Parameter-Modelle numerisch abzuleiten, die numerisch abgeleitete empirische Modelle für Druckverluste über normale Segmente, Stenosen, Äste und andere anatomische Merkmale einbetten. Es kann eine verbesserte Diagnose für Patienten mit kardiovaskulären Erkrankungen bereitgestellt werden und das Planen von medizinischen, intervenierenden und chirurgischen Behandlungen kann schneller ausgeführt werden.

**[0229]** Außerdem kann die Genauigkeit von dreidimensionalen rechnerischen Fluid-Dynamiktechnologien mit der rechnerischen Einfachheit und den Leistungsfähigkeiten von Lumped-Parameter- und eindimensionalen Modellen des Blutflusses kombiniert werden. Ein dreidimensionales geometrisches und physiologisches Modell kann automatisch in ein ordnungsreduziertes eindimensionales oder Lumped-Parameter-Modell zerlegt werden. Das dreidimensionale Modell kann verwendet werden, um die linearen oder nichtlinearen hämodynamischen Auswirkungen von Blutfluss durch normale Segmente, Stenose und/oder Äste zu berechnen und die Parameter empirischer Modelle festzulegen. Die eindimensionalen oder Lumped-Parameter-Modelle können effizienter und schneller für Blutfluss und Druck in einem patientenspezifischen Modell aufgelöst werden und die Ergebnisse der Lumped-Parameter- oder eindimensionalen Lösungen anzeigen.

**[0230]** Das ordnungsreduzierte patientenspezifische anatomische und physiologische Modell kann verwendet werden, um die Auswirkung verschiedener Medikamente oder Umstellungen der Lebensweise (z. B. Aufhören mit dem Rauchen, Ernährungsumstellung oder erhöhte körperliche Betätigung) zu bestimmen, die die Herzfrequenz, das Schlagvolumen, den Blutdruck oder die koronare mikrozirkulatorische Funktion auf den Koronararterienblutfluss verändert. Derartige Informationen können verwendet werden, um medizinische Therapie zu optimieren oder potenziell gefährliche Folgen von Medikamenten zu verhindern. Das ordnungsreduzierte Modell kann außerdem verwendet werden, um die Auswirkung alternativer Formen und/oder variierender Niveaus körperlicher Aktivität auf den Koronararterienblutfluss oder



Risiken des Aussetzens gegenüber potenzieller extrinsischer Kraft zu bestimmen, z. B. beim Spielen von Football, während eines Raumfluges, beim Tauchen, während eines Fluges in einem Flugzeug usw. Derartige Informationen können verwendet werden, um die Arten und Pegel körperlicher Aktivität zu identifizieren, die für einen spezifischen Patienten sicher und effektiv sein können. Das ordnungsreduzierte Modell kann außerdem verwendet werden, um einen potenziellen Nutzen perkutaner koronarer Eingriffe in den Koronararterienblutfluss vorherzusagen, um die optimale Eingriffsstrategie auszuwählen und/oder einen potenziellen Nutzen von Koronararterien-Bypass-Grafting für den koronaren Blutfluss vorherzusagen, um die optimale chirurgische Strategie auszuwählen.

**[0231]** Das ordnungsreduzierte Modell kann außerdem verwendet werden, um potenziell gesundheitsschädliche Auswirkungen einer Erhöhung der Belastung durch arterielle Erkrankung auf den koronaren Blutfluss darzustellen und unter Verwendung mechanistischer oder phänomenologischer Krankheitsverlaufsmodelle oder empirischer Daten vorherzusagen, wann das Fortschreiten der Erkrankung zu einer Beeinträchtigung des Blutflusses zum Herzmuskel führen kann. Derartige Informationen ermöglichen das Bestimmen eines „Garantiezeitraumes“, in dem ein Patient, der zunächst unter Verwendung nichtinvasiver Bildgebung frei von hämodynamisch signifikanter Erkrankung zu sein scheint, keine medizinische, intervenierende oder chirurgische Therapie erfordert, oder alternativ, die Rate, mit der der Verlauf fortschreiten kann, wenn die nachteiligen Faktoren beibehalten werden.

**[0232]** Das ordnungsreduzierte Modell kann außerdem verwendet werden, um potenziell nützliche Auswirkungen auf den Koronararterienblutfluss darzustellen, die aus einer Verringerung der Belastung durch die koronare Arterienerkrankung entsteht, und um unter Verwendung mechanistischer oder phänomenologischer Krankheitsverlaufsmodelle oder empirischer Daten vorherzusagen, wann die Regression der Erkrankung zu einem erhöhten Blutfluss durch die Koronararterien zum Herzmuskel führen kann. Derartige Informationen können verwendet werden, um medizinische Versorgungsprogramme zu leiten, einschließlich, jedoch nicht beschränkt auf, Umstellungen der Ernährung, erhöhte körperliche Aktivität, Verschreiben von Statinen oder anderen Medikamenten usw.

**[0233]** Das ordnungsreduzierte Modell kann in ein Angiographiesystem integriert werden, um eine Echtzeit-Berechnung von Behandlungsoptionen zu ermöglichen, während ein Arzt einen Patienten in einem Herzkatheterisierungslabor untersucht. Das Modell kann auf dieselbe Ausrichtung eingestellt werden, wie die Angiographieanzeige, wodurch das An-

zeigen der Ergebnisse einer Live-Angiographieansicht der Koronararterien mit simulierten Blutflusslösungen nebeneinander oder überlappend ermöglicht wird. Der Arzt kann Behandlungspläne planen und verändern, während im Laufe der Prozeduren Beobachtungen gemacht werden, wodurch verhältnismäßig schnelles Feedback ermöglicht wird, bevor medizinische Entscheidungen getroffen werden. Der Arzt kann invasiv Druck-, FFR- oder Blutflussmessungen vornehmen und die Messungen können verwendet werden, um das Modell weiter zu verfeinern, bevor prädiktive Simulationen ausgeführt werden.

**[0234]** Das ordnungsreduzierte Modell kann außerdem in ein medizinisches Bildgebungssystem oder eine Arbeitsstation integriert sein. Falls sie aus einer Sammlung vergangener patientenspezifischer Simulationsergebnisse abgeleitet wurden, können die ordnungsreduzierten Modelle in Verbindung mit geometrischen Segmentierungsalgorithmen verwendet werden, um Blutflussinformationen verhältnismäßig schnell zu lösen, nachdem ein Bildgebungsscan ausgeführt wurde.

**[0235]** Das ordnungsreduzierte Modell kann außerdem verwendet werden, um die Effizienz neuer medizinischer Therapien oder Kosten/Nutzen von Behandlungsoptionen auf großen Populationen von Patienten zu modellieren. Eine Datenbank mehrerer patientenspezifischer Lumped-Parameter-Modelle (z. B. hunderte, tausende oder mehr) kann Modelle bereitstellen, die in verhältnismäßig kurzen Zeiträumen gelöst werden. Eine verhältnismäßig schnelle Iteration und Optimierung kann für Medikamente, Therapien oder Simulationen oder Planung von klinischen Studien bereitgestellt werden. Das Anpassen der Modelle, um Behandlungen, Patientenreaktionen auf Medikamente oder chirurgische Eingriffe zu repräsentieren, kann Schätzungen der Effizienz ermöglichen, die erreicht werden kann, ohne dass möglicherweise kostenintensive und potenziell riskante umfangreiche klinische Studien ausgeführt werden müssen.

## VII. Andere Ergebnisse

### A. Bewerten der Myokardperfusion

**[0236]** Andere Ergebnisse können berechnet werden. Zum Beispiel kann die rechnerische Analyse Ergebnisse bereitstellen, die Myokardperfusion (Blutfluss durch das Myokard) quantitativ bestimmen. Das Quantifizieren von Myokardperfusion kann dabei helfen, Bereiche mit reduziertem Myokardblutfluss zu identifizieren, wie durch Ischämie (ein Einschränken einer Blutversorgung), Vernarbung oder andere Herzprobleme bedingt.

**[0237]** Fig. 29 zeigt ein schematisches Diagramm, das sich auf ein Verfahren **800** zum Bereitstellen ver-

schiedener Informationen über Myokardperfusion in einem spezifischen Patienten bezieht, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform. Das Verfahren **800** kann in das oben beschriebene Computersystem implementiert sein, z. B. das Computersystem, das verwendet wird, um einen oder mehrere der oben beschriebenen und in **Fig. 3** dargestellten Schritte zu implementieren.

**[0238]** Das Verfahren **800** kann unter Verwendung einer oder mehrerer Eingaben **802** ausgeführt werden. Die Eingaben **802** können medizinische Bildgebungsdaten **803** der Aorta, der Koronararterien (und den davon ausgehenden Ästen) und des Herzens des Patienten beinhalten, wie CCTA-Daten (z. B. in Schritt **100** aus **Fig. 2** erfasst). Die Eingaben **802** können außerdem zusätzliche physiologische Daten **804** beinhalten, die vom Patienten gemessen wurden, wie den brachialen Blutdruck, die Herzfrequenz des Patienten und/oder andere Messungen (z. B. in Schritt **100** aus **Fig. 2** erfasst). Die zusätzlichen physiologischen Daten **804** können nichtinvasiv erfasst werden. Die Eingaben **802** können verwendet werden, um die unten beschriebenen Schritte durchzuführen.

**[0239]** Ein dreidimensionales geometrisches Modell des Myokardgewebes des Patienten kann basierend auf den Bildgebungsdaten **803** erzeugt werden (Schritt **810**) und das geometrische Modell kann in Segmente oder Volumen unterteilt werden (Schritt **812**). Zum Beispiel zeigt **Fig. 31** ein dreidimensionales geometrisches Modell **846** einschließlich eines dreidimensionalen geometrischen Modells **838** des Myokardgewebes des Patienten, unterteilt in Segmente **842**. Die Größen und Positionen der einzelnen Segmente **842** können basierend auf den Ausflussgrenzen **324** (**Fig. 8**) der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste), den Größen der Blutgefäße in dem oder verbunden mit dem jeweiligen Segment **842** (z. B. den angrenzenden Blutgefäßen) usw. bestimmt werden. Das Unterteilen des geometrischen Myokardmodells **838** in Segmente **842** kann unter Verwendung verschiedener bekannter Verfahren ausgeführt werden, wie ein Fast-Marching-Verfahren, ein generalisiertes Fast-Marching-Verfahren, ein Level-Set-Verfahren, eine Diffusionsgleichung, Gleichungen, die einen Fluss durch ein poröses Medium regeln, usw.

**[0240]** Das dreidimensionale geometrische Modell kann außerdem einen Abschnitt der Aorta und der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) des Patienten beinhalten, die basierend auf den Bildgebungsdaten **803** modelliert werden können (Schritt **814**). Zum Beispiel beinhaltet das dreidimensionale geometrische Modell **846** aus **Fig. 31** ein dreidimensionales geometrisches Modell **837** der Aorta und der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) des Patienten und das in Schritt **810** erzeugte dreidi-

mensionale geometrische Modell **838** des Myokardgewebes des Patienten.

**[0241]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 29** kann eine rechnerische Analyse ausgeführt werden, z. B. wie in Verbindung mit Schritt **402** aus **Fig. 3** beschrieben, um eine Lösung zu bestimmen, die Informationen über den koronaren Blutfluss des Patienten unter einem durch den Benutzer bestimmten physischen Zustand beinhaltet (Schritt **816**). Zum Beispiel kann der physische Zustand einen Ruhezustand, ein ausgewähltes Hyperämieniveau, ein ausgewähltes Niveau an körperlicher Betätigung oder Anstrengung oder andere Zustände beinhalten. Die Lösung kann Informationen, wie Blutfluss und Druck, an verschiedenen Positionen in der in Schritt **814** modellierten Anatomie des Patienten und unter dem spezifizierten physischen Zustand bereitstellen. Die rechnerische Analyse kann unter Verwendung von Grenzbedingungen an den Ausflussgrenzen **324** (**Fig. 8**) ausgeführt werden, die von Lumped-Parameter- oder eindimensionalen Modellen abgeleitet wurden. Die eindimensionalen Modelle können erzeugt werden, um die Segmente **842** wie unten in Verbindung mit **Fig. 30** beschrieben zu füllen.

**[0242]** Basierend auf den in Schritt **816** bestimmten Blutflussinformationen kann die Perfusion des Blutflusses in die jeweiligen in Schritt **812** erzeugten Segmente **842** des Myokards berechnet werden (Schritt **818**). Zum Beispiel kann die Perfusion durch Teilen des Flusses von einem Auslass zu den Ausflussgrenzen **324** (**Fig. 8**) durch das Volumen des segmentierten Myokards, zu dem der Auslass führt, berechnet werden.

**[0243]** Die Perfusion der jeweiligen in Schritt **818** bestimmten Segmente des Myokards kann auf dem in Schritt **810** oder **812** erzeugten geometrischen Modell des Myokards angezeigt werden (z. B. dem dreidimensionalen geometrischen Modell **838** des in **Fig. 31** dargestellten Myokardgewebes des Patienten) (Schritt **820**). Zum Beispiel zeigt **Fig. 31**, dass die Segmente **842** des Myokards des geometrischen Modells **838** mit einer anderen Schattierung oder Farbe dargestellt werden können, um die Perfusion des Blutflusses in die jeweiligen Segmente **842** anzuzeigen.

**[0244]** **Fig. 30** zeigt ein anderes schematisches Diagramm, das sich auf ein Verfahren zum Bereitstellen verschiedener Informationen über Myokardperfusion in einem spezifischen Patienten bezieht, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform. Das Verfahren **820** kann in das oben beschriebene Computersystem implementiert sein, z. B. das Computersystem, das verwendet wird, um einen oder mehrere der oben beschriebenen und in **Fig. 3** dargestellten Schritte zu implementieren.

**[0245]** Das Verfahren **820** kann unter Verwendung einer oder mehrerer Eingaben **832** ausgeführt werden, die medizinische Bildgebungsdaten **833** der Aorta, der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) und des Herzens des Patienten beinhalten, wie CCTA-Daten (z. B. in Schritt **100** aus **Fig. 2** erfasst). Die Eingaben **832** können verwendet werden, um die unten beschriebenen Schritte durchzuführen.

**[0246]** Ein dreidimensionales geometrisches Modell des Myokardgewebes des Patienten kann basierend auf den Bildgebungsdaten **833** erzeugt werden (Schritt **835**). Das Modell kann außerdem einen Abschnitt der Aorta und der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) des Patienten beinhalten, der ebenfalls basierend auf den Bildgebungsdaten **803** erzeugt wurde. Wie oben beschrieben, zeigt **Fig. 31** zum Beispiel ein dreidimensionales geometrisches Modell **836** einschließlich des geometrischen Modells **837** der Aorta und der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) des Patienten und dem geometrischen Modell **838** des Myokardgewebes des Patienten. Der Schritt **835** kann die oben beschriebenen Schritte **810** und **814** aus **Fig. 29** beinhalten.

**[0247]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 30** kann das geometrische Myokardmodell **838** in Volumen oder Segmente **842** unterteilt werden (Schritt **840**). Schritt **840** kann den oben beschriebenen Schritt **812** aus **Fig. 29** beinhalten. Wie oben beschrieben, zeigt **Fig. 31** das dreidimensionale geometrische Modell **846** einschließlich des geometrischen Modells **838** des in die Segmente **842** unterteilten Myokardgewebes des Patienten.

**[0248]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 30** kann das geometrische Modell **846** modifiziert werden, um eine nächste Generation an Ästen **857** im Koronarbaum zu beinhalten (Schritt **855**). Die Position und Größe der Äste **857** (durch gestrichelte Linien **Fig. 31** dargestellt) kann basierend auf Mittellinien für die Koronararterien (und die davon ausgehenden Äste) bestimmt werden. Die Mittellinien können z. B. basierend auf den Bildgebungsdaten **833** bestimmt werden (Schritt **845**). Außerdem kann ein Algorithmus verwendet werden, um die Position und Größe der Äste **857** basierend auf morphometrischen Modellen (Modellen, die verwendet werden, um Gefäßposition und -größe stromabwärts von den bekannten Auslässen der Ausflussgrenzen **324** vorherzusagen (**Fig. 8**)) und/oder physiologischen Verzweigungsgesetzen bezüglich der Gefäßgröße zu bestimmen (Schritt **850**). Das morphometrische Modell kann auf die stromabwärts gelegenen Enden der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) erweitert werden, die im geometrischen Modell **837** enthalten und auf der epikardalen Oberfläche (der äußeren Schicht des Herzgewebes) bereitgestellt oder im geo-

metrischen Modell **838** der Myokardwand enthalten sind.

**[0249]** Das Myokard kann ferner basierend auf den in Schritt **855** erzeugten Ästen **857** segmentiert werden (Schritt **860**). Zum Beispiel zeigt **Fig. 31**, dass die Segmente **842** in Untervolumen oder Untersegmente **862** unterteilt werden können.

**[0250]** Zusätzliche Äste **857** können in den Untersegmenten **862** erzeugt werden und die Untersegmente **862** können ferner in kleinere Segmente **867** segmentiert werden (Schritt **865**). Die Schritte des Erzeugens von Ästen und des Untersegmentierens der Volumen können wiederholt werden, bis eine gewünschte Auflösung der Volumengröße und/oder Verzweigungsgröße erreicht wird. Das Modell **846**, das in den Schritten **855** und **865** erweitert wurde, um neue Äste **857** zu beinhalten, kann dann verwendet werden, um koronaren Blutfluss und Myokardperfusion in die Untersegmente, wie die in Schritt **865** erzeugten Untersegmente **867**, zu berechnen.

**[0251]** Dementsprechend kann das erweiterte Modell verwendet werden, um die oben beschriebene rechnerische Analyse durchzuführen. Die Ergebnisse der rechnerischen Analyse können Informationen über den Blutfluss vom patientenspezifischen Koronararterienmodell, z. B. dem Modell **837** aus **Fig. 31**, in das erzeugte morphometrische Modell (einschließlich der in den Schritten **855** und **865** erzeugten Äste **857**) bereitstellen, die in jedes der in Schritt **865** erzeugten Perfusionsuntersegmente **867** reichen. Die rechnerische Analyse kann unter Verwendung eines statischen Myokardperfusionsvolumens oder eines dynamischen Modells, das Daten von gekoppelten Herzmechanikmodellen integriert, ausgeführt werden.

**[0252]** **Fig. 32** zeigt ein anderes schematisches Diagramm, das sich auf ein Verfahren **870** zum Bereitstellen verschiedener Informationen über die Myokardperfusion in einem spezifischen Patienten bezieht, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform. Das Verfahren **870** kann im oben beschriebenen Computersystem implementiert werden, z. B. dem Computersystem, das verwendet wird, um einen oder mehrere der oben beschriebenen und in **Fig. 3** dargestellten Schritte zu implementieren.

**[0253]** Das Verfahren **870** kann unter Verwendung einer oder mehrerer Eingaben **872** ausgeführt werden. Die Eingaben **872** können medizinische Bildgebungsdaten **873** der Aorta, der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) und des Herzens des Patienten beinhalten, wie CCTA-Daten (z. B. in Schritt **100** aus **Fig. 2** erfasst). Die Eingaben **872** können außerdem physiologische Daten **874** beinhalten, die vom Patienten gemessen wurden, wie den brachialen Blutdruck, die Herzfrequenz und oder andere

Messungen vom Patienten (z. B. in Schritt **100** aus **Fig. 2** erfasst). Die zusätzlichen physiologischen Daten **874** können nichtinvasiv erfasst werden. Die Eingaben **872** können ferner Herzperfusionsdaten **875** beinhalten, die vom Patienten gemessen wurden (z. B. unter Verwendung von CT, PET, SPECT usw.). Die Eingaben **872** können verwendet werden, um die unten beschriebenen Schritte auszuführen.

**[0254]** Ein dreidimensionales geometrisches Modell der Aorta und der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) des Patienten können basierend auf den Bildgebungsdaten **873** erzeugt werden (Schritt **880**). Zum Beispiel zeigt **Fig. 31** das dreidimensionale geometrische Modell **837** der Aorta und der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) des Patienten. Schritt **880** kann dem oben beschriebenen Schritt **814** aus **Fig. 29** ähneln.

**[0255]** Eine rechnerische Analyse kann ausgeführt werden, z. B. wie oben in Verbindung mit Schritt **402** aus **Fig. 3** beschrieben, um eine Lösung zu bestimmen, die Informationen über den koronaren Blutfluss des Patienten in einem durch den Benutzer bestimmten körperlichen Zustand beinhaltet (Schritt **882**). Zum Beispiel kann der physische Zustand einen Ruhezustand, ein ausgewähltes Hyperämieniveau, ein ausgewähltes Niveau an körperlicher Betätigung oder Anstrengung oder andere Zustände beinhalten. Die Lösung kann Informationen, wie Blutfluss und Druck, an verschiedenen Positionen in der in Schritt **880** und unter dem spezifizierten physischen Zustand modellierten Anatomie des Patienten bereitstellen. Der Schritt **882** kann dem oben beschriebenen Schritt **816** aus **Fig. 29** ähneln.

**[0256]** Außerdem kann basierend auf den Bildgebungsdaten **873** ein dreidimensionales geometrisches Modell des Myokardgewebes des Patienten erzeugt werden (Schritt **884**). Zum Beispiel zeigt **Fig. 31**, wie oben beschrieben, das dreidimensionale geometrische Modell **836** einschließlich des dreidimensionalen geometrischen Modells **838** des Myokardgewebes des Patienten (z. B. wie in Schritt **884** erzeugt) und des dreidimensionalen geometrischen Modells **837** der Aorta und der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) des Patienten (z. B. wie in Schritt **880** beschrieben). Der Schritt **884** kann dem oben beschriebenen Schritt **810** aus **Fig. 29** ähneln.

**[0257]** Das geometrische Modell kann in Segmente oder Untervolumen unterteilt werden (Schritt **886**). Zum Beispiel zeigt **Fig. 31** das geometrische Modell **846** einschließlich des Modells **838** des Myokardgewebes des Patienten unterteilt in die Segmente **842**. Der Schritt **886** kann dem oben beschriebenen Schritt **812** aus **Fig. 29** ähneln.

**[0258]** Basierend auf den in Schritt **882** bestimmten Informationen kann die Perfusion des Blutflusses in die jeweiligen in Schritt **886** erzeugten Segmente **842** des Myokards berechnet werden (Schritt **888**). Der Schritt **888** kann dem oben beschriebenen Schritt **818** aus **Fig. 29** ähneln.

**[0259]** Die berechnete Perfusion für die jeweiligen Segmente des Myokards kann auf dem in Schritt **884** oder **886** erzeugten geometrischen Modell des Myokards angezeigt werden (z. B. dem dreidimensionalen geometrischen Modell **838** des in **Fig. 31** dargestellten Myokardgewebes des Patienten) (Schritt **890**). Zum Beispiel zeigt **Fig. 31**, dass die Segmente **842** des Myokards aus dem geometrischen Modell **838** mit einer anderen Schattierung oder Farbe dargestellt werden können, um die Perfusion des Blutflusses in die jeweiligen Segmente **842** anzuzeigen. Der Schritt **890** kann dem oben beschriebenen Schritt **820** aus **Fig. 29** ähneln.

**[0260]** Die simulierten, in Schritt **890** auf das dreidimensionale geometrische Modell des Myokards übertragenen Perfusionsdaten können mit den gemessenen Herzperfusionsdaten **875** verglichen werden (Schritt **892**). Der Vergleich kann z. B. auf einer voxelbasierten Repräsentation des Myokards oder einer anderen diskreten Repräsentation des Myokards ausgeführt werden, z. B. einem Finite-Element-Netz. Der Vergleich kann die Unterschiede in den simulierten und gemessenen Perfusionsdaten unter Verwendung verschiedener Farben und/oder Schattierungen auf der dreidimensionalen Darstellung des Myokards anzeigen.

**[0261]** Die Grenzbedingungen an den Ausflüssen des in Schritt **880** erzeugten dreidimensionalen geometrischen Modells können angepasst werden, um den Fehler zwischen den simulierten und gemessenen Perfusionsdaten zu verringern (Schritt **894**). Um den Fehler zu verringern, können zum Beispiel die Grenzbedingungen angepasst werden, sodass der vorgegebene Widerstand zum Fluss der Gefäße, die einen Bereich (z. B. das Segment **842**, **862** oder **867**) versorgen, in dem die simulierte Perfusion geringer ist als die gemessene Perfusion, verringert werden kann. Andere Parameter der Grenzbedingungen können angepasst werden. Alternativ kann die Verzweigungsstruktur des Modells modifiziert werden. Zum Beispiel kann das in Schritt **880** erzeugte geometrische Modell wie oben in Verbindung mit **Fig. 30** und **Fig. 31** beschrieben erweitert werden, um das morphometrische Modell zu erzeugen. Die Parameter der Grenzbedingungen und/oder der morphometrischen Modelle können empirisch oder systematisch unter Verwendung einer Parameterschätzung oder eines Datenassimilationsverfahrens angepasst werden, wie dem in US-Patentanmeldung Nr. 2010/0017171 mit dem Titel „Method for Tuning Pa-

tient-Specific Cardiovascular Simulations" beschrieben oder anderen Verfahren.

