



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0070446  
(43) 공개일자 2015년06월24일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
 A61B 6/00 (2006.01) A61B 8/06 (2006.01)  
 A61B 8/08 (2006.01) G06F 19/00 (2011.01)  
 G06F 19/26 (2011.01) G06T 7/00 (2006.01)
- (52) CPC특허분류  
 A61B 6/507 (2013.01)  
 A61B 6/032 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2015-7015549(분할)
- (22) 출원일자(국제) 2011년07월29일  
 심사청구일자 2015년06월11일
- (62) 원출원 특허 10-2014-7012826  
 원출원일자(국제) 2011년07월29일
- (85) 번역문제출일자 2015년06월11일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2011/045869
- (87) 국제공개번호 WO 2012/021307  
 국제공개일자 2012년02월16일
- (30) 우선권주장  
 61/401,462 2010년08월12일 미국(US)  
 (뒷면에 계속)

- (71) 출원인  
 하트플로우, 인크.  
 미국 94063 캘리포니아주 레드우드 시티 빌딩 비  
 시포트 블로버드 1400
- (72) 발명자  
 데일러 찰스 에이.  
 미국 94025 캘리포니아주 멘로 파크 바실라코스  
 코트 3  
 폰테 티모시 에이.  
 미국 94110 캘리포니아주 샌프란시스코 에이피터.  
 1 17티에이치 스트리트 3587  
 (뒷면에 계속)
- (74) 대리인  
 양영준, 백만기

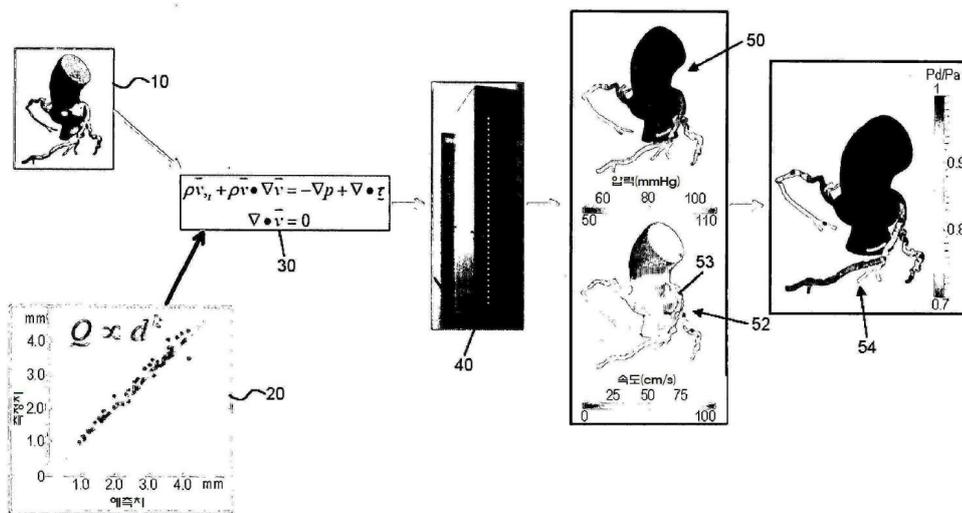
전체 청구항 수 : 총 30 항

(54) 발명의 명칭 환자별 혈류 모델링 방법 및 시스템

(57) 요약

본 발명의 환자의 심혈관 정보를 결정하기 위한 시스템에 관한 것으로, 상기 시스템은 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 포함하며, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자 심장의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하도록 구성되고, 환자별 데이터에 기초하여 환자 심장의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하도록 구성되며, 환자 심장의 혈류 특성에 관한 물리학-기반 모델을 생성하도록 구성되고, 상기 3차원 모델 및 물리학-기반 모델에 기초하여 상기 환자 심장 내의 분획 혈류 예비력(FFR: Fractional Flow Reserve)을 결정하도록 구성된다.

대표도



(52) CPC특허분류

*A61B 6/503* (2013.01)  
*A61B 6/504* (2013.01)  
*A61B 6/5217* (2013.01)  
*A61B 8/065* (2013.01)  
*A61B 8/5223* (2013.01)  
*A61B 8/5261* (2013.01)  
*G06F 19/26* (2013.01)  
*G06F 19/3437* (2013.01)  
*G06T 7/0012* (2013.01)

(72) 발명자

**최길우**

미국 94306 캘리포니아주 팔로 알토 에이퍼티. #2  
앨 카미노 리얼 3943

**바이 잉**

미국 94002 캘리포니아주 벨몬트 노오스 로드 1105

**자린스 크리스토퍼 케이.**

미국 94025 캘리포니아주 멘로 파크 세미너리 드라  
이브 1

(30) 우선권주장

61/401,915	2010년08월20일	미국(US)
61/402,308	2010년08월26일	미국(US)
61/402,345	2010년08월27일	미국(US)
61/404,429	2010년10월01일	미국(US)
13/013,561	2011년01월25일	미국(US)

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

환자에 대한 치료를 계획하는 시스템으로서,

환자의 해부학적 구조의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하고,

상기 환자별 데이터에 기초하여 상기 환자의 해부학적 구조의 적어도 일부를 표현하는 3차원 모델을 생성하고,

상기 환자의 해부학적 구조에 관련된 물리학-기반 모델 및 3차원 모델에 기초하여 상기 환자의 해부학적 구조 내의 제1 분획 혈류 예비력을 결정하고,

상기 3차원 모델을 수정하고,

상기 수정된 3차원 모델에 기초하여 상기 환자의 해부학적 구조 내의 제2 분획 혈류 예비력을 결정하도록 구성된

적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 포함하는 시스템.

#### 청구항 2

제1항에 있어서, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은 또한 사용자로부터 수신된 입력에 기초하여 상기 3차원 모델을 수정하도록 구성되고, 상기 입력은 상기 환자에 대한 치료 계획의 선택을 포함하는, 시스템.

#### 청구항 3

제2항에 있어서, 상기 선택된 치료 계획은 상기 환자의 해부학적 구조의 기하 형태의 변화와 관련되고,

상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은 또한 상기 선택된 치료 계획에 기초하여 상기 3차원 모델을 수정하도록 구성되는, 시스템.

#### 청구항 4

제3항에 있어서, 상기 수신된 입력은 상기 해부학적 구조의 기하 형태를 변경하는 환자의 해부학적 구조 내의 위치를 포함하고, 상기 위치는 상기 사용자에게 의해 선택되고,

상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은 또한 상기 선택된 치료 계획 및 선택된 위치에 기초하여 상기 3차원 모델을 수정하도록 구성되는, 시스템.

#### 청구항 5

제4항에 있어서, 상기 선택된 치료 계획은 상기 선택된 위치에서 상기 환자에 스텐트를 삽입하는 계획을 포함하고,

상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은 또한 상기 3차원 모델에 의해 표현되는 내강을 넓힘으로써 상기 3차원 모델을 수정하도록 구성되는, 시스템.

#### 청구항 6

제4항에 있어서, 상기 선택된 치료 계획은 상기 선택된 위치에서 상기 환자에 바이패스를 추가하는 계획을 포함하고,

상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은 또한 상기 3차원 모델 내의 내강을 향해 제1 바이패스를 추가함으로써 상기 3차원 모델을 수정하도록 구성되는, 시스템.

#### 청구항 7

제1항에 있어서, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은 또한,

상기 환자의 해부학적 구조 내의 복수의 위치에서 상기 제1 분획 혈류 예비력과 제2 분획 혈류 예비력 간의 차이를 결정하도록 구성되는, 시스템.

**청구항 8**

제1항에 있어서, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은 또한 상기 제1 및 제2 분획 혈류 예비력을 비침습적으로 결정하도록 구성되는, 시스템.

**청구항 9**

제1항에 있어서, 상기 환자의 해부학적 구조는 상기 환자의 심장, 목, 머리, 흉부, 복부, 팔, 또는 다리의 복수의 동맥의 일부 중 적어도 하나를 포함하는, 시스템.

**청구항 10**

컴퓨터 시스템을 이용하여 환자에 대한 치료를 계획하는 방법으로서,  
환자의 해부학적 구조의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 적어도 하나의 컴퓨터 시스템에 입력하는 단계;  
상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 환자별 데이터에 기초하여 상기 환자의 해부학적 구조의 적어도 일부를 표현하는 3차원 모델을 생성하는 단계;  
상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 환자의 해부학적 구조에 관련된 물리학-기반 모델 및 3차원 모델에 기초하여 상기 환자의 해부학적 구조 내의 제1 분획 혈류 예비력을 결정하는 단계;  
상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 3차원 모델을 수정하는 단계; 및  
상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 수정된 3차원 모델에 기초하여 상기 환자의 해부학적 구조 내의 제2 분획 혈류 예비력을 결정하는 단계를 포함하는 방법.

**청구항 11**

제10항에 있어서, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 제1 분획 혈류 예비력을 포함하는 3차원 시뮬레이션을 생성하는 단계; 및  
상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 3차원 시뮬레이션에 기초하여 차수 축소 모델을 생성하는 단계를 더 포함하고,  
상기 제2 분획 혈류 예비력은 상기 차수 축소 모델을 이용하여 결정되는, 방법.

**청구항 12**

제11항에 있어서, 상기 차수 축소 모델은 집중형 파라미터 모델인, 방법.

**청구항 13**

제10항에 있어서, 상기 3차원 모델은 사용자로부터 수신된 제1 입력에 기초하여 수정되고, 상기 제1 입력은 상기 사용자에게 의해 선택된 제1 치료 계획을 표시하고, 상기 방법은,  
상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 사용자로부터 수신되며 상기 사용자에게 의해 선택된 제2 치료 계획을 표시하는 제2 입력에 기초하여 상기 제1 입력과는 별개로 상기 3차원 모델을 수정하는 단계;  
상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 제2 입력에 기초하여 수정된 3차원 모델에 기초하여 상기 환자의 해부학적 구조 내의 제3 분획 혈류 예비력을 결정하는 단계; 및  
상기 제2 분획 혈류 예비력과 제3 분획 혈류 예비력을 비교하여 상기 제1 및 제2 치료 계획을 비교하는 단계를 더 포함하는, 방법.

**청구항 14**

환자에 대한 치료를 계획하는 시스템으로서,  
환자의 해부학적 구조의 적어도 일부의 기하 형태에 관한 환자별 이미징 데이터를 수신하고,  
상기 환자별 이미징 데이터에 기초하여 상기 해부학적 구조의 일부를 표현하는 3차원 모델을 생성하고,  
상기 3차원 모델 및 적어도 하나의 물리학-기반 모델에 기초하여 복수의 관상 동맥의 적어도 일부 내의 혈류 특성에 관한 제1 정보를 결정하고,  
치료 계획에 관한 입력을 사용자로부터 수신하고,  
상기 수신된 입력에 기초하여 상기 3차원 모델을 수정하고,  
상기 수정된 3차원 모델에 기초하여 상기 복수의 관상 동맥의 적어도 일부 내의 복수의 위치에서 혈류 특성에 관한 제2 정보를 결정하도록  
구성된 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 포함하고,  
상기 3차원 모델은 대동맥의 적어도 일부 및 상기 대동맥의 일부로부터 나오는 복수의 관상 동맥의 적어도 일부를 표현하고, 상기 3차원 모델은 상기 복수의 관상 동맥에 의해 형성된 혈류를 위한 복수의 유출구를 표현하는 부분들을 포함하고,  
상기 적어도 하나의 물리학-기반 모델은 상기 복수의 유출구 중 적어도 하나를 통과하는 혈류를 표현하고, 상기 적어도 하나의 물리학-기반 모델은 3차원보다 적은 차원을 갖고,  
상기 제1 정보 및 제2 정보 각각은 상기 복수의 관상 동맥의 적어도 일부 내의 혈압, 혈류 속도, 혈류량, 또는 분획 혈류 예비력 중 적어도 하나를 포함하는, 시스템.

**청구항 15**

제14항에 있어서, 상기 치료 계획은 상기 복수의 관상 동맥의 일부 내의 기하 형태의 변화와 관련되고,  
상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은 또한 상기 치료 계획에 기초하여 상기 3차원 모델의 기하 형태를 수정하도록 구성되는, 시스템.

**청구항 16**

제14항에 있어서, 상기 수신된 입력은 상기 복수의 관상 동맥의 일부 내의 기하 형태를 변경하는 복수의 관상 동맥의 일부 내의 위치를 포함하고, 상기 위치는 상기 사용자에 의해 선택되고,  
상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은 또한 상기 치료 계획 및 선택된 위치에 기초하여 상기 3차원 모델을 수정하도록 구성되는, 시스템.

**청구항 17**

제16항에 있어서, 상기 치료 계획은 상기 선택된 위치에서 상기 환자에 스텐트를 삽입하는 계획을 포함하고,  
상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은 또한 상기 3차원 모델에 의해 표현되는 복수의 관상 동맥 중 하나를 넓힘으로써 상기 3차원 모델을 수정하도록 구성되는, 시스템.

**청구항 18**

제16항에 있어서, 상기 치료 계획은 상기 선택된 위치에서 상기 환자에 바이패스를 추가하는 계획을 포함하고,  
상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은 또한 상기 복수의 관상 동맥 중 하나에 상기 3차원 모델에 의해 표현되는 내강을 연결하는 바이패스 세그먼트를 추가하여 상기 3차원 모델을 수정하도록 구성되는, 시스템.

**청구항 19**

제14항에 있어서, 상기 제1 정보 및 제2 정보 각각은 상기 복수의 관상 동맥의 적어도 일부 내의 분획 혈류 예비력을 포함하는, 시스템.

**청구항 20**

제14항에 있어서, 제1 컴퓨터 시스템은 상기 환자별 이미징 데이터를 수신하고, 상기 3차원 모델을 생성하고, 상기 복수의 관상 동맥 내의 혈류 특성에 관한 제1 정보를 결정하고, 상기 복수의 관상 동맥 내의 혈류 특성에 관한 제2 정보를 결정하도록 구성되고,

제2 컴퓨터 시스템은 상기 치료 계획에 관한 입력을 상기 사용자로부터 수신하고, 상기 수신된 입력에 기초하여 상기 3차원 모델을 수정하도록 구성되는, 시스템.

**청구항 21**

환자에 대한 치료를 계획하는 방법으로서,

환자의 해부학적 구조의 적어도 일부의 기하 형태에 관한 환자별 이미징 데이터를 적어도 하나의 컴퓨터 시스템에 입력하는 단계;

상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 환자별 이미징 데이터에 기초하여 상기 해부학적 구조의 일부를 표현하는 3차원 모델을 생성하는 단계로서, 상기 3차원 모델은 대동맥의 적어도 일부 및 상기 대동맥의 일부로부터 나오는 복수의 관상 동맥의 적어도 일부를 표현하고, 상기 3차원 모델은 상기 복수의 관상 동맥에 의해 형성된 혈류를 위한 복수의 유출구를 표현하는 부분들을 포함하는, 상기 3차원 모델 생성 단계;

상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 3차원 모델 및 적어도 하나의 물리학-기반 모델에 기초하여 상기 복수의 관상 동맥의 적어도 일부 내의 혈류 특성에 관한 제1 정보를 결정하는 단계로서, 상기 적어도 하나의 물리학-기반 모델은 상기 복수의 유출구 중 적어도 하나를 통과하는 혈류를 표현하고, 상기 적어도 하나의 물리학-기반 모델은 3차원보다 적은 차원을 갖는, 상기 제1 정보 결정 단계;

상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템에 치료 계획에 관한 정보를 입력하는 단계로서, 상기 치료 계획은 상기 복수의 관상 동맥의 일부 내의 기하 형태의 변화를 표시하는, 상기 치료 계획에 관한 정보 입력 단계;

상기 치료 계획에 관한 정보에 기초하여 상기 3차원 모델을 수정하는 단계; 및

상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 수정에 기초하여 상기 복수의 관상 동맥 중 적어도 일부 내의 복수의 위치에서 상기 혈류 특성에 관한 제2 정보를 결정하는 단계

를 포함하고,

상기 제1 정보 및 제2 정보 각각은 상기 복수의 관상 동맥의 적어도 일부 내의 혈압, 혈류 속도, 혈류량, 또는 분획 혈류 예비력 중 적어도 하나를 포함하는, 방법.

**청구항 22**

제21항에 있어서, 사용자로부터 수신된 입력에 기초하여 상기 치료 계획을 결정하는 단계를 더 포함하는, 방법.

**청구항 23**

제21항에 있어서, 수신된 입력은 상기 복수의 관상 동맥의 일부 내의 기하 형태를 변경하는 복수의 관상 동맥의 일부 내의 위치를 포함하고, 상기 위치는 사용자에 의해 선택되고,

상기 3차원 모델은 상기 치료 계획 및 상기 선택된 위치에 기초하여 수정되는, 방법.

**청구항 24**

제23항에 있어서, 상기 치료 계획은 상기 선택된 위치에서 상기 환자에 스텐트를 삽입하는 계획을 포함하고,

상기 3차원 모델은 상기 3차원 모델에 의해 표현되는 복수의 관상 동맥 중 하나를 넓힘으로써 수정되는, 방법.

**청구항 25**

제24항에 있어서, 상기 제1 정보와 수정되지 않은 3차원 모델을 포함하는 복수의 관상 동맥의 적어도 일부의 제1의 3차원 시뮬레이션을 준비하는 단계; 및

상기 제2 정보와 수정된 3차원 모델을 포함하는 복수의 관상 동맥의 적어도 일부의 제2의 3차원 시뮬레이션을

준비하는 단계를 더 포함하는, 방법.