**[0262]** Die Schritte **882, 888, 890, 892, 894** und/oder andere Schritte aus **Fig. 32** können wiederholt werden, z. B. bis der Fehler zwischen den simulierten und gemessenen Perfusionsdaten unter einem vorgegebenen Grenzwert liegt. Dadurch kann die rechnerische Analyse unter Verwendung eines Modells ausgeführt werden, das sich auf anatomische Informationen, koronare Blutflussinformationen und Myokardperfusionsinformationen bezieht. Ein derartiges Modell kann zu Diagnosezwecken nützlich sein und um die Nutzen medizinischer, intervenierender oder chirurgischer Therapien vorherzusagen.

**[0263]** Dadurch können koronarer Blutfluss und Myokardperfusion unter Ruhe- und/oder Stressbedingungen in einem patientenspezifischen geometrischen Modell simuliert werden, das aus dreidimensionalen medizinischen Bildgebungsdaten konstruiert wurde. Gemessene Myokardperfusionsdaten können in Verbindung mit simulierten Myokardperfusionsergebnissen verwendet werden, um die Grenzbedingungen anzupassen, bis die simulierten Myokardperfusionsergebnisse den gemessenen Myokardperfusionsdaten innerhalb einer jeweiligen Toleranz entsprechen (z. B. wie oben in Verbindung mit **Fig. 32** beschrieben). Genauere patientenspezifische koronare Arterienblutflussberechnungen können bereitgestellt werden und Kardiologen können in der Lage sein, Koronararterienblutfluss und Myokardperfusion unter Umständen vorherzusagen, in denen gemessene Daten unter Umständen nicht verfügbar sind, wie wenn simuliert wird, dass sich der Patient unter maximaler körperlicher Betätigung oder Anstrengung befindet, bei simulierten Behandlungen oder anderen Zuständen.

**[0264]** Das patientenspezifische dreidimensionale Modell des linken und/oder rechten Herzkammermyokards kann in Perfusionssegmente oder Untervolumen unterteilt werden. Außerdem kann ein patientenspezifisches dreidimensionales geometrisches Modell der Koronararterien, das aus medizinischen Bildgebungsdaten bestimmt wurde, mit einem morphometrischen Modell eines Abschnitts des verbleibenden Koronararterienbaums auf der epikardialen Oberfläche oder enthalten in der linken und/oder rechten Herzkammermyokardwand, repräsentiert durch die Perfusionsuntervolumen, kombiniert werden, um ein erweitertes Modell zu bilden. Die Prozentzahl des gesamten Myokardvolumens stromabwärts einer jeweiligen, z. B. erkrankten, Position im erweiterten Modell kann berechnet werden. Die Prozentzahl des gesamten Myokardblutflusses an einer jeweiligen, z. B. erkrankten, Position im erweiterten Modell kann ebenfalls berechnet werden. Das erweiterte Modell kann verwendet werden, um koronaren Blutfluss und Myokardperfusion zu berechnen.

Das koronare Blutflussmodell kann außerdem modifiziert werden, bis die simulierte Perfusion gemessenen Perfusionsdaten innerhalb einer vorgeschriebenen Toleranz entspricht.

#### B. Bewerten der Plaquivulnerabilität

**[0265]** Die rechnerische Analyse kann außerdem Ergebnisse bereitstellen, die patientenspezifische biomechanische Kräfte quantifizieren, die auf eine Plaque wirken, die sich in der Aorta und den Koronararterien (und den davon ausgehenden Ästen) des Patienten ablagern kann, z. B. koronare atherosklerotische Plaque. Die biomechanischen Kräfte können durch pulsierenden Druck, Strömung und Herzbewegung verursacht werden.

**[0266]** **Fig. 33** zeigt ein Beispiel einer Plaque **900**, die sich entlang einer Blutgefäßwand **902** abgelagert hat, wie einer Wand einer der Hauptkoronararterien oder eines der davon ausgehenden Äste. Die Differenz in Druck und/oder Oberflächenbereich zwischen den stromaufwärts und stromabwärts gelegenen Enden der Plaque können eine Kraft **904** erzeugen, die wenigstens entlang der Richtung des Blutflusses auf die Plaque **900** wirkt, z. B. verursacht durch das Fließen von Blut durch das Gefäß. Eine andere Kraft **906** kann auf eine Oberfläche der Plaque **900** wenigstens entlang der Richtung und lotrecht zu der Gefäßwand **902** wirken. Die Kraft **906** kann durch den Blutdruck des durch das Gefäß fließenden Bluts verursacht werden. Eine weitere andere Kraft **908** kann auf die Oberfläche der Plaque **900** wenigstens entlang der Richtung des Blutflusses wirken und kann durch hämodynamische Kräfte während Ruhezuständen, körperlicher Betätigung usw. verursacht werden.

**[0267]** Die Ergebnisse können außerdem das Risiko einer Plaqueruptur (z. B. wenn an einer Gefäßwand abgelagerte Plaque instabil wird und abbricht oder aufbricht) und das Myokardvolumen, das von einer derartigen Ruptur betroffen wäre, bewerten. Die Ergebnisse können unter verschiedenen simulierten physiologischen Zuständen bewertet werden, wie Ruhezustand, körperliche Betätigung usw. Das Risiko einer Plaqueruptur kann als ein Verhältnis simulierter Plaquebelastung zu einer Plaquestärke, die unter Verwendung von aus CCTA oder MRT (z. B. bestimmt in Schritt **100** aus **Fig. 2**) abgeleiteten Materialzusammensetzungsdaten geschätzt wird, definiert werden.

**[0268]** Zum Beispiel zeigt **Fig. 34** ein Beispiel von Ergebnissen, die die rechnerische Analyse ausgeben kann. Die Ergebnisse können das dreidimensionale geometrische Modell **846** aus **Fig. 31** beinhalten, welches das dreidimensionale geometrische Modell **837** der Aorta und der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) des Patienten und das dreidimensionale geometrische Modell **838** des in Seg-

mente **842** unterteilten Myokardgewebes des Patienten beinhalten kann. Die Ergebnisse können außerdem eine Position **910** in einer der Koronararterien (oder den davon ausgehenden Ästen) anzeigen, an der Plaque als vulnerabel bestimmt werden kann und die Position **910** kann basierend auf der Bewertung des Risikos einer Plaqueruptur, wie nachstehend ausführlicher beschrieben wird, und/oder basierend auf einer Eingabe von einem Benutzer identifiziert werden. Wie in **Fig. 34** dargestellt, kann ein Myokardsegment **912** (der Mehrzahl an Segmenten **842**) außerdem als eine hohe Wahrscheinlichkeit einer geringen Perfusion aufgrund der Ruptur der an Position **910** identifizierten Plaque aufweisend identifiziert werden.

**[0269]** **Fig. 35** und **Fig. 36** sind schematische Diagramme, die Aspekte eines Verfahrens **920** zum Bereitstellen verschiedener Informationen über das Bewerten von Plaquevulnerabilität, Myokardvolumenrisiko und Myokardperfusionsrisiko in einem spezifischen Patienten darstellen, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform. Das Verfahren **920** kann in dem oben beschriebenen Computersystem implementiert sein, z. B. dem Computersystem, das verwendet wird, um einen oder mehrere der oben beschriebenen und in **Fig. 3** dargestellten Schritte zu implementieren. Das Verfahren **920** kann unter Verwendung einer oder mehrerer Eingaben **922** ausgeführt werden und kann das Erzeugen eines oder mehrerer Modells/-e **930** basierend auf den Eingaben **922**, das Ausführen einer oder mehrerer biomechanischer Analyse(n) **940** basierend auf dem einen oder den mehreren der Modelle **930** und das Bereitstellen verschiedener Ergebnisse basierend auf den Modellen **930** und den biomechanischen Analysen **940** beinhalten.

**[0270]** Die Eingaben **922** können medizinische Bildgebungsdaten **923** der Aorta, der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) und des Herzens des Patienten beinhalten, wie CCTA-Daten (z. B. erfasst in Schritt **100** aus **Fig. 2**). Die Eingaben **922** können außerdem zusätzliche physiologische Daten **924** beinhalten, die vom Patienten gemessen wurden, wie Brachialblutdruck, Herzfrequenz und/oder andere Messungen des Patienten (z. B. in Schritt **100** aus **Fig. 2** erfasst). Die zusätzlichen physiologischen Daten **924** können nichtinvasiv erfasst werden. Die Eingaben **922** können verwendet werden, um die Modelle **930** zu erzeugen und/oder die oben beschriebenen biomechanischen Analysen **940** auszuführen.

**[0271]** Wie oben beschrieben, kann/können ein oder mehrere Modell(e) **930** basierend auf den Eingaben **922** erzeugt werden. Zum Beispiel kann das Verfahren **920** das Erzeugen eines hämodynamischen Modells **932** beinhalten, das den berechneten Blutfluss- und Druckinformationen an verschiedenen Positionen durch ein dreidimensionales geometrisches

Modell der Anatomie des Patienten beinhaltet. Das Modell der Anatomie des Patienten kann unter Verwendung der medizinischen Bildgebungsdaten **923** erzeugt werden, z. B. das in Schritt **306** aus **Fig. 3** erzeugte Volumenmodell **320** aus **Fig. 8** und/oder das in Schritt **312** aus **Fig. 3** erzeugte Netz **380** aus **Fig. 17–Fig. 19** und in einer beispielhaften Ausführungsform kann das hämodynamische Modell **932** das simulierte Blutdruckmodell **50** (**Fig. 1**), das simulierte Blutflussmodell **52** (**Fig. 1**), das cFFR-Modell **54** (**Fig. 1**) oder eine andere nach dem Ausführen einer rechnerischen Analyse erzeugte Simulation sein, z. B. wie oben in Verbindung mit Schritt **402** aus **Fig. 3** beschrieben. Volumenmechanikmodelle, einschließlich Fluid-Struktur-Interaktionsmodellen, können mit der rechnerischen Analyse mit bekannten numerischen Verfahren gelöst werden. Eigenschaften für Plaque und Gefäße können als linear oder nicht-linear, isotrop oder anisotrop modelliert werden. Die Lösung kann Belastung und Spannung der Plaque und der Schnittstelle zwischen Plaque und Gefäß bereitstellen. In der beispielhaften in **Fig. 36** dargestellten Ausführungsform ist das hämodynamische Modell **932** das cFFR-Modell **54**.

**[0272]** Das Verfahren **920** kann das Ausführen einer biomechanischen Analyse **940** unter Verwendung des hämodynamischen Modells **932** durch Berechnen eines Drucks **906** (**Fig. 33**) und einer Scherspannung **908** (**Fig. 33**) beinhalten, die aufgrund hämodynamischer Kräfte in verschiedenen physiologischen Zuständen, wie Ruhezustand, verschiedene Niveaus körperlicher Betätigung oder Anstrengung usw., auf eine Plaque-Lumenoberfläche wirken (Schritt **942**). Der Druck **906** und die Scherspannung **908** können basierend auf Informationen vom hämodynamischen Modell **932**, z. B. Blutdruck und -fluss, berechnet werden.

**[0273]** Optional kann das Verfahren **920** außerdem das Erzeugen eines geometrischen Analysemodells **934** zum Quantifizieren von Gefäßverformung aus vierdimensionalen Bildgebungsdaten beinhalten, z. B. Bildgebungsdaten, die in mehreren Phasen des Herzzyklus erfasst wurden, wie den systolischen und diastolischen Phasen. Die Bildgebungsdaten können unter Verwendung verschiedener bekannter Bildgebungsverfahren erfasst werden. Das geometrische Analysemodell **934** kann Informationen bezüglich Gefäßposition, Verformung, Ausrichtung und Größe, z. B. aufgrund von Herzbewegung, in den unterschiedlichen Phasen des Herzzyklus beinhalten. Zum Beispiel können verschiedene Arten von Verformung der Aorta, der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) und der Plaque des Patienten, wie längliche Erweiterung (Verlängerung) oder Verkürzung, Verdrehen (Torsion), radiale Ausweitung oder Kompression und Biegen durch das geometrische Analysemodell **934** simuliert werden.

**[0274]** Das Verfahren **920** kann das Ausführen einer biomechanischen Analyse **940** unter Verwendung des geometrischen Analysemodells **934** durch Berechnen verschiedener Verformungseigenschaften beinhalten, wie längliche Erweiterung (Verlängerung) oder Verkürzung, Verdrehen (Torsion), radiale Ausweitung oder Kompression und Biegen usw. der Aorta, der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste) und der Plaque des Patienten aufgrund von durch das Herz bedingtem pulsierendem Druck (Schritt **944**). Diese Verformungseigenschaften können basierend auf Informationen vom geometrischen Analysemodell **934**, z. B. einer Veränderung der Gefäßposition, Ausrichtung und Größe über mehrere Phasen des Herzzyklus, berechnet werden.

**[0275]** Das Berechnen der Verformungseigenschaften kann vereinfacht werden, indem die Mittellinien oder Oberflächennetze der modellierten Geometrie bestimmt werden (z. B. der Geometrie der Aorta, der Koronararterien (und der davon ausgehenden Äste), der Plaque des Patienten usw.). Um eine Veränderung in der modellierten Geometrie zwischen verschiedenen Phasen zu bestimmen, können Ostien der Äste, kalzifizierte Läsionen und weicher Plaque als Orientierungspunkte verwendet werden. In den Bereichen, die keine Orientierungspunkte aufweisen, können Querschnittflächenprofile entlang einer Länge der modellierten Geometrie verwendet werden, um entsprechende Positionen zwischen zwei Bildframes zu identifizieren (um die zwei Bildframes zu „registrieren“). Verformbare Registrierungsalgorithmen, die auf Rohbilddaten basieren, können verwendet werden, um dreidimensionale Verformungsfelder zu extrahieren. Das berechnete dreidimensionale Verformungsfeld kann dann auf eine kurvenförmige Achse projiziert werden, die mit der modellierten Geometrie (z. B. der Gefäßlänge) ausgerichtet ist, um tangentiale und normale Komponenten des Verformungsfeldes zu berechnen. Die sich daraus ergebende Differenz in der modellierten Geometrie (z. B. Gefäßlänge), Winkel der Verzweigung und Krümmung zwischen Systole und Diastole kann verwendet werden, um die Belastung eines Gefäßes zu bestimmen.

**[0276]** Das Verfahren **920** kann außerdem das Erzeugen eines Plaquemodells **936** zum Bestimmen der Zusammensetzung und der Eigenschaften der Plaque aus den medizinischen Bildgebungsdaten **923** beinhalten. Zum Beispiel kann das Plaquemodell **936** Informationen über die Dichte und andere Materialeigenschaften der Plaque beinhalten.

**[0277]** Das Verfahren **920** kann außerdem das Erzeugen eines Gefäßwandmodells **938** zum Berechnen von Informationen über die Plaque, die Gefäßwände und/oder die Schnittstelle zwischen der Plaque und den Gefäßwänden beinhalten. Zum Beispiel kann das Gefäßwandmodell **938** Informationen über Belastung und Spannung beinhalten, die ba-

sierend auf der Zusammensetzung und den Eigenschaften der Plaque, die im Plaquemodell **936** enthalten ist, dem/der in Schritt **942** berechneten Druck **906** und Scherspannung **908** und/oder den in Schritt **944** berechneten Verformungseigenschaften berechnet werden können.

**[0278]** Das Verfahren **920** kann das Ausführen einer biomechanischen Analyse **940** unter Verwendung des Gefäßwandmodells **938** durch Berechnen von Belastung (z. B. akuter oder kumulativer Belastung) der Plaque aufgrund von hämodynamischen Kräften und durch Herzbewegung bedingte Spannung beinhalten (Schritt **946**). Zum Beispiel kann die flussbedingte Kraft **904** (Fig. 33), die auf die Plaque wirkt, berechnet werden. Die Belastung oder Kraft auf die Plaque aufgrund von hämodynamischen Kräften und durch Herzbewegung bedingter Spannung kann basierend auf Informationen vom Gefäßwandmodell **938** berechnet werden, z. B. Belastung und Spannung der Plaque.

**[0279]** Das Verfahren **920** kann das Bestimmen weiterer Informationen basierend auf einem oder mehreren der Modelle **930** und einer oder mehreren der oben beschriebenen biomechanischen Analysen **940** beinhalten.

**[0280]** Ein Plaquerupturvulnerabilitätsindex kann berechnet werden (Schritt **950**). Der Plaquerupturvulnerabilitätsindex kann z. B. basierend auf der gesamten hämodynamischen Belastung, Belastungsfrequenz, Belastungsrichtung und/oder Stärke der Plaque oder anderen Eigenschaften berechnet werden. Zum Beispiel kann ein Bereich, der eine Plaqueablagerung von Interesse umgibt, vom dreidimensionalen Modell **930** der Plaque, wie dem Plaquemodell **936**, isoliert sein. Die Stärke der Plaque kann aus den im Plaquemodell **936** bereitgestellten Materialeigenschaften bestimmt werden. Eine Hämodynamik- und Gewebelastung auf die Plaque von Interesse aufgrund von pulsierendem Druck, Fluss und Herzbewegung kann unter Verwendung der vorab in Schritt **946** berechneten hämodynamischen Belastungen und bewegungsbedingten Spannungen unter simulierten Basislinien- und Betätigungs- (oder Anstrengungs-)Bedingungen berechnet werden. Die Vulnerabilität der Plaque kann basierend auf dem Verhältnis der Plaquebelastung zur Plaquestärke bewertet werden.

**[0281]** Ein Myokardvolumenrisikoindex (MVRI) kann ebenfalls berechnet werden (Schritt **952**). Der MVRI kann als ein prozentualer Anteil des durch eine Plaqueruptur und einen Verschluss (Schließen oder Versperren) eines Gefäßes an einer jeweiligen Position im Arterienbaum betroffenen Myokardgesamtvolumens definiert sein. Der MVRI kann basierend auf dem Abschnitt des Myokards, der durch die Gefäße stromabwärts von der entsprechenden Plaque

versorgt wird, berechnet werden, was die Größe der Plaque im Verhältnis zu der Größe der stromabwärts gelegenen Gefäße und der Wahrscheinlichkeit, dass die Plaque in andere Gefäße fließen kann, basierend auf der dreidimensionalen hämodynamischen Lösung in Betracht zieht.

**[0282]** Das Myokard kann modelliert und in Segmente **842** unterteilt werden, die von jedem Gefäß in der hämodynamischen Simulation versorgt werden (z. B. wie in Verbindung mit Schritt **835** und **840** aus **Fig. 30** beschrieben). Das geometrische Modell kann modifiziert werden, um eine nächste Generation an Ästen **857** im Koronarbaum zu enthalten (z. B. wie in Verbindung mit Schritt **855** aus **Fig. 30** beschrieben) und das Myokard kann weiter segmentiert werden (z. B. wie in Verbindung mit Schritt **860** aus **Fig. 30** beschrieben). Zusätzliche Äste **857** können in den Untersegmenten **862** erzeugt werden und die Untersegmente **862** können weiter in kleinere Segmente **867** segmentiert werden (z. B. wie in Verbindung mit Schritt **865** aus **Fig. 30** beschrieben). Physiologische Verhältnisse können wie oben beschrieben verwendet werden, um die Größe eines Gefäßes mit einer proportionalen versorgten Menge des Myokards ins Verhältnis zu setzen.

**[0283]** Potenzielle Pfade, denen eine rupturierte Plaque folgen kann, können bestimmt werden. Die hämodynamische Lösung kann verwendet werden, um eine prozentuale Wahrscheinlichkeit zu bestimmen, dass ein Plaquefragment oder Embolus in verschiedene stromabwärts gelegene Gefäße fließt.

**[0284]** Die Größe der rupturierten Plaque kann mit der Größe der stromabwärts gelegenen Gefäße verglichen werden, um zu bestimmen, ob die Plaque eventuell ein Hindernis für den Fluss darstellen kann. Diese Informationen können mit dem Vulnerabilitätsindex kombiniert werden, um eine Wahrscheinlichkeitskarte des Volumens des Myokards bereitzustellen, das potenziell durch die rupturierte Plaque betroffen sein kann. Der MVRI kann jedem potenziell betroffenen Segment zugewiesen werden. **Fig. 34** zeigt ein Beispiel eines Segments **912**, in dem die vulnerable Plaque an Position **910** in einem distalen Gefäß eine hohe Wahrscheinlichkeit aufweist, einen kleinen Bereich des Myokards zu beeinträchtigen.

**[0285]** Ein Myokardperfusionsrisikoindex (MPRI) kann ebenfalls berechnet werden (Schritt **954**). Der MPRI kann als ein Prozentsatz des gesamten durch eine Plaqueruptur und einen Verschluss eines Gefäßes an einer jeweiligen Position im Arterienbaum betroffenen Myokardblutflusses definiert sein. Zum Beispiel würde eine Ruptur von Plaque in einem distalen Abschnitt der LAD-Arterie einen niedrigeren MVRI und einen niedrigeren MPRI ergeben als eine Ruptur von Plaque in einem proximalen Abschnitt der LAD-Arterie. Diese Anzeichen können jedoch variieren,

wenn ein Abschnitt des durch eine vulnerable Plaque in einem zuführenden Gefäß betroffenen Myokardvolumens nicht funktionsfähig ist (z. B. aufgrund von Narbengewebe, das sich nach einem Herzinfarkt bilden kann). Demnach zeigt der MPRI einen potenziellen Perfusionsverlust zu den Myokardsegmenten an, statt des betroffenen Volumens, wie es durch den MVRI angezeigt wird. Die Perfusionsrate zu jedem Segment **842**, **862** oder **867** aus **Fig. 31** kann berechnet werden und der Perfusionsverlust kann basierend auf dem Vulnerabilitätsindex, der hämodynamischen Lösung und den Größen von Plaque und Gefäßen berechnet werden.

**[0286]** Dadurch kann Plaquebelastung aufgrund von pulsierendem Blutdruck, pulsierendem Blutfluss, pulsierender Blutscherpannung und/oder pulsierender Herzbewegung berechnet werden und die Plaquestärke kann basierend auf medizinischen Bildgebungsdaten geschätzt werden und Anzeichen bezüglich der Plaquevulnerabilität, des Myokardvolumenrisikos und des Myokardperfusionsrisikos können quantifiziert werden.

## VIII. Andere Anwendungen

**[0287]** Die oben beschriebenen Ausführungsformen sind mit dem Bewerten von Informationen über koronaren Blutfluss in einem Patienten verknüpft. Alternativ können die Ausführungsformen auch auf Blutfluss in anderen Bereichen des Körpers angepasst werden, wie die Karotis-, Becken-Bein-, Bauch-, Nieren-, Oberschenkel-, Kniekehlen- und Hirnarterien, wobei diese Auflistung nicht abschließend ist.

### A. Modellieren des intrakraniellen und extrakraniellen Blutflusses

**[0288]** Ausführungsformen, die sich auf Hirnschlagadern beziehen, werden nun beschrieben. Zahlreiche Erkrankungen können den Blutfluss und Druck in den extrakraniellen oder intrakraniellen Arterien beeinflussen oder durch ihn beeinflusst werden. Atherosklerotische Erkrankungen in den extrakraniellen Arterien, z. B. Halsschlagadern und Hirnschlagadern, können den Blutfluss zum Gehirn einschränken. Eine ernsthafte Erscheinungsform einer atherosklerotischen Erkrankung kann zu einer vorübergehenden Durchblutungsstörung oder einem ischämischen Schlaganfall führen. Ein Aneurysma in den intrakraniellen oder extrakraniellen Arterien kann ein Embolisierungsrisiko darstellen, das zu einem ischämischen Schlaganfall oder einer Aneurysmaruptur führen kann, was zu einem hämorrhagischen Schlaganfall führen kann. Andere Zustände, wie Kopftrauma, Hypertension, Krebs in Kopf und Hals, arteriovenösen Missbildungen, orthostatischer Unverträglichkeit usw., können den Hirnblutfluss ebenfalls beeinträchtigen. Ferner können Verringerungen des Hirnblutflusses Symptome wie Synkope hervorrufen oder



chronische neurologische Erkrankungen beeinflussen, wie durch Alzheimer oder Parkinson bedingte Demenz.

**[0289]** Patienten mit einer bekannten oder vermuteten extrakraniellen oder intrakraniellen Arterienkrankung können typischerweise einem oder mehreren der folgenden nichtinvasiven diagnostischen Tests unterzogen werden: US, MRT, CT, PET. Diese Tests sind jedoch unter Umständen nicht in der Lage, effizient anatomische und physiologische Daten für extrakranielle und intrakranielle Arterien für die meisten Patienten bereitzustellen.

**[0290]** Fig. 37 ist ein Diagramm von Hirnschlagadern, das intrakranielle (im Schädel) und extrakranielle (außerhalb des Schädels) Arterien beinhaltet. Die Verfahren zum Bestimmen von Informationen über patientenspezifischen intrakraniellen und extrakraniellen Blutfluss können allgemein den oben beschriebenen Verfahren zum Bestimmen von Informationen über patientenspezifischen Blutfluss ähneln.

**[0291]** Fig. 38 ist ein schematisches Diagramm, das Aspekte des Verfahrens **1000** zum Bereitstellen verschiedener Informationen über den intrakraniellen und extrakraniellen Blutfluss in einem spezifischen Patienten darstellt. Das Verfahren **1000** kann in ein Computersystem implementiert werden, das z. B. dem Computersystem ähnelt, das verwendet wird, um einen oder mehrere der oben beschriebenen und in Fig. 3 dargestellten Schritte zu implementieren. Das Verfahren **1000** kann unter Verwendung einer oder mehrerer Eingabe(n) **1010** ausgeführt werden und kann das Erzeugen eines Modells oder mehrerer Modelle **1020** basierend auf den Eingaben **1010** und/oder den Modellen **1020** und das Ableiten einer oder mehrerer Lösung(en) **1040** basierend auf den Modellen **1020** und den Bedingungen **1030** beinhalten.