**청구항 26**

제23항에 있어서, 상기 치료 계획은 상기 선택된 위치에서 상기 환자에 바이패스를 추가하는 계획을 포함하고, 상기 3차원 모델은 상기 복수의 관상 동맥 중 하나에 상기 3차원 모델에 의해 표현되는 내강을 연결하는 바이패스 세그먼트를 추가하여 수정되는, 방법.

**청구항 27**

제26항에 있어서, 상기 제1 정보와 수정되지 않은 3차원 모델을 포함하는 복수의 관상 동맥의 적어도 일부의 제1의 3차원 시뮬레이션을 준비하는 단계; 및

상기 제2 정보와 수정된 3차원 모델을 포함하는 복수의 관상 동맥의 적어도 일부의 제2의 3차원 시뮬레이션을 준비하는 단계

를 더 포함하는, 방법.

**청구항 28**

제21항에 있어서, 상기 방법은 상기 복수의 위치에서 상기 제1 정보와 제2 정보 간의 차이를 결정하는 단계를 더 포함하는, 방법.

**청구항 29**

제21항에 있어서, 상기 제1 정보와 제2 정보 각각은 상기 복수의 관상 동맥의 적어도 일부 내의 분획 혈류 예비력을 포함하는, 방법.

**청구항 30**

제21항에 있어서, 제1 컴퓨터 시스템은 상기 복수의 관상 동맥의 적어도 일부의 기하 형태에 관한 환자별 이미징 데이터를 수신하고, 상기 생성 단계, 제1 정보 결정 단계 및 제2 정보 결정 단계를 수행하고,

제2 컴퓨터 시스템은 상기 치료 계획에 관한 정보를 수신하고, 상기 수정 단계를 수행하는, 방법.

**발명의 설명**

**기술분야**

[0001]

**우선권**

[0002]

본 출원은 2010년 8월 12일자 미국특허가출원 제61/401,462호, 2010년 8월 20일자 미국특허가출원 제61/401,915호, 2010년 8월 26일자 미국특허가출원 제61/402,308호, 2010년 8월 27일자 미국특허가출원 제61/402,345호, 및 2010년 10월 1일자 미국특허가출원 제61/404,429호로부터 우선권을 주장하고, 그 전체 내용은 본 발명에 참고자료로 포함된다.

[0003]

**기술분야**

[0004]

실시에는 유체 유동 모델링 방법 및 시스템을 포함하고, 특히, 혈류의 환자별 모델링 방법 및 시스템을 포함한다.

**배경 기술**

[0005]

관상 동맥 질환은 협착증(혈관이 비정상적으로 좁아지는 질환)과 같은, 심장에 혈액을 제공하는 혈관 내에 관상 동맥 병변을 생성할 수 있다. 그 결과, 심장으로의 혈류가 제한될 수 있다. 관상 동맥 질환으로 고통받는 환자는 환자가 휴식 상태일 때 불안정형 협심증, 또는, 심한 운동 중 만성 안정형 협심증으로 불리는 가슴통증을 느낄 수 있다. 더 심한 증상의 징후는 심근경색증, 또는 심장 마비를 야기할 수 있다.

[0006]

관상 동맥 병변에 관한 더욱 정확한 데이터, 예를 들어, 크기, 형상, 위치, 기능적 중요도(가령, 병변이 혈류에 영향을 미치는지 여부), 등을 제공할 필요가 있다. 가슴 통증으로 고통받거나 및/또는 관상 동맥 질환의 증상을 나타내는 환자는 환자는, 관상 동맥 병변에 관한 일부 간접적 증거를 제공할 수 있는 하나 이상의 검사를 받을

수 있다. 예를 들어, 비침습성 검사는 심전도, 혈액 검사로부터의 생체진단지표 평가, 운동부하 심전도 검사(treadmill test), SPECT(Single Positron Emission Computed Tomography), PET(Positron Emission Tomography)를 포함할 수 있다. 그러나, 이러한 비침습성 검사는 관상 동맥 병변의 직접적 평가를 제공하지 못하거나, 혈류 속도를 평가하지 못한다. 이러한 비침습성 검사는 (가령, 심전도그래프(ECG)를 이용한) 심장의 전기 활동 변화, (가령, 부하 심초음파를 이용한) 심근 운동, (가령, PET 또는 SPECT를 이용한) 심근 관류, 또는, (가령, 생체 진단 지표를 이용한) 대사 변화를 살펴봄으로써 관상 동맥 병변의 간접적 증거를 제공할 수 있다.

[0007] 예를 들어, CCTA(Coronary Computed Tomographic Angiography)를 이용하여 비침습적으로 신체 데이터를 얻을 수 있다. CCTA는 가슴 통증을 가진 환자의 이미징을 위해 사용될 수 있고, 조영제(contrast agent)의 정맥내 주입에 이어 심장 및 관상 동맥을 이미징하기 위해 CT(Computed Tomography) 기술의 이용을 포함한다. 그러나, CCTA는 관상 동맥 병변의 기능적 중요도에 대한 직접적 정보(예를 들어, 병변이 혈류에 영향을 미치는지 여부)를 역시 제공할 수 없다. 추가적으로, CCTA가 순수한 진단적 검사이기 때문에, 다른 생리학적 상태(가령, 운동 중) 하에서 심근 관류, 압력, 또는 관상 동맥 혈류의 변화를 예측할 수 없고, 인터벤션의 결과를 예측하는 데도 사용될 수 없다.

[0008] 따라서, 환자는 관상 동맥 병변을 시각화하기 위해, 진단형 심장 카테터법(cardiac catheterization)과 같은 비침습성 검사를 또한 요구할 수 있다. 진단형 심장 카테터법은 동맥의 크기 및 형상의 이미지를 의사에게 제공함으로써 관상 동맥 병변에 대한 (해부학적) 신체 데이터를 수집하기 위해 CCA(Conventional Coronary Angiography)를 실행하는 과정을 포함할 수 있다. 그러나, CCA는 관상 동맥 병변의 기능적 중요도를 평가하기 위한 데이터를 제공하지 않는다. 예를 들어, 의사는 이러한 병변이 기능적으로 중요한지 여부를 결정하지 않으면서 관상 동맥 병변이 인체에 해로운지 여부를 진단하지 못할 수 있다. 따라서, CCA는 이러한 병변이 기능적으로 중요한 지 여부에 관계없이, CCA를 이용하여 발견한 모든 병변에 대해 스텐트 삽입을 위해 일부 인터벤션 심장병 전문의의 "오쿨로스텐노틱 리플렉스"(oculostenotic reflex)로 불리는 현상을 유도한다. 그 결과, CCA는 환자에 대한 불필요한 수술을 야기할 수 있고, 이는 환자의 위험도를 높이고, 불필요한 치료 비용을 환자에게 안길 수 있다.

[0009] 진단형 심장 카테터법 기술 중, 관상 동맥 병변의 기능적 중요도는 관측되는 병변의 심근 분획 혈류 예비력(FFR)을 측정함으로써 비침습적으로 평가될 수 있다. FFR은 예를 들어, 아데노신의 정맥 주사에 의해 유도되는, 관상 혈류 증가 조건 하에 대동맥 혈압과 같은, 병변 하류의 평균 혈압을 병변으로부터 상류의 평균 혈압으로 나눈 값의 비로 규정된다. 혈압은 환자 내로 압력 철선(pressure wire)을 삽입함으로써 측정될 수 있다. 따라서, 결정된 FFR에 기초하여 병변 치료 결정은, 진단형 심장 카테터법의 초기 비용 및 위험이 이미 발생된 후에야 이루어질 수 있다.

**발명의 내용**

**해결하려는 과제**

[0010] 따라서, 관상 해부학, 심근 관류, 및 관상 동맥 혈류를 비침습적으로 평가하기 위한 방법이 필요하다. 이러한 방법 및 시스템은 관상 동맥 질환이 의심되는 환자를 진단하고 치료를 계획하는 심장병 전문의에게 유익할 수 있다. 추가적으로, 직접 측정될 수 없는 조건 하에(가령, 운동 중일 때) 관상 동맥 혈류 및 심근 관류를 예측하고, 그리고, 관상 동맥 혈류 및 심근 관류에 대한 내과적, 인터벤션-방식, 및 외과적 치료의 결과를 예측하기 위한 방법이 필요하다.

[0011] 전술한 일반적 설명 및 다음의 상세한 설명 모두는 예시적이고 설명을 위한 것임에 지나지 않고 발명을 제한하고자 하는 것이 아니다.

**과제의 해결 수단**

[0012] 일 실시예에 따르면, 환자의 심혈관 정보를 결정하기 위한 시스템은 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 포함하며, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자 심장의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하도록 구성되고, 환자별 데이터에 기초하여 환자 심장의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하도록 구성된다. 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자 심장의 혈류 특성에 관한 물리학-기반 모델을 생성하도록 또한 구성되고, 상기 3차원 모델 및 물리학-기반 모델에 기초하여 상기 환자 심장 내의 분획 혈류 예비력(fractional flow reserve)을 결정하도록 또한 구성된다.

[0013] 다른 실시예에 따르면, 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여 환자별 심혈관 정보를 결정하기 위한 방법은,

환자 심장의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템 내로 입력하는 단계와, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자별 데이터에 기초하여 환자 심장의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자 심장의 혈류 특성에 관한 물리학-기반 모델을 생성하는 단계와, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 3차원 모델 및 물리학-기반 모델에 기초하여 상기 환자 심장 내의 분획 혈류 예비력을 결정하는 단계를 더 포함한다.

[0014] 다른 실시예에 따르면, 환자별 심혈관 정보의 결정 방법을 수행하기 위한 컴퓨터-실행가능 프로그래밍 명령을 지닌 적어도 하나의 컴퓨터 시스템 상에서 이용하기 위한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 매체가 제공된다. 상기 방법은, 환자 심장의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하는 단계와, 환자별 데이터에 기초하여 환자 심장의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 환자 심장의 혈류 특성에 관한 물리학-기반 모델을 생성하는 단계와, 상기 3차원 모델 및 물리학-기반 모델에 기초하여 상기 환자 심장 내의 분획 혈류 예비력을 결정하는 단계를 더 포함한다.

[0015] 다른 실시예에 따르면, 환자의 치료를 계획하기 위한 시스템은 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 포함하고, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자의 신체 구조의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하도록 구성되고, 상기 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하도록 구성된다. 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자의 신체 구조에 관한 물리학-기반 모델과 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 제 1 정보를 결정하도록 또한 구성되고, 상기 3차원 모델을 수정하도록 또한 구성되며, 수정된 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 제 2 정보를 결정하도록 또한 구성된다.

[0016] 다른 실시예에 따르면, 환자의 치료 계획 방법을 수행하기 위한 컴퓨터-실행가능 프로그래밍 명령을 지닌 적어도 하나의 컴퓨터 시스템 상에서 이용하기 위한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 매체가 제공된다. 상기 방법은, 환자의 신체 구조의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하는 단계와, 상기 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 환자의 신체 구조에 관한 물리학-기반 모델과 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 제 1 정보를 결정하는 단계와, 환자의 신체 구조의 기하 형태의 요망 변화에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 제 2 정보를 결정하는 단계를 더 포함한다.

[0017] 다른 실시예에 따르면, 컴퓨터 시스템을 이용한 환자의 치료 계획 방법은, 환자의 신체 구조의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 적어도 하나의 컴퓨터 시스템 내로 입력하는 단계와, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 신체 구조에 관한 물리학-기반 모델과 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 제 1 정보를 결정하는 단계를 더 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 3차원 모델을 수정하는 단계와, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 수정된 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 제 2 정보를 결정하는 단계를 또한 포함한다.

[0018] 다른 실시예에 따르면, 환자 치료 계획 시스템은 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 포함하고, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자의 신체 구조의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하도록 구성되고, 상기 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하도록 구성된다. 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자의 생리학적인 조건에 관한 정보와 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 제 1 정보를 결정하도록 구성되고, 환자의 생리학적인 조건을 수정하도록 구성되며, 환자의 수정된 생리학적인 조건에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 제 2 정보를 결정하도록 또한 구성된다.

[0019] 다른 실시예에 따르면, 환자 치료 계획 방법을 수행하기 위한 컴퓨터-실행가능 프로그래밍 명령을 지닌 컴퓨터 시스템 상에서 이용하기 위한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 매체가 제공된다. 상기 방법은, 환자의 신체 구조의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하는 단계와, 상기 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 환자의 생리학적인 조건에 관한 정보와 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 제 1 정보를 결정하는 단계와, 환자의 생리학적인 조건의 요망되는 변화에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 제 2 정보를 결정하는 단계를 더 포함한다.

- [0020] 다른 실시예에 따르면, 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여 환자의 치료를 계획하기 위한 방법은, 환자의 신체 구조의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 적어도 하나의 컴퓨터 시스템에 입력하는 단계와, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 생리학적 조건에 관한 정보와 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 제 1 정보를 결정하는 단계를 또한 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 생리학적 조건을 수정하는 단계와, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 수정된 생리학적 조건에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 제 2 정보를 결정하는 단계를 더 포함한다.
- [0021] 다른 실시예에 따르면, 환자별 심혈관 정보를 결정하기 위한 시스템은 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 포함하며, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자의 신체 구조의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하도록 구성되고, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하도록 구성된다. 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자의 신체 구조의 일부분을 통한 총 혈류에 연계된 총 저항을 결정하도록 또한 구성되고, 상기 3차원 모델, 환자의 신체 구조에 관한 물리학-기반 모델, 및 결정된 총 저항에 기초하여, 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 정보를 결정하도록 구성된다.
- [0022] 다른 실시예에 따르면, 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여 환자별 심혈관 정보를 결정하기 위한 방법은, 환자의 신체 구조의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 적어도 하나의 컴퓨터 시스템에 입력하는 단계와, 적어도 하나의 컴퓨터를 이용하여, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 적어도 하나의 컴퓨터를 이용하여, 환자의 신체 구조의 일부분을 통한 총 혈류에 연계된 총 저항을 결정하는 단계와, 적어도 하나의 컴퓨터를 이용하여, 상기 3차원 모델, 환자의 신체 구조에 관한 물리학-기반 모델, 및 결정된 총 저항에 기초하여, 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 정보를 결정하는 단계를 또한 포함한다.
- [0023] 다른 실시예에 따르면, 환자별 심혈관 정보를 결정하기 위한 방법을 수행하기 위한 컴퓨터-실행가능 프로그래밍 명령을 지닌 컴퓨터 시스템 상에서 이용하기 위한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 매체가 제공된다. 상기 방법은, 환자의 신체 구조의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하는 단계와, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 환자의 신체 구조의 일부분을 통한 총 혈류에 연계된 총 저항을 결정하는 단계와, 상기 3차원 모델, 환자의 신체 구조에 관한 물리학-기반 모델, 및 결정된 총 저항에 기초하여, 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 정보를 결정하는 단계를 또한 포함한다.
- [0024] 다른 실시예에 따르면, 웹사이트를 이용하여 환자별 심혈관 정보를 제공하기 위한 시스템은 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 포함하며, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 원격 사용자가 웹사이트에 액세스할 수 있도록 구성되고, 환자의 신체 구조의 기하 형태의 적어도 일부분에 관한 환자별 데이터를 수신하도록 구성되며, 상기 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하도록 구성되고, 환자의 생리학적 조건과 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 정보를 결정하도록 구성된다. 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자의 신체 구조의 적어도 일부분의 제 1 3차원 시뮬레이션에 관한 디스플레이 정보를 상기 웹사이트를 이용하여 원격 사용자에게 전송하도록 또한 구성된다. 상기 3차원 시뮬레이션은 혈류 특성에 관한 결정된 정보를 포함한다.
- [0025] 다른 실시예에 따르면, 웹사이트를 이용하여 환자별 심혈관 정보를 제공하기 위한 방법은, 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 원격 사용자가 웹사이트에 액세스할 수 있게 하는 단계와, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 신체 구조의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계와, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 생리학적 조건과 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 정보를 결정하는 단계를 또한 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 신체 구조의 적어도 일부분의 제 1 3차원 시뮬레이션에 관한 디스플레이 정보를 상기 웹사이트를 이용하여 원격 사용자에게 전송하는 단계를 더 포함한다. 상기 3차원 시뮬레이션은 혈류 특성에 관한, 결정된 정보를 포함한다.
- [0026] 다른 실시예에 따르면, 웹사이트를 이용하여 환자별 심혈관 정보를 제공하기 위한 방법을 수행하기 위한 컴퓨터-실행가능 프로그래밍 명령을 지닌 컴퓨터 시스템 상에서 이용하기 위한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 매체가 제공된다. 상기 방법은, 원격 사용자가 웹사이트에 액세스할 수 있게 하는 단계와, 환자의 신체 구조의 기하 형태

에 관한 환자별 데이터를 수신하는 단계와, 상기 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 환자의 신체 구조에 관한 물리학-기반 모델과 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 정보를 결정하는 단계와, 환자의 신체 구조의 적어도 일부분의 제 1 3차원 시뮬레이션에 관한 디스플레이 정보를 상기 웹사이트를 이용하여 원격 사용자에게 전송하는 단계를 또한 포함한다. 상기 3차원 시뮬레이션은 혈류 특성에 관한, 결정된 정보를 포함한다.

[0027] 다른 실시예에 따르면, 환자별 시간 가변성 심혈관 정보를 결정하기 위한 시스템은 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 포함하며, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자의 신체 구조의 적어도 일부분의 기하 형태에 관한 시간 가변성 환자별 데이터를 서로 다른 시간에 수신하도록 구성되고, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하도록 구성된다. 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은 환자의 신체 구조에 관한 물리학-기반 모델과 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의, 시간에 따른 혈류 특성 변화에 관한 정보를 결정하도록 또한 구성된다.

[0028] 다른 실시예에 따르면, 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여 환자별 시간 가변성 심혈관 정보를 결정하기 위한 방법은, 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 신체 구조의 기하 형태에 관한 시간 가변성 환자별 데이터를 서로 다른 시간에 수신하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계를 또한 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 신체 구조에 관한 물리학-기반 모델에 관한 정보와 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의, 시간에 따른 혈류 특성 변화에 관한 정보를 결정하는 단계를 더 포함한다.

[0029] 다른 실시예에 따르면, 환자별 시간 가변성 심혈관 정보를 결정하기 위한 방법을 수행하기 위한 컴퓨터-실행가능 프로그래밍 명령을 지닌 컴퓨터 시스템 상에서 이용하기 위한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 매체가 제공된다. 상기 방법은, 환자의 신체 구조의 기하 형태에 관한 시간 가변성 환자별 데이터를 서로 다른 시간에 수신하는 단계와, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계와, 환자의 신체 구조에 관한 물리학-기반 모델에 관한 정보와 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의, 시간에 따른 혈류 특성 변화에 관한 정보를 결정하는 단계를 포함한다.

[0030] 다른 실시예에 따르면, 환자의 심혈관 정보를 결정하기 위한 시스템은 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 포함하며, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자의 신체 구조의 적어도 일부분의 기하 형태 및 적어도 하나의 물성에 관한 환자별 데이터를 수신하도록 구성된다. 상기 신체 구조는 혈관의 적어도 일부분을 포함한다. 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조를 나타내는 3차원 모델을 생성하도록 구성되며, 환자의 생리학적 조건과 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 정보를 결정하도록 또한 구성된다. 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은 혈관 내의 플라크의 위치를 식별하도록 또한 구성된다.

[0031] 다른 실시예에 따르면, 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여 환자의 심혈관 정보를 결정하기 위한 방법은, 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 신체 구조의 적어도 일부분의 기하 형태 및 적어도 하나의 물성에 관한 환자별 데이터를 수신하는 단계를 포함한다. 상기 신체 구조는 혈관의 적어도 일부분을 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조를 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계와, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 생리학적 조건과 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 정보를 결정하는 단계를 또한 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 혈관 내의 플라크를 식별하는 단계를 더 포함한다.

[0032] 다른 실시예에 따르면, 환자의 심혈관 정보를 결정하기 위한 방법을 수행하기 위한 컴퓨터-실행가능 프로그래밍 명령을 지닌 컴퓨터 시스템 상에서 이용하기 위한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 매체가 제공된다. 상기 방법은, 환자의 신체 구조의 적어도 일부분의 기하 형태 및 적어도 하나의 물성에 관한 환자별 데이터를 수신하는 단계를 포함한다. 상기 신체 구조는 혈관의 적어도 일부분을 포함한다. 상기 방법은 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조를 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계와, 환자의 생리학적 조건과 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 신체 구조 내의 혈류 특성에 관한 정보를 결정하는 단계와, 혈관 내의 플라크의 위치를 식별하는 단계를 또한 포함한다.

[0033] 다른 실시예에 따르면, 환자의 심혈관 정보를 결정하기 위한 시스템은 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 포함하고, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자의 신체 구조의 적어도 일부분의 기하 형태에 관한 환자별

데이터를 수신하도록 구성된다. 상기 신체 구조는 복수의 동맥의 적어도 일부분과, 상기 복수의 동맥의 적어도 일부분에 연결된 조직을 포함한다. 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조를 나타내는 3차원 모델을 생성하도록 구성되고, 상기 조직을 나타내는 3차원 모델의 적어도 일부분을 세그먼트로 나누도록 구성되며, 환자의 생리학적 조건과 상기 3차원 모델에 기초하여 상기 세그먼트 중 적어도 하나와 연계된 혈류 특성에 관한 정보를 결정하도록 또한 구성된다.

[0034] 다른 실시예에 따르면, 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여 환자의 심혈관 정보를 결정하기 위한 방법은, 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 신체 구조의 적어도 일부분의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하는 단계를 포함한다. 상기 신체 구조는 복수의 동맥의 적어도 일부분과, 상기 복수의 동맥의 적어도 일부분에 연결된 조직을 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조를 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계와, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 증강 모델을 형성하도록 상기 3차원 모델을 연장하는 단계를 또한 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 상기 조직을 나타내는 증강 모델의 적어도 일부분을 세그먼트로 나누는 단계와, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 생리학적 조건과 상기 증강 모델에 기초하여 상기 세그먼트 중 적어도 하나와 연계된 혈류 특성에 관한 정보를 결정하는 단계를 더 포함한다.

[0035] 다른 실시예에 따르면, 환자의 심혈관 정보를 결정하기 위한 방법을 수행하기 위한 컴퓨터-실행가능 프로그래밍 명령을 지닌 컴퓨터 시스템 상에서 이용하기 위한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 매체가 제공된다. 상기 방법은, 환자의 신체 구조의 적어도 일부분의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하는 단계를 포함한다. 상기 신체 구조는 복수의 동맥의 적어도 일부분과, 상기 복수의 동맥의 적어도 일부분에 연결된 조직을 포함한다. 상기 방법은, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 신체 구조를 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계와, 상기 조직을 나타내는 3차원 모델의 적어도 일부분을 세그먼트로 나누는 단계와, 상기 신체 구조에 관한 물리학-기반 모델과 상기 3차원 모델에 기초하여 세그먼트 중 적어도 하나와 연계된 혈류 특성에 관한 정보를 결정하는 단계를 또한 포함한다.

[0036] 다른 실시예에 따르면, 환자의 심혈관 정보를 결정하기 위한 시스템은 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 포함하며, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자의 뇌의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하도록 구성된다. 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템은, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 뇌의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하도록 구성되고, 환자의 뇌에 관한 물리학-기반 모델과 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 뇌 내의 혈류 특성에 관한 정보를 결정하도록 또한 구성된다.

[0037] 다른 실시예에 따르면, 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여 환자별 심혈관 정보를 결정하기 위한 방법은, 환자의 복수의 뇌동맥의 적어도 일부분의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 적어도 하나의 컴퓨터 시스템에 입력하는 단계를 포함한다. 상기 방법은, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 뇌동맥의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계와, 상기 적어도 하나의 컴퓨터 시스템을 이용하여, 환자의 뇌동맥에 관한 물리학-기반 모델과 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 뇌동맥 내의 혈류 특성에 관한 정보를 결정하는 단계를 또한 포함한다.

[0038] 다른 실시예에 따르면, 환자별 심혈관 정보를 결정하기 위한 방법을 수행하기 위한 컴퓨터-실행가능 프로그래밍 명령을 지닌 적어도 하나의 컴퓨터 시스템 상에서 이용하기 위한 비-일시적 컴퓨터 판독가능 매체가 제공된다. 상기 방법은, 환자의 뇌의 기하 형태에 관한 환자별 데이터를 수신하는 단계와, 환자별 데이터에 기초하여 환자의 뇌의 적어도 일부분을 나타내는 3차원 모델을 생성하는 단계와, 환자의 뇌에 관한 물리학-기반 모델과 상기 3차원 모델에 기초하여 환자의 뇌 내의 혈류 특성에 관한 정보를 결정하는 단계를 포함한다.

[0039] 추가적인 실시예 및 장점은 이어지는 상세한 설명에서 제시될 것이고, 부분적으로는 상세한 설명으로부터 명백할 것이며, 또는, 본 개시내용의 실시예 의해 학습될 수 있다. 이러한 실시예 및 장점은 아래 특히 지적되는 요소 및 조합을 이용하여 실현 및 획득될 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

[0040] 본 명세서의 일부분을 구성하고 본 명세서에 포함되는 첨부 도면은, 여러 실시예들을 도해로 나타내고, 관련 설명과 함께, 발명의 원리를 설명한다.

도 1은 예시적인 실시예에 따라 환자별로 관상 동맥 혈류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 시스템의 개략도이고,

- 도 2는 예시적인 실시예에 따라, 환자별로 혈류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법의 순서도이며,
- 도 3은 도 2의 방법의 세부 단계들을 보여주는 순서도이고,
- 도 4는 예시적인 실시예에 따라, 환자로부터 비침습적으로 획득되는 이미징 데이터를 보여주며,
- 도 5는 도 4의 이미징 데이터를 이용하여 발생하는 예시적인 3차원 모델을 도시하고,
- 도 6은 제 1 초기 모델을 형성하기 위한 시드를 포함하는 도 4의 이미징 데이터의 슬라이스의 부분을 도시하며,
- 도 7은 도 6의 시드를 확장시킴으로써 형성되는 첫 번째 초기 모델의 일부분을 도시하고,
- 도 8은 예시적인 실시예에 따라, 트리밍된 고품질 모델을 도시하며,
- 도 9는 환자가 휴식 상태일 때 예시적인 연산 cFFR(cFFR)을 도시하고,
- 도 10은 환자가 최대 충혈 하에 있을 때 예시적인 cFFR을 도시하며,
- 도 11은 환자가 최대 운동 상태에 있을 때 예시적인 cFFR을 도시하고,
- 도 12는 예시적인 실시예에 따라, 집중 파라미터 모델을 형성하기 위해 제공되는 트리밍된 고품질 모델의 일부분을 도시하며,
- 도 13은 집중 파라미터 모델을 형성하기 위해 제공되는, 도 12의 트리밍된 고품질 모델에 대한 중심선의 일부분을 도시하고,
- 도 14는 집중 파라미터 모델을 형성하기 위해 제공되는, 도 12의 트리밍된 고품질 모델에 기초하여 형성되는 세그먼트를 도시하며,
- 도 15는 집중 파라미터 모델을 형성하기 위해 제공되는 저항기에 의해 대체되는 도 14의 세그먼트를 도시하고,
- 도 16은 예시적인 실시예에 따라, 고품질 모델의 유입 및 유출 경계에서 상류 및 하류 구조를 나타내는 예시적인 집중 파라미터 모델을 도시하며,
- 도 17은 도 8의 고품질 모델에 기초하여 준비되는 3차원 메시지를 도시하고,
- 도 18 및 도 19는 도 17의 3차원 메시의 부분도이며,
- 도 20은 개별 기준 라벨에 의해 식별되는 모델 상에 소정의 점을 갖는, 혈류 정보를 포함하는 환자 신체의 모델을 보여주며,
- 도 21은 도 20에서 식별되는 점들 중 일부에서 그리고 대동맥 내 시간에 따라 시뮬레이션된 혈압의 그래프이고,
- 도 22는 도 20에서 식별된 각각의 점에서 시간에 따른 시뮬레이션된 혈압의 그래프이며,
- 도 23은 예시적인 실시예에 따라 최종화된 리포트이고,
- 도 24는 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법의 순서도이며,
- 도 25는 예시적인 실시예에 따라, 좌전 하행(LAD) 동맥의 일부분과 LCX 동맥의 일부분을 광폭처리함으로써 생성되는 고품질 모델에 기초하여 결정되는 수정 cFFR 모델을 도시하고,
- 도 26은 예시적인 실시예에 따라, LAD 동맥의 일부분과 좌회전(LCX) 동맥의 일부분을 광폭처리 후 수정된 시뮬레이션 혈류 모델의 예를 보여주며,
- 도 27은 예시적인 실시예에 따라, 차수 축소 모델을 이용하여 다양한 치료 옵션을 시뮬레이션하는 방법의 순서도이고,
- 도 28은 다른 예시적인 실시예에 따라 차수 축소 모델을 이용하여 다양한 치료 옵션을 시뮬레이션하기 위한 방법의 순서도이며,
- 도 29는 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 심근 관류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법의 순서도이고,
- 도 30은 다른 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 심근 관류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법의 순

서도이며,

도 31은 예시적인 실시예에 따라, 심근 관류에 관한 다양한 정보를 제공하는 환자별 모델을 보여주고,

도 32는 추가의 예시적 실시예에 따라, 특정 환자의 심근 관류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법의 순서도이며,

도 33은 혈관벽을 따라 축적되는 플라크의 단면도이고,

도 34는 예시적인 실시예에 따라, 플라크 취약성에 관한 다양한 정보를 제공하는 환자별 모델을 도시하며,

도 35는 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 플라크 취약성, 심근 볼륨 위험, 및 심근 관류 위험의 평가에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법의 순서도이고,

도 36은 예시적인 실시예에 따라 도 35의 방법으로부터 얻는 정보를 보여주는 개략도이며,

도 37은 뇌동맥의 도면이고,

도 38은 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 두개내 및 두개의 혈류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법의 순서도이며,

도 39는 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 뇌관류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법의 순서도이고,

도 40은 다른 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 뇌관류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법의 순서도이며,

도 41은 추가의 예시적 실시예에 따라, 특정 환자의 뇌관류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법의 순서도이고,

도 42는 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 플라크 취약성, 뇌 볼륨 위험, 및 뇌관류 위험의 평가에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법의 순서도다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

[0041] 이제 예시적인 실시예를 세부적으로 참조할 것이고, 그 예들이 첨부 도면에 제시된다. 가능하기만 하다면, 동일한 도면 부호는 도면 전체를 통해 동일 또는 유사 부분을 가리키는 데 사용될 것이다. 본 설명은 다음의 목차에 따라 조직된다.

- [0042] I. 개요
- [0043] II. 환자별 신체 데이터의 획득 및 사전처리
- [0044] III. 획득한 신체 데이터에 기초한 3차원 모델 생성
- [0045] IV. 분석 모델 준비 및 경계 조건 결정
  - [0046] A. 분석 모델 준비
  - [0047] B. 경계 조건 결정
    - [0048] i. 차수 축소 모델 결정
    - [0049] ii. 예시적인 집중 파라미터 모델
  - [0050] C. 3차원 메시 생성
- [0051] V. 연산 분석 수행 및 결과 출력
  - [0052] A. 연산 분석 수행
  - [0053] B. 혈압, 혈류, 및 cFFR의 결과 디스플레이
  - [0054] C. 결과 확인
  - [0055] D. 관상 동맥 혈류 정보 제공 시스템 및 방법의 다른 실시예
- [0056] VI. 환자별 치료 계획 제공

- [0057] A. 서로 다른 처리 옵션의 비교를 위해 차수 축소 모델 이용
- [0058] VII. 다른 결과
- [0059] A. 심근 관류 평가
- [0060] B. 플라크 취약성 평가
- [0061] VIII. 다른 응용예
- [0062] A. 두개내 및 두개의 혈류 모델링
  - [0063] i. 뇌 관류 평가
  - [0064] ii. 플라크 취약성 평가
- [0065] I. 개요
- [0066] 예시적인 실시예에서, 방법 및 시스템은 비침습적으로 환자로부터 불러들인 정보를 이용하여 특정 환자의 혈류에 관한 다양한 정보를 결정한다. 결정된 정보는 환자의 관상 동맥 구조(coronary vasculature) 내의 혈류에 관련될 수 있다. 대안으로서, 아래에서 추가적으로 상세히 설명되는 바와 같이, 결정된 정보는 경동맥, 말초부, 복부, 신장, 및 뇌혈관계와 같은 환자의 맥관 구조의 다른 영역의 혈류에 관계할 수 있다. 관상 동맥 구조는 대동맥으로부터 소동맥, 소정맥, 정맥, 등까지 범위의 복합 혈관계를 포함한다. 관상 동맥 구조는 심장을 향해, 그리고 심장 내에서 혈액을 순환시키고, 복수의 주요 관상 동맥(4)(도 5)(가령, 좌전하행지(left anterior descending(LAD) artery), 좌회선지 관상 동맥(left circumflex(LCX) artery), 우 관상 동맥(right coronary(RCA) artery), 등)에 혈액을 공급하는 대동맥(2)(도 5)을 포함하며, 이는 대동맥(2) 및 주요 관상 동맥(4)으로부터 하류에 있는 다른 타입의 혈관 또는 동맥의 지류로 더 나누어질 수 있다. 따라서, 예시적인 방법 및 시스템은 대동맥, 주요 관상 동맥, 및/또는 주요 관상 동맥으로부터 하류에 위치한 관상 동맥 또는 혈관 내의 혈류에 관한 다양한 정보를 결정할 수 있다. 대동맥 및 관상 동맥(및 이로부터 연장된 지류)가 아래에서 논의되지만, 개시되는 방법 및 시스템은 다른 타입의 용기에도 또한 적용될 수 있다.
- [0067] 예시적인 실시예에서, 개시되는 방법 및 시스템에 의해 결정되는 정보는 대동맥, 주요 관상 동맥, 및/또는 주요 관상 동맥 하류의 다른 관상 동맥 또는 혈관 내 다양한 위치에서의 혈류 속도, 혈압(또는 그 비율), 유량, 및 FFR과 같은, 다양한 혈류 특성 또는 파라미터를 포함할 수 있지만, 이에 제한되지 않는다. 이 정보는 병변이 기능적으로 중요한 지 및/또는 병변의 치료 여부를 결정하는 데 사용될 수 있다. 이 정보는 환자로부터 비침습적으로 얻은 정보를 이용하여 결정될 수 있다. 그 결과, 병변의 치료 여부에 관한 결정은 침습성 과정과 관련된 위험 및 비용없이 이루어질 수 있다.
- [0068] 도 1은 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 시스템의 형태를 도시한다. 아래에서 더욱 상세하게 설명되는 바와 같이 환자로부터 비침습적으로 얻은 데이터를 이용하여 환자 신체의 3차원 모델(10)이 생성될 수 있다. 다른 환자별 정보도 비침습적으로 얻을 수 있다. 예시적인 실시예에서, 3차원 모델(10)에 의해 표현되는 환자 신체 부분은 대동맥의 적어도 일부분과, 대동맥에 연결된 주요 관상 동맥(및 여기서부터 연장되거나 발원되는 지류)의 원위부를 포함할 수 있다.
- [0069] 관상 동맥 혈류에 관한 다양한 생리학적 법칙 또는 관계(20)가, 예를 들어, 아래에서 더욱 상세하게 설명되는 바와 같이 실험 데이터로부터, 유추될 수 있다. 3차원 신체 모델(10) 및 유추되는 생리학적 법칙(20)을 이용하여, 아래에서 더욱 상세하게 설명되는 바와 같이, 관상 동맥 혈류에 관한 복수의 방정식(30)이 결정될 수 있다. 예를 들어, 방정식(30)은 임의의 수치 해법, 예를 들어, 유한 차법, 유한 체적법, 스펙트럼법, 격자 불츠만법, 입자-기반법, 레벨 세트법, 유한 요소법, 등을 이용하여 결정 및 해결될 수 있다. 방정식(30)은 모델(10)에 의해 표현되는 신체 구조 내 다양한 지점에서 환자 신체의 관상 동맥 혈류에 관한 정보(가령, 압력, 속도, FFR, 등)를 결정하기 위해 해를 얻을 수 있다.
- [0070] 방정식(30)은 컴퓨터(40)를 이용하여 해를 구할 수 있다. 해를 구한 방정식에 기초하여, 컴퓨터(40)는 모델(10)에 의해 표현되는 환자 신체의 혈류에 관한 정보를 표시하는 하나 이상의 이미지 또는 시뮬레이션을 출력할 수 있다. 예를 들어, 이미지는 아래에서 더 상세히 설명되는 바와 같이 시뮬레이션된 혈압 모델(50), 시뮬레이션된 혈류 또는 속도 모델(52), 연산 FFR(cFFR) 모델(54), 등을 포함할 수 있다. 시뮬레이션된 혈압 모델(50), 시뮬레이션된 혈류 모델(52), 및 cFFR 모델(54)은 모델(10)에 의해 표현되는 환자 신체의 3개의 차원