**[0292]** Die Eingaben **1010** können medizinische Bildgebungsdaten **1011** der intrakraniellen und extrakraniellen Arterien des Patienten beinhalten, z. B. der Aorta, der Halsschlagadern (in Fig. 37 dargestellt), der Vertebralarterien (in Fig. 37 dargestellt) und des Gehirns des Patienten, wie CCTA-Daten (z. B. auf ähnliche Weise wie oben in Verbindung mit Schritt **100** aus Fig. 2 beschrieben, erfasst). Die Eingaben **1010** können eine Messung **1012** des Brachialblutdrucks, des Karotisblutdrucks (z. B. unter Verwendung von Tonometrie) und/oder anderen Messungen vom Patienten beinhalten (z. B. auf ähnliche Weise wie oben in Verbindung mit Schritt **100** aus Fig. 2 beschrieben, erfasst). Die Messungen **1012** können nichtinvasiv erfasst werden. Die Eingaben **1010** können verwendet werden, um das/die Modell(e) **1020** zu erzeugen und die unten beschriebene(n) Bedingung(en) **1030** zu bestimmen.

**[0293]** Wie oben angemerkt, kann/können ein oder mehrere Modell(e) **1020** basierend auf den Eingaben **1010** erzeugt werden. Zum Beispiel kann das Verfahren **1000** das Erzeugen eines oder mehrerer patientenspezifischen/-r dreidimensionalen/-r Modells/-e der intrakraniellen und extrakraniellen Arterien des Patienten basierend auf den Bildgebungsdaten **1011** beinhalten (Schritt **1021**). Das dreidimensionale geometrische Modell **1021** kann unter Verwendung ähnlicher Verfahren wie oben für das Erzeugen des Volumenmodells **320** aus Fig. 8 und des Netzes **380** aus Fig. 17–Fig. 19 beschrieben, erzeugt werden. Zum Beispiel können ähnliche Schritte wie die Schritte **306** und **312** aus Fig. 3 verwendet werden, um ein dreidimensionales Modell und Netz, das die intrakraniellen und extrakraniellen Arterien des Patienten repräsentiert, zu erzeugen.

**[0294]** Mit erneutem Verweis auf Fig. 38 kann das Verfahren **1000** außerdem das Erzeugen eines oder mehrerer physikbasierter Blutflussmodells/-e beinhalten (Schritt **1022**). Zum Beispiel kann das Blutflussmodell ein Modell sein, das den Fluss durch das in Schritt **1021** erzeugte patientenspezifische geometrische Modell, Herz- und Aortenzirkulation, distale intrakranielle und extrakranielle Zirkulation usw. repräsentiert. Das Blutflussmodell kann ordnungsreduzierte Modelle beinhalten, wie oben in Verbindung mit Schritt **310** aus Fig. 3 beschrieben, z. B. die Lumped-Parameter-Modelle oder verteilten (eindimensionalen Wellenpropagations-)Modelle usw., an den Einflussgrenzen und/oder Ausflussgrenzen des dreidimensionalen geometrischen Modells **1021**. Alternativ können den Einflussgrenzen und/oder Ausflussgrenzen entsprechende vorgegebene Werte oder Felder für Geschwindigkeit, Flussrate, Druck oder andere Eigenschaften usw. zugewiesen werden. Als andere Alternative kann die Einflussgrenze mit einem Herzmodell gekoppelt sein, das z. B. den Aortenbogen beinhaltet. Die Parameter für die Einfluss- und/oder Ausflussgrenzen können angepasst werden, um gemessenen oder ausgewählten physiologischen Bedingungen zu entsprechen, einschließlich, jedoch nicht beschränkt auf, Herzleistung und Blutdruck.

**[0295]** Wie oben beschrieben, kann/können eine oder mehrere Bedingung(en) **1030** basierend auf den Eingaben **1010** und/oder den Modellen **1020** bestimmt werden. Die Bedingungen **1030** beinhalten die Parameter, die für die in Schritt **1022** (und Schritt **310** aus Fig. 3) bestimmten Grenzbedingungen berechnet wurden. Zum Beispiel kann das Verfahren **1000** das Bestimmen einer Bedingung durch Berechnen eines patientenspezifischen Gehirn- oder Kopfvolumens basierend auf den Bildgebungsdaten **1011** (z. B. auf ähnliche Weise erfasst wie oben in Verbindung mit Schritt **240** aus Fig. 3 beschrieben) beinhalten (Schritt **1031**).

**[0296]** Das Verfahren **1000** kann das Bestimmen einer Bedingung durch Berechnen, unter Verwendung des in Schritt **1031** berechneten Gehirn- oder Kopfvolumens, eines ruhenden zerebralen Blutflusses  $Q$  basierend auf dem Verhältnis  $Q = Q_0 M^\alpha$  beinhalten, wobei  $\alpha$  ein vorgegebener Skalierungsexponent ist,  $M$  die aus dem Gehirn- oder Kopfvolumen bestimmte Gehirnmasse ist, und  $Q_0$  eine vorgegebene Konstante ist (z. B. ähnlich dem oben in Verbindung mit dem Bestimmen des Lumped-Parameter-Modells in Schritt **310** aus **Fig. 3** beschriebenen physiologischen Verhältnis) (Schritt **1032**). Alternativ kann das Verhältnis die Form  $Q \propto Q_0 M^\alpha$  aufweisen, wie oben in Verbindung mit dem Bestimmen des Lumped-Parameter-Modells in Schritt **310** aus **Fig. 3** beschrieben.

**[0297]** Das Verfahren **1000** kann außerdem das Bestimmen einer Bedingung durch Berechnen, unter Verwendung des sich ergebenden in Schritt **1032** berechneten Koronarflusses und des gemessenen Blutdrucks **1012** des Patienten, eines zerebralen Gesamtwiderstands im Ruhezustand (z. B. ähnlich wie die oben in Verbindung mit dem Bestimmen des Lumped-Parameter-Modells in Schritt **310** aus **Fig. 3** beschriebenen Verfahren) beinhalten (Schritt **1033**). Zum Beispiel können der in Schritt **1032** bestimmte zerebrale Gesamtblutfluss  $Q$  an den Ausflussgrenzen des dreidimensionalen geometrischen Modells **1021** unter (ruhenden) Basislinienbedingungen und der gemessene Blutdruck **1012** verwendet werden, um einen Gesamtwiderstand  $R$  an den Ausflussgrenzen basierend auf einer vorgegebenen, experimentell abgeleiteten Gleichung zu bestimmen. Widerstand, Kapazität, Induktivität und andere mit verschiedenen in Lumped-Parameter-Modellen verwendeten elektrischen Komponenten verknüpfte Variablen können in die Grenzbedingungen integriert werden (z. B. wie oben in Verbindung mit dem Bestimmen des Lumped-Parameter-Modells in Schritt **310** aus **Fig. 3** beschrieben).

**[0298]** Das Verfahren **1000** kann außerdem das Bestimmen einer Bedingung durch Berechnen individueller Widerstände für die individuellen intrakraniellen und extrakraniellen Arterien unter Verwendung des in Schritt **1033** und den Modellen **1020** berechneten, zerebralen Gesamtwiderstandes im Ruhezustand beinhalten (Schritt **1034**). Zum Beispiel kann der in Schritt **1033** berechnete zerebrale Gesamtwiderstand  $R$  im Ruhezustand, ähnlich wie die oben in Verbindung mit Schritt **310** aus **Fig. 3** beschriebenen Verfahren auf die individuellen intrakraniellen und extrakraniellen Arterien verteilt werden, basierend auf den Größen (z. B. bestimmt aus dem in Schritt **1021** erzeugten geometrischen Modell) der distalen Enden der individuellen intrakraniellen und extrakraniellen Arterien und basierend auf dem Verhältnis  $R = R_0 d^\beta$ , wobei  $R$  der Widerstand zum Fluss an einem bestimmten distalen Ende ist und  $R_0$  eine vorgegebene Konstante ist,  $d$  die Größe ist (z. B. Durchmesser

dieses distalen Endes) und  $\beta$  ein vorgegebener Potenzgesetzexponent ist, wie oben in Verbindung mit dem Bestimmen des Lumped-Parameter-Modells in Schritt **310** aus **Fig. 3** beschrieben.

**[0299]** Mit erneutem Verweis auf **Fig. 38** kann das Verfahren **1000** das Anpassen der Grenzbedingungen basierend auf einem physischen Zustand oder mehreren physischen Zuständen des Patienten beinhalten (Schritt **1035**). Zum Beispiel können die in den Schritten **1031–1034** bestimmten Parameter basierend darauf modifiziert werden, ob die Lösung **1040** einen Ruhezustand, variierende Belastungsniveaus, variierende Niveaus von Barorezeptorreaktionen oder andere autonome Rückmeldungsteuerung, variierende Hyperämieniveaus, variierende Niveaus körperlicher Betätigung, Anstrengung, Hypertension oder Hypotension, verschiedene Medikamente, Lagerungsveränderung und/oder andere Zustände simulieren soll. Die Parameter (z. B. die Parameter bezüglich der Grenzbedingungen an den Ausflussgrenzen) können außerdem basierend auf einer vasodilatorischen Kapazität der intrakraniellen oder extrakraniellen Arterien (der Fähigkeit der Blutgefäße, sich zu erweitern) angepasst werden, z. B. aufgrund einer mikrovaskulären Fehlfunktion oder Endothelgesundheit.

**[0300]** Basierend auf den Eingaben **1010**, den Modellen **1020** und den Bedingungen **1030** kann eine rechnerische Analyse ausgeführt werden, z. B. wie oben in Verbindung mit Schritt **402** aus **Fig. 3** beschrieben, um die Lösung **1040** zu bestimmen, die Informationen über den Koronarblutfluss des Patienten unter den in Schritt **1035** ausgewählten Bedingungen beinhaltet (Schritt **1041**). Beispiele von Informationen, die von der Lösung **1040** bereitgestellt werden können, können den oben in Verbindung mit **Fig. 1** und **Fig. 21–Fig. 24** bereitgestellten Beispielen ähneln, z. B. einem simulierten Blutdruckmodell, einem simulierten Blutflussmodell usw. Die Ergebnisse können außerdem verwendet werden, um z. B. Flussrate, Gesamtgehirnfluss, Gefäßwandscherspannung, auf Gefäßwände oder atherosklerotische Plaque oder Aneurysma wirkende Traktion oder Scherkraft, Teilchen-/Blutwiderstandszeit, Gefäßwandbewegung, Blutscherrate usw. zu bestimmen. Diese Ergebnisse können außerdem verwendet werden, um zu analysieren, wohin Emboli, die aus einem bestimmten Bereich im vaskulären System stammen, mit höchster Wahrscheinlichkeit durch die Blutzirkulation wandern.

**[0301]** Das Computersystem kann es dem Benutzer ermöglichen, verschiedene Veränderungen in der Geometrie zu simulieren. Zum Beispiel können die Modelle **1020**, z. B. das in Schritt **1021** erzeugte patientenspezifische geometrische Modell, modifiziert werden, um die Auswirkung des Verschließens einer Arterie (z. B. eines akuten Verschlusses) vorherzu-

sagen. In einigen chirurgischen Eingriffen, wie beim Entfernen von krebsartigen Tumoren, kann/können eine oder mehrere extrakranielle Arterien beschädigt oder entfernt werden. Demnach kann das in Schritt **1021** erzeugte patientenspezifische geometrische Modell außerdem modifiziert werden, um die Auswirkung des Verhinderns von Blutfluss zu einer oder mehreren der extrakraniellen Arterien zu simulieren, um das Potenzial für kollaterale Pfade zum Bereitstellen eines ausreichenden Blutflusses für den Patienten vorherzusagen.

**[0302]** Das Rechnersystem kann es dem Benutzer ermöglichen, die Ergebnisse verschiedener Behandlungsoptionen zu simulieren, wie intervenierender oder chirurgischer Reparaturen, z. B. eines akuten Verschlusses. Die Simulationen können schneller durch Ersetzen des dreidimensionalen Volumenmodells oder Netzes, das, wie oben beschrieben, die intrakraniellen und extrakraniellen Arterien repräsentiert, durch ordnungsreduzierte Modelle, wie oben in Verbindung mit **Fig. 27–Fig. 28** beschrieben, ausgeführt werden. Dadurch können die ordnungsreduzierten Modelle, wie eindimensionale oder Lumped-Parameter-Modelle, effizienter und schneller auf Blutfluss und Druck in einem patientenspezifischen Modell lösen und die Ergebnisse von Lösungen anzeigen.

**[0303]** Eine Reaktion auf vasodilatorische Anreize durch einen spezifischen Patienten können basierend auf hämodynamischen Informationen für den Patienten im Ruhezustand oder basierend auf populationsbasierten Daten für verschiedene Erkrankungsstadien vorhergesagt werden. Zum Beispiel wird eine (ruhende) Basisliniensimulation (z. B. wie oben in Schritt **1041** beschrieben) mit Flussverteilung, die basierend auf Potenzgesetzen und Gehirnmasse (z. B. wie oben in Verbindung mit Schritt **1032** beschrieben) zugewiesen wird, ausgeführt. Die Widerstandswerte (z. B. bestimmt in Schritten **1033** und **1034**) können angepasst werden, um eine angemessene Perfusion zu ermöglichen. Alternativ werden Daten von Patientenpopulationen mit Faktoren wie Diabetes, Medikamenten und vorherigen Herzinfarkten verwendet, um verschiedene Widerstände zuzuweisen. Das Anpassen des Widerstands unter ruhenden Bedingungen, einzeln oder in Kombination mit hämodynamischen Informationen (z. B. Wandscherspannungen oder ein Verhältnis von Fluss und Gefäßgröße), können verwendet werden, um eine verbleibende Kapazität für distale Gehirngefäße, sich zu erweitern, zu bestimmen. Patienten, die Widerstandsverringeringen erfordern, um Flussanforderungen im Ruhezustand zu erfüllen, oder Patienten mit einem hohen Verhältnis von Fluss zu Gefäßgröße können eine verringerte Kapazität aufweisen, ihre Gefäße unter physiologischer Belastung weiter zu erweitern.

**[0304]** Flussraten und Druckunterschiede über individuelle Segmente der zerebralen Arterien (z. B. wie in Schritt **1041** bestimmt) können verwendet werden, um einen Widerstand der Hirnschlagadern zu berechnen. Der Widerstand der Hirnschlagadern kann als ein äquivalenter Widerstand der Abschnitte der extrakraniellen und intrakraniellen Arterien, die in dem aus medizinischen Bildgebungsdaten (z. B. in Schritt **1021** erzeugt) erzeugten patientenspezifischen geometrischen Modell enthalten sind, berechnet werden. Der Widerstand der Hirnschlagadern kann klinische Signifikanz beim Erklären haben, warum Patienten mit diffuser Artherosklerose in extrakraniellen und/oder intrakraniellen Arterien Synkope (zeitweiliger Verlust von Bewusstsein oder Körperhaltung, z. B. Ohnmacht) oder Ischämie (Einschränken der Blutzufuhr) als Symptome aufweisen.

**[0305]** Außerdem kann der Fluss pro Einheit an Gehirngewebevolumen (oder Masse) unter Basislinien- oder veränderten physiologischen Bedingungen berechnet werden, z. B. basierend auf den in Schritt **1041** bestimmten Flussinformationen und dem/der in Schritt **1031** berechneten Gehirngewebevolumen oder -masse. Diese Berechnung kann nützlich sein, um die Auswirkung von Verringerungen des Blutflusses auf chronische neurologische Erkrankungen zu verstehen. Diese Berechnung kann außerdem nützlich sein, um medizinische Therapien auszuwählen oder zu verfeinern, z. B. Dosierung von Antihypertensiven. Zusätzliche Ergebnisse können das Quantifizieren der Auswirkungen von Trauma, Gehirnerschütterung, externen physiologischen Belastungen, übermäßigen G-Kräften, Schwerelosigkeit, Raumflug, Tiefseedekompression (z. B. Taucherkrankheit) usw. beinhalten.

**[0306]** Das kombinierte patientenspezifische anatomische (geometrische) und physiologische (physikbasierte) Modell kann verwendet werden, um die Auswirkung von verschiedenen Medikamenten oder Umstellungen der Lebensweise (z. B. Aufhören mit dem Rauchen, Ernährungsumstellung oder erhöhte körperliche Aktivität) zu bestimmen, die die Herzfrequenz, das Schlagvolumen, den Blutdruck oder die zerebrale mikrozirkulatorische Funktion auf den Blutfluss der Hirnschlagadern verändert. Das kombinierte Modell kann außerdem verwendet werden, um die Auswirkung anderer Formen und/oder variierender Niveaus körperlicher Aktivität auf den Blutfluss der Hirnschlagader oder das Risiko des Aussetzens gegenüber potenzieller äußerer Kraft zu bestimmen, z. B. beim Spielen von Football, während eines Raumfluges, beim Tauchen, während eines Fluges in einem Flugzeug usw. Derartige Informationen können verwendet werden, um die Arten und Niveaus körperlicher Aktivität zu identifizieren, die für einen spezifischen Patienten sicher und effektiv sein können. Die kombinierten Modelle können außerdem verwendet werden, um einen potenziellen Nutzen perkutaner

Eingriffe auf den Blutfluss der Hirnschlagadern vorherzusagen, um die optimale intervenierende Strategie auszuwählen und/oder um einen potenziellen Nutzen von Karotis-Endarterektomie oder von Bypass-Grafting von der äußeren Halsschlagader zur inneren Halsschlagader auf den Blutfluss der Hirnschlagader vorherzusagen, um die optimale chirurgische Strategie auszuwählen.

**[0307]** Das kombinierte Modell kann außerdem verwendet werden, um potenziell gesundheitsschädliche Auswirkungen auf eine Erhöhung der Belastung durch die arterielle Erkrankung auf den Blutfluss der Hirnschlagader darzustellen und um unter Verwendung mechanistischer oder phänomenologischer Krankheitsverlaufsmodelle oder empirischer Daten vorherzusagen, wann das Fortschreiten der Krankheit zu einer Kompromittierung des Blutflusses zum Gehirn führen kann. Derartige Informationen können das Bestimmen eines „Garantiezeitraums“ ermöglichen, in dem erwartet werden kann, dass ein Patient, der zunächst unter Verwendung nichtinvasiver Bildgebung frei von hämodynamisch signifikanter Erkrankung zu sein scheint, keine medizinische, intervenierende oder chirurgische Therapie benötigt, oder alternativ die Rate, mit der der Verlauf fortfahren kann, wenn die nachteiligen Faktoren beibehalten werden.

**[0308]** Das kombinierte Modell kann außerdem verwendet werden, um potenziell vorteilhafte Auswirkungen auf den Blutfluss der Hirnschlagader darzustellen, die durch eine Verringerung der Belastung durch die Erkrankung bedingt sind, und um unter Verwendung mechanistischer oder phänomenologischer Krankheitsverlaufsmodelle oder empirischer Daten vorherzusagen, wann die Regression der Erkrankung zu einem erhöhten Blutfluss zum Gehirn führen kann. Derartige Informationen können verwendet werden, um medizinische Versorgungsprogramme zu leiten, einschließlich, jedoch nicht beschränkt auf, Ernährungsumstellungen, erhöhte körperliche Betätigung, Verschreiben von Statinen oder anderen Medikamenten usw.

**[0309]** Das kombinierte Modell kann außerdem verwendet werden, um die Auswirkung des Verschließens einer Arterie vorherzusagen. Bei einigen chirurgischen Eingriffen, wie beim Entfernen krebsartiger Tumore, können einige extrakranielle Arterien beschädigt oder entfernt werden. Das Simulieren der Auswirkung des Verhinderns von Blutfluss zu einer der extrakraniellen Arterien kann das Vorhersagen des Potenzials für kollaterale Pfade, einen ausreichenden Blutfluss für einen spezifischen Patienten bereitzustellen, ermöglichen.

#### i. Bewerten der Zerebralperfusion

**[0310]** Andere Ergebnisse können berechnet werden. Zum Beispiel kann die rechnerische Analyse

Ergebnisse bereitstellen, die die Zerebralperfusion (Blutfluss durch das Großhirn) quantifizieren. Das Quantifizieren der Zerebralperfusion kann beim Identifizieren von Bereichen mit einem reduzierten zerebralen Blutfluss helfen.

**[0311]** Fig. 39 zeigt ein schematisches Diagramm, das sich auf ein Verfahren **1050** zum Bereitstellen verschiedener Informationen über Zerebralperfusion in einem spezifischen Patienten bezieht, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform. Das Verfahren **1050** kann in das oben beschriebene Computersystem implementiert sein, z. B. ähnlich dem Computersystem, das verwendet wird, um einen oder mehrere der oben beschriebenen und in Fig. 3 dargestellte Schritte zu implementieren.

**[0312]** Das Verfahren **1050** kann unter Verwendung einer oder mehrerer Eingabe(n) **1052** ausgeführt werden. Die Eingaben **1052** können medizinische Bildgebungsdaten **1053** der intrakraniellen und extrakraniellen Arterien des Patienten beinhalten, z. B. der Aorta, der Halsschlagadern (in Fig. 37 dargestellt), der Vertebralarterien (in Fig. 37 dargestellt) und des Gehirns des Patienten, wie CCTA-Daten (z. B. auf ähnliche Weise erfasst wie oben in Verbindung mit Schritt **100** aus Fig. 2 beschrieben). Die Eingaben **1052** können außerdem zusätzliche physiologische Daten **1054** beinhalten, die vom Patienten gemessen wurden, wie den Brachialblutdruck, die Herzfrequenz und/oder andere Messungen des Patienten (z. B. auf ähnliche Weise erfasst wie oben in Verbindung mit Schritt **100** aus Fig. 2 beschrieben). Die zusätzlichen physiologischen Daten **1054** können nichtinvasiv erfasst werden. Die Eingaben **1052** können verwendet werden, um die unten beschriebenen Schritte auszuführen.

**[0313]** Ein dreidimensionales geometrisches Modell des Gehirngewebes des Patienten kann basierend auf den Bildgebungsdaten **1053** erzeugt werden (Schritt **1060**) und das geometrische Modell kann in Segmente oder Volumen unterteilt werden (Schritt **1062**) (z. B. auf ähnliche Weise wie oben in Verbindung mit Fig. 29–Fig. 32 beschrieben). Die Größen und Positionen der individuellen Segmente können basierend auf den Positionen der Ausflussgrenzen der intrakraniellen und extrakraniellen Arterien, der Größe der Blutgefäße in den oder verbunden mit den jeweiligen Segmenten (z. B. den benachbarten Blutgefäßen) usw. bestimmt werden. Das Unterteilen des geometrischen Modells in Segmente kann unter Verwendung verschiedener bekannter Verfahren ausgeführt werden, wie Fast-Marching-Verfahren, einem generalisierten Fast-Marching-Verfahren, einem Level-Set-Verfahren, einer Diffusionsgleichung, Gleichungen, die Fluss durch ein poröses Medium regeln, usw.

**[0314]** Das dreidimensionale geometrische Modell kann einen Abschnitt der intrakraniellen und extrakraniellen Arterien des Patienten beinhalten, der basierend auf den Bildgebungsdaten **1053** modelliert sein kann (Schritt **1064**). Zum Beispiel kann in Schritt **1062** und **1064** ein dreidimensionales geometrisches Modell erzeugt werden, das das Gehirngewebe und die intrakraniellen und extrakraniellen Arterien beinhaltet.

**[0315]** Eine rechnerische Analyse kann ausgeführt werden, z. B. wie oben in Verbindung mit Schritt **402** aus **Fig. 3** beschrieben, um eine Lösung zu bestimmen, die Informationen über den Hirnblutfluss des Patienten in einem durch den Benutzer bestimmten physischen Zustand beinhalten (Schritt **1066**). Zum Beispiel kann der physische Zustand einen Ruhezustand, verschiedene Belastungsniveaus, verschiedene Niveaus von Barorezeptorreaktion oder anderer autonomer Feedback-Steuerung, variierende Hyperämieniveaus, variierende Niveaus körperlicher Betätigung oder Anstrengung, verschiedene Medikamente, Lagerungsveränderung und/oder andere Bedingungen beinhalten. Die Lösung kann Informationen, wie Blutfluss und -druck, an verschiedenen Positionen in der in Schritt **1064** modellierten Anatomie des Patienten und unter der spezifizierten physischen Bedingung bereitstellen. Die rechnerische Analyse kann unter Verwendung von Grenzbedingungen an den Ausflussgrenzen ausgeführt werden, die von Lumped-Parameter-Modellen oder eindimensionalen Modellen abgeleitet wurden. Die eindimensionalen Modelle können erzeugt werden, um die Segmente an Gehirngewebe wie unten in Verbindung mit **Fig. 40** beschrieben zu füllen.

**[0316]** Basierend auf den in Schritt **1066** bestimmten Blutflussinformationen kann die Perfusion des Blutflusses in die jeweiligen in Schritt **1062** erzeugten Segmente des Gehirns berechnet werden (Schritt **1068**). Zum Beispiel kann die Perfusion durch Teilen des Flusses von jedem Ausfluss zu den Ausflussgrenzen durch das Volumen des segmentierten Gehirns, in das der Auslass perfundiert, berechnet werden.