(dimension)을 따라 다양한 위치에서 각자의 압력, 속도, 및 cFFR에 관한 정보를 제공한다. cFFR은 예를 들어, 아테노신 정맥 주사에 의해 통상적으로 유도되는, 관상 동맥 혈류 증가 조건 하에, 가령, 모델(10)의 유입 경계에서, 대동맥 내 혈압으로 모델(10) 내 특정 위치에서의 혈압을 나눈 비로 연산될 수 있다.

- [0071] 예시적인 실시예에서, 컴퓨터(40)는 프로세서, 컴퓨터 시스템, 등에 의해 실행될 때, 환자의 혈류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위해 여기서 설명되는 임의의 작용들을 수행할 수 있는 명령들을 기록한 하나 이상의 비-일시적 컴퓨터-관독형 기록 매체를 포함할 수 있다. 컴퓨터(40)는 데스크탑 또는 휴대형 컴퓨터, 워크스테이션, 서버, PDA, 또는 그의 다른 컴퓨터 시스템을 포함할 수 있다. 컴퓨터(40)는 프로세서, ROM, RAM, 주변 장치(가령, 입력 장치, 출력 장치, 저장 장치, 등)들을 연결하기 위한 입/출력(I/O) 어댑터, 키보드, 마우스, 터치 스크린, 음성 입력, 및/또는 다른 장치와 같은 입력 장치를 연결하기 위한 사용자 인터페이스 어댑터, 컴퓨터(40)를 네트워크에 연결하기 위한 통신 어댑터, 컴퓨터(40)를 디스플레이, 등에 연결하기 위한 디스플레이 어댑터를 포함할 수 있다. 예를 들어, 디스플레이는 시뮬레이션된 혈압 모델(50), 시뮬레이션된 혈류 모델(52), 및/또는 cFFR 모델(54)과 같은, 방정식(30)들의 해를 구함으로써 발생하는 임의의 이미지 및/또는 3차원 모델(10)을 디스플레이하는 데 사용될 수 있다.
- [0072] 도 2는 다른 예시적인 실시예에 따른 특정 환자의 혈류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법의 형태를 도시한다. 이 방법은 환자 신체(가령, 대동맥의 적어도 일부분과, 대동맥에 연결되는 주요 관상 동맥의 근위부(및 여기서부터 연장되는 지류))에 관한 정보와 같은 환자별 신체 데이터를 획득하는 단계와, 데이터를 사전처리하는 단계(단계100)를 포함할 수 있다. 환자별 신체 데이터는 아래 설명되는 바와 같이, 예를 들어, CCTA에 의해, 비침습적으로 얻을 수 있다.
- [0073] 환자 신체의 3차원 모델은 확보한 신체 데이터에 기초하여 생성될 수 있다(단계(200)). 예를 들어, 3차원 모델은 도 1과 연계하여 앞서 설명한 환자 신체의 3차원 모델(10)일 수 있다.
- [0074] 3차원 모델의 분석이 준비되고, 경계 조건이 결정될 수 있다(단계(300)). 예를 들어, 도 1과 연계하여 앞서 설명한 환자 신체의 3차원 모델(100)이 유한 메시로, 예를 들어, 유한 요소 또는 유한 체적 메시로, 트리밍 및 개별화될 수 있다. 체적 메시는 도 1과 연계하여 앞서 설명한 방정식(30)을 발생시키는 데 사용될 수 있다.
- [0075] 경계 조건은 도 1과 연계하여 앞서 설명한 방정식(30)에 또한 할당될 수 있고 통합될 수 있다. 경계 조건은 예를 들어, 유입 경계(322)(도 8), 유출 경계(324)(도 8), 혈관벽 경계(326)(도 8), 등과 같은 경계에서 3차원 모델(10)에 관한 정보를 제공한다. 유입 경계(322)는 대동맥 근부 근처의 대동맥의 일 단부(가령, 도 16에 도시되는 단부(A))에서와 같이 3차원 모델의 신체 내로 혈류를 지향시키는 경계를 포함할 수 있다. 각각의 유입 경계(322)에는, 심장 모델 및/또는 집중 파라미터 모델을 경계, 등에 결합시킴으로써, 예를 들어, 속도, 유량, 압력, 또는 다른 특성에 대한 지정 값 또는 필드가 할당될 수 있다. 유출 경계(324)는 대동맥궁 근처의 대동맥의 일 단부(예를 들어, 도 16에 도시되는 단부(B))와, 주요 관상 동맥 및 이로부터 분리되는 지류의 하류 단부(가령, 도 16에 도시되는 단부(a-m))와 같이, 3차원 모델의 신체로부터 외향으로 유동을 지향시키는 경계를 포함할 수 있다. 각각의 유출 경계는 아래 상세히 설명되는 바와 같이, 예를 들어, 집중 파라미터 또는 분배(가령, 1차원 파동 전파) 모델을 결합시킴으로써, 할당될 수 있다. 유입 및/또는 유출 경계 조건에 대한 지정 값들은 심박출량(심장으로부터 혈류의 체적), 혈압, 심근 질량(myocardial mass), 등과 같은 그러나 이에 제한되지 않는, 환자의 생리적 특성을 비침습적으로 측정함으로써 결정될 수 있다. 혈관벽 경계는 대동맥, 주요 관상 동맥, 및/또는 3차원 모델(10)의 다른 관상 동맥 또는 혈관의 물리적 경계를 포함할 수 있다.
- [0076] 연산 분석은 환자에 대한 혈류 정보를 결정하기 위해 준비된 3차원 모델 및 결정된 경계 조건을 이용하여 수행될 수 있다(단계(400)). 예를 들어, 연산 분석은 시뮬레이션된 혈압 모델(50), 시뮬레이션된 혈류 모델(52), 및/또는 cFFR 모델(54)과 같이, 도 1과 연계하여 앞서 설명된 이미지를 생성하기 위해 도 1과 연계하여 앞서 설명한 컴퓨터(40)를 이용하여 방정식(30)과 함께 수행될 수 있다.
- [0077] 이 방법은 결과를 이용하여 환자별 치료 옵션을 제공하는 단계(500)를 또한 포함할 수 있다. 예를 들어, 단계(200)에서 생성된 3차원 모델(10) 및/또는 단계(300)에서 할당된 경계 조건은 3차원 모델(10)로 표현되는 관상 동맥 중 하나에서의 심혈관용 스텐트를 배치하거나 다른 치료 옵션을 적용하는 것과 같이, 하나 이상의 치료를 모델링하도록 조정될 수 있다. 그 후, 혈압 모델(50), 혈류 모델(52), 및/또는 cFFR 모델(54)의 업데이트된 버전과 같은, 새 이미지를 생성하기 위해 단계(400)에서 앞서 설명한 바와 같이 연산 분석이 수행될 수 있다. 이러한 새 이미지는 치료 옵션이 채택될 경우 혈류 속도 및 혈압의 변화를 결정하는 데 사용될 수 있다.
- [0078] 여기서 개시되는 시스템 및 방법은, 관상 동맥 내 혈류를 정량화하고 관상 동맥 질환의 기능적 중요도를 평가하

기 위한 비침습성 수단을 제공하도록 의사가 사용하는 소프트웨어 툴 내로 통합될 수 있다. 추가적으로, 의사는 소프트웨어 툴을 이용하여 관상 동맥 혈류에 대한 내과적, 인터벤션적, 및/또는 외과적 치료의 효과를 예측할 수 있다. 소프트웨어 툴은 목의 동맥(가령, 경동맥), 머리의 동맥(가령, 뇌동맥), 흉부 동맥, 복부의 동맥(가령, 복부 대동맥 및 그 지류), 팔의 동맥, 또는 다리의 동맥(가령, 넓다리 동맥 및 슬와동맥)을 포함한 심장혈관계의 다른 부분의 질환을 예방, 진단, 관리, 및/또는 치료할 수 있다. 소프트웨어 툴은 환자에 대한 개인별 최적화된 요법을 의사가 발전시킬 수 있도록 대화형일 수 있다.

[0079]

예를 들어, 소프트웨어 툴은 의사 또는 다른 사용자에게 의해 사용되는 도 1에 도시되는 컴퓨터(40)와 같은 컴퓨터 시스템 내에 적어도 부분적으로 통합될 수 있다. 컴퓨터 시스템은 환자로부터 비침습적으로 얻은 데이터(예를 들어, 3차원 모델(10)을 생성하는 데 사용되는 데이터, 경계 조건을 적용하는 데, 또는, 연산 분석을 수행하는 데 사용되는 데이터, 등)를 수신할 수 있다. 예를 들어, 데이터는 의사에 의해 입력될 수 있고, 또는, 방사선과 또는 다른 메디컬 랩(medical lab)과 같이, 이러한 데이터에 접근 및 이러한 데이터를 제공할 수 있는 다른 소스로부터 수신될 수 있다. 데이터는 네트워크, 또는, 데이터 통신을 위한 다른 시스템을 통해, 또는, 직접 컴퓨터 시스템 내로 전송될 수 있다. 소프트웨어 툴은 시뮬레이션된 혈압 모델(50), 시뮬레이션된 혈류 모델(52), 및/또는 cFFR 모델(54)과 같이, 도 1과 연계하여 앞서 설명한 방정식(30)의 해를 구함으로써 결정되는, 3차원 모델(10) 또는 다른 모델/메시 및/또는 임의의 시뮬레이션 또는 다른 결과를 생성 및 디스플레이하기 위해 데이터를 이용할 수 있다. 따라서, 소프트웨어 툴은 단계(100-500)를 수행할 수 있다. 단계(500)에서, 의사는 가능한 치료 옵션을 선택하기 위해 컴퓨터 시스템에 추가적인 입력을 제공할 수 있고, 컴퓨터 시스템은 선택된 치료 옵션에 기초하여 새로운 시뮬레이션을 의사에게 디스플레이할 수 있다. 더욱이, 도 2에 도시되는 각각의 단계(100-500)는 별개의 소프트웨어 패키지 또는 모듈을 이용하여 수행될 수 있다.

[0080]

대안으로서, 소프트웨어 툴은 웹 기반 서비스 또는 다른 서비스(가령, 의사와는 다른 별도의 실체에 의해 제공되는 서비스)의 일부분으로 제공될 수 있다. 서비스 제공자는, 예를 들어, 웹-기반 서비스를 운영할 수 있고, 네트워크를 통해, 또는 컴퓨터 시스템 사이에서 데이터를 통신할 수 있는 다른 방법을 통해, 의사 또는 다른 사용자에게 접근가능한 웹 포털 또는 다른 웹-기반 애플리케이션을 제공할 수 있다(가령, 서비스 제공자에 의해 운영되는 서버 또는 다른 컴퓨터 시스템 상에서 구동될 수 있다). 예를 들어, 환자로부터 비침습적으로 얻은 데이터가 서비스 제공자에게 제공될 수 있고, 서비스 제공자는 이 데이터를 이용하여, 시뮬레이션된 혈압 모델(50), 시뮬레이션된 혈류 모델(52), 및/또는 cFFR 모델(54)과 같이, 도 1과 연계하여 앞서 설명한 방정식(30)의 해를 구함으로써 결정되는, 3차원 모델(10) 또는 다른 모델/메시, 및/또는 임의의 시뮬레이션 또는 다른 결과를 생성할 수 있다. 그 후, 웹-기반 서비스는 3차원 모델(10) 또는 다른 모델/메시, 및/또는 시뮬레이션에 관한 정보를 송신하여, 3차원 모델(10) 및/또는 시뮬레이션이 의사의 컴퓨터 시스템 상에서 의사에게 디스플레이될 수 있게 된다. 따라서, 웹-기반 서비스는 환자별 정보를 제공하기 위해 아래 설명되는 다른 임의의 단계들과 단계(100-500)를 수행할 수 있다. 단계(500)에서, 의사는 예를 들어, 가능한 치료 옵션을 선택하거나 연산 분석에 대해 다른 조정을 행하는 등의, 추가적인 입력을 제공할 수 있고, 이러한 입력은 (가령, 웹 포털을 통해) 서비스 제공자에 의해 운영되는 컴퓨터 시스템에 전송될 수 있다. 웹-기반 서비스는 선택된 가능한 치료 옵션에 기초하여 새로운 시뮬레이션 또는 다른 결과를 생성할 수 있고, 새 시뮬레이션이 의사에게 디스플레이될 수 있도록 새로운 시뮬레이션에 관한 정보를 의사에게 다시 전송할 수 있다.

[0081]

여기서 설명되는 단계들 중 하나 이상은 한 명 이상의 운영자인 사람(가령, 심장병 전문의 또는 다른 의사, 환자, 웹-기반 서비스 또는 제 3자에 의해 제공되는 다른 서비스를 제공하는 서비스 제공자의 고용인, 타 사용자, 등), 또는, 데스크탑 또는 휴대형 컴퓨터, 워크스테이션, 서버, PDA, 등과 같이, 이러한 사람에 의해 사용되는 하나 이상의 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다. 컴퓨터 시스템은 네트워크를 통해, 또는, 데이터를 통신하는 다른 방법을 통해 연결될 수 있다.

[0082]

도 3은 특정 환자의 혈류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 예시적인 방법의 추가적인 형태를 보여준다. 도 3에 도시되는 형태는 웹-기반 서비스의 일부분으로, 및/또는 컴퓨터 시스템 내로 적어도 부분적으로 통합될 수 있는 소프트웨어 툴 내로 통합될 수 있다.

[0083]

**II. 환자별 신체 데이터의 획득 및 사전처리**

[0084]

도 2에 도시되는 단계(100)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 예시적인 방법은 환자의 심장에 관한 정보와 같이, 환자별 신체 데이터를 획득하고 데이터를 사전처리하는 단계를 포함할 수 있다. 예시적인 실시예에서, 단계(100)는 다음의 단계들을 포함할 수 있다.

- [0085] 최초로, 환자가 선택될 수 있다. 예를 들어, 흉부통, 심장 마비, 등과 같은 관상 동맥 질환과 관련된 징후를 환자가 나타낼 경우, 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 정보가 요망됨을 의사가 결정할 때 의사에 의해 환자가 선택될 수 있다.
- [0086] 환자 대동맥의 적어도 일부분, 대동맥에 연결된 주요 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)의 근위부, 및 심근과 같이, 환자 심장의 기하 형태에 관한 데이터와 같은, 환자별 신체 데이터를 얻을 수 있다. 환자별 신체 데이터는 예를 들어, 비침습성 이미징법을 이용하여, 비침습적으로 얻을 수 있다. 예를 들어, CCTA는 심근, 대동맥, 주요 관상 동맥, 및 이에 연결된 다른 혈관과 같은 구조의 이미지를 보고 생성하기 위해 사용자가 CT 스캐너를 작동시키는 이미징법이다. CCTA 데이터는, 예를 들어, 심장 주기에 따른 혈관 형상 변화를 보여주기 위해, 시간에 따라 변할 수 있다. CCTA는 환자 심장의 이미지를 생성하는 데 사용될 수 있다. 64-슬라이스 CCTA 데이터(예를 들어, 환자 심장의 64 슬라이스에 관한 데이터)를 얻을 수 있고, 3차원 이미지로 조합될 수 있다. 도 4는 64-슬라이드 CCTA 데이터에 의해 생성되는 3차원 이미지(120)의 일례를 보여준다.
- [0087] 대안으로서, 자기 공명 이미징(MRI) 또는 초음파(US)와 같은 다른 비침습성 이미징법, 또는, 디지털 감산 혈관 조영술(DSA)와 같은 침습성 이미징법을 이용하여 환자 신체 구조의 이미지를 생성할 수 있다. 이미징법은 신체 구조를 식별할 수 있도록 조영제 정맥 주사를 환자에게 투여하는 과정을 포함할 수 있다. (예를 들어, CCTA, MRI, 등에 의해 제공되는) 결과적인 이미징 데이터는 방사선과 또는 심장 전문의와 같은 제 3의 판매자에 의해, 환자의 의사, 등에 의해 제공될 수 있다.
- [0088] 다른 환자별 신체 데이터는 환자로부터 비침습적으로 또한 결정될 수 있다. 예를 들어, 환자의 혈압, 기준 심박동수, 키, 체중, 헤마토크릿(hematocrit), 박출량, 등과 같은 생리학적 데이터가 측정될 수 있다. 혈압은 최대 혈압(수축기압) 및 최소 혈압(확장기압)과 같이, 환자의 상완동맥(가령, 혈압 커프 이용)의 혈압일 수 있다.
- [0089] 앞서 설명한 바와 같이 얻는 환자별 신체 데이터는 보안 통신 라인을 통해(예를 들어, 네트워크를 통해) 전달될 수 있다. 예를 들어, 데이터는 단계(400)에서 앞서 설명한 연산 분석과 같은, 연산 분석을 수행하기 위해 서버 또는 다른 컴퓨터 시스템에 전달될 수 있다. 예시적인 실시예에서, 데이터는 웹 기반 서비스를 제공하는 서비스 제공자에 의해 작동되는 서버 또는 다른 컴퓨터 시스템에 전달될 수 있다. 대안으로서, 데이터는 환자의 의사 또는 다른 사용자에게 의해 작동되는 컴퓨터 시스템에 전달될 수 있다.
- [0090] 도 3을 다시 참조하면, 전달된 데이터는 데이터가 수용가능한지 여부를 결정하기 위해 리뷰될 수 있다(단계(102)). 이러한 결정은 사용자에게 의해 및/또는 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다. 예를 들어, 전달된 데이터(가령, CCTA 데이터 및 다른 데이터)는 사용자에게 의해 및/또는 컴퓨터 시스템에 의해 확인되어, CCTA 데이터가 완전한지(예를 들어, 대동맥 및 주요 관상 동맥의 충분한 부분을 포함하는)와 정확한 환자에 대응하는지 여부를 결정할 수 있다.
- [0091] 전달된 데이터(가령, CCTA 데이터 및 다른 데이터)는 또한 사전처리 및 평가될 수 있다. 사전처리 및/또는 평가는 사용자에게 의해 및/또는 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있고, 예를 들어, CCTA 데이터의 오동독, 불일치, 또는 블러링(blurring), CCTA 데이터에 도시되는 스텐트 확인, 혈관의 내강의 가시도를 방해할 수 있는 타 아티팩트의 확인, 환자의 신체 구조(예를 들어, 대동맥, 주요 관상 동맥, 및 타 혈관)와 다른 부분 사이의 충분한 콘트라스트의 확인, 등을 포함할 수 있다.
- [0092] 전달된 데이터는 앞서 설명한 확인, 사전처리, 및/또는 평가에 기초하여 데이터가 수용가능한지 여부를 결정하도록 평가될 수 있다. 앞서 설명한 확인, 사전처리, 및/또는 평가 중, 사용자 및/또는 컴퓨터 시스템은 데이터의 소정의 에러 또는 문제를 교정할 수 있다. 그러나, 에러나 문제가 너무 많을 경우, 데이터는 수용불가능하다고 결정될 수 있고, 사용자 및/또는 컴퓨터 시스템은 전달된 데이터의 거절을 필요로 하는 에러 또는 문제를 설명하는 거절 리포트를 발생시킬 수 있다. 선택적인 사항으로서, 새로운 CCTA 스캔이 수행될 수 있고, 및/또는, 앞서 설명한 생리학적 데이터가 환자로부터 다시 측정될 수 있다. 전달된 데이터가 수용가능하다고 결정될 경우, 방법은 아래 설명된 단계(202)로 진행될 수 있다.
- [0093] 따라서, 앞서 설명한 도 3에 도시되는 단계(102)는 도 2의 단계(100)의 세부단계로 간주될 수 있다.

[0094] **III. 획득한 신체 데이터에 기초한 3차원 모델 생성**

- [0095] 도 2에 도시되는 단계(200)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 예시적인 방법은 획득한 신체 데이터에 기초하여 3차원 모델을 생성하는 단계를 포함할 수 있다. 예시적인 실시예에서, 단계(200)는 다음의 단계들을 포함할

수 있다.

- [0096] CCTA 데이터를 이용하여, 관상 동맥 혈관의 3차원 모델이 발생될 수 있다. 도 5는 CCTA 데이터를 이용하여 발생된 3차원 모델(220)의 표면의 예를 보여준다. 예를 들어, 모델(220)은 가령, 대동맥의 적어도 일부분과, 대동맥의 해당 부분에 연결되는 하나 이상의 주요 관상 동맥의 적어도 하나의 말단부와, 상기 주요 관상 동맥에 연결된 하나 이상의 지류의 적어도 하나의 근위부, 등을 포함할 수 있다. 대동맥, 주요 관상 동맥, 및/또는 지류의 모델링된 부분들은 어떤 부분도 모델(220)의 나머지로 부터 단절되지 않도록 트리-형태로 상호연결될 수 있다. 모델(220)을 형성하는 프로세스는 분절(segmentation)로 불린다.
- [0097] 도 3을 다시 참조하면, 컴퓨터 시스템은 대동맥(단계(202)) 및 심근(또는 다른 심장 조직, 또는, 모델링될 동맥에 연결되는 다른 조직)(단계(204))의 적어도 일부분을 자동적으로 분절할 수 있다. 컴퓨터 시스템은 대동맥에 연결된 주요 관상 동맥의 적어도 일부분을 또한 분절할 수 있다. 예시적인 실시예에서, 컴퓨터 시스템은 사용자로 하여금 주요 관상 동맥을 분절하기 위해, 하나 이상의 관상 동맥 근부 또는 시작점을 선택하게 할 수 있다(단계(206)).
- [0098] 분절을 다양한 방법을 이용하여 수행될 수 있다. 분절은 사용자 입력에 기초하여, 또는 사용자 입력없이 컴퓨터 시스템에 의해 자동적으로 수행될 수 있다. 예를 들어, 예시적인 실시예에서, 사용자는 제 1 최초 모델을 발생시키기 위해 컴퓨터 시스템에 입력을 제공할 수 있다. 예를 들어, 컴퓨터 시스템은 CCTA 데이터로부터 생성된 3차원 이미지(120)(도 4) 또는 그 슬라이스를 사용자에게 디스플레이할 수 있다. 3차원 이미지(120)는 가변적인 광 세기 부분을 포함할 수 있다. 예를 들어, 밝은 영역은 대동맥, 주요 관상 동맥, 및/또는 지류의 내강을 표시할 수 있다. 어두운 영역은 심근 및 환자 심장의 타 조직을 표시할 수 있다.
- [0099] 도 6은 사용자에게 디스플레이될 수 있는 3차원 이미지(120)의 슬라이스(222)의 일부분을 도시하고, 슬라이스(222)는 상대적 밝기의 영역(224)을 포함할 수 있다. 컴퓨터 시스템은 하나 이상의 시드(226)를 더함으로써 상대적 밝기의 영역(224)을 사용자로 하여금 선택하게 할 수 있고, 시드(226)는 주요 관상 동맥을 분절하기 위한 관상 동맥 근부 또는 시작점으로 작용할 수 있다. 사용자의 명령시, 컴퓨터 시스템은 시드(226)를 시작점으로 이용하여 제 1 최초 모델을 형성할 수 있다. 사용자는 대동맥 및/또는 개별 주요 관상 동맥 중 하나 이상에 시드(226)를 더할 수 있다. 선택적 사항으로서, 사용자는 주요 관상 동맥에 연결된 지류 중 하나 이상에 시드(226)를 또한 더할 수 있다. 대안으로서, 컴퓨터 시스템은 예를 들어, 추출된 중심선 정보를 이용하여, 자동적으로 시드를 배치할 수 있다. 컴퓨터 시스템은 시드(226)가 배치된 곳에서 이미지(120)의 세기 값을 결정할 수 있고, 동일 세기 값을 갖는(또는, 선택된 초기 값을 중심으로 하는 세기값들의 범위 또는 임계값 내의) 이미지(120)의 부분들을 따라 시드(226)를 확장함으로써 제 1 최초 모델을 형성할 수 있다. 따라서, 이 분절 방법은 "임계값-기반 분절"로 불릴 수 있다.
- [0100] 도 7은 도 6의 시드(226)를 확장함으로써 형성되는 제 1 최초 모델의 일부분(230)을 도시한다. 따라서, 사용자는 컴퓨터 시스템이 제 1 최초 모델의 형성을 시작하기 위한 시작점(226)으로 시드(226)를 입력한다. 이 과정은 관심 대상인 전체 부분, 예를 들어, 대동맥 및/또는 주요 관상 동맥의 부분들이 분절될 때까지 반복될 수 있다. 대안으로서, 제 1 최초 모델은 사용자 입력없이 컴퓨터 시스템에 의해 발생될 수 있다.
- [0101] 대안으로서, 분절이, "에지-기반 분절"이라 불리는 방법을 이용하여 수행될 수 있다. 예시적인 실시예에서, 임계값-기반 분절법 및 에지-기반 분절법이 아래 설명되는 바와 같이 수행되어 모델(220)을 형성할 수 있다.
- [0102] 에지-기반 분절법을 이용하여 제 2 최초 모델이 형성될 수 있다. 이 방법을 이용하면, 대동맥 및/또는 주요 관상 동맥의 내강 에지의 위치가 파악될 수 있다. 예를 들어, 예시적인 실시예에서, 사용자는 제 2 최초 모델을 발생시키기 위해, 앞서 설명한 바와 같은 시드(226)를 컴퓨터 시스템에 입력으로 제공할 수 있다. 컴퓨터 시스템은 에지에 도달할 때까지 이미지(120)의 부분을 따라 시드(226)를 팽창시킬 수 있다. 내강 에지의 위치가, 예를 들어, 사용자에게 의해 시각적으로, 및/또는 컴퓨터 시스템에 의해(가령, 설정 임계치보다 높은 세기값의 변화가 있는 위치에서), 파악될 수 있다. 에지-기반 분절법은 컴퓨터 시스템 및/또는 사용자에게 의해 수행될 수 있다.
- [0103] 심근 또는 타 조직은 단계(204)에서 CCTA 데이터에 기초하여 또한 분절될 수 있다. 예를 들어, CCTA 데이터는 가령, 좌심실 및/또는 우심실과 같은 심근의 내측 및 외측 표면의 위치를 결정하기 위해 분석될 수 있다. 표면의 위치는 CCTA 데이터 내 심장의 타 구조에 비교할 때 심근의 콘트라스트(가령, 상대적 어둡기 및 밝기)에 기초하여 결정될 수 있다. 따라서, 심근의 기하형태가 결정될 수 있다.
- [0104] 대동맥, 심근, 및/또는 주요 관상 동맥의 분절은, 필요할 경우, 리뷰 및/또는 교정될 수 있다(단계(208)). 리뷰

및/또는 교정은 컴퓨터 시스템에 의해 및/또는 사용자에게 의해 수행될 수 있다. 예를 들어, 예시적인 실시예에서, 컴퓨터 시스템은 분절을 자동적으로 리뷰할 수 있고, 사용자는 예러가 있을 경우, 예를 들어, 모델(220) 내 대동맥, 심근, 및/또는 주요 관상 동맥 중 임의의 부분이 없거나 부정확할 경우, 분절을 수동으로 교정할 수 있다.

[0105] 예를 들어, 앞서 설명된 제 1 및 제 2 최초 모델은 대동맥 및/또는 주요 관상 동맥의 분절이 정확함을 보장하기 위해 비교될 수 있다. 제 1 및 제 2 최초 모델 간에 차이가 있는 임의의 영역들이 비교되어 분절을 비교할 수 있고, 모델(220)을 형성할 수 있다. 예를 들어, 모델(220)은 제 1 및 제 2 최초 모델 사이의 평균일 수 있다. 대안으로서, 앞서 설명한 분절법 중 단 하나만이 수행될 수 있고, 이 방법에 의해 형성된 최초 모델이 모델(220)로 사용될 수 있다.

[0106] 심근 질량이 연산될 수 있다(단계(240)). 이 연산은 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다. 예를 들어, 심근 체적은 앞서 설명한 바와 같이 결정되는 심근의 표면 위치에 기초하여 연산될 수 있고, 연산된 심근 체적을 심근 밀도와 곱하여, 심근 질량을 연산할 수 있다. 심근 밀도는 미리 설정될 수 있다.

[0107] 모델(220)(도 5)의 다양한 혈관(가령, 대동맥, 주요 관상 동맥, 등)의 중심선이 결정될 수 있다(단계(242)). 예시적인 실시예에서, 이러한 결정은 컴퓨터 시스템에 의해 자동적으로 수행될 수 있다.

[0108] 단계(242)에서 결정된 중심선은, 필요할 경우, 리뷰 및/또는 교정될 수 있다(단계(244)). 리뷰 및/또는 교정은 컴퓨터 시스템에 의해 및/또는 사용자에게 의해 수행될 수 있다. 예를 들어, 예시적인 실시예에서, 컴퓨터 시스템은 중심선을 자동적으로 리뷰할 수 있고, 사용자는 예러가 존재할 경우, 예를 들어, 중심선이 없거나 부정확할 경우, 중심선을 수동으로 교정할 수 있다.

[0109] (혈관의 협착화를 야기하는) 칼슘 또는 플라크가 검출될 수 있다(단계(246)). 예시적인 실시예에서, 컴퓨터 시스템은 플라크를 자동적으로 검출할 수 있다. 예를 들어, 플라크는 3차원 이미지(120)에서 검출될 수 있고, 모델(220)로부터 제거될 수 있다. 플라크는 대동맥, 주요 관상 동맥 및/또는 지류의 내강보다 더 밝은 영역으로 나타나기 때문에, 플라크가 3차원 이미지(120)에서 식별될 수 있다. 따라서, 플라크는 설정값 미만의 세기 값을 갖는 것으로 컴퓨터 시스템에 의해 검출될 수 있고, 또는, 사용자에게 의해 시각적으로 검출될 수 있다. 플라크 검출 후, 컴퓨터 시스템은 모델(220)로부터 플라크를 제거하여, 혈관 내 열린 공간 또는 내강의 일부분으로 플라크가 더이상 고려되지 않게 된다. 대안으로서, 컴퓨터 시스템은 대동맥, 주요 관상 동맥, 및/또는 지류와는 다른 색상, 음영, 또는 다른 시각적 표시자를 이용하여 모델(220) 상에 플라크를 표시할 수 있다.

[0110] 컴퓨터 시스템은 검출된 플라크를 또한 자동적으로 분절할 수 있다(단계(248)). 예를 들어, 플라크는 CCTA 데이터에 기초하여 분절될 수 있다. CCTA 데이터는 CCTA 데이터 내 심장의 다른 구조에 비해 플라크의 콘트라스트(상대적 어둡기 및 밝기)에 기초하여 플라크(또는 그 표면)의 위치를 파악하도록 분석될 수 있다. 따라서, 플라크의 기하 형태가 또한 결정될 수 있다.

[0111] 플라크의 분절은, 필요시, 리뷰 및/또는 교정될 수 있다(단계(250)). 리뷰 및/또는 교정은 컴퓨터 시스템 및/또는 사용자에게 의해 수행될 수 있다. 예를 들어, 예시적인 실시예에서, 컴퓨터 시스템은 분절을 자동적으로 리뷰할 수 있고, 사용자는 예러가 있을 경우, 예를 들어, 플라크가 없거나 부정확하게 보여질 경우, 분절을 수동으로 교정할 수 있다.

[0112] 컴퓨터 시스템은 주요 관상 동맥에 연결되는 지류를 자동적으로 분절할 수 있다(단계(252)). 예를 들어, 지류는 도 6 및 도 7에 도시되는 바와 같은, 그리고 단계(206)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같은, 주요 관상 동맥을 분절하기 위한 유사 방법을 이용하여 분절될 수 있다. 컴퓨터 시스템은 단계(248, 250)와 연계하여 앞서 설명한 바와 유사 방법을 이용하여 분절된 지류에서 플라크를 또한 자동적으로 분절할 수 있다. 대안으로서, 지류(및 이에 포함된 임의의 플라크)는 (가령, 단계(206)에서) 주요 관상 동맥과 동일한 순간에 분절될 수 있다.

[0113] 지류의 분절은, 필요시, 리뷰 및/또는 교정될 수 있다(단계(254)). 리뷰 및/또는 교정은 컴퓨터 시스템 및/또는 사용자에게 의해 수행될 수 있다. 예를 들어, 예시적인 실시예에서, 컴퓨터 시스템은 분절을 자동적으로 리뷰할 수 있고, 사용자는 예러가 존재할 경우, 예를 들어, 모델(220) 내 브랜치의 어느 부분이 없거나 부정확할 경우, 분절을 수동으로 교정할 수 있다.