**[0317]** Die Perfusion der jeweiligen in Schritt **1068** bestimmten Segmente des Gehirns kann auf dem in Schritt **1060** oder **1062** erzeugten geometrischen Modell des Gehirns angezeigt werden (Schritt **1070**). Zum Beispiel können die im in Schritt **1060** erzeugten geometrischen Modell dargestellten Segmente des Gehirns mit einer anderen Schattierung oder Farbe dargestellt werden, um die Perfusion des Blutflusses in die jeweiligen Segmente anzuzeigen.

**[0318]** **Fig. 40** zeigt ein anderes schematisches Diagramm, das sich auf ein Verfahren **1100** zum Bereitstellen verschiedener Informationen über Zerebralperfusion in einem spezifischen Patienten bezieht,

gemäß einer beispielhaften Ausführungsform. Das Verfahren **1100** kann in das oben beschriebene Computersystem implementiert sein, das z. B. dem Computersystem ähnelt, das verwendet wird, um einen oder mehrere der oben beschriebenen und in **Fig. 3** dargestellten Schritte zu implementieren.

**[0319]** Das Verfahren **1100** kann unter Verwendung einer oder mehrerer Eingaben **1102** ausgeführt werden, die medizinische Bildgebungsdaten **1103** der Aorta, der Halsschlagadern (in **Fig. 37** dargestellt), der Vertebralarterien (in **Fig. 37** dargestellt) und des Gehirns des Patienten beinhalten, wie CCTA-Daten (z. B. auf ähnliche Weise erfasst wie oben in Verbindung mit Schritt **100** aus **Fig. 2** beschrieben). Die Eingaben **1102** können verwendet werden, um die unten beschriebenen Schritte auszuführen.

**[0320]** Ein dreidimensionales geometrisches Modell des Gehirngewebes des Patienten kann basierend auf den Bildgebungsdaten **1103** erzeugt werden (Schritt **1110**). Das Modell kann außerdem einen Abschnitt der Aorta, der Halsschlagadern (in **Fig. 37** dargestellt) und der Vertebralarterien (in **Fig. 37** dargestellt) des Patienten beinhalten, der ebenfalls basierend auf den Bildgebungsdaten **1103** erzeugt werden kann. Zum Beispiel kann, wie oben beschrieben, ein dreidimensionales geometrisches Modell erzeugt werden, das das Gehirngewebe und die intrakraniellen und extrakraniellen Arterien beinhaltet. Der Schritt **1110** kann die oben beschriebenen Schritte **1060** und **1064** aus **Fig. 39** beinhalten.

**[0321]** Das in Schritt **1110** erzeugte geometrische Modell des Gehirngewebes kann in Volumen oder Segmente unterteilt werden (Schritt **1112**). Schritt **1112** kann den oben beschriebenen Schritt **1062** aus **Fig. 39** beinhalten. Das geometrische Gehirngewebemodell kann ferner modifiziert werden, um eine nächste Generation an Ästen im zerebralen Baum zu beinhalten (Schritt **1118**) (z. B. auf ähnliche Weise wie oben in Verbindung mit **Fig. 29–Fig. 32** beschrieben). Die Position und Größe der Äste kann basierend auf Mittellinien für die intrakraniellen und extrakraniellen Arterien bestimmt werden. Die Mittellinien können z. B. basierend auf den Bildgebungsdaten **1103** bestimmt werden (Schritt **1114**). Ein Algorithmus kann verwendet werden, um die Position und Größe der Äste basierend auf morphometrischen Modellen (Modellen, die verwendet werden, um Gefäßposition und Größe stromabwärts von den bekannten Auslässen der Ausflussgrenzen) und/oder physiologische Verzweigungsgesetze bezüglich der Gefäßgröße vorherzusagen (Schritt **1116**). Das morphometrische Modell kann auf stromabwärts gelegene Enden der intrakraniellen und extrakraniellen Arterien erweitert werden, die im geometrischen Modell enthalten sind und auf der äußeren Schicht des Gehirngewebes bereitgestellt oder im geometrischen Modell des Gehirngewebes enthalten sind.

**[0322]** Das Gehirn kann basierend auf den in Schritt **1118** erzeugten Ästen weiter segmentiert werden (Schritt **1120**) (z. B. auf ähnliche Weise wie oben in Verbindung mit **Fig. 29–Fig. 32** beschrieben). Zusätzliche Äste können in den Untersegmenten erzeugt werden und die Untersegmente können weiter in kleinere Segmente segmentiert werden (Schritt **1122**) (z. B. auf ähnliche Weise wie oben in Verbindung mit **Fig. 29–Fig. 32** beschrieben). Die Schritte des Erzeugens von Ästen und des Untersegmentierens der Volumen können wiederholt werden, bis eine gewünschte Auflösung von Volumengröße und/oder Verzweigungsgröße erzielt wird. Das geometrische Modell, das in Schritt **1118** und **1122** erweitert wurde, um neue Äste einzuschließen, kann dann verwendet werden, um den Hirnblutfluss und die Zerebralperfusion in die Untersegmente, wie die in Schritt **1122** erzeugten Untersegmente, zu berechnen.

**[0323]** Dementsprechend kann das erweiterte Modell verwendet werden, um die oben beschriebene rechnerische Analyse auszuführen. Die Ergebnisse der rechnerischen Analyse können Informationen über den Blutfluss vom patientenspezifischen zerebralen Arterienmodell in das erzeugte morphometrische Modell (einschließlich der in Schritt **1118** und **1122** erzeugten Äste) bereitstellen, der in jedes der in Schritt **1122** erzeugten Perfusionsuntersegmente reichen kann.

**[0324]** **Fig. 41** zeigt ein anderes schematisches Diagramm, das sich auf ein Verfahren **1150** zum Bereitstellen verschiedener Informationen über Zerebralperfusion in einem spezifischen Patienten bezieht, gemäß einer beispielhaften Ausführungsform. Das Verfahren **1150** kann im oben beschriebenen Computersystem implementiert sein, z. B. dem Computersystem, das verwendet werden kann, um einen oder mehrere der oben beschriebenen und in **Fig. 3** dargestellten Schritte zu implementieren.

**[0325]** Das Verfahren **1150** kann unter Verwendung einer oder mehrerer Eingaben **1152** ausgeführt werden. Die Eingaben **1152** können medizinische Bildgebungsdaten **1153** der Aorta, der Halsschlagadern (in **Fig. 37** dargestellt), der Vertebralarterien (in **Fig. 37** dargestellt) und des Gehirns des Patienten beinhalten, wie CCTA-Daten (z. B. auf ähnliche Weise erfasst wie oben in Verbindung mit Schritt **100** aus **Fig. 2** beschrieben). Die Eingaben **1152** können außerdem zusätzliche physiologische Daten **1154** beinhalten, die vom Patienten gemessen wurden, wie den Brachialblutdruck, die Herzfrequenz und/oder andere Messungen vom Patienten (z. B. in Schritt **100** aus **Fig. 2** erfasst). Die zusätzlichen physiologischen Daten **1154** können nichtinvasiv erfasst werden. Die Eingaben **1152** können ferner Gehirnpfusionsdaten **1155** beinhalten, die vom Patienten gemessen wurden (z. B. unter Verwendung von CT, PET, SPECT, MRT usw.). Die Eingaben **1152** können ver-

wendet werden, um die unten beschriebenen Schritte auszuführen.

**[0326]** Ein dreidimensionales geometrisches Modell der intrakraniellen und extrakraniellen Arterien des Patienten kann basierend auf den Bildgebungsdaten **1153** erzeugt werden (Schritt **1160**). Schritt **1160** kann dem oben beschriebenen Schritt **1064** aus **Fig. 39** ähneln.

**[0327]** Eine rechnerische Analyse kann ausgeführt werden, z. B. wie oben in Verbindung mit Schritt **402** aus **Fig. 3** beschrieben, um eine Lösung zu bestimmen, die Informationen über den Hirnblutfluss des Patienten unter einer durch den Benutzer bestimmten physischen Bedingung beinhaltet (Schritt **1162**). Zum Beispiel kann die physische Bedingung einen Ruhezustand, variierende Belastungsniveaus, variierende Niveaus von Barorezeptorreaktion oder automatischer Feedback-Steuerung, variierende Hyperämieniveaus, variierende Niveaus körperlicher Betätigung oder Anstrengung, verschiedene Medikamente, Lagerungsveränderungen und/oder andere Bedingungen beinhalten. Die Lösung kann Informationen bereitstellen, wie Blutfluss und -druck an verschiedenen Positionen in der in Schritt **1160** modellierten Anatomie des Patienten und unter der spezifizierten physischen Bedingung. Der Schritt **1162** kann dem oben beschriebenen Schritt **1066** aus **Fig. 39** ähneln.

**[0328]** Ein dreidimensionales geometrisches Modell des Gehirngewebes des Patienten kann ebenfalls basierend auf den Bildgebungsdaten **1153** erzeugt werden (Schritt **1164**). Zum Beispiel kann in den Schritten **1160** und **1164** ein dreidimensionales geometrisches Modell erzeugt werden, das das Gehirngewebe und die intrakraniellen und extrakraniellen Arterien beinhaltet. Schritt **1164** kann dem oben beschriebenen Schritt **1060** aus **Fig. 39** ähneln.

**[0329]** Das geometrische Modell kann in Segmente oder Untervolumen unterteilt werden (Schritt **1166**). Der Schritt **1166** kann dem oben beschriebenen Schritt **1062** aus **Fig. 39** ähneln.

**[0330]** Basierend auf den in Schritt **1162** bestimmten Blutflussinformationen kann die Perfusion des Blutflusses in die jeweiligen in Schritt **1166** erzeugten Segmente des Gehirngewebes berechnet werden (Schritt **1168**). Schritt **1168** kann dem oben beschriebenen Schritt **1068** aus **Fig. 39** ähneln.

**[0331]** Die berechnete Perfusion für die jeweiligen Segmente des Gehirngewebes kann auf dem in Schritt **1164** oder **1166** erzeugten geometrischen Modell des Gehirngewebes angezeigt werden (Schritt **1170**). Schritt **1170** kann dem oben beschriebenen Schritt **1070** aus **Fig. 39** ähneln.

**[0332]** Die in Schritt **1170** auf das dreidimensionale geometrische Modell des Gehirngewebes übertragenen simulierten Perfusionsdaten können mit den gemessenen Zerebralperfusionsdaten **1155** verglichen werden (Schritt **1172**). Der Vergleich kann die Unterschiede der simulierten und gemessenen Perfusionsdaten unter Verwendung verschiedener Farben und/oder Schattierungen auf der dreidimensionalen Darstellung des Gehirngewebes anzeigen.

**[0333]** Die Grenzbedingungen an den Auslässen des in Schritt **1160** erzeugten dreidimensionalen geometrischen Modells können angepasst werden, um den Fehler zwischen den simulierten und gemessenen Perfusionsdaten zu verringern (Schritt **1174**). Um den Fehler zu verringern, können die Grenzbedingungen zum Beispiel angepasst werden, sodass der vorgegebene Widerstand zum Russ der Gefäße, die in einen Bereich führen (z. B. die in Schritt **1166** erzeugten Segmente), in dem die simulierte Perfusion geringer ist als gemessene Perfusion, verringert werden kann. Andere Parameter der Grenzbedingungen können angepasst werden. Alternativ kann die Verzweigungsstruktur des Modells modifiziert werden. Zum Beispiel kann das in Schritt **1160** erzeugte geometrische Modell wie oben in Verbindung mit **Fig. 40** beschrieben erweitert werden, um das morphometrische Modell zu erzeugen. Die Parameter der Grenzbedingungen und/oder morphometrischen Modelle können unter Verwendung eines Parameterschätzungs- oder Datenassimilationsverfahrens, wie in US-Patentanmeldung Nr. 2010/0017171 mit dem Titel „Method for Tuning Patient-Specific Cardiovascular Simulations“ beschrieben, oder anderen Verfahren empirisch oder systematisch angepasst werden.

**[0334]** Die Schritte **1162**, **1168**, **1170**, **1172**, **1174** und/oder andere Schritte aus **Fig. 41** können wiederholt werden, z. B. bis der Fehler zwischen den simulierten und gemessenen Perfusionsdaten unter einem vorbestimmten Grenzwert liegt. Dadurch kann die rechnerische Analyse unter Verwendung eines Modells ausgeführt werden, das anatomische Informationen, Informationen über den Hirnblutfluss und Informationen über die Zerebralperfusion ins Verhältnis setzt. Ein derartiges Modell kann zu Diagnosezwecken nützlich sein und zum Vorhersagen der Nutzen medizinischer, intervenierender oder chirurgischer Therapien.

**[0335]** Dadurch können der extrakranielle und intrakranielle Arterienblutfluss und die Zerebralperfusion unter Basislinienbedingungen oder veränderten physiologischen Zuständen berechnet werden. Zerebralperfusionsdaten können in Verbindung mit simulierten Zerebralperfusionsergebnissen verwendet werden, um die Grenzbedingungen der intrakraniellen Arterienblutflussberechnungen anzupassen, bis die simulierten Zerebralperfusionsergebnisse den

gemessenen Zerebralperfusionsdaten innerhalb einer vorgegebenen Toleranz entsprechen. Demnach können genauere patientenspezifische extrakranielle und intrakranielle Arterienblutflussberechnungen bereitgestellt werden und Ärzte können Hirnschlagaderblutfluss und Zerebralperfusion vorhersagen, wenn keine gemessenen Daten verfügbar sind, z. B. bestimmte physische Bedingungen, wie körperliche Betätigung, Anstrengung, Lagerungsveränderungen oder simulierte Behandlungen. Das patientenspezifische dreidimensionale Modell des Gehirns kann in Perfusionssegmente oder Untervolumen unterteilt werden und es kann bestimmt werden, ob ein Patient eine ausreichende minimale Perfusion zu verschiedenen Bereichen des Gehirns erhält.

**[0336]** Ein patientenspezifisches dreidimensionales geometrisches Modell der intrakraniellen Arterien kann aus medizinischen Bildgebungsdaten erzeugt werden und mit einem morphometrischen Modell eines Abschnitts des verbleibenden intrakraniellen Arterienbaums kombiniert werden, der durch Perfusionssegmente oder Untervolumen (z. B. oben in Verbindung mit **Fig. 40** beschrieben) repräsentiert wird, um ein erweitertes Modell zu bilden. Der prozentuale Anteil des gesamten Gehirnvolumens (oder der Masse) stromabwärts von einer jeweiligen, z. B. erkrankten, Position im erweiterten Modell kann berechnet werden. Außerdem kann der prozentuale Anteil des gesamten Hirnblutflusses an einer jeweiligen, z. B. erkrankten, Position im erweiterten Modell berechnet werden. Zudem können Defizite, die in funktionellen Bildgebungsstudien (z. B. funktioneller Magnetresonanzbildgebung (fMRI)), Perfusions-CT oder MRT erkannt wurden, dann auf eine Erkrankung in den speisenden Gefäßen, anatomische Varianten, einen eingeschränkten autoregulatorischen Mechanismus, Hypotension oder andere Erkrankungen zurückgeführt werden, was für Patienten mit ischämischen Schlaganfall, Synkope, orthostatischer Intoleranz, Trauma oder chronischen neurologischen Erkrankungen nützlich sein kann.

#### ii. Bewerten der Plaquevulnerabilität

**[0337]** Die rechnerische Analyse kann außerdem Ergebnisse bereitstellen, die patientenspezifische biomechanische Kräfte quantifizieren, die auf die Plaque wirken, die sich in den intrakraniellen und extrakraniellen Arterien des Patienten ablagern kann, z. B. artherosklerotischer Karotis-Plaque. Die biomechanischen Kräfte können durch pulsierenden Druck, Fluss und Halsbewegung ausgelöst werden.

**[0338]** **Fig. 42** ist ein schematisches Diagramm, das Aspekte eines Verfahrens **1200** zum Bereitstellen verschiedener Informationen über das Bewerten der Plaquevulnerabilität, des zerebralen Volumenrisikos und des zerebralen Perfusionsrisikos in einem spezifischen Patienten gemäß einer beispielhaften Aus-

führungsform bereitstellt. Das Verfahren **1200** kann im oben beschriebenen Computersystem implementiert sein, das z. B. dem Computersystem ähnelt, das verwendet wird, um einen oder mehrere der oben beschriebenen und in **Fig. 3** dargestellten Schritte zu implementieren. Das Verfahren **1200** kann unter Verwendung einer oder mehrerer Eingaben **1202** ausgeführt werden und kann das Erzeugen eines oder mehrerer Modelle **1210** basierend auf den Eingaben **1202**, das Ausführen einer oder mehrerer biomechanischer Analysen **1220** basierend auf dem einen oder den mehreren der Modell(en) **1210** und das Bereitstellen verschiedener Ergebnisse basierend auf den Modellen **1210** und den biomechanischen Analysen **1220** beinhalten.

**[0339]** Die Eingaben **1202** können medizinische Bildgebungsdaten **1203** der intrakraniellen und extrakraniellen Arterien des Patienten beinhalten, z. B. der Aorta, der Halsschlagadern (in **Fig. 37** dargestellt), der Vertebralarterien (in **Fig. 37** dargestellt) und des Gehirns des Patienten, wie CCTA-Daten (z. B. auf ähnliche Weise erfasst wie oben in Verbindung mit Schritt **100** aus **Fig. 2** beschrieben). Die Eingaben **1202** können außerdem zusätzliche physiologische Daten **1204** beinhalten, die vom Patienten gemessen wurden, wie Brachialblutdruck, Herzfrequenz und/oder andere Messungen des Patienten (z. B. auf ähnliche Weise erfasst wie oben in Verbindung mit Schritt **100** aus **Fig. 2** beschrieben). Die zusätzlichen physiologischen Daten **1204** können nicht-invasiv erfasst werden. Die Eingaben **1202** können verwendet werden, um die Modelle **1210** zu erzeugen und/oder die unten beschriebenen biomechanischen Analysen **1220** auszuführen.

**[0340]** Wie oben angemerkt, kann/können ein oder mehrere Modell(e) **1210** basierend auf den Eingaben **1202** erzeugt werden. Zum Beispiel kann das Verfahren **1200** das Erzeugen eines hämodynamischen Modells **1212** beinhalten, das berechnete Blutfluss- und Druckinformationen an verschiedenen Positionen durch ein dreidimensionales geometrisches Modell der Anatomie des Patienten beinhaltet. Das Modell der Anatomie des Patienten kann unter Verwendung der medizinischen Bildgebungsdaten **1203** erzeugt werden und in einer beispielhaften Ausführungsform kann das hämodynamische Modell **1212** ein simuliertes Blutdruckmodell, das simulierte Blutflussmodell oder eine andere nach dem Ausführen einer rechnerischen Analyse erzeugte Simulation sein, z. B. wie oben in Verbindung mit Schritt **402** aus **Fig. 3** beschrieben. Volumenmechanikmodelle, einschließlich Fluid-Struktur-Interaktionsmodellen, können mit der rechnerischen Analyse mit bekannten numerischen Verfahren gelöst werden. Eigenschaften der Plaque und der Gefäße können als linear oder nichtlinear, isotrop oder anisotrop modelliert werden. Die Lösung kann eine Belastung und Spannung der Plaque und der Schnittstelle zwischen Plaque und

Gefäß bereitstellen. Die Schritte zum Erzeugen des hämodynamischen Modells **1212** können den Schritten zum Erzeugen des oben beschriebenen hämodynamischen Modells **932** aus **Fig. 35** ähneln.

**[0341]** Das Verfahren **1200** kann das Ausführen einer biomechanischen Analyse **1220** unter Verwendung des hämodynamischen Modells **1212** durch Berechnen eines Drucks und einer Scherspannung, der/ die aufgrund hämodynamischer Kräfte in verschiedenen physiologischen Zuständen auf eine Plaque-Lumenoberfläche wirkt, wie Ruhezustand, variierende Niveaus körperlicher Betätigung oder Anstrengung usw. (Schritt **1222**), beinhalten. Der Druck und die Scherspannung können basierend auf Informationen vom hämodynamischen Modell **1212** berechnet werden, z. B. Blutdruck und -fluss. Der Schritt **1222** kann dem oben beschriebenen Schritt **942** aus **Fig. 35** ähneln.

**[0342]** Optional kann das Verfahren **1200** außerdem das Erzeugen eines geometrischen Analysemodells zum Quantifizieren von Gefäßverformung aus vierdimensionalen Bildgebungsdaten beinhalten, z. B. Bildgebungsdaten, die in mehreren Phasen des Herzzyklus erfasst wurden, wie in den systolischen und diastolischen Phasen, auf ähnliche Weise wie oben für das geometrische Analysemodell **934** aus **Fig. 35** beschrieben. Das Verfahren **1200** kann außerdem das Ausführen einer biomechanischen Analyse **1220** unter Verwendung des geometrischen Analysemodells beinhalten, indem verschiedene Verformungseigenschaften berechnet werden, wie Dehnung in Längsrichtung (Verlängerung) oder Verkürzung, Verdrehung (Torsion), radiale Expansion oder Kompression und Biegung usw. der intrakraniellen und extrakraniellen Arterien des Patienten und der Plaque aufgrund von durch das Herz bedingtem pulsierendem Druck, auf ähnliche Weise wie oben für Schritt **944** aus **Fig. 35** beschrieben.

**[0343]** Das Verfahren **1200** kann außerdem das Erzeugen eines Plaquemodells **1214** zum Bestimmen der Zusammensetzung und Eigenschaften der Plaque aus den medizinischen Bildgebungsdaten **1203** beinhalten. Zum Beispiel kann das Plaquemodell **1214** Informationen über die Dichte und andere Materialeigenschaften der Plaque beinhalten.

**[0344]** Das Verfahren **1200** kann außerdem das Erzeugen eines Gefäßwandmodells **1216** zum Berechnen von Informationen über die Plaque, die Gefäßwände und/oder die Schnittstelle zwischen Plaque und den Gefäßwänden beinhalten. Zum Beispiel kann das Gefäßwandmodell **1216** Informationen über Belastung und Spannung beinhalten, die basierend auf der im Plaquemodell **1214** enthaltenen Zusammensetzung und den Eigenschaften und der in Schritt **1220** berechneten Belastung und Scherspannung berechnet werden kann. Optional können Belastung



und Spannung auch unter Verwendung berechneter Verformungseigenschaften berechnet werden, wie oben beschrieben. Die Schritte zum Erzeugen des Plaquemodells **1214** und/oder des Gefäßwandmodells **1216** können den oben beschriebenen Schritten zum Erzeugen des Plaquemodells **936** und/oder des Gefäßwandmodells **938** aus **Fig. 35** ähneln.

**[0345]** Das Verfahren **1200** kann das Ausführen einer biomechanischen Analyse **1220** unter Verwendung des Gefäßwandmodells **1216** durch Berechnen von Belastung (z. B. akuter oder kumulativer Belastung) der Plaque aufgrund von hämodynamischen Kräften und durch Halsbewegung verursachter Belastung beinhalten (Schritt **1224**). Zum Beispiel kann die auf die Plaque wirkende flussbedingte Kraft **904** (**Fig. 33**) berechnet werden. Die Belastung oder Kraft auf die Plaque aufgrund von hämodynamischen Faktoren und durch Halsbewegung bedingte Spannung kann basierend auf Informationen vom Gefäßwandmodell **1216** berechnet werden, z. B. Belastung und Spannung auf die Plaque. Schritt **1224** kann dem oben beschriebenen Schritt **946** aus **Fig. 35** ähneln.

**[0346]** Das Verfahren **1200** kann das Bestimmen weiterer Informationen basierend auf einem oder mehreren der Modelle **1210** und einer oder mehreren der oben beschriebenen biomechanischen Analysen **1220** beinhalten.

**[0347]** Ein Plaquerupturvulnerabilitätsindex kann berechnet werden (Schritt **1230**). Der Plaquerupturvulnerabilitätsindex kann berechnet werden, z. B. basierend auf hämodynamischer Belastung, Belastungsfrequenz, Belastungsrichtung und/oder Stärke und anderen Eigenschaften der Plaque. Zum Beispiel kann ein Bereich von Interesse umgebender Bereich vom dreidimensionalen Modell **1210** der Plaque, wie dem Plaquemodell **1214**, isoliert werden. Die Stärke der Plaque kann basierend auf den im Plaquemodell **1214** bereitgestellten Materialeigenschaften bestimmt werden. Eine Hämodynamik- und Gewebelastung auf die Plaque von Interesse kann unter simulierten Basislinien- und Betätigungs-(oder Anstrengungs-)Bedingungen berechnet werden, indem die vorab in Schritt **1224** berechneten hämodynamischen Belastungen und bewegungsbedingten Spannungen verwendet werden. Die Vulnerabilität der Plaque kann basierend auf dem Verhältnis von Plaquebelastung zu Plaquestärke bewertet werden. Schritt **1230** kann dem oben beschriebenen Schritt **950** aus **Fig. 35** ähneln. Zum Beispiel kann der Plaquerupturvulnerabilitätsindex für eine Plaque in einer extrakraniellen Arterie für eine Schlaganfallbewertung berechnet werden.