[0114] 모델(220)은 (예를 들어, 단계(102)에서 CCTA 데이터의 리뷰 중) 오동록, 스텐트, 또는 타 아티팩트의 위치가 파악될 경우 교정될 수 있다(단계(256)). 교정은 사용자에게 의해 및/또는 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다. 예를 들어, 오동록 또는 다른 아티팩트(가령, 불일치, 블러링, 내강 가시도에 영향을 미치는 아티팩트, 등)의 위치가 파악될 경우, 모델(220)은 혈관의 단면적의 인위적 변화 또는 오변화를 방지하기 위해 리뷰 및/또는 교

정될 수 있다. 스텐트의 위치가 파악될 경우, 모델(220)은 리뷰 및/또는 교정되어, 스텐트의 위치를 표시할 수 있고, 및/또는, 예를 들어, 스텐트의 크기에 기초하여, 스텐트의 위치가 파악된 혈관의 단면적을 교정할 수 있다.

[0115] 모델(220)의 분절은 또한 독립적으로 리뷰될 수 있다(단계(258)). 리뷰는 사용자에게 의해 및/또는 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다. 예를 들어, 사용자 및/또는 컴퓨터 시스템은 교정가능한 에러 및/또는, 모델(220)을 적어도 부분적으로 재시도 또는 재분절할 것을 요구할 수 있는 에러와 같이, 모델(220)의 소정의 에러를 식별할 수 있다. 이러한 에러가 식별될 경우, 분절은 수용불가능한 것으로 결정될 수 있고, 에러에 따라, 소정의 단계, 예를 들어, 단계(202-208, 240-256) 중 하나 이상이 반복될 수 있다.

[0116] 모델(220)의 분절이 수용가능한 것으로 독립적으로 확인될 경우, 선택적 사항으로서, 모델(220)이 출력되고 평활화될 수 있다(단계(260)). 평활화는 사용자에게 의해 및/또는 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다. 예를 들어, 리지(ridges), 점(points), 또는 다른 불연속 부분들이 평활화될 수 있다. 모델(220)은 연산 분석, 등을 위해 준비된 별도의 소프트웨어 모듈에 출력될 수 있다.

[0117] 따라서, 앞서 설명된 도 3에 도시되는 단계(202-208, 240-260)들은 도 2의 단계(200)의 세부 단계로 간주될 수 있다.

[0118] **IV. 분석 모델 준비 및 경계 조건 결정**

[0119] 도 2에 도시되는 단계(300)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 예시적인 방법은 분석을 위해 모델을 준비하고 경계 조건을 결정하는 단계를 포함할 수 있다. 예시적인 실시예에서, 단계(300)는 다음의 단계들을 포함할 수 있다.

[0120] **A. 분석 모델 준비**

[0121] 도 3을 다시 참조하면, 모델(220)(도 5)의 다양한 혈관(가령, 대동맥, 주요 관상 동맥, 및/또는 지류)의 단면적이 또한 결정될 수 있다(단계(304)). 예시적인 실시예에서, 이러한 결정은 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다.

[0122] 모델(220)(도 5)이 트리밍될 수 있고(단계(306)), 고행 모델이 발생될 수 있다. 도 8은 도 5에 도시되는 모델(220)과 유사한 모델에 기초하여 준비된 트리밍된 고행 모델(320)의 예를 보여준다. 고행 모델(320)은 3차원 환자별 기하학적 모델이다. 예시적인 실시예에서, 트리밍은 사용자의 입력과 함께, 또는, 사용자의 입력없이, 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다. 유입 경계(322) 및 유출 경계(324) 각각은, 각각의 경계를 형성하는 표면이 단계(242)에서 결정된 중심선에 수직이도록 트리밍될 수 있다. 유입 경계(322)는 도 8에 도시되는 바와 같이 대동맥의 상류 단부에서와 같이, 모델(320)의 신체 내로 혈류를 지향시키는 경계를 포함할 수 있다. 유출 경계(324)는 대동맥의 하류 단부 및 주요 관상 동맥 및/또는 지류의 하류 단부에서와 같이, 모델(320)의 신체로부터 외향으로 혈류를 지향시키는 경계를 포함할 수 있다.

[0123] **B. 경계 조건 결정**

[0124] 경계 조건은 예를 들어, 도 8의 3차원 고행 모델(320)과 같은 모델의 경계에서 발생하는 것을 설명하기 위해 제공될 수 있다. 예를 들어, 경계 조건은 가령, 모델링된 신체의 경계에서, 환자의 모델링되는 신체와 관련된 적어도 하나의 혈류 특성에 관계할 수 있고, 혈류 특성은 혈류 속도, 압력, 유량, FFR, 등을 포함할 수 있다. 경계 조건을 적절히 결정함으로써, 모델 내 다양한 위치에서 정보를 결정하도록 연산 분석이 수행될 수 있다. 경계 조건의 예 및 이러한 경계 조건을 결정하기 위한 방법이 이제 설명될 것이다.

[0125] 예시적인 실시예에서, 결정되는 경계 조건은 고행 모델(320)에 의해 표현되는 혈관의 부분으로부터 상류 및 하류의 구조를 1차원 또는 2차원 차수 축소 모델로 단순화시킬 수 있다. 경계 조건을 결정하기 위한 한 세트의 예시적인 방정식 및 기타 세부사항은 예를 들어, 미국특허출원공보 제2010/0241404호 및 미국특허출원 제 61/210,401호(발명의 명칭: "Patient-Specific Hemodynamics of the Cardiovascular System")에 개시되어 있고, 그 내용 전체는 본 발명에 참고자료로 포함된다.

[0126] 경계 조건은, 심장을 통한 혈류가 환자의 생리학적 조건에 따라 다를 수 있기 때문에, 환자의 생리학적 조건에 따라 변할 수 있다. 예를 들어, FFR은 생리학적 충혈 조건 하에 일반적으로 측정되고, 이러한 충혈 조건은 가령, 스트레스, 등으로 인해, 환자가 심장의 혈류 증가를 나타낼 때 일반적으로 발생한다. FFR은 최대 스트레

스 조건 하에 대동맥 혈압에 대한 관상 동맥 혈압의 비다. 충혈은 약물학적으로, 예를 들어, 아데노신으로, 또한 유도될 수 있다. 도 9 내지 도 11은 환자의 생리학적 조건에 따라, 모델(320)의 대동맥 혈압에 대한 관상 동맥 혈압의 비의 변화를 표시하는 연산 FFR(cFFR) 모델의 예를 보여준다(휴식시, 최대 충혈시, 또는 최대 운동시). 도 9는 환자가 휴식 중일 때 모델(320) 전체를 통해 대동맥 혈압에 대한 관상 동맥 혈압의 비의 최소 변화를 나타낸다. 도 10은 환자가 최대 충혈을 나타낼 때 모델(320) 전체를 통해 대동맥 압력에 대한 관상 동맥 혈압의 비가 크게 변화함을 보여준다. 도 11은 환자가 최대 운동 상태에 있을 때 모델(320) 전체를 통해 대동맥 압력에 대한 관상 동맥 압력의 비가 더욱 크게 변화함을 보여준다.

[0127] 도 3을 다시 참조하면, 충혈 조건에 대한 경계 조건이 결정될 수 있다(단계(310)). 예시적인 실시예에서, 1~5배의 관상 동맥 저항의 감소, 대략 0~20%의 대동맥 혈압 감소, 및 대략 0~20%의 심박동수 증가를 이용하여 아데노신 효과가 모델링될 수 있다. 예를 들어, 아데노신 효과는 4배의 관상 동맥 저항 감소, 대략 10%의 대동맥 혈압 감소, 및 대략 10%의 심박동수 증가를 이용하여 모델링될 수 있다. 충혈 조건에 대한 경계 조건이 이러한 예시적인 실시예에서 결정되지만, 휴식 시, 가변 레벨의 충혈 조건, 가변 레벨의 운동 조건, 활동(exertion) 조건, 스트레스 조건, 또는 다른 조건과 같은 다른 생리학적 상태에 대한 경계 조건이 결정될 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

[0128] 경계 조건은 경계에서, 예를 들어, 도 8에 도시되는 바와 같이, 유입 경계(322), 유출 경계(324), 혈관벽 경계(326), 등에서, 3차원 고형 모델(320)에 관한 정보를 제공한다. 혈관벽 경계(326)는 모델(320)의 대동맥, 주요 관상 동맥, 및/또는 다른 관상 동맥 또는 혈관의 물리적 경계를 포함할 수 있다.

[0129] 각각의 유입 또는 유출 경계(322, 324)는 기지정된 값 또는 값들의 필드를 갖는 속도, 유량, 압력, 또는 다른 혈류 특성을 할당받을 수 있다. 대안으로서, 각각의 유입 또는 유출 경계(322, 324)는 경계에 심장 모델, 집중 파라미터 또는 분배형(가령, 1차원 파동 전파) 모델, 다른 타입의 1차원 또는 2차원 모델, 또는 다른 타입의 모델을 결합시킴으로써 할당될 수 있다. 예를 들어, 획득한 환자별 정보로부터 결정되는 유입 또는 유출 경계(322, 324)의 기하형태, 또는 심박출량, 혈압, 단계(240)에서 연산된 심근 질량, 등과 같은 다른 측정 파라미터에 기초하여, 구체적 경계 조건이 결정될 수 있다.

[0130] i. 차수 축소 모델 결정

[0131] 고형 모델(320)에 연결된 상류 및 하류 구조는 상류 및 하류 구조를 나타내는 차수 축소 모델로 표현될 수 있다. 예를 들어, 도 12~15는 예시적인 실시예에 따라, 유출 경계(324) 중 하나에서 3차원 환자별 신체 데이터로부터 집중 파라미터 모델을 준비하기 위한 방법의 형태를 보여준다. 이 방법은 도 2 및 도 3에 도시되는 방법과는 별도로 그 이전에 수행될 수 있다.

[0132] 도 12는 주요 관상 동맥 또는 그로부터 연장되는 지류 중 하나의 고형 모델(320)의 일부분(330)을 보여주고, 도 13은 도 12에 도시되는 부분(330)의 단계(242)에서 결정되는 중심선의 부분을 보여준다.

[0133] 부분(330)은 세그먼트(332)로 나누어질 수 있다. 도 14는 부분(330)으로부터 형성될 수 있는 세그먼트(332)의 예를 보여준다. 세그먼트(332)의 길이의 선택은 사용자 및/또는 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다. 세그먼트(332)는 예를 들어, 세그먼트(332)의 기하 형태에 따라, 길이를 달리할 수 있다. 부분(330)을 분절하기 위해 다양한 기술이 사용될 수 있다. 예를 들어, 질환부, 예를 들어, 비교적 좁은 단면을 갖는 부분, 병변, 및/또는 협착증(혈관의 비정상적 협착)이 하나 이상의 별도의 세그먼트(332)에서 제공될 수 있다. 질환부 및 협착증은, 예를 들어, 중심선의 길이를 따라 단면적을 측정함으로써, 그리고, 국부적으로 최소 단면적을 연산함으로써, 식별될 수 있다.

[0134] 세그먼트(332)는 하나 이상의 (선형 또는 비-선형) 저항기(334) 및/또는 다른 회로 요소(가령, 커패시터, 인덕터, 등)를 포함하는 회로도에 의해 근사될 수 있다. 도 15는 일련의 선형 및 비선형 저항기(334)에 의해 대체되는 세그먼트(332)의 예를 보여준다. 저항기(334)의 개별 저항은, 예를 들어, 대응하는 세그먼트(332) 간의 추정 혈류 및/또는 혈압에 기초하여, 결정될 수 있다.

[0135] 저항은 대응하는 세그먼트(332)를 통해 추정 유량에 따라, 일정하거나, 선형이거나, 또는 비-선형일 수 있다. 협착증과 같이 더욱 복잡한 기하형태의 경우, 저항은 유량과 함께 변할 수 있다. 다양한 기하형태에 대한 저항은 연산 분석(가령, 유한 차법, 유한 체적법, 스펙트럼법, 격자 볼츠만법, 입자-기반법, 레벨 세트법, 동기화법, 또는 유한 요소법, 또는 다른 연산 유체 동역학(CFD) 분석 기술)에 기초하여 결정될 수 있고, 서로 다른 혈류 및 혈압 조건 하에 수행되는 연산 분석으로부터의 복수의 해를 이용하여, 환자별, 혈관별, 및/또는 병변별 저항을 도출할 수 있다. 그 결과를 이용하여, 모델링될 수 있는 임의의 세그먼트의 기하 형태 및 특징들

의 다양한 타입에 대한 저항을 결정할 수 있다. 그 결과, 위에서 설명한 바와 같은 환자별, 혈관별, 및/또는 병변-별 저항의 도출에 따라, 컴퓨터 시스템은 비대칭 협착증, 복수 병변, 분기부 및 지류에서의 병변, 복잡한 혈관, 등과 같은 더욱 복잡한 기하 형태를 인지 및 평가할 수 있다.

[0136] 커패시터가 또한 포함될 수 있고, 예를 들어, 대응하는 세그먼트의 혈관벽의 탄성에 기초하여, 커패시턴스가 결정될 수 있다. 인덕터가 포함될 수 있고, 예를 들어, 대응하는 세그먼트를 통해 유동하는 혈액량의 가속 또는 감속에 관련된 관성 효과에 기초하여 인덕턴스가 결정될 수 있다.

[0137] 저항, 커패시턴스, 인덕턴스, 및 집중 파라미터 모델에 사용되는 타 전기적 구성요소들과 관련된 다른 변수에 대한 개별 값들은, 많은 환자로부터 데이터에 기초하여 도출될 수 있고, 유사 혈관 기하 형태는 유사한 값을 가질 수 있다. 따라서, 대단위 환자별 데이터로부터 실험 모델이 발전되어, 미래 분석에 유사 환자들에게 적용될 수 있는 특정 기하학적 특징들에 대응하는 값들의 라이브러리를 생성할 수 있다. 2개의 서로 다른 혈관 세그먼트 사이에서 기하 형태가 일치하여, 이전 시뮬레이션으로부터 한 환자의 세그먼트(332)에 대한 값들을 자동적으로 선택할 수 있다.

[0138] ii. 예시적인 집중 파라미터 모델

[0139] 대안으로서, 도 12 내지 도 15와 연계하여 앞서 설명한 단계들을 수행하는 대신에, 집중 파라미터 모델이 기설정될 수 있다. 예를 들어, 도 16은 고행 모델(320)의 유입 및 유출 경계(322, 324)에서 상류 및 하류 구조를 나타내는 집중 파라미터 모델(340, 350, 360)의 예를 보여준다. 단부(A)는 유입 경계(322)에 위치하고, 단부(B)는 유출 경계에 위치한다.

[0140] 집중 파라미터 심장 모델(340)을 이용하여, 고행 모델(320)의 유입 경계(322)의 단부(A)에서 경계 조건을 결정할 수 있다. 집중 파라미터 심장 모델(340)을 이용하여 충혈 조건 하에 심장으로부터 혈류를 나타낼 수 있다. 집중 파라미터 심장 모델(340)은 환자에 관해 알려진 정보, 예를 들어, 대동맥 혈압, (가령, 단계(100)에서 결정되는) 환자의 수축기 및 확장기 혈압, 환자의 심박출량(가령, 단계(100)에서 결정되는 환자의 일회 박출량 및 심박동수에 기초하여 연산되는, 심장으로부터 혈류의 체적), 및/또는 실험적으로 결정되는 상수들에 기초하여 결정될 수 있는 다양한 파라미터(가령,  $P_{LA}$ ,  $R_{AV}$ ,  $L_{AV}$ ,  $R_{V-Art}$ ,  $L_{V-Art}$ , 및  $E(t)$ )를 포함한다.

[0141] 집중 파라미터 관상 동맥 모델(350)을 이용하여, 주요 관상 동맥 및/또는 이로부터 연장되는 지류의 하류 단부에 위치한 고행 모델(320)의 유출 경계(324)의 단부(a-m)에서 경계 조건을 결정할 수 있다. 집중 파라미터 관상 동맥 모델(350)을 이용하여, 충혈 조건 하에 모델링된 혈관으로부터 단부(a-m)를 통해 빠져나가는 혈류를 나타낼 수 있다. 집중 파라미터 관상 동맥 모델(350)은 예를 들어, 연산된 심근 질량(가령, 단계(240)에서 결정됨)과 단부(a-m)에서 단자 임피던스(가령, 단계(304)에서 결정되는 단부(a-m)에서 혈관의 단면적에 기초하여 결정됨)와 같이, 환자에 관해 알려진 정보에 기초하여 결정될 수 있는 다양한 파라미터(가령,  $R_a$ ,  $C_a$ ,  $R_{a-micro}$ ,  $C_{im}$  및  $R_v$ )를 포함한다.

[0142] 예를 들어, 연산되는 심근 질량은 복수의 유출 경계(324)를 통해 기준선 (휴식) 평균 관상 동맥 혈류를 추정하는 데 사용될 수 있다. 이 관계는 평균 관상 동맥 혈류(Q)를 심근 질량(M)(가령, 단계(240)에서 결정됨)과  $Q \propto Q_0 M^\alpha$ 로 상관시키는 실험적으로-도출되는 생리학적 법칙(가령, 도 1의 생리학적 법칙(20))에 기초할 수 있고, 이때,  $\alpha$ 는 기설정된 스케일링 지수이고,  $Q_0$ 는 기설정 상수다. 기준 (휴식) 조건에서 유출 경계(324)의 총 관상 동맥 혈류(Q)와 환자의 혈압(가령, 단계(100)에서 결정됨)을 이용하여, 기설정된, 실험적으로-도출되는 방정식에 기초하여 유출 경계(324)의 총 저항(R)을 결정할 수 있다.