**[0348]** Ein zerebraler Volumenrisikoindex (CVRI) kann ebenfalls berechnet werden (Schritt **1232**). Der CVRI kann als ein prozentualer Anteil des gesamten durch eine Plaqueruptur oder eine Embolisierung

und einen Verschluss (Verschließen oder Versperren) eines Gefäßes an einer jeweiligen Position im Arterienbaum betroffenen Gehirnvolumens definiert sein. Der CVRI kann basierend auf dem Abschnitt des Gehirns, der durch die Gefäße stromabwärts von der jeweiligen Plaque versorgt wird, berechnet werden, was die Größe der Plaque im Verhältnis zu der Größe der stromabwärts gelegenen Gefäße und die Wahrscheinlichkeit, dass die Plaque in verschiedene Gefäße fließen kann, basierend auf der dreidimensionalen hämodynamischen Lösung, in Betracht ziehen kann. Der CVRI kann in erkrankten Zuständen oder vor oder nach einer Intervention bewertet werden. Der Schritt **1232** kann dem oben beschriebenen Schritt **952** aus **Fig. 35** ähneln.

**[0349]** Das Gehirngewebe kann modelliert und in Segmente unterteilt werden, die durch jedes Gefäß in der hämodynamischen Simulation versorgt werden (z. B. wie in Verbindung mit Schritt **1110** und **1112** aus **Fig. 40** beschrieben). Das geometrische Modell kann modifiziert werden, um eine nächste Generation an Ästen im zerebralen Baum zu enthalten (z. B. wie in Verbindung mit Schritt **1118** aus **Fig. 40** beschrieben) und das Gehirngewebe kann weiter segmentiert werden (z. B. wie in Verbindung mit Schritt **1122** aus **Fig. 40** beschrieben). Physiologische Verhältnisse, wie oben beschrieben, können verwendet werden, um die Größe eines Gefäßes mit einer proportionalen Menge an versorgtem Gehirngewebe ins Verhältnis zu setzen.

**[0350]** Potenzielle Pfade, denen eine rupturierte Plaque folgen könnte, können mit der Größe der stromabwärts gelegenen Gefäße verglichen werden, um zu bestimmen, wo die Plaque eventuell den Fluss behindern kann. Diese Informationen können mit dem Vulnerabilitätsindex kombiniert werden, um eine Wahrscheinlichkeitskarte des Volumens des Gehirngewebes bereitzustellen, das potenziell durch eine rupturierte Plaque beeinträchtigt werden kann. Der CVRI kann jedem potenziell betroffenen Segment zugewiesen werden.

**[0351]** Ein Zerebralperfusionsrisikoindex (CPRI) kann ebenfalls berechnet werden (Schritt **1234**). Der CPRI kann als ein prozentualer Anteil des gesamten durch eine Plaqueruptur und einen Verschluss eines Gefäßes an einer jeweiligen Position im Arterienbaum betroffenen Hirnblutflusses definiert sein. Der CPRI zeigt einen potenziellen Perfusionsverlust zu den Gehirngewebesegmenten an, statt des betroffenen Volumens, wie durch den CVRI angezeigt. Zum Beispiel kann die Auswirkung einer Ruptur oder Embolisierung einer Halsschlagaderplaque abhängig von der Geometrie des Arterienrings des Gehirns des Patienten (in **Fig. 37** dargestellt) variieren und kann aufgrund dieser Unterschiede in der Anatomie verschiedene CVRI- und CPRI-Werte ergeben. Die Perfusionsrate zu jedem Segment des Gehirngewebes

kann berechnet werden und der Perfusionsverlust kann basierend auf dem Vulnerabilitätsindex, der hämodynamischen Lösung und den Größen der Plaque und der Gefäße berechnet werden. Der CPRI kann in erkrankten Zuständen oder vor oder nach einer Intervention bewertet werden. Der Schritt **1235** kann dem oben beschriebenen Schritt **954** aus **Fig. 35** ähneln.

**[0352]** Dadurch können biomechanische Kräfte, die auf die atherosklerotische Halsschlagaderplaque wirken und durch pulsierenden Druck, pulsierenden Blutfluss und/oder optional Halsbewegung bedingt sind, bewertet werden. Die Gesamtbelastung, die auf die Plaque wirkt und durch pulsierenden Druck, pulsierenden Blutfluss und/oder optional Halsbewegung entsteht, kann quantifiziert werden. Die Lösung kann mehrere Quellen patientenspezifischer hämodynamischer Belastung in Betracht ziehen, die auf die Plaque oder auf die Schnittstelle zwischen der Plaque und der Gefäßwand wirkt. Außerdem kann die Plaquestärke basierend auf medizinischen Bildgebungsdaten geschätzt werden und Anzeiger der Plaquevulnerabilität, des Zerebralvolumenrisikos und des Zerebralperfusionsrisikos können quantifiziert werden.

**[0353]** Durch das Bestimmen anatomischer und physiologischer Daten für extrakranielle und intrakranielle Arterien wie unten beschrieben können Veränderungen im Blutfluss auf Arterien- oder Organebene für einen spezifischen Patienten an verschiedenen physischen Positionen vorhergesagt werden. Ferner können andere Informationen bereitgestellt werden, wie ein Risiko einer transitorischen ischämischen Attacke, eines ischämischen Schlaganfalls oder einer Aneurysmaruptur, Kräfte, die auf atherosklerotische Plaque oder Aneurysmen wirken, eine vorhergesagte Auswirkung medizinischer intervenierender oder chirurgischer Therapien auf intrakraniellen oder extrakraniellen Blutfluss, Druck, Wandbelastung oder Gehirnperfusion. Blutfluss, Druck und Wandbelastungen in den intrakraniellen oder extrakraniellen Arterien und die gesamte und regionale Gehirnperfusion können quantifiziert werden und die funktionelle Signifikanz der Erkrankung kann bestimmt werden.

**[0354]** Zusätzlich zum Quantifizieren des Blutflusses in dem aus Bildgebungsdaten konstruierten dreidimensionalen geometrischen Modell (z. B. wie oben in Schritt **1212** beschrieben), kann das Modell modifiziert werden, um die Auswirkung von Progression oder Regression der Erkrankung oder medizinischer, perkutaner oder chirurgischer Interventionen zu simulieren. In einer beispielhaften Ausführungsform kann das Fortschreiten von Atherosklerose durch Ite-rieren der Lösung im Laufe der Zeit nachgeahmt werden, z. B. durch Lösen für Schubspannung oder Partikelverweildauer und Anpassen des geometrischen Modells, um atherosklerotische Plaqueentwicklung basierend auf hämodynamischen Faktoren und/oder

patientenspezifischen biomechanischen Messungen zu entwickeln. Ferner kann die Auswirkung von Veränderungen von Blutfluss, Herzfrequenz, Blutdruck und anderen physiologischen Variablen auf den extrakraniellen und/oder intrakraniellen Arterienblutfluss oder die Zerebralperfusion durch Veränderungen in den Grenzbedingungen nachgeahmt werden und verwendet werden, um die kumulativen Auswirkungen dieser Variablen im Laufe der Zeit zu berechnen.

**[0355]** Beliebige oben in einer beliebigen Ausführungsform beschriebene Aspekte können mit anderen hierin beschriebenen Ausführungsformen verwendet werden. Jede(s) hierin beschriebene(s) Gerät und Vorrichtung kann in jeder beliebigen geeigneten medizinischen Prozedur verwendet werden, kann durch jede(s) beliebige geeignete Körperlumen und Körperhöhle geführt werden und kann zur Abbildung jedes beliebigen geeigneten Körperabschnitts verwendet werden.

**[0356]** Für Fachleute ist ersichtlich, dass verschiedene Modifikationen und Variationen an den offenbarten Systemen und Prozessen vorgenommen werden können, ohne vom Umfang der Offenbarung abzuweichen. Andere Ausführungsformen sind für Fachleute durch Betrachten der Beschreibung und Umsetzung der hierin offenbarten Offenbarung ersichtlich. Die Beschreibung und Beispiele sind ausschließlich als beispielhaft anzusehen, wobei der eigentliche Umfang und Geist der Offenbarung durch die nachfolgenden Ansprüche definiert ist.

**ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG**

*Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.*

**Zitierte Patentliteratur**

- US 6236878 [0163]

**Schutzansprüche**

1. System zur Bestimmung patientenspezifischer, zeitvariabler kardiovaskulärer Informationen, wobei das System Folgendes umfasst:

wenigstens ein Computersystem, das konfiguriert ist, um:

zeitvariable, patientenspezifische Daten hinsichtlich einer Geometrie wenigstens eines Teils einer anatomischen Struktur des Patienten zu unterschiedlichen Zeitpunkten zu empfangen;

basierend auf den zeitvariablen, patientenspezifischen Daten ein dreidimensionales Modell zu erzeugen, das wenigstens einen Teil der anatomischen Struktur des Patienten repräsentiert, wobei das dreidimensionale Modell zeitvariable Informationen hinsichtlich wenigstens einer von Blutgefäßposition, Deformation, Ausrichtung oder Größe beinhaltet; und Informationen hinsichtlich einer Veränderung in einer Blutflusseigenschaft im Laufe der Zeit in der anatomischen Struktur des Patienten basierend auf dem dreidimensionalen Modell und einem physikbasierten Modell hinsichtlich der anatomischen Struktur des Patienten zu bestimmen.

2. System nach Anspruch 1, wobei die patientenspezifischen Daten mehrere Bilder beinhalten, die zu verschiedenen Zeitpunkten im Verlauf eines Herzzyklus aufgenommen wurden, und wobei das wenigstens eine Computersystem ferner konfiguriert ist, um das dreidimensionale Modell basierend auf den mehreren Bildern zu erzeugen.

3. System nach Anspruch 2, wobei die mehreren Bilder, die zu verschiedenen Zeitpunkten im Verlauf des Herzzyklus aufgenommen wurden, wenigstens ein Bild beinhalten, das während einer systolischen Phase aufgenommen wurde, und wenigstens ein Bild, das während einer diastolischen Phase aufgenommen wurde.

4. System nach Anspruch 1, wobei: die anatomische Struktur des Patienten wenigstens einen Teil einer Mehrzahl an verbundenen Arterien im Patienten beinhaltet; und die patientenspezifischen Daten Informationen hinsichtlich Veränderungen in der Gefäßform der Mehrzahl an Arterien beinhalten.

5. System nach Anspruch 1, wobei die Blutflusseigenschaft wenigstens eins beinhaltet von Blutdruck, Blutgeschwindigkeit oder Blutflussrate.

6. System nach Anspruch 1, wobei das wenigstens eine Computersystem ferner konfiguriert ist, um: Informationen hinsichtlich der Veränderung der Blutflusseigenschaft im Laufe der Zeit an einer Mehrzahl von Positionen entlang drei Dimensionen in der anatomischen Struktur des Patienten zu bestimmen.

7. System nach Anspruch 1, wobei die anatomische Struktur eine Mehrzahl an Koronararterien beinhaltet, die von der Aorta des Patienten ausgehen.

8. System nach Anspruch 1, wobei: die anatomische Struktur eine Mehrzahl an Arterien beinhaltet; und

das dreidimensionale Modell wenigstens eins von Verdrehung, Verbiegung, einer Veränderung der Längsabmessung oder einer Veränderung der Umfangsabmessung einer der Arterien im Laufe der Zeit simuliert.

9. System nach Anspruch 8, wobei das wenigstens eine Computersystem ferner konfiguriert ist, um Deformationsinformationen hinsichtlich des wenigstens einen von Verdrehung, Verbiegung, Veränderung der Längsabmessung oder Veränderung der Umfangsabmessung der wenigstens einen Arterie im Laufe der Zeit zu bestimmen.

10. System nach Anspruch 9, wobei das wenigstens eine Computersystem ferner konfiguriert ist, um wenigstens eins von einer Belastung oder Beanspruchung der wenigstens einen Arterie basierend auf den Deformationsinformationen zu bestimmen.

Es folgen 31 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

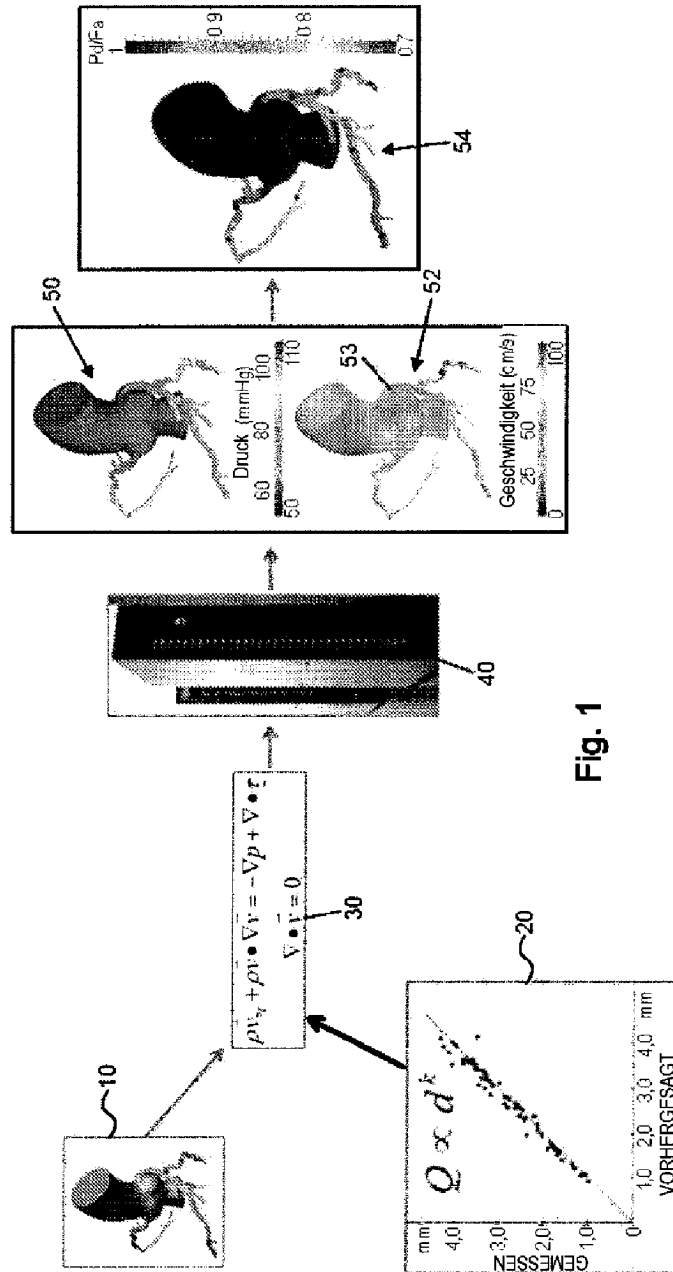


Fig. 1

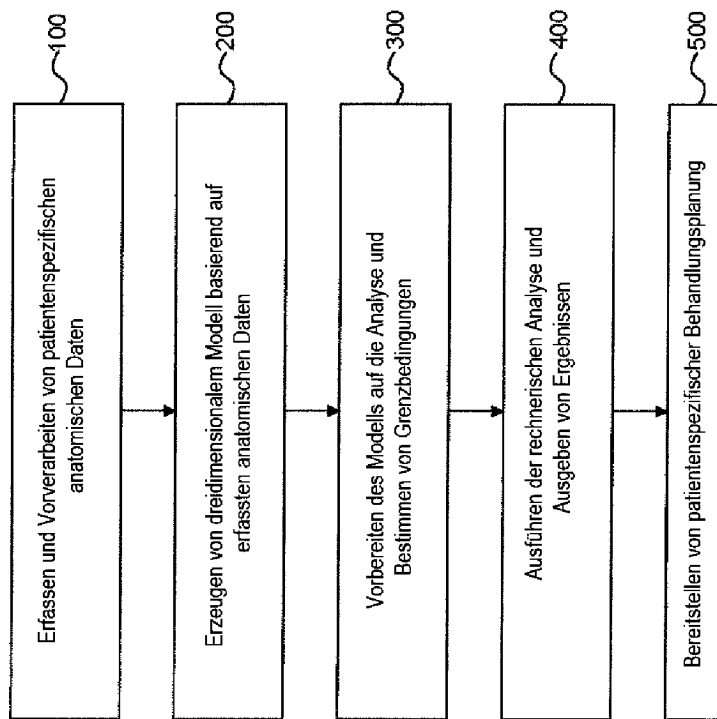


Fig. 2

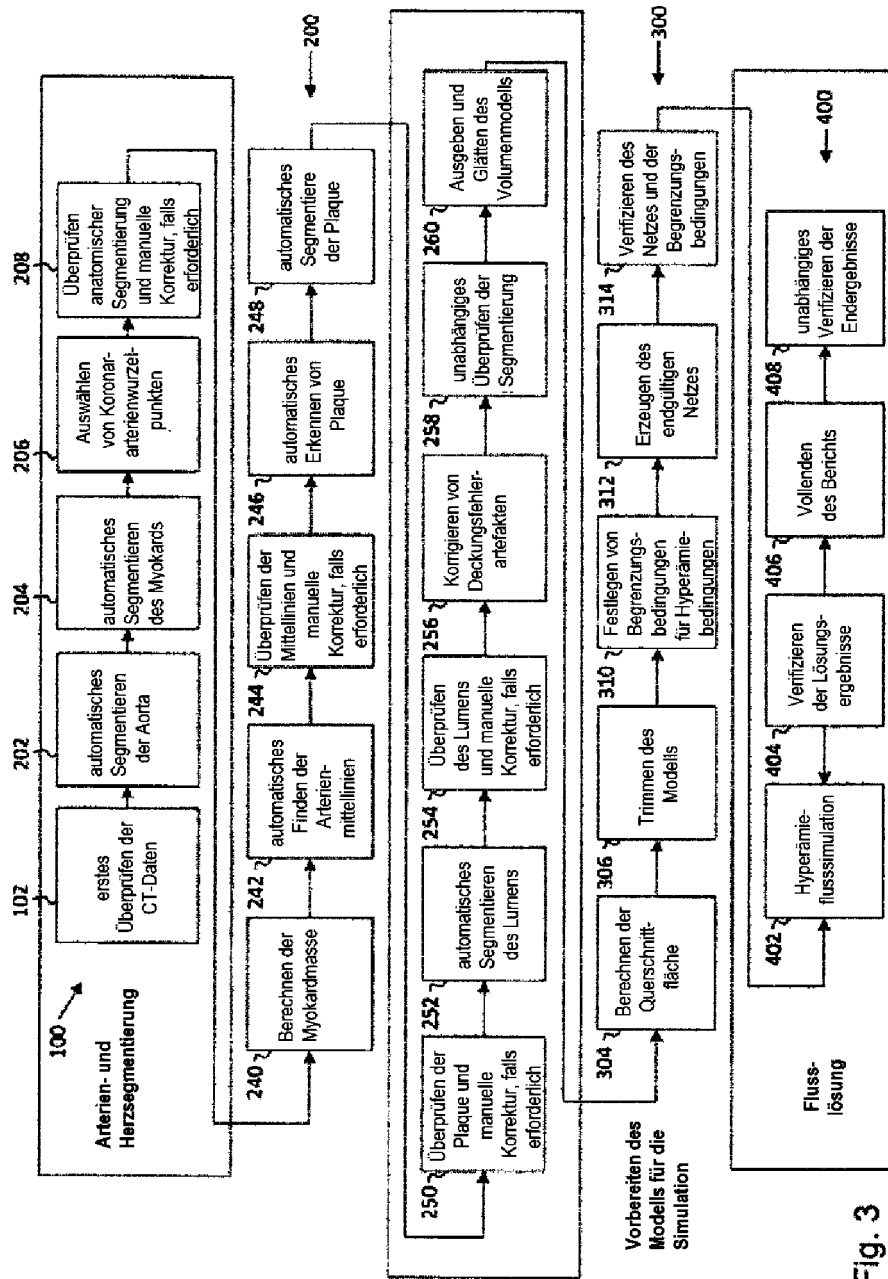


Fig. 3

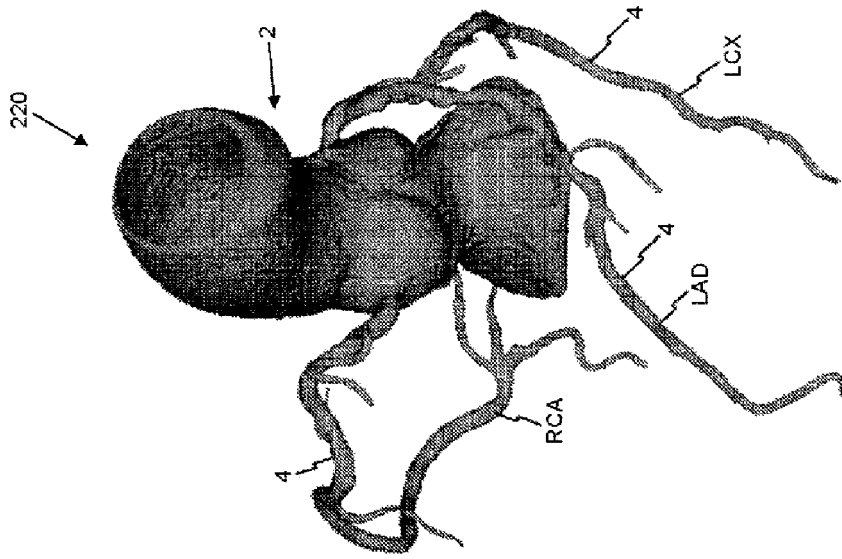


Fig. 5

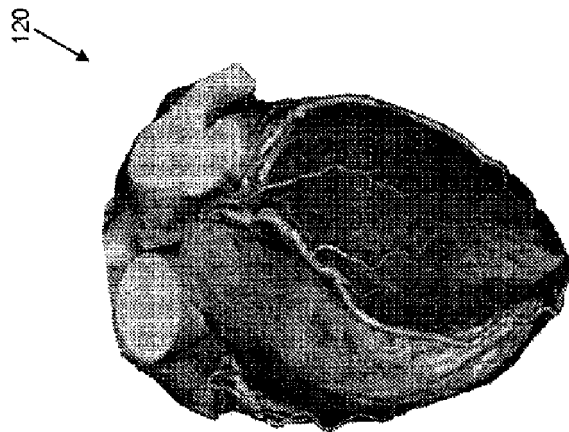
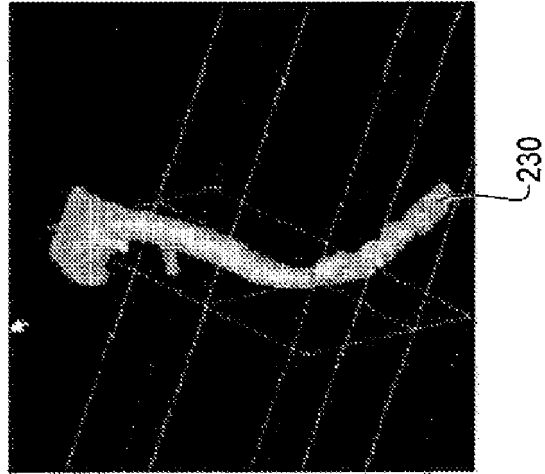
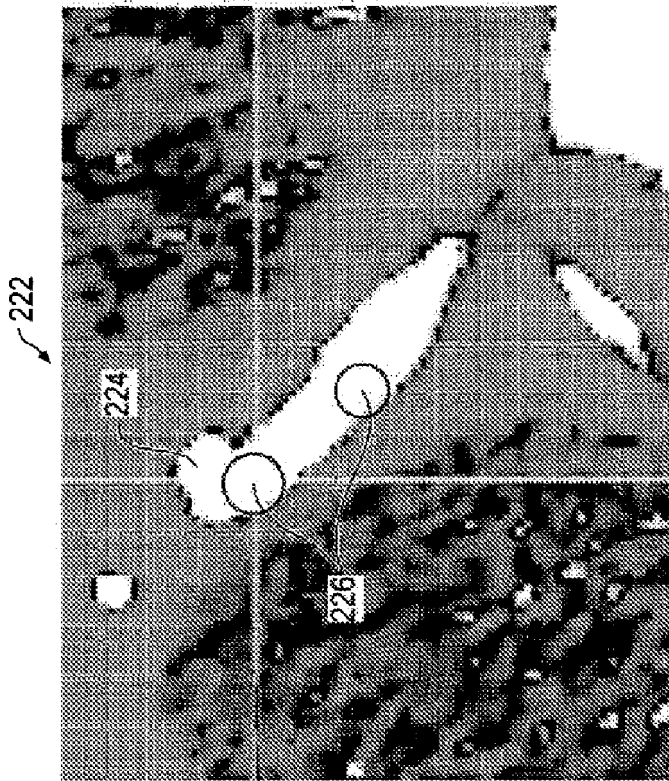