[0143] 총 저항(R)은 (가령, 단계(304)에서 결정되는) 단부(a-m)의 각자의 단면적에 기초하여 단부(a-m) 사이에서 분배될 수 있다. 이 관계는 단부(a-m)에서의 각자의 저항을  $R_i \propto R_{i,0} d_i^\beta$ 로 상관시키는 실험적으로-도출되는 생리학적 법칙(가령, 도 1의 생리학적 법칙(20))에 기초할 수 있고,  $R_i$ 는 i번째 유출구에서 혈류에 대한 저항이고,  $R_{i,0}$ 는 기설정된 상수이며,  $d_i$ 는 해당 유출구의 직경이고,  $\beta$ 는 기설정된 거듭제곱 법칙 지수로서, 예를 들어, -3과 -2 사이의 값이고, 관상 동맥 혈류의 경우 -2.7, 뇌혈류의 경우 -2.9, 등이다. 개별 단부(a-m)를 통한 관상 동맥 혈류 및 개별 단부(a-m)에서의 평균 혈압(가령, 단계(304)에서 결정되는 바와 같이 혈관의 단부(a-m)의 개별 단면적에 기초하여 결정됨)을 이용하여, 대응하는 단부(a-m)에서 집중 파라미터 관상 동맥 모델(350)의 저항

들의 합을 결정할 수 있다(가령,  $R_a + R_{a-micro} + R_{V_i}$ ). 다른 파라미터(가령,  $R_a/R_{a-micro}$ ,  $C_a$ ,  $C_{im}$ )는 실험적으로 결정되는 상수일 수 있다.

[0144] 윈드케셀 모델(Windkessel model)(360)을 이용하여, 대동맥궁을 향한 대동맥의 하류 단부에 위치하는 고행 모델(320)의 유출 경계(324)의 단부(B)에서 경계 조건을 결정할 수 있다. 윈드케셀 모델(360)을 이용하여, 충혈 조건 하에 모델링된 대동맥으로부터 단부(B)를 통해 빠져나가는 혈류를 나타낼 수 있다. 윈드케셀 모델(360)은 집중 파라미터 심장 모델(340)과 연계하여 앞서 설명한 환자의 심박출량, 집중 파라미터 관상 동맥 모델(350)과 연계하여 앞서 설명한 기준선 평균 관상 동맥 혈류, 대동맥 혈압(가령, 단계(304)에서 결정되는 단부(B)에서의 대동맥의 단면적에 기초하여 결정됨) 및/또는 실험적으로 결정되는 상수와 같이, 환자에 관해 알려진 정보에 기초하여 결정될 수 있는 다양한 파라미터(가령,  $R_p$ ,  $R_d$ ,  $C$ )를 포함한다.

[0145] 경계 조건, 예를 들어, 집중 파라미터 모델(340, 350, 360)(또는 여기에 포함된 임의의 상수) 또는 다른 차수 축소 모델은 다른 요인에 기초하여 조정될 수 있다. 예를 들어, 생리학적 스트레스 하에 혈관을 확장시키기 위해 비교적 감소된 용량으로 인해 낮은 혈류 대 혈관 크기를 환자가 가질 경우, 저항 값이 조정(가령, 증가)될 수 있다. 환자가 당뇨병을 갖고 있고 치료받고 있으며 과거 심장 사고(cardiac event)를 거친 경우, 저항 값이 또한 조정될 수 있다.

[0146] 대안의 집중 파라미터 또는 분배형, 1차원 네트워크 모델을 이용하여, 고행 모델(320) 하류의 관상 동맥 혈관을 나타낼 수 있다. MRI, CT, PET, 또는 SPECT를 이용한 심근 관류 이미징을 이용하여 이러한 모델에 대해 파라미터를 할당할 수 있다. 또한, 대안의 이미징 소스, 예를 들어, 자기 공진 혈관 조영 검사(MRA), 후향적 동조화 또는 전향적 동조화 컴퓨터 단층 촬영 혈관 조영 검사(CTA), 등을 이용하여, 이러한 모델들에 대한 파라미터를 할당할 수 있다. 후향적 동조화는 이미지 처리 방법과 조합되어 심장 주기에 걸쳐 심실 체적 변화를 얻고, 따라서, 집중 파라미터 심장 모델에 파라미터를 할당할 수 있다.

[0147] 집중 파라미터 모델(340, 350, 360) 또는 다른 차수 축소 1차원 또는 2차원 모델을 이용하여 환자 신체의 일부분을 단순화시킴으로써, 특히, 치료받지 않은 상태(가령, 도 2 및 도 3의 단계(400))에 추가하여 가능한 치료 옵션(가령, 도 2의 단계(500))을 평가할 때와 같이 연산 분석이 복수 회 수행될 경우, 연산 분석(가령, 아래 설명되는 도 3의 단계(402))을 더욱 신속하게 수행할 수 있고, 그러면서도 최종 결과에 높은 정확도를 유지할 수 있다.

[0148] 예시적인 실시예에서, 경계 조건의 결정은 단계(100)에서 얻은 환자별 생리학적 데이터와 같은 사용자의 입력에 기초하여 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다.

[0149] C. 3차원 메시 생성

[0150] 도 3을 다시 참조하면, 단계(306)에서 발생된 고행 모델(320)에 기초하여 3차원 메시가 발생될 수 있다(단계(312)). 도 17 내지 도 19는 단계(306)에서 발생된 고행 모델에 기초하여 준비되는 3차원 메시(380)의 일례를 보여준다. 메시(380)는 고행 모델(320)의 내부 전체를 통해 고행 모델(320)의 표면을 따라 복수의 노드(382)(메시포인트 또는 그리드포인트)를 포함한다. 메시(380)는 도 18 및 도 19에 도시되는 바와 같이, (노드(382)를 형성하는 점들을 갖는) 사면체 요소로 생성될 수 있다. 대안으로서, 다른 형상을 갖는 요소들이 사용될 수 있다(예를 들어, 육면체, 또는 다른 다면체, 곡선 요소, 등). 예시적인 실시예에서, 노드(382)의 수는 수백만개 범위 내에 있을 수 있다(예를 들어, 5백만 내지 5천만개). 노드(382)의 수는 메시(380)가 미세해짐에 따라 증가한다. 많은 수의 노드(382)를 이용할 때, 모델(320) 내 더 많은 점에서 정보가 제공될 수 있지만, 많은 수의 노드(382)는 풀어야 할 방정식의 수(가령, 도 1에 도시되는 방정식(30))를 증가시키기 때문에, 연산 분석이 오래 걸릴 수 있다. 예시적인 실시예에서, 메시(380)의 발생은, (가령, 노드(382)의 수, 요소의 형태, 등을 명시하는) 사용자의 입력과 함께, 또는 사용자 입력없이, 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다.

[0151] 도 3을 다시 참조하면, 메시(380) 및 결정된 경계 조건이 확인될 수 있다(단계(314)). 확인은 사용자에게 의해 및/또는 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다. 예를 들어, 사용자 및/또는 컴퓨터 시스템은, 가령, 메시(380)가 왜곡되거나 충분한 공간적 해상도를 갖지 않을 경우, 경계 조건이 연산 분석 수행에 충분치 않을 경우, 단계(310)에서 결정된 저항이 틀렸다고 드러나는 경우, 등에, 메시(380) 및/또는 경계 조건의 재실행 또는 변경을 요구하는, 메시(380) 및/또는 경계 조건으로 소정의 에러를 식별할 수 있다. 그러할 경우, 메시(380) 및/또는 경계 조건은 수용불가능한 것으로 결정될 수 있고, 단계(304-314) 중 하나 이상이 반복될 수 있다. 메시(380) 및/또는 경계 조건이 수용가능하다고 결정될 경우, 방법은 아래 설명되는 단계(402)로 진행할 수 있다.

[0152] 추가적으로, 사용자는 획득한 환자별 정보 또는 다른 측정된 파라미터(가령, 단계(240)에서 연산된 심박출량, 혈압, 키, 체중, 심박 질량)가 정확하게 입력되고 및/또는 정확하게 연산되었음을 점검할 수 있다.

[0153] 따라서, 앞서 설명한 도 3에 도시되는 단계(304-314)는 도 2의 단계(300)의 세부 단계로 고려될 수 있다.

[0154] **V. 연산 분석 수행 및 결과 출력**

[0155] 도 2에 도시되는 단계(400)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 예시적인 방법은 연산 분석의 수행 및 결과 출력을 포함할 수 있다. 예시적인 실시예에서, 단계(400)는 다음의 단계들을 포함할 수 있다.

[0156] A. 연산 분석 수행

[0157] 도 3을 참조하면, 연산 분석이 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다(단계(402)). 예시적인 실시예에서, 단계(402)는 가령, 메시(380) 내 노드(382)의 수(도 17, 19), 등에 따라, 수분 내지 수시간 지속될 수 있다.

[0158] 분석은 메시지(380)를 발생시킨 모델(320) 내 혈류를 설명하는 일련의 방정식들의 발생을 포함한다. 앞서 설명한 바와 같이, 예시적인 실시예에서, 요망 정보는 충혈 조건 하에 모델(320)을 통한 혈류의 시뮬레이션에 관련된다.

[0159] 이러한 분석은 컴퓨터 시스템을 이용하려 혈류의 3차원 방정식을 풀기 위해 수치 해법의 이용을 또한 포함한다. 예를 들어, 수치 해법은, 유한 차법, 유한 체적법, 스펙트럼법, 격자 볼츠만법, 입자-기반법, 레벨 세트법, 등기하법, 또는, 유한 요소법, 또는, 다른 연산 유체동역학(CFD) 수치 기술과 같은, 알려진 방법일 수 있다.

[0160] 이러한 수치 해법들을 이용하여, 혈액은 뉴튼식, 비-뉴튼식, 또는 다상 유체로 모델링될 수 있다. 단계(100)에서 측정되는 환자의 헤마토크릿 또는 다른 인자들을 이용하여, 분석에 포함하기 위한 혈액 점도를 결정할 수 있다. 혈관벽은 강성이거나(rigid) 또는 유연하다(compliant)고 가정될 수 있다. 후자의 경우에, 혈관벽 동역학용 방정식, 예를 들어, 동탄성(elastodynamics) 방정식이 혈류용 방정식과 함께 풀릴 수 있다. 단계(100)에서 획득한 시간에 따라 변하는 3차원 이미징 데이터를 입력으로 이용하여, 심장 주기에 걸쳐 혈관 형상의 변화를 모델링할 수 있다. 연산 분석을 수행하기 위한 단계들 및 예시적인 한 세트의 방정식이, 예를 들어, 미국특허 제 6,236,878호(발명의 명칭: "Method for Predictive Modeling for Planning Medical Interventions and Simulating Physiological Conditions" 및 미국특허출원공보 제2010/0241404호 및 미국특허가출원 제 61/210,401호(발명의 명칭: "Patient-Specific Hemodynamics of the Cardiovascular System"))에 더 세부적으로 개시되어 있고, 그 내용 전체는 본 발명에 참고자료로 포함된다.

[0161] 준비된 모델 및 경계 조건을 이용한 연산 분석은, 3차원 고형 모델(320)을 나타내는 메시(380)의 노드(382) 각각에서 혈류 및 혈압을 결정할 수 있다. 예를 들어, 연산 분석의 결과는 혈류 속도, 압력, 유량과 같은 다양한 혈류 특성 또는 파라미터, 또는, 아래 설명되는 cFFR과 같은 연산 파라미터와 같은, 그러나 이에 제한되지 않는, 각각의 노드(382)에서 다양한 파라미터에 대한 값들을 포함할 수 있다. 파라미터는 3차원 고형 모델(320) 사이에서 보간될 수도 있다. 그 결과, 연산 분석의 결과는, 통상적으로 침습성으로 결정될 수 있는 정보를 사용자에게 제공할 수 있다.

[0162] 도 3을 다시 참조하면, 연산 분석의 결과가 확인될 수 있다(단계(404)). 확인은 사용자에 의해 및/또는 컴퓨터 시스템에 의해 수행될 수 있다. 예를 들어, 사용자 및/또는 컴퓨터 시스템은, 가령, 불충분한 개수의 노드(382)로 인해 정보가 불충분할 경우, 과량의 개수의 노드(382)로 인해 분석이 너무 오래 걸릴 경우, 등에, 메시(380) 및/또는 경계 조건의 재실행 또는 변경을 요구하는 결과로 소정의 에러를 식별할 수 있다.

[0163] 연산 분석의 결과가 단계(404)에서 수용불가능하다고 결정될 경우, 사용자 및/또는 컴퓨터 시스템은, 예를 들어, 단계(306)에서 발생된 고형 모델(320) 및/또는 단계(312)에서 발생된 메시(380)를 변경 또는 개선할 것인지, 그리고, 어떻게 변경 또는 개선할 것인지, 단계(310)에서 결정된 경계 조건을 변경할 것인지, 그리고 어떻게 변경할 것인지, 또는, 연산 분석을 위한 입력에 대한 다른 변경을 행할 것인지 여부를 결정할 수 있다. 그 후, 앞서 설명한 하나 이상의 단계, 예를 들어, 단(306-314, 402, 404)가 결정된 변경 또는 개선에 기초하여 반복될 수 있다.

[0164] B. 혈압, 혈류, 및 cFFR의 결과 디스플레이

[0165] 도 3을 다시 참조하면, 연산 분석의 결과가 단계(404)에서 수용가능하다고 결정될 경우, 컴퓨터 시스템은 연산 분석의 소정의 결과를 출력할 수 있다. 예를 들어, 컴퓨터 시스템은, 가령, 시뮬레이션된 혈압 모델(50), 시뮬

레이션된 혈류 모델(52), 및/또는 cFFR 모델(54)와 같이, 도 1과 연계하여 앞서 설명한 이미지와 같은, 연산 분석의 결과에 기초하여 발생하는 이미지를 디스플레이할 수 있다. 앞서 언급한 바와 같이, 이러한 이미지들은, 예를 들어, 단계(310)에서 결정된 경계 조건이 충혈 조건에 대해 결정되었기 때문에, 시뮬레이션된 충혈 조건 하에 시뮬레이션된 혈압, 혈류, 및 cFFR을 표시한다.

[0166] 시뮬레이션된 혈압 모델(50)(도 1)은, 시뮬레이션된 충혈 조건 하에 도 17 내지 도 19의 메시(380)에 의해 표현되는 환자 신체 전체를 통한 국부 혈압(가령, 밀리미터 수은주 또는 mmHG 단위)을 보여준다. 연산 분석은 메시(380)의 각각의 노드(382)에서 국부 혈압을 결정할 수 있고, 시뮬레이션된 혈압 모델(50)은 각자의 압력에 대응하는 색상, 음영, 또는 다른 시각적 표시자를 할당하여, 시뮬레이션된 혈압 모델(50)이, 각각의 노드(382)에 대한 개별 값들을 명시할 필요없이, 모델(50) 전체를 통해 압력 변화를 시각적으로 표시할 수 있다. 예를 들어, 도 1에 도시되는 시뮬레이션된 혈압 모델(50)은, 본 특정 환자의 경우, 시뮬레이션된 충혈 조건 하에, 압력이 대동맥에서 일반적으로 균일하고 높을 수 있고(더 어두운 음영으로 표시됨), 혈류가 주요 관상 동맥 및 지류 내로 하류로 유동함에 따라 압력이 점진적으로 그리고 연속적으로 감소함을 보여준다(지류의 하류 단부를 향해 음영이 점진적으로 그리고 연속적으로 밝아지는 것으로 나타남). 시뮬레이션된 혈압 모델(50)은 도 1에 도시되는 바와 같이 혈압에 대한 구체적 수치 값들을 표시하는 스케일을 동반할 수 있다.

[0167] 예시적인 실시예에서, 시뮬레이션된 혈압 모델(50)에 색상이 제공될 수 있고, 칼라 스펙트럼을 이용하여 모델(50) 전체를 통해 압력 변화를 표시할 수 있다. 칼라 스펙트럼은 최고압으로부터 최저압까지 순서대로, 적색, 오렌지색, 황색, 녹색, 청색, 남색, 및 보라색을 포함할 수 있다. 예를 들어, 상한(적색)은 대략 100mmHg 이상(또는 80mmHg, 90mmHg, 100mmHg, 등)을 표시할 수 있고, 하한(보라색)은 대략 50mmHg 이하(또는 20mmHg, 30mmHg, 40mmHg, 등)를 표시할 수 있으며, 녹색은 대략 80mmHg(또는 상한과 하한 사이 대략 중간의 다른 값)를 표시한다. 따라서, 일부 환자의 경우 시뮬레이션된 혈압 모델(50)은 대부분의 또는 모든 대동맥을 적색 또는 스펙트럼의 높은 단부를 향하는 다른 색상으로 나타낼 수 있고, 색상은 관상 동맥 및 이로부터 연장되는 지류의 말단부를 향해(가령, 스펙트럼의 하측 단부를 향해(보라색을 향해)) 스펙트럼을 따라 점진적으로 변할 수 있다. 특정 환자에 대한 관상 동맥의 말단부는 각자의 말단부에 대해 결정된 국부 혈압에 따라, 적색으로부터 보라색까지 임의의 위치에서, 서로 다른 색상을 가질 수 있다.