Fig. 4





**FIG. 7**



**FIG. 6**

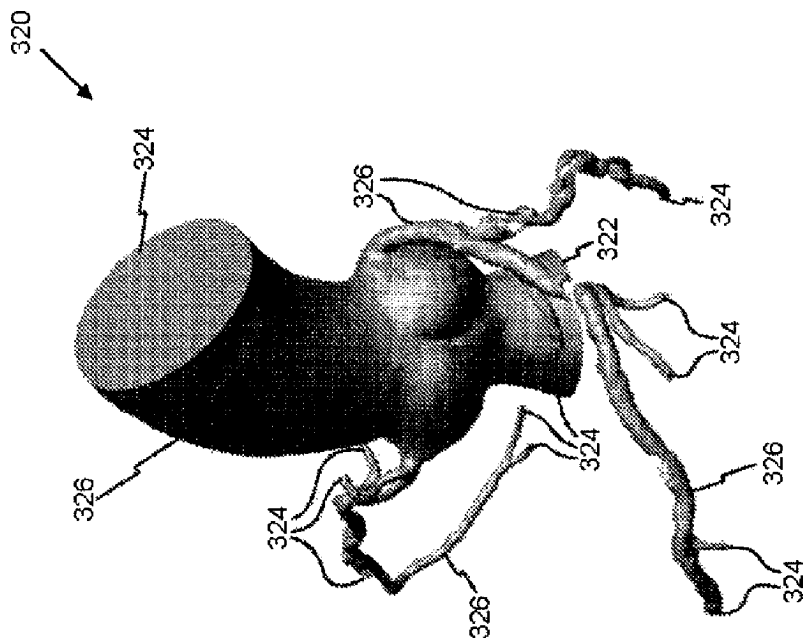


Fig. 8

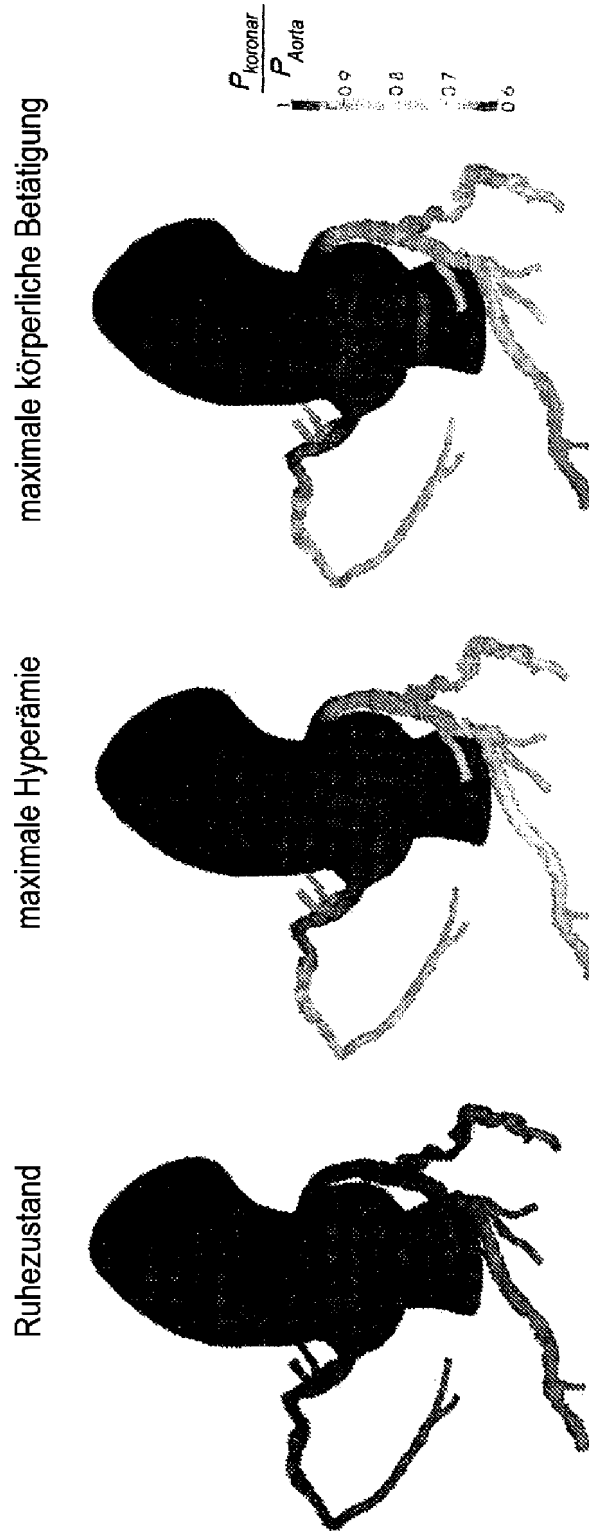


Fig. 9

Fig. 10

Fig. 11

Fig. 13

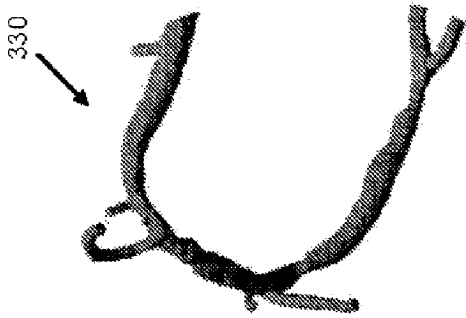
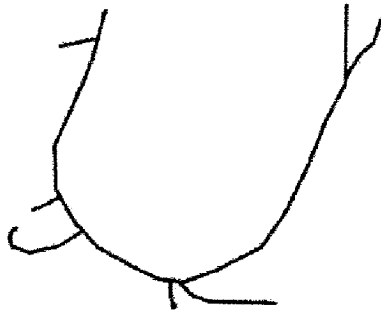


Fig. 12

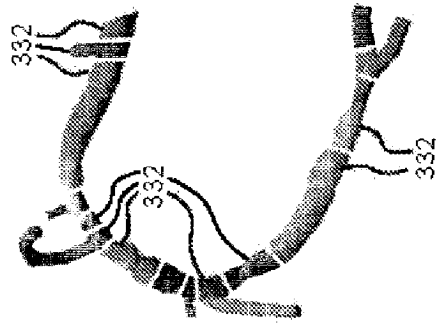


Fig. 14

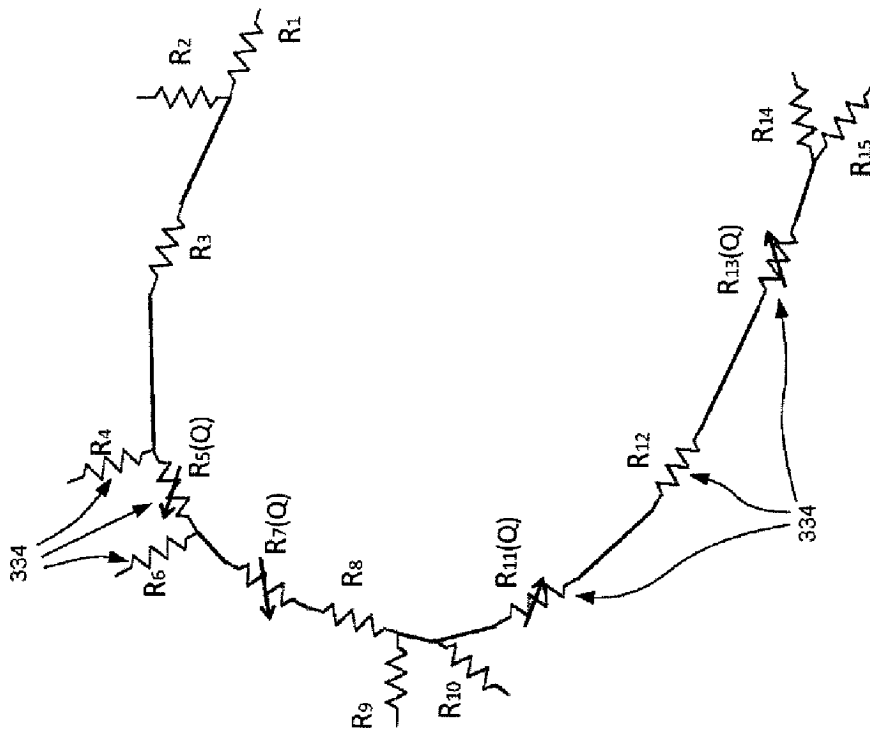


Fig. 15

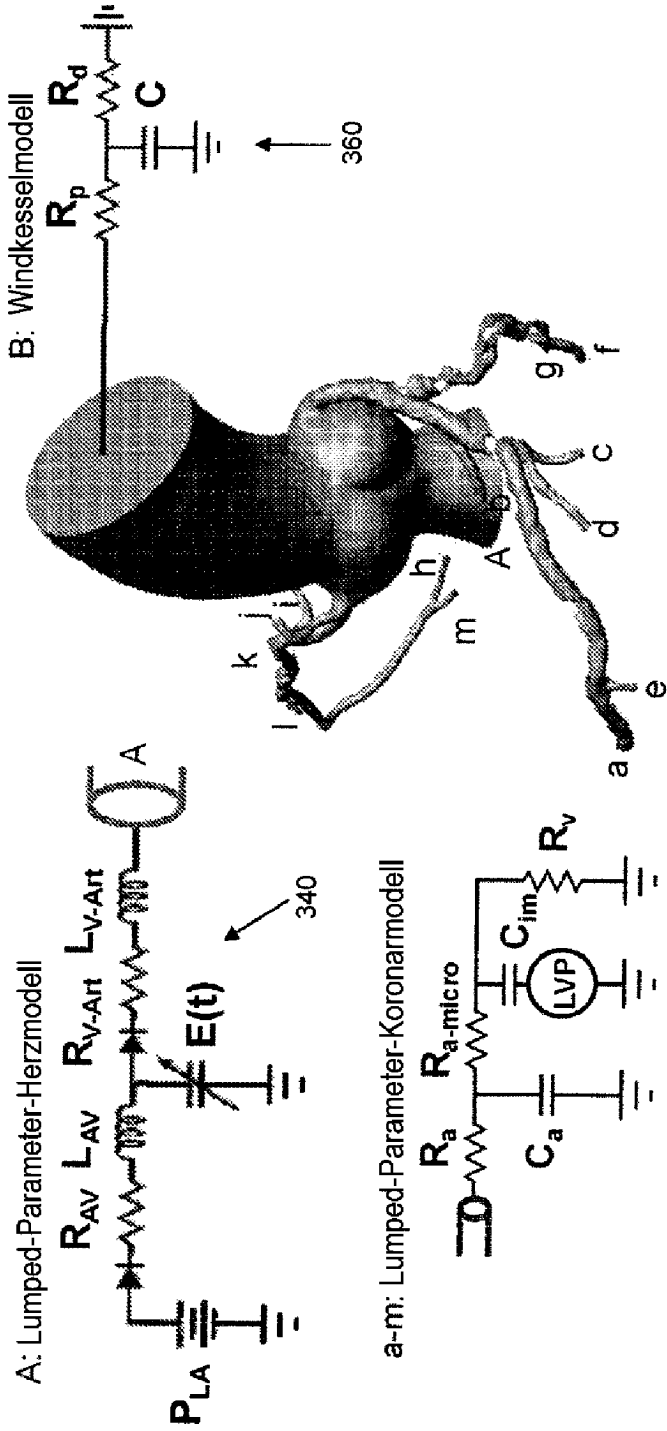


Fig. 16

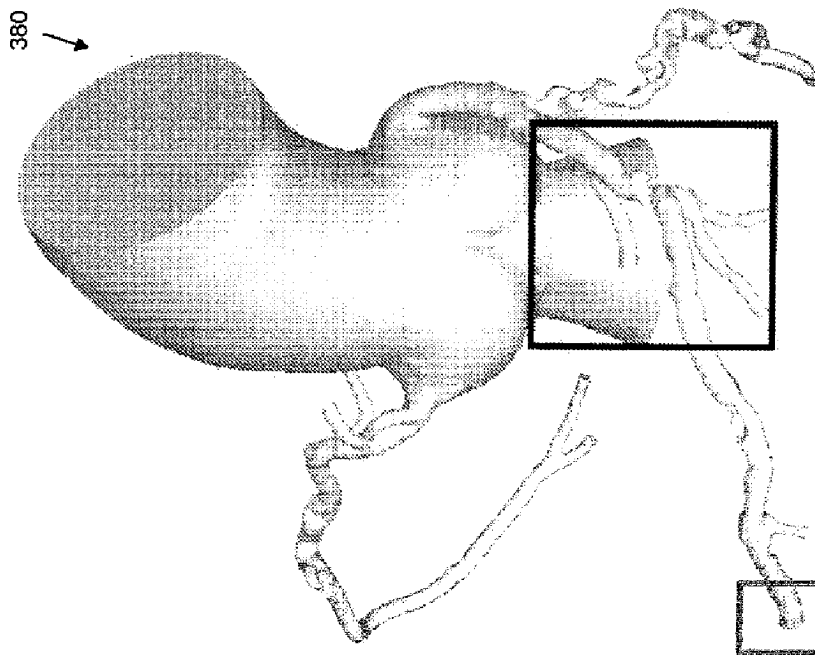
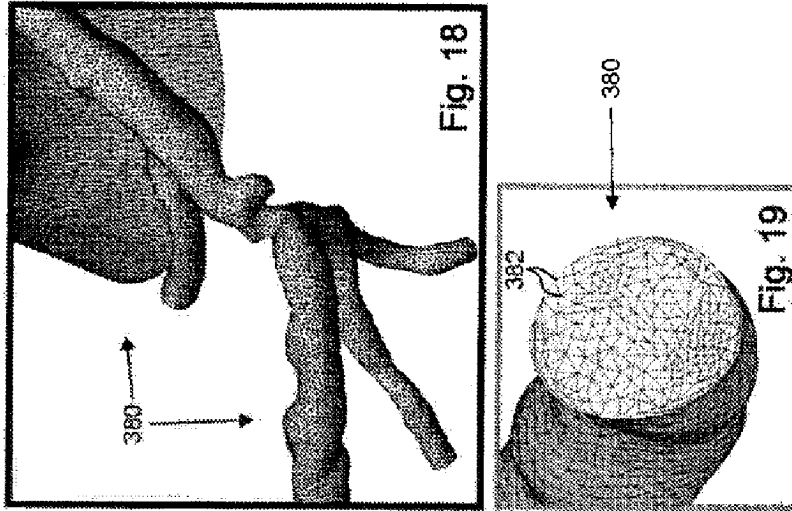


Fig. 17

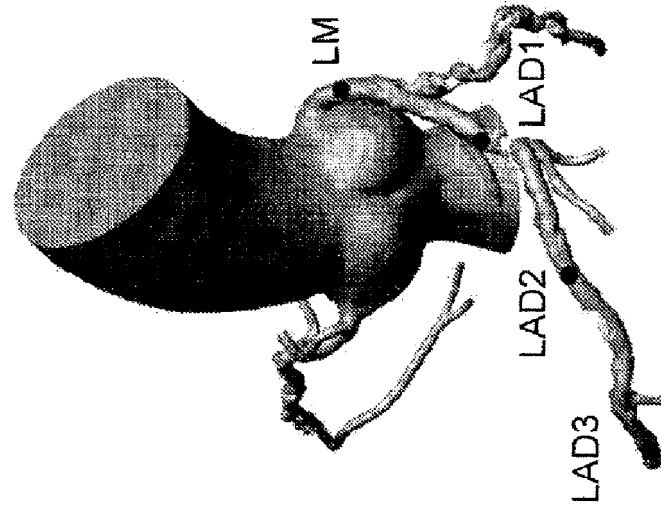


Fig. 20

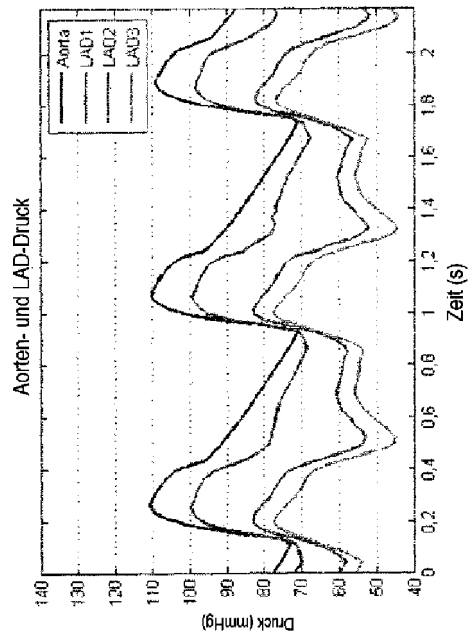


Fig. 21

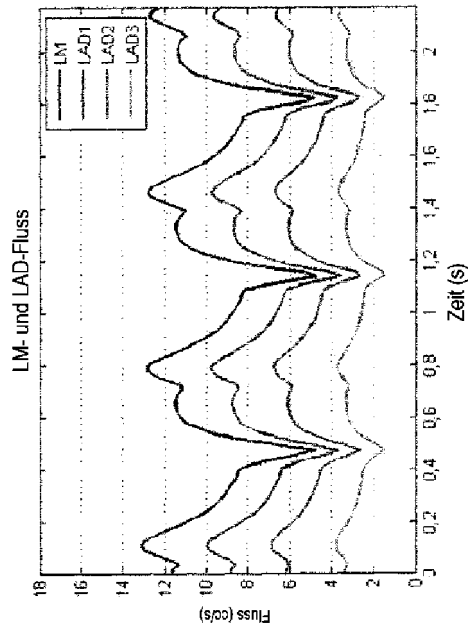


Fig. 22



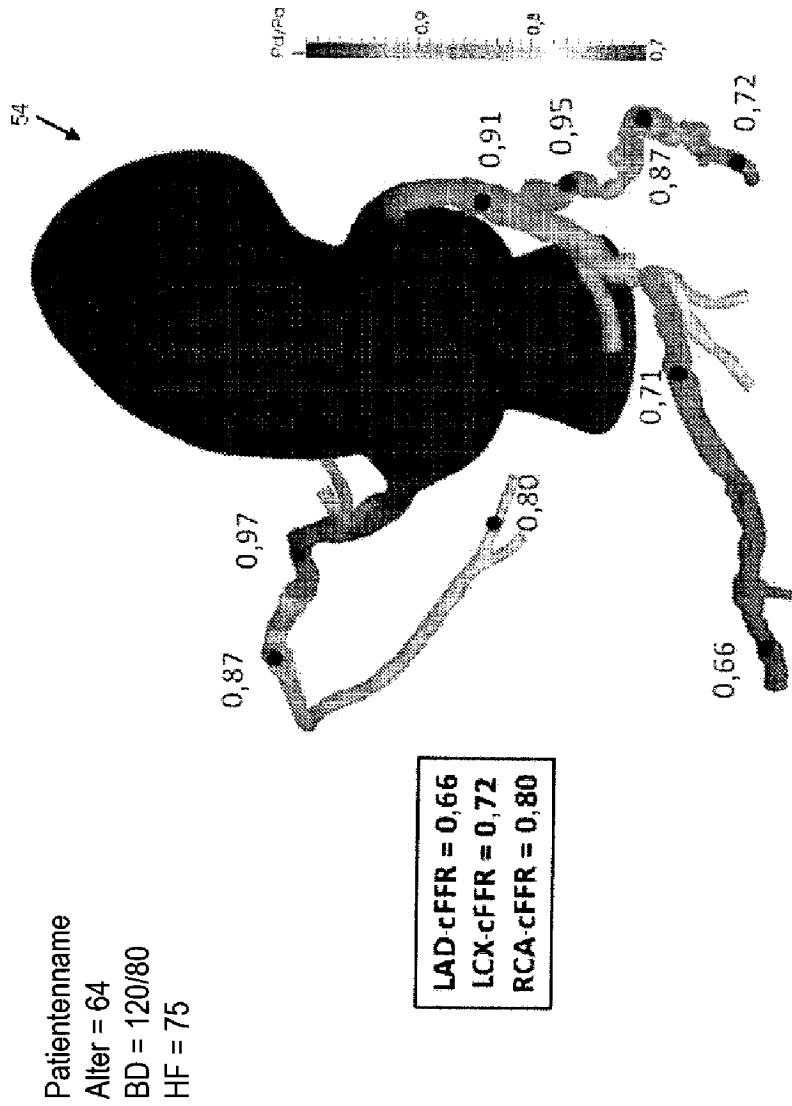


Fig. 23

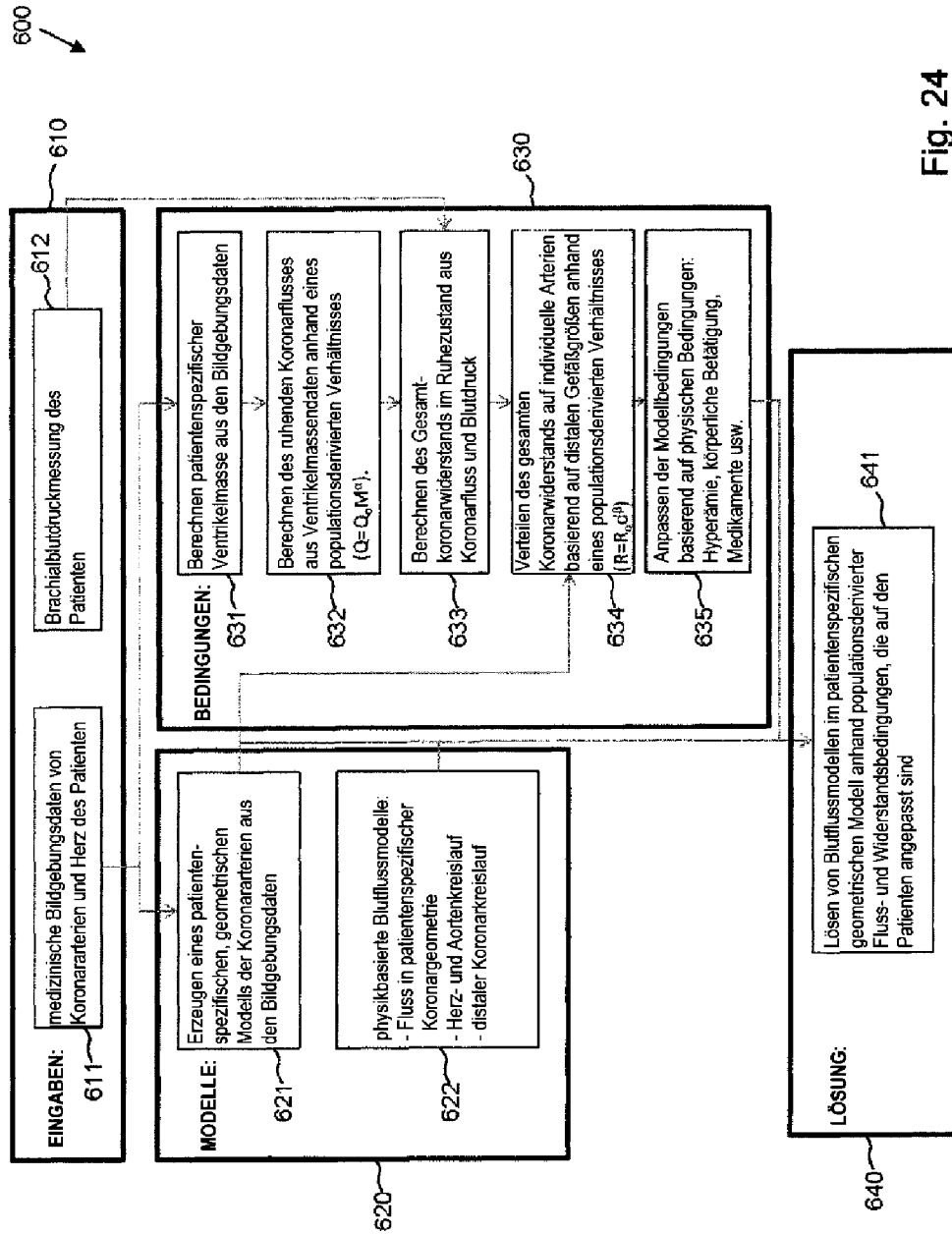


Fig. 24

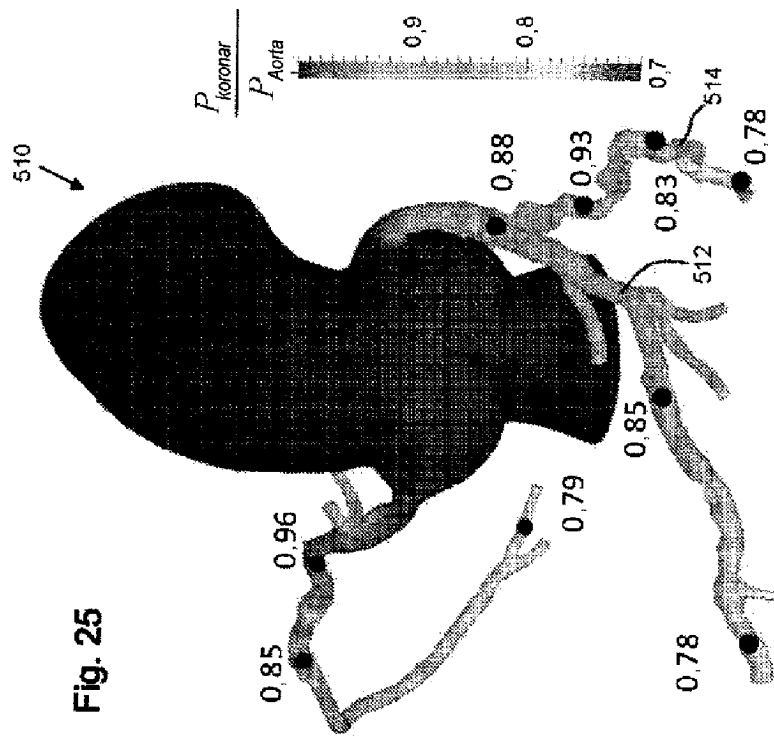


Fig. 25

LAD-FFR = 0,78; LCX-FFR = 0,78;  
RCA-FFR = 0,79

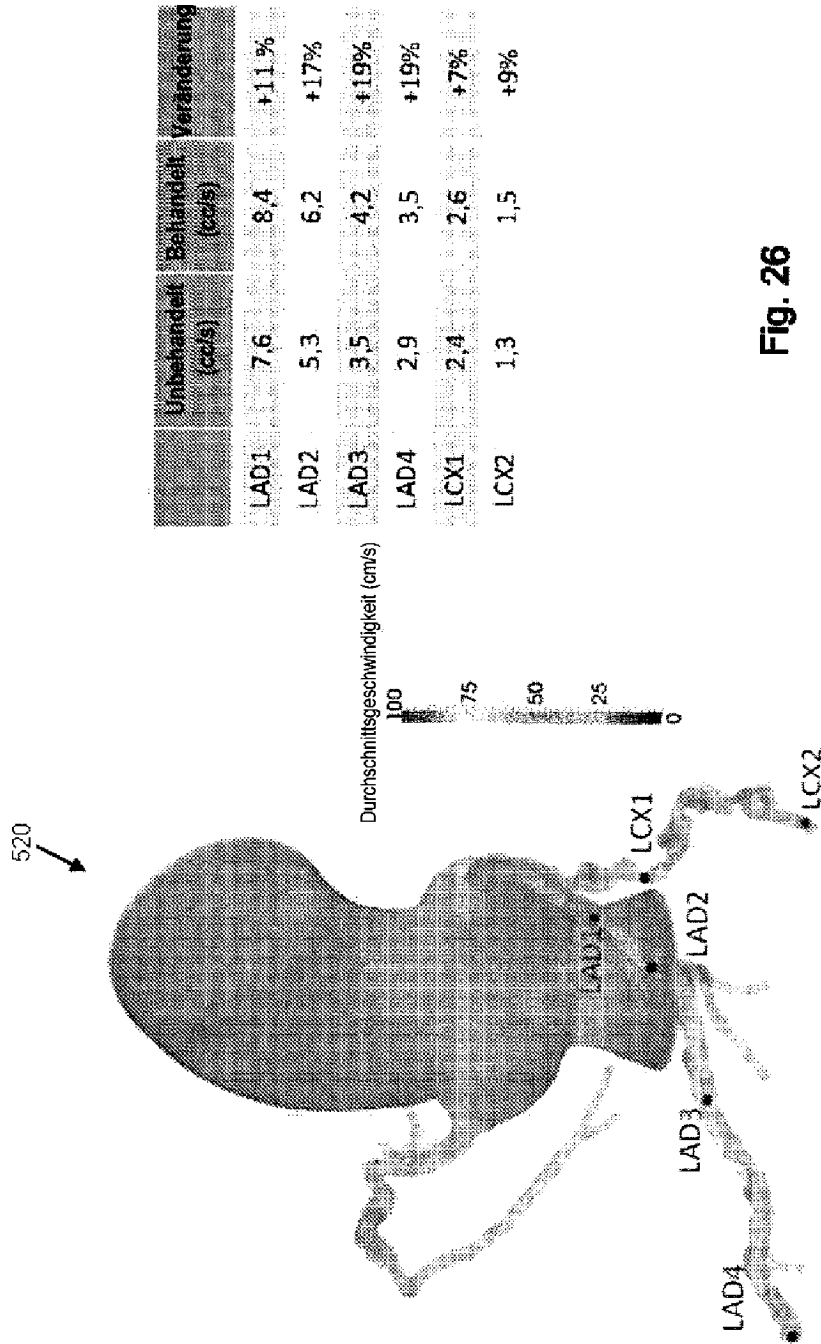


Fig. 26

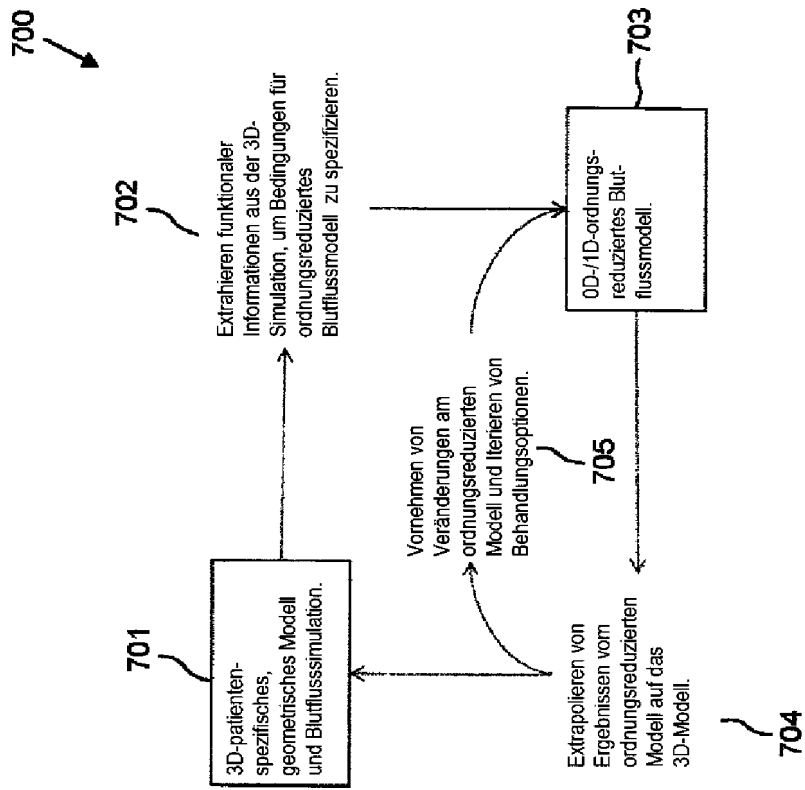


Fig. 27

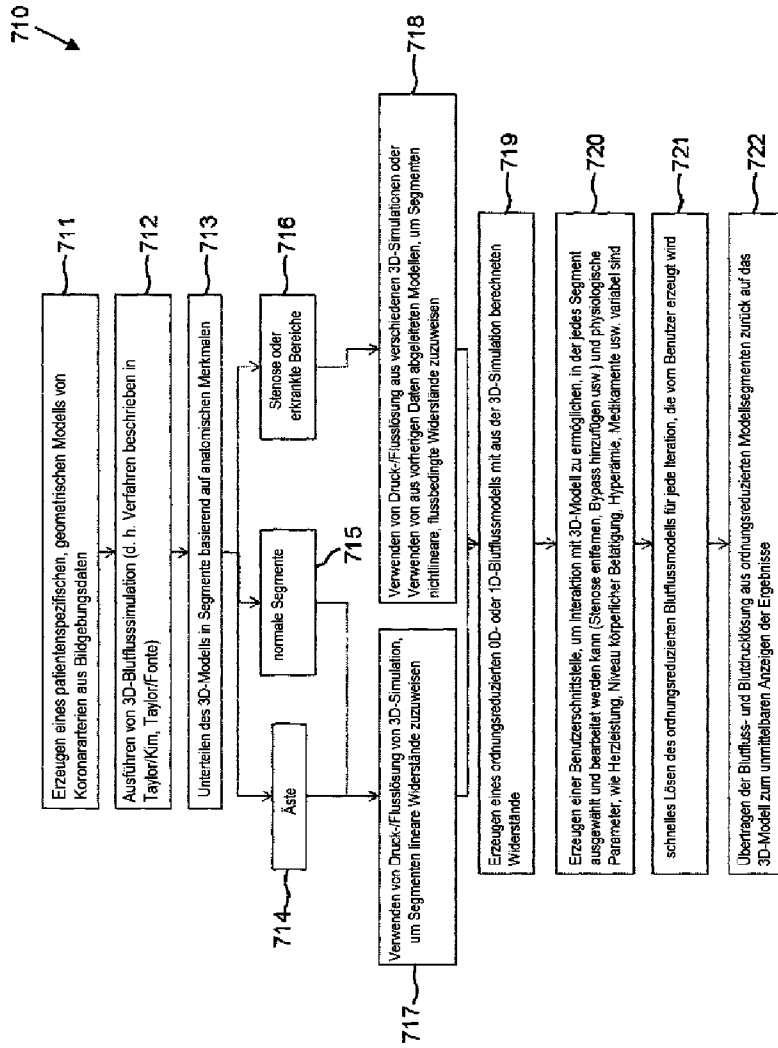


Fig. 28

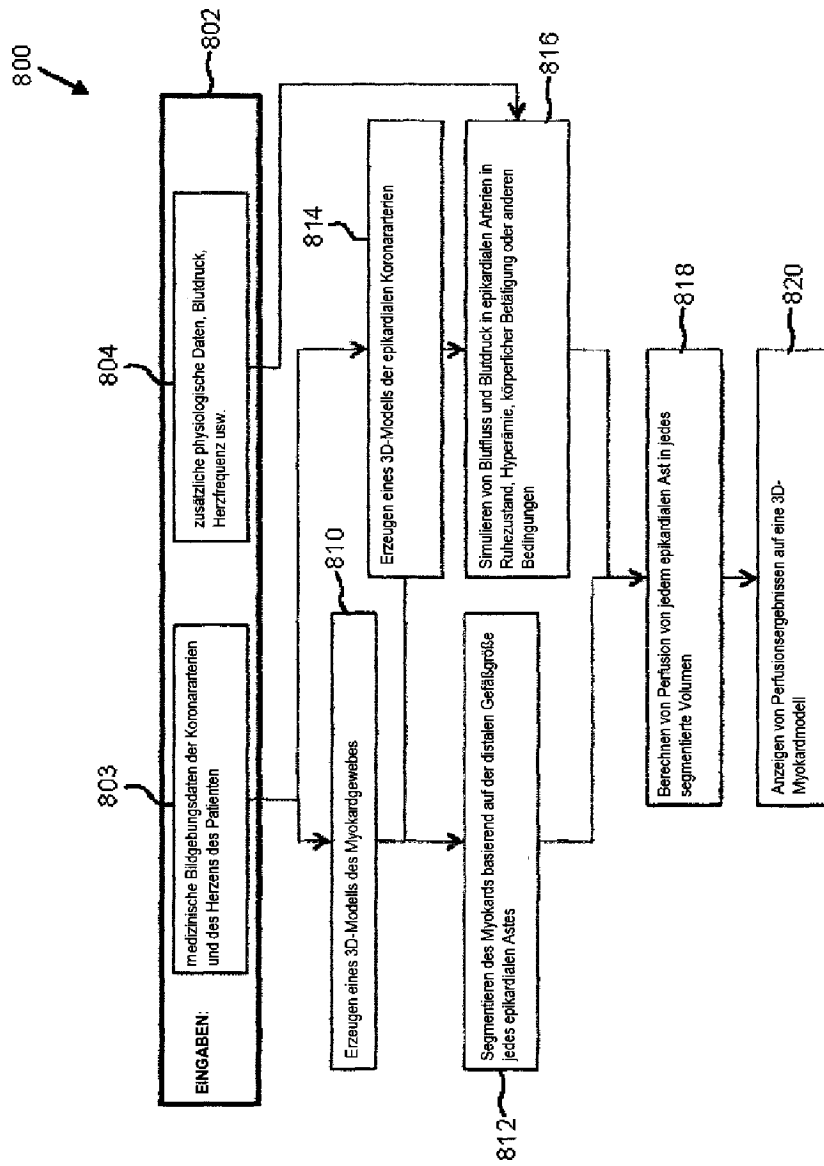


Fig. 29

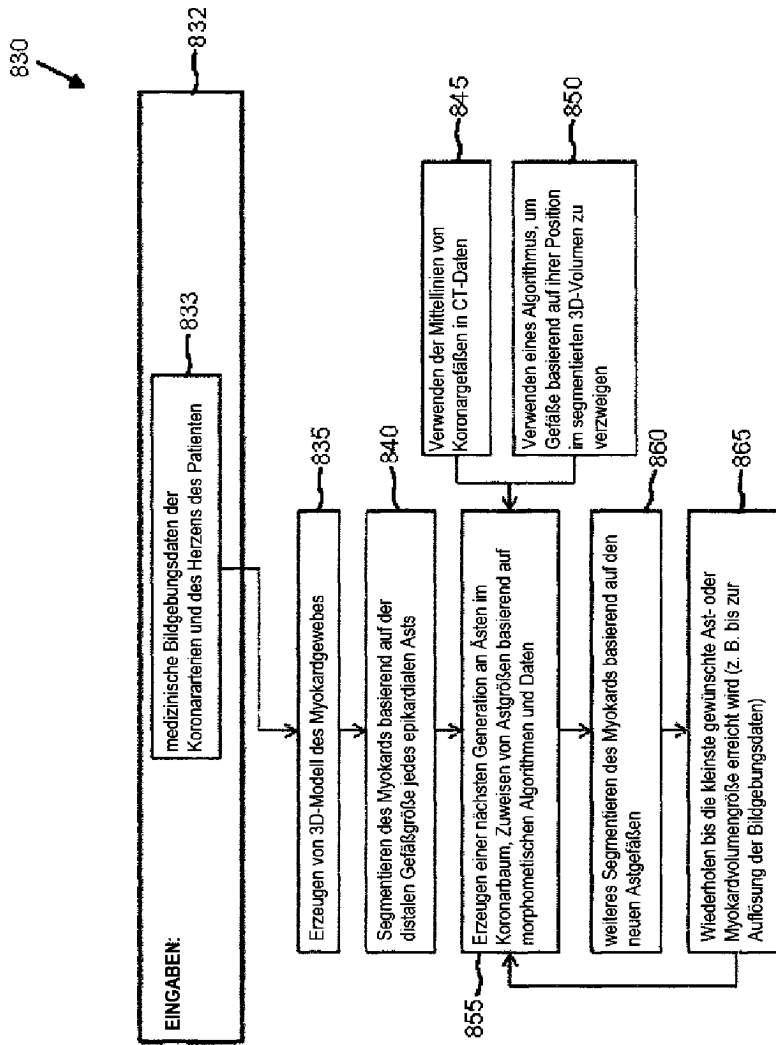


Fig. 30



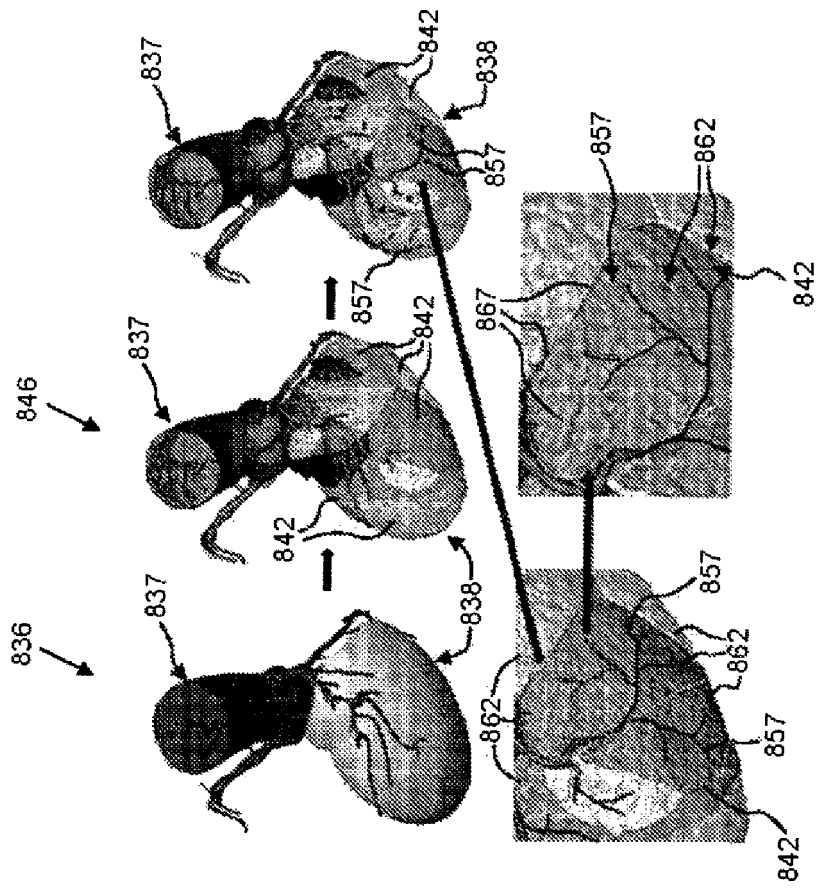


Fig. 31

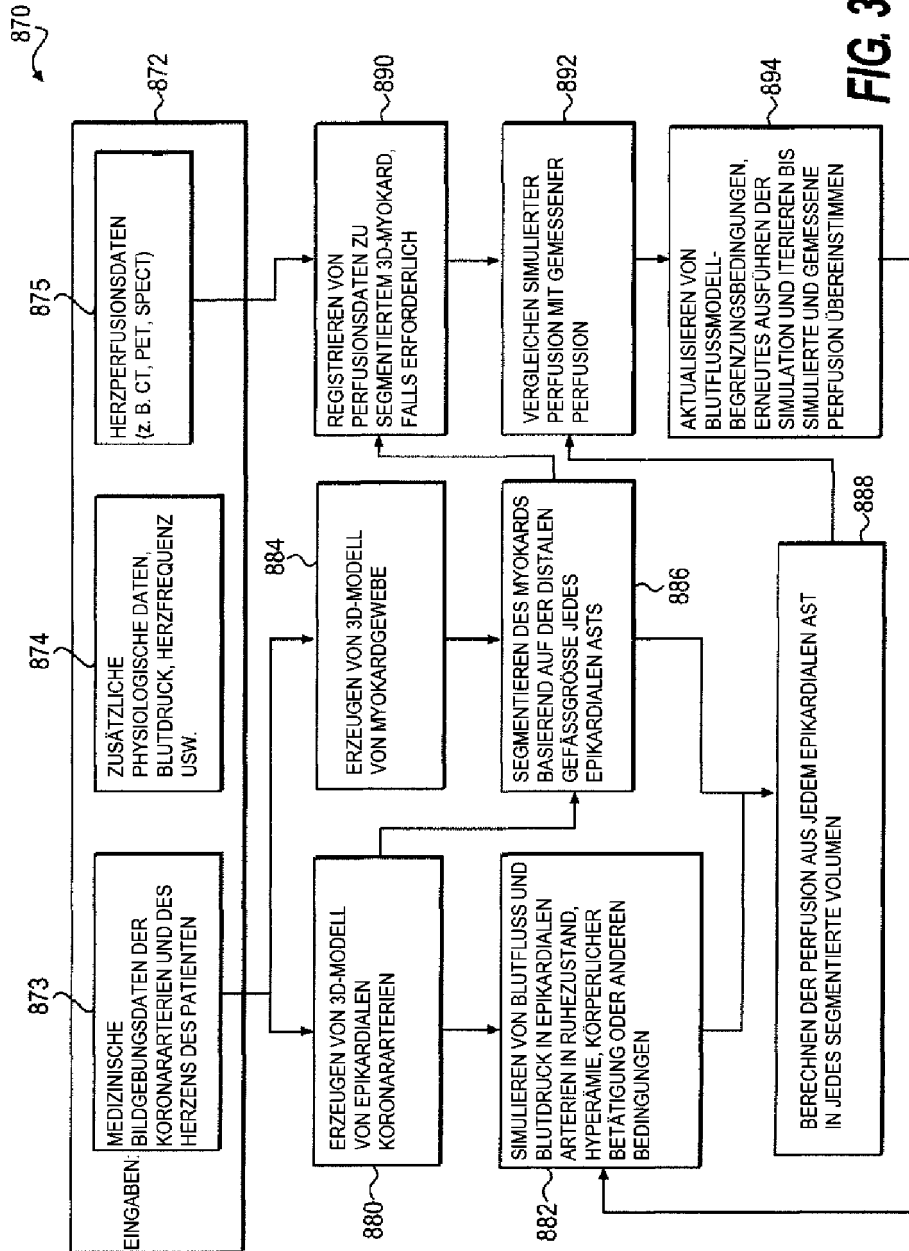
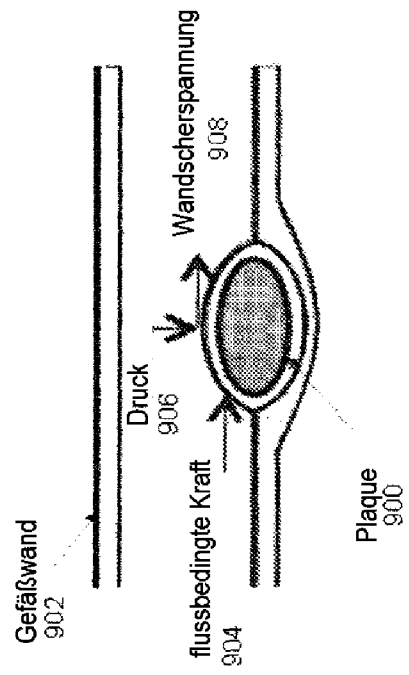
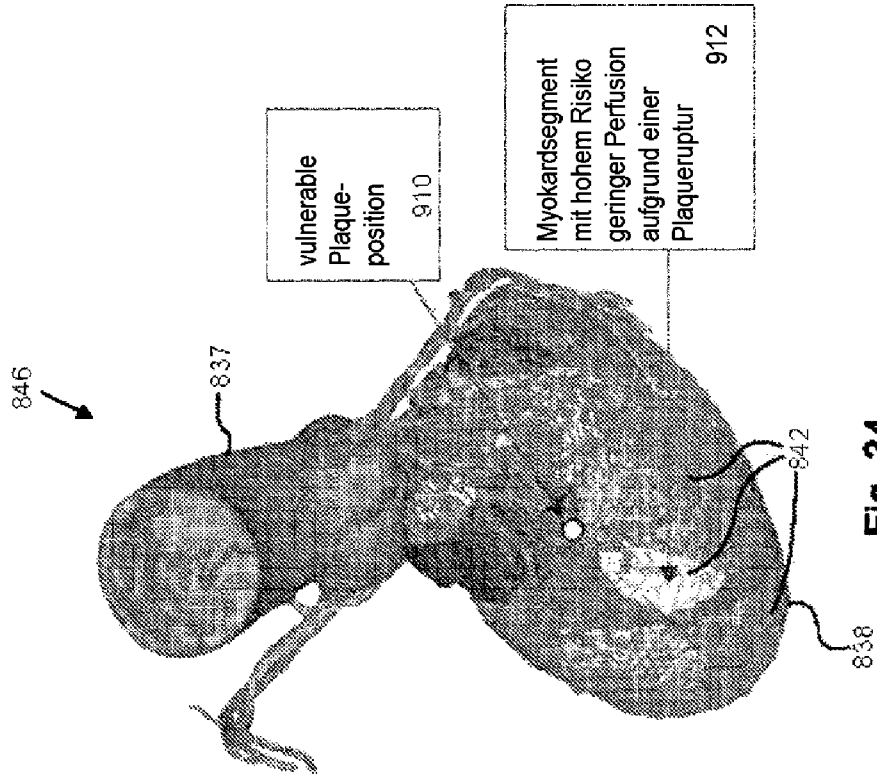
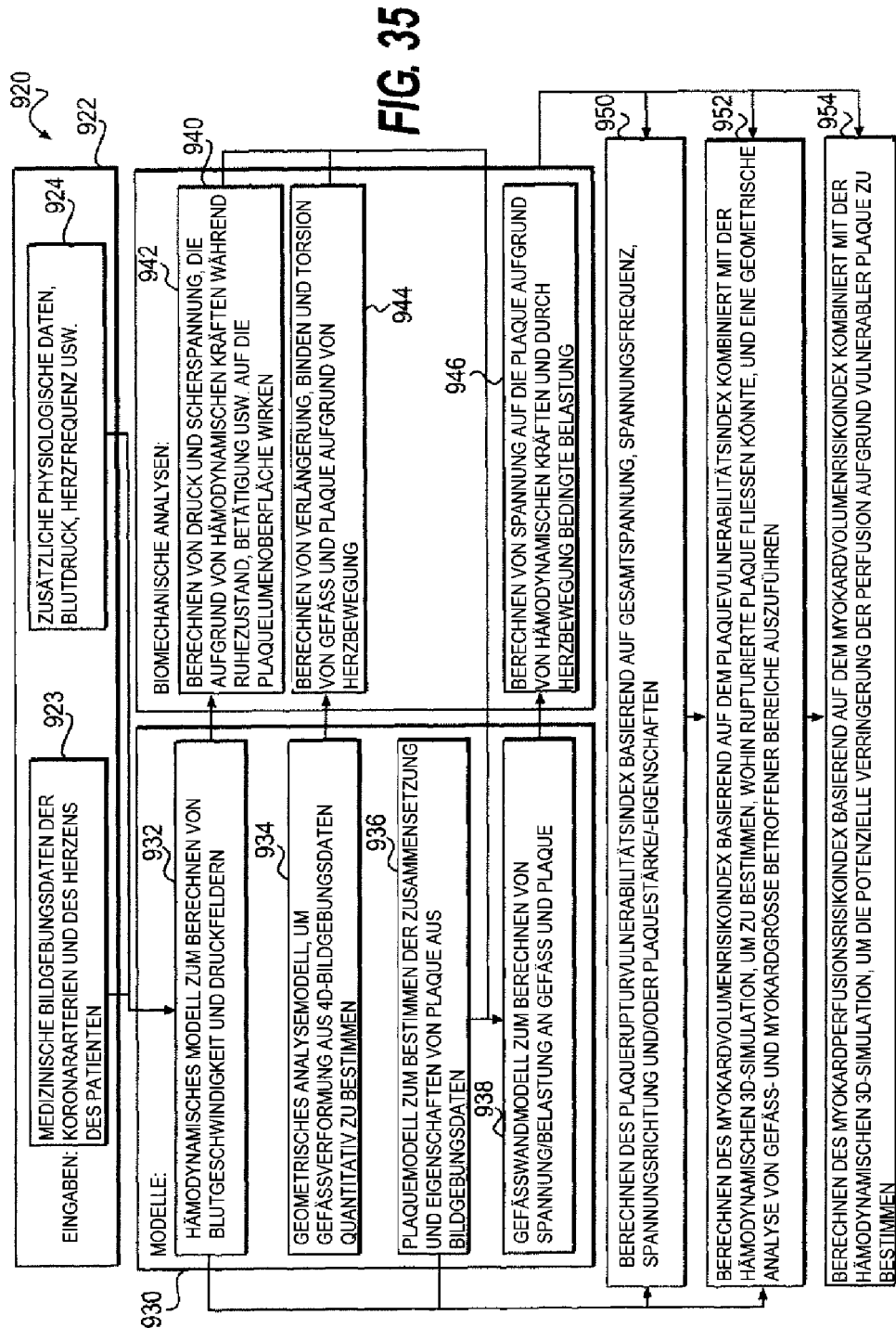


FIG. 32





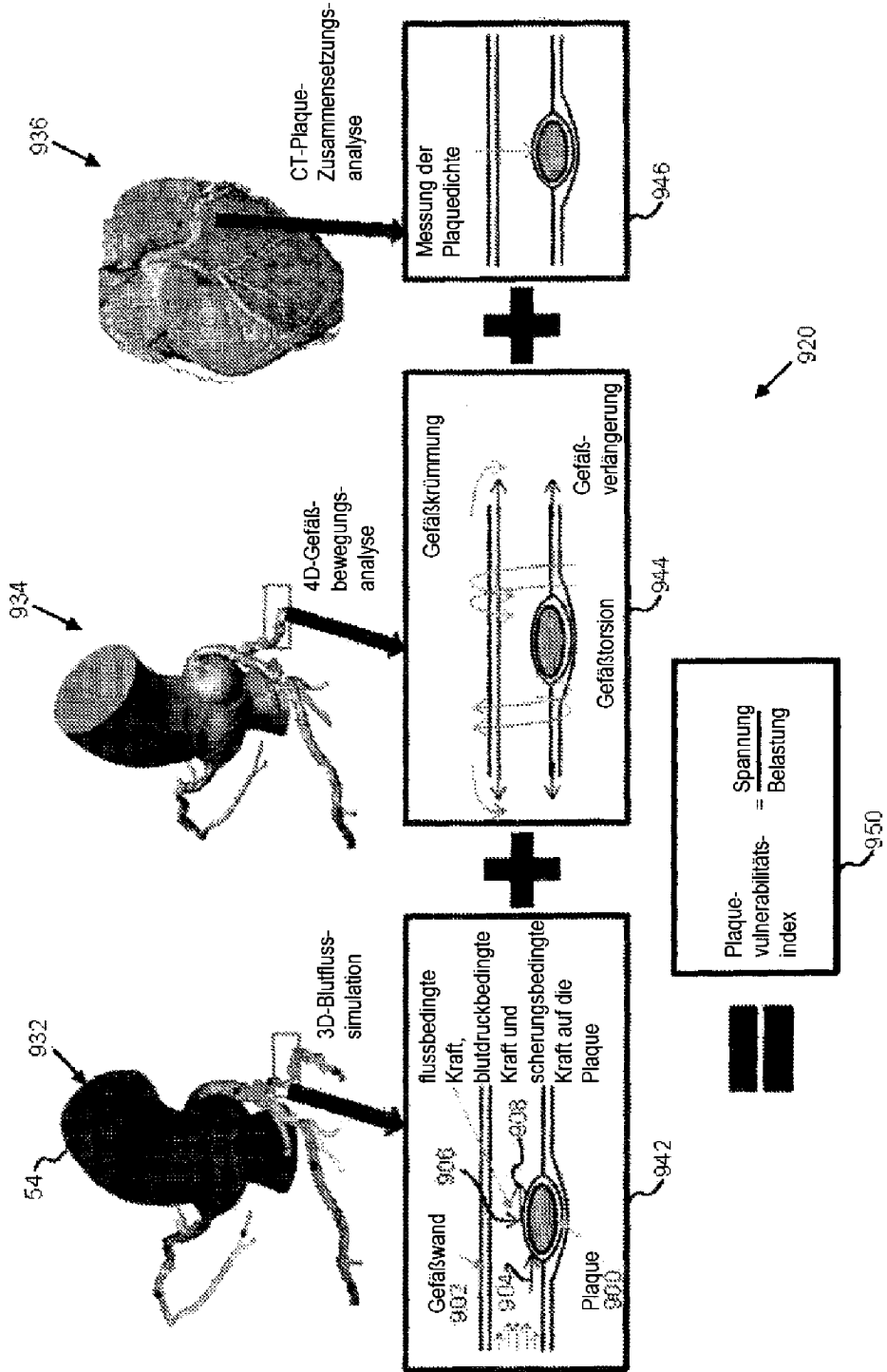


Fig. 36

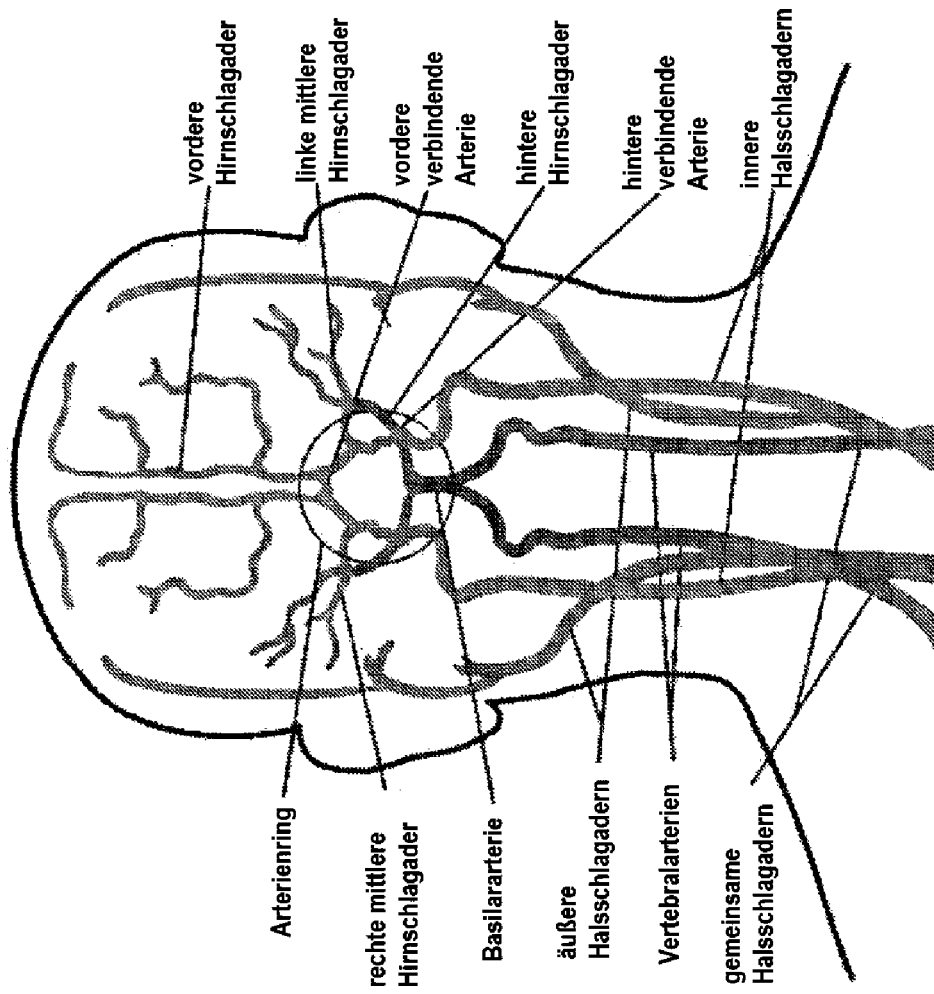


Fig. 37

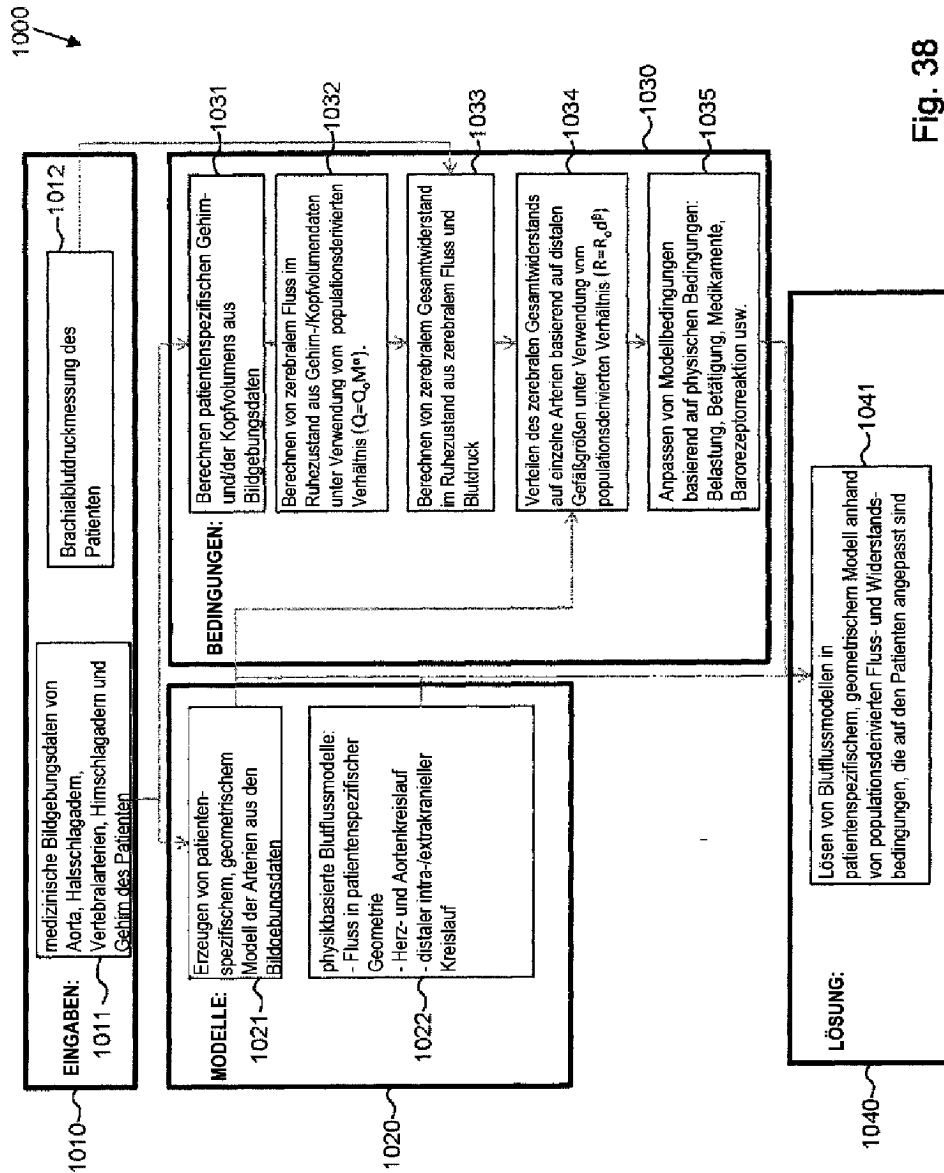
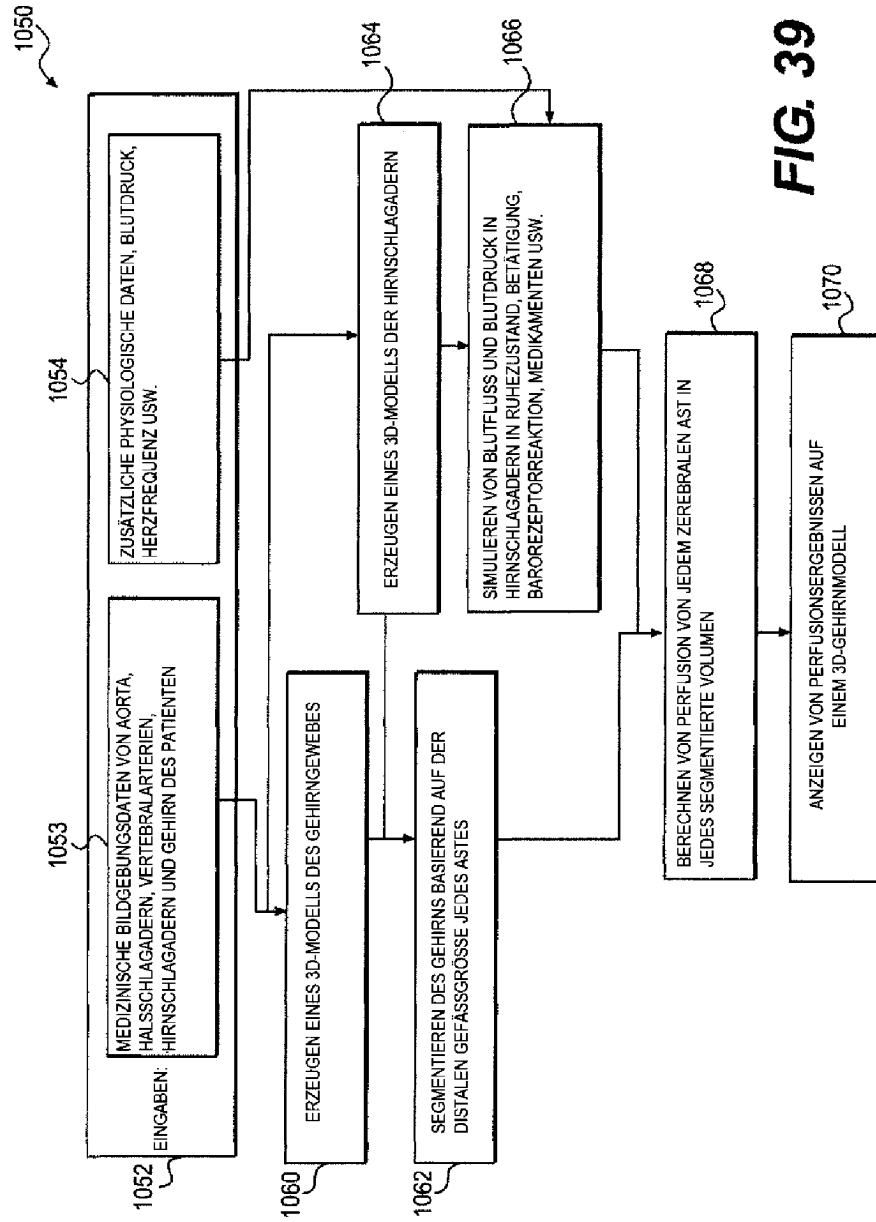
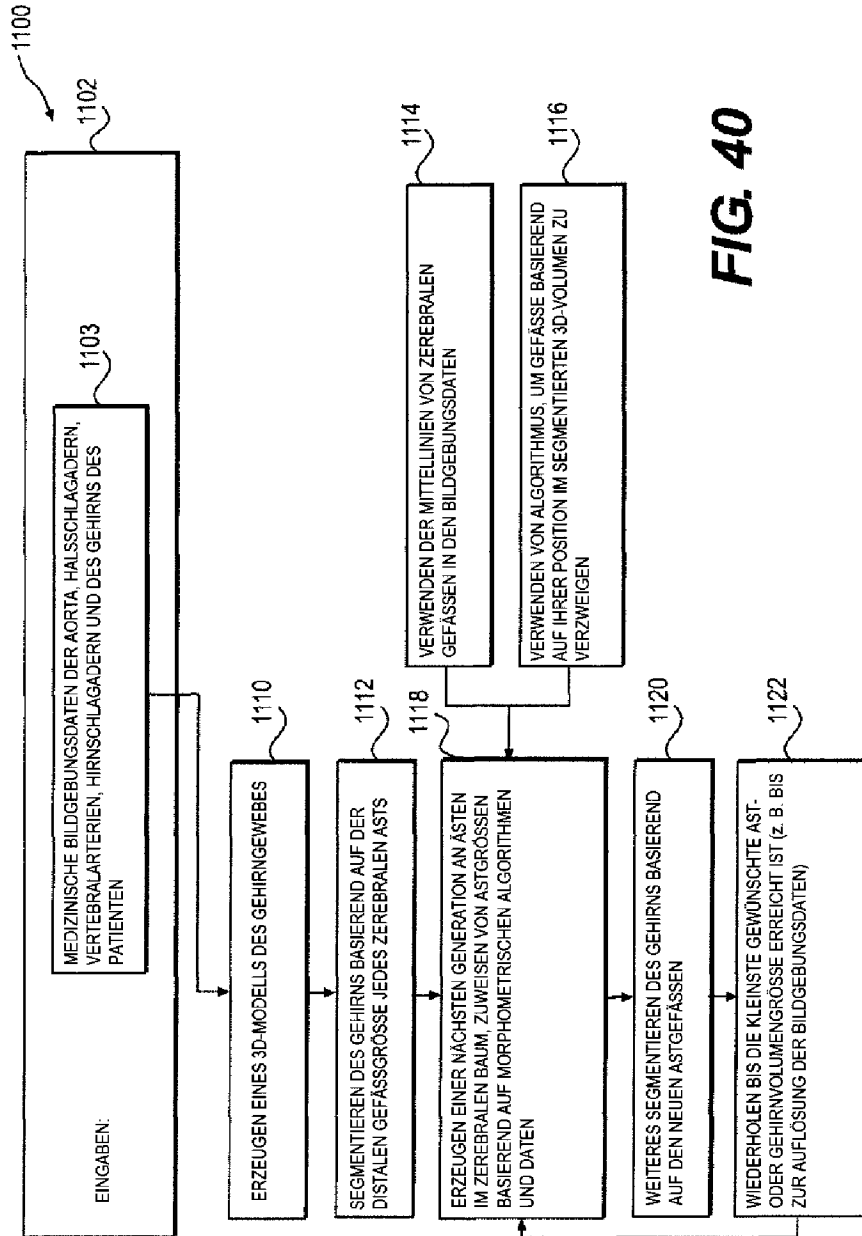


Fig. 38

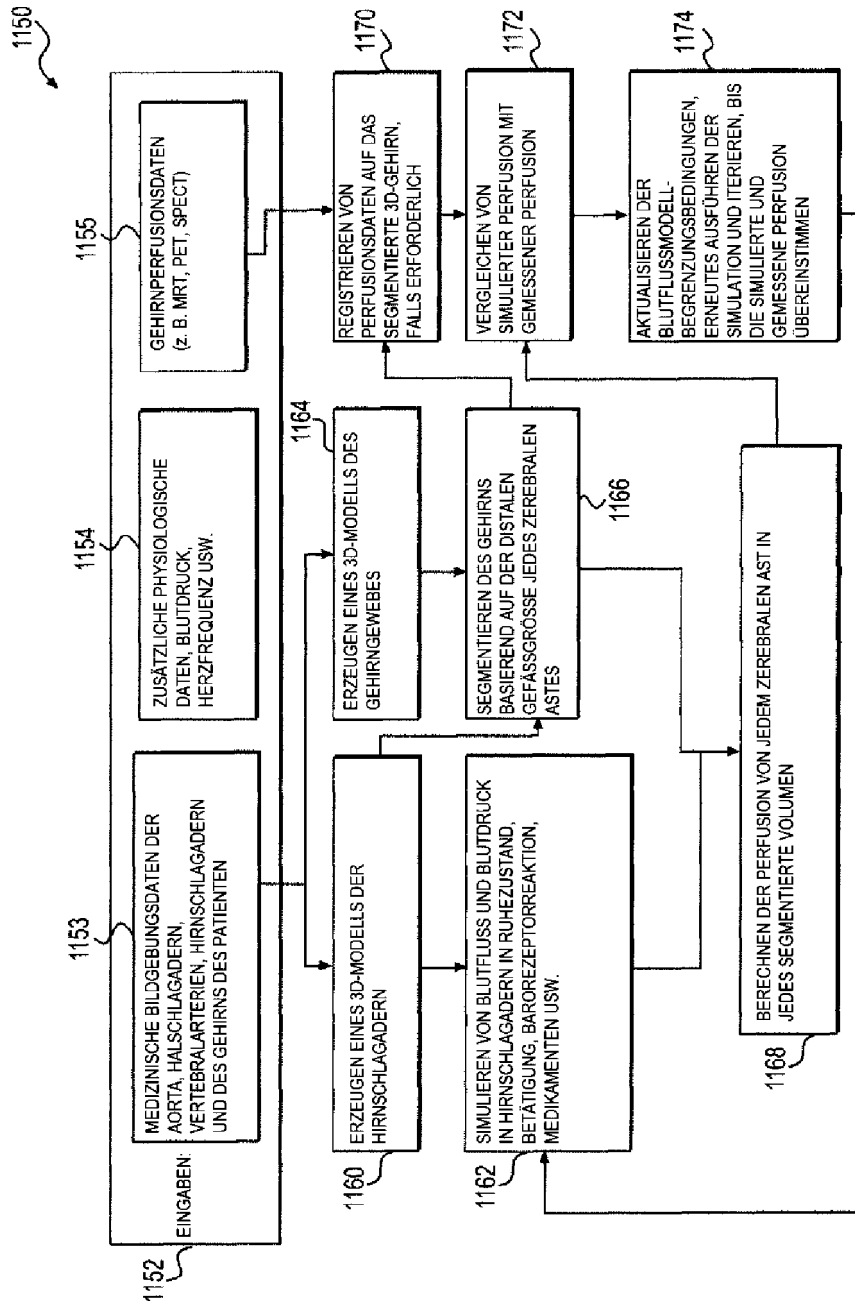


**FIG. 39**





**FIG. 40**



**FIG. 41**

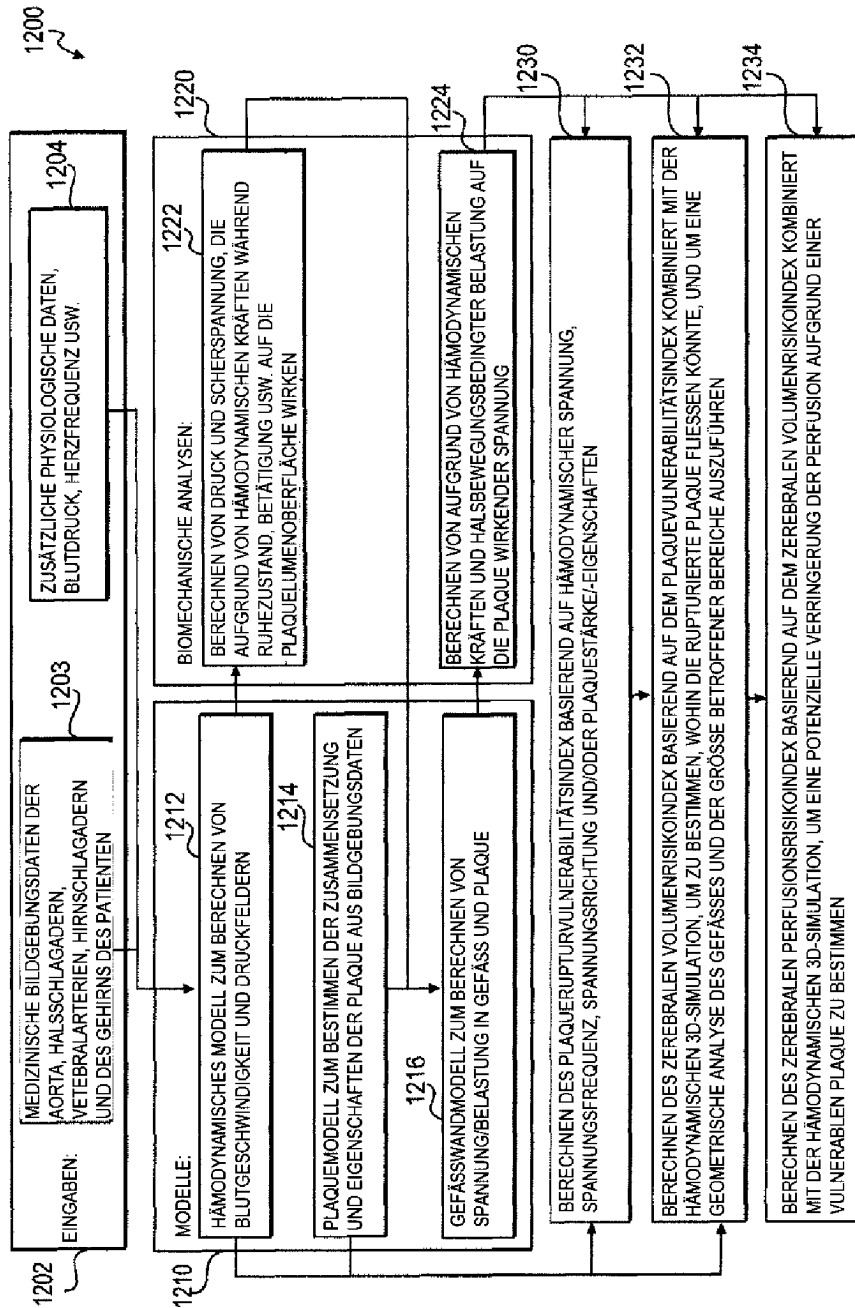


FIG. 42