[0168] 시뮬레이션된 혈류 모델(52)(도 1)은, 시뮬레이션된 충혈 조건 하에 도 17 내지 도 19의 메시(380)에 의해 표현되는 환자 신체 전체를 통해 국부 혈류 속도(가령, 센티미터/초 또는 cm/초)를 보여준다. 연산 분석은 메시(380)의 각각의 노드(382)에서 국부 혈류 속도를 결정할 수 있고, 시뮬레이션된 혈류 모델(52)은 각자의 속도에 대응하는 색상, 음영, 또는 다른 시각적 표시자를 할당하여, 시뮬레이션된 혈류 모델(52)이 각각의 노드(382)에 대해 개별적 값들을 명시할 필요없이, 모델(52) 전체를 통해 속도의 변화를 시각적으로 표시할 수 있다. 예를 들어, 도 1에 도시되는 시뮬레이션된 혈류 모델(52)은 본 특정 환자의 경우, 시뮬레이션된 충혈 조건 하에, 속도가 주요 관상 동맥 및 지류의 소정의 영역에서 일반적으로 높음을 보여준다(도 1의 영역(53)에서의 어두운 음영으로 표시됨). 시뮬레이션된 혈류 모델(52)은 도 1에 도시되는 바와 같이, 혈류 속도에 대한 특정 수치 값들을 표시하는 스케일을 동반할 수 있다.

[0169] 예시적인 실시예에서, 시뮬레이션된 혈류 모델(52)에 색상이 제공될 수 있고, 칼라 스펙트럼을 이용하여 모델(52) 전체를 통해 속도 변화를 표시할 수 있다. 칼라 스펙트럼은 최고속도로부터 최저속도까지 순서대로, 적색, 오렌지색, 황색, 녹색, 청색, 남색, 및 보라색을 포함할 수 있다. 예를 들어, 상한(적색)은 대략 100(또는 150) cm/초 이상을 표시할 수 있고, 하한(보라색)은 대략 0 cm/초를 표시할 수 있으며, 녹색은 대략 50cm/초(또는 상한과 하한 사이 대략 중간의 다른 값)를 표시한다. 따라서, 일부 환자의 경우 시뮬레이션된 혈류 모델(52)은 대부분의 또는 모든 대동맥을 적색 또는 스펙트럼의 낮은 단부를 향하는 색상의 혼합물(가령, 녹색 내지 보라색)로 보여줄 수 있고, 색상은 결정된 혈류 속도가 증가하는 소정의 위치에서 스펙트럼을 통해(예를 들어, 스펙트럼의 높은 단부를 향해(적색에 이르기까지)) 점진적으로 변화할 수 있다.

[0170] cFFR 모델(54)(도 1)은 시뮬레이션된 충혈 조건 하에 도 17 내지 도 19의 메시(380)에 의해 표현되는 환자 신체 전체를 통한 국부 cFFR을 보여준다. 앞서 언급한 바와 같이, cFFR은 특정 노드(382)에서 (가령, 시뮬레이션된 혈압 모델(50)에서 도시되는) 연산 분석에 의해 결정되는 국부 혈압을, (가령, 유입 경계(322)(도 8)에서) 대동맥 내 혈압으로 나눈 비로 연산될 수 있다. 연산 분석은 메시(380)의 각각의 노드(382)에서 cFFR을 결정할 수 있고, cFFR 모델(54)은 각자의 cFFR 값에 대응하는 색상, 음영, 또는 다른 시각적 표시자를 할당하여, cFFR 모델(54)이 각각의 노드(382)에 대해 개별적 값들을 명시할 필요없이, 모델(54) 전체를 통해 cFFR의 변화를 시각적으로 표시할 수 있다. 예를 들어, 도 1에 도시되는 cFFR 모델(54)은 본 특정 환자의 경우, 시뮬레이션된 충혈 조건 하에, cFFR이 일반적으로 균일할 수 있고 대동맥에서 대략 1.0일 수 있고, cFFR은 혈액이 주요 관상 동맥

및 지류 내로 하류로 유동함에 따라 점진적으로 그리고 연속적으로 감소함을 보여준다. cFFR 모델(54)은 도 1에 도시되는 바와 같이, cFFR에 대한 특정 수치 값을 표시하는 스케일을 동반할 수 있다.

[0171] 예시적인 실시예에서, cFFR 모델(54)에 색상이 제공될 수 있고, 칼라 스펙트럼을 이용하여 모델(54) 전체를 통해 압력 변화를 표시할 수 있다. 칼라 스펙트럼은 최저 cFFR(기능적으로 중요한 병변을 표시)로부터 최고 cFFR까지 순서대로, 적색, 오렌지색, 황색, 녹색, 청색, 남색, 및 보라색을 포함할 수 있다. 예를 들어, 상한(보라색)은 1.0의 cFFR을 표시할 수 있고, 하한(적색)은 대략 0.7 (또는 0.75 또는 0.8) 이하를 표시할 수 있으며, 녹색은 대략 0.85(또는 상한과 하한 사이 대략 중간의 다른 값)를 표시한다. 예를 들어, 하한은 cFFR 측정치가 기능적으로 중요한 병변을 표시하는지 또는 인터벤션을 요하는 다른 특징을 표시하는지 여부를 결정하는 데 사용되는 하한(가령, 0.7, 0.75, 또는 0.8)에 기초하여 결정될 수 있다. 따라서, 일부 환자의 경우 cFFR 모델(54)은 대부분의 또는 모든 대동맥을 보라색 또는 스펙트럼의 높은 단부를 향하는 다른 색상으로 보여줄 수 있고, 관상 동맥 및 관상 동맥으로부터 연장되는 지류의 말단부를 향해 (가령, 스펙트럼의 높은 단부를 향해) (적색으로부터 보라색까지 어디까지든) 스펙트럼을 통해 점진적으로 변화할 수 있다. 특정 환자에 대한 관상 동맥의 말단부는 예를 들어, 각각의 말단부에 대해 결정된 cFFR의 국부값에 따라 적색으로부터 보라색까지 임의의 위치에서, 서로 다른 색상을 가질 수 있다.

[0172] cFFR이 기능적으로 중요한 병변의 존재 또는 인터벤션을 요하는 다른 특징의 존재를 결정하는 데 사용되는 하한 아래로 떨어졌다고 결정된 후, 동맥 또는 지류는 기능적으로 중요한 병변의 위치를 파악하도록 평가될 수 있다. 컴퓨터 시스템 또는 사용자는 (가령, cFFR 모델(54)을 이용하여) 동맥 또는 지류의 기하형태에 기초하여 기능적으로 중요한 병변의 위치를 파악할 수 있다. 예를 들어, 기능적으로 중요한 병변은 국부 최소 cFFR 값을 갖는 cFFR 모델(54)의 위치로부터 근처에(예를 들어, 상류에) 위치하는 협착화 또는 협착증을 발견함으로써 위치파악될 수 있다. 컴퓨터 시스템은 기능적으로 중요한 병변을 포함하는 cFFR 모델(54)(또는 다른 모델)의 일부분을 사용자에게 표시 또는 디스플레이할 수 있다.

[0173] 다른 이미지도 연산 분석의 결과에 기초하여 발생될 수 있다. 예를 들어, 컴퓨터 시스템은, 예를 들어, 도 20 내지 도 22에 도시되는 바와 같이, 특정 주요 관상 동맥에 관한 추가적인 정보를 제공할 수 있다. 관상 동맥은 예를 들어, 특정 관상 동맥이 최저 cFFR을 포함할 경우, 컴퓨터 시스템에 의해 선택될 수 있다. 대안으로서, 사용자는 특정 관상 동맥을 선택할 수 있다.

[0174] 도 20은 개별 기준 라벨(가령, LM, LAD1, LAD2, LAD3, 등)에 의해 식별되는 모델 상의 소정의 지점들을 이용하여 연산 분석의 결과를 포함한 환자 신체의 모델을 보여준다. 도 21에 도시되는 예시적인 실시예에서, 이러한 지점들이 LAD 동맥에 제공되고, 이러한 LAD 동맥은, 시뮬레이션된 총혈 조건 하에, 본 특정 환자에 대한 최저 cFFR을 갖는 주요 관상 동맥이다.

[0175] 도 21 및 도 22는 이러한 지점들(가령, LM, LAD1, LAD2, LAD3, 등) 중 일부 또는 전부에서 및/또는 모델 상의 소정의 다른 위치(가령, 대동맥 내, 등)에서 시간에 따른 소정 변수의 그래프를 보여준다. 도 21은 도 20에서 표시되는 지점(LAD1, LAD2, LAD3)과 대동맥에서 시간에 따른 압력(밀리미터 수은 또는 mmHg)의 그래프다. 그래프의 맨 위 첫 번째 플롯은 대동맥 내 압력을 표시하고, 두 번째 플롯은 지점(LAD1)에서 압력을 표시하며, 세 번째 플롯은 지점(LAD2)에서 압력을 표시하고, 가장 아래의 플롯은 지점(LAD3)에서의 압력을 표시한다. 도 22는 도 20에 표시되는 지점(LM, LAD1, LAD2, LAD3)에서 시간에 따른 유량(세제곱센티미터/초 또는 cc/초)의 그래프다. 추가적으로, 이러한 지점들 일부 또는 전부에서, 및/또는 다른 지점에서, 시간에 따른 전단 응력의 그래프와 같은, 다른 그래프도 제공될 수 있다. 그래프 상의 첫 번째 플롯은 지점(LM)에서의 유량을, 표시하고, 두 번째 플롯은 지점(LAD1)에서의 유량을 표시하며, 세 번째 플롯은 지점(LAD2)에서의 유량을 표시하고, 마지막 플롯은 지점(LAD3)에서의 유량을 표시한다. 특정 주요 관상 동맥 및/또는 여기서부터 연장되는 지류의 길이를 따라, 혈압, 유량, 속도, 또는 cFFR과 같은 이러한 변수들의 변화를 보여주는 그래프가 또한 제공될 수 있다.

[0176] 선택적 사항으로서, 앞서 설명한 다양한 그래프 및 다른 결과가 리포트로 최종화될 수 있다(단계(406)). 예를 들어, 앞서 설명한 이미지 및 다른 정보가 세트 템플릿을 갖는 문서 내로 삽입될 수 있다. 템플릿은 기설정되어 복수의 환자에 대해 범용일 수 있고, 의사 및/또는 환자에게 연산 분석의 결과를 보고하기 위해 사용될 수 있다. 문서 또는 리포트는 연산 분석 완료 후 컴퓨터 시스템에 의해 자동적으로 완료될 수 있다.

[0177] 예를 들어, 최종화된 리포트는 도 23에 도시되는 정보를 포함할 수 있다. 도 23은 도 1의 cFFR 모델(54)을 포함하고, 주요 관상 동맥 및 이로부터 연장되는 지류 각각에서의 최저 cFFR 값과 같이, 요약 정보를 또한 포함한다. 예를 들어, 도 23은 LAD 동맥 내 최저 cFFR 값이 0.66이고, LCS 동맥 내 최저 cFFR 값이 0.72이며, RCA 동맥 내 최저 cFFR 값이 0.80임을 표시한다. 다른 요약 정보는 환자 성명, 환자 연령, 환자 혈압(BP)(가령,

단계(100)에서 획득), 환자의 심박동수(HR)(가령, 단계(100)에서 획득), 등을 포함할 수 있다. 최종화된 리포트는 추가 정보 결정을 위해 의사 또는 타 사용자가 액세스할 수 있는 앞서 설명한 대로 발생하는 이미지 및 다른 정보의 버전을 또한 포함할 수 있다. 컴퓨터 시스템에 의해 발생한 이미지는 의사 또는 타 사용자가 임의의 지점 위에 커서를 배치하도록 포맷형성되어, 이 지점에서, 혈압, 속도, 유량, cFFR, 등과 같은, 앞서 설명한 변수들 중 임의의 변수의 값을 결정할 수 있다.

[0178] 최종화된 리포트는 의사 및/또는 환자에게 전송될 수 있다. 최종화된 리포트는 무선 또는 유선망, 메일, 등의 알려져 있는 통신 방법을 이용하여 전송될 수 있다. 대안으로서, 최종 리포트가 다운로드 또는 픽-업 가능함을 의사 및/또는 환자가 통지받을 수 있다. 그 후, 의사 및/또는 환자는 웹-기반 서비스에 로그인하여, 보안 통신 라인을 통해 최종 보고서를 다운로드할 수 있다.

[0179] C. 결과 확인

[0180] 도 3을 다시 참조하면, 연산 분석의 결과가 독립적으로 확인될 수 있다(단계(408)). 예를 들어, 사용자 및/또는 컴퓨터 시스템은, 앞서 설명한 단계들 중 일부의 재시도를 요하는, 단계(406)에서 발생한 이미지 및 다른 정보와 같은, 연산 분석의 결과로 소정의 에러를 식별할 수 있다. 이러한 에러가 식별될 경우, 연산 분석의 결과가 수용불가능하다고 결정될 수 있고, 소정의 단계, 가령, 단계(100, 200, 300, 400), 세부 단계(102, 202-208, 240-260, 304-314, 402-408, 등)가 반복될 수 있다.

[0181] 따라서, 앞서 설명한 도 3에 도시되는 단계(402-408)는 도 2의 단계(400)의 세부 단계로 간주될 수 있다.

[0182] 연산 분석의 결과를 확인하기 위한 다른 방법은, 다른 방법을 이용하여 환자로부터, 혈압, 속도, 유량, cFFR, 등과 같은 결과에 포함된 변수들 중 임의의 변수의 측정을 포함할 수 있다. 예시적인 실시예에서, 변수는 (가령, 침습성으로) 측정될 수 있고, 그 후, 연산 결과에 의해 결정된 결과에 비교될 수 있다. 예를 들어, FFR은 고형 모델(320) 및 메시(380)에 의해 표현되는 환자 신체 내의 하나 이상의 지점에서, 예를 들어, 앞서 설명한 바와 같이 환자 내로 삽입되는 압력 철선을 이용하여, 결정될 수 있다. 일 위치에서 측정된 FFR은 동일 위치의 cFFR과 비교될 수 있고, 이 비교는 복수의 위치에서 수행될 수 있다. 선택적인 사항으로서, 연산 분석 및/또는 경계 조건은 이러한 비교에 기초하여 조정될 수 있다.

[0183] D. 관상 동맥 혈류 정보 제공 시스템 및 방법의 다른 실시예

[0184] 특정 환자 내의 관상 동맥 혈류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법(600)의 다른 실시예가 도 24에 도시된다. 방법(600)은 도 3에 도시되는 앞서 설명한 단계들 중 하나 이상을 구현하는 데 사용되는 컴퓨터 시스템과 같이, 앞서 설명한 컴퓨터 시스템에서 구현될 수 있다. 방법(600)은 하나 이상의 입력(610)을 이용하여 수행될 수 있고, 입력(610)에 기초하여 하나 이상의 모델(620)을 발생시키는 단계와, 입력(610) 및/또는 모델(620)에 기초하여 하나 이상의 조건(630)을 할당하는 단계와, 모델(620) 및 조건(630)에 기초하여 하나 이상의 솔루션(640)을 도출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0185] 입력(610)은 CCTA 데이터(가령, 도 2의 단계(100)에서 획득)와 같이, 환자의 대동맥, 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류) 및 심장의 의료 이미징 데이터(611)를 포함할 수 있다. 입력(610)은 환자의 상완 혈압의 측정치(612) 및/또는 다른 측정치(가령, 도 2의 단계(100)에서 획득)를 또한 포함할 수 있다. 측정치(612)는 비침습적으로 획득될 수 있다. 입력(610)은 아래 설명되는 모델(620)의 발생 및 조건(630)의 결정에 사용될 수 있다.

[0186] 앞서 언급한 바와 같이, 하나 이상의 모델(620)이 입력(610)에 기초하여 발생될 수 있다. 예를 들어, 방법(600)은 이미징 데이터(611)에 기초하여 환자 신체(가령, 대동맥, 관상 동맥, 및 이로부터 연장되는 지류)의 하나 이상의 환자별 3차원 기하학적 모델을 발생시키는 단계(621)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 기하학적 모델은 도 3의 단계(306)에서 발생된 도 8의 고형 모델(320)일 수 있고, 및/또는 도 3의 단계(312)에서 발생된 도 17 내지 도 19의 메시(380)일 수 있다.

[0187] 도 24를 다시 참조하면, 방법(600)은 하나 이상의 물리학-기반 혈류 모델을 발생시키는 단계(622)를 또한 포함할 수 있다. 혈류 모델은 단계(621)에서 발생된 환자별 기하학적 모델을 통한 혈류, 심장 및 대동맥 순환, 말단 관상 동맥 순환, 등에 관련되는 모델을 포함할 수 있다. 혈류 모델은 가령, 혈류 속도, 압력, 유량, FFR, 등과 같이, 환자의 모델링된 신체와 관련된 적어도 하나의 혈류 특성에 관련될 수 있다. 혈류 모델은 3차원 기하학적 모델의 유입 및 유출 경계(322, 324)에서 경계 조건으로 할당될 수 있다. 혈류 모델은 예를 들어, 집중 파라미터 심장 모델(340), 집중 파라미터 관상 동맥 모델(350), 윈드케셀 모델(360), 등과 같이, 도 3의 단계(310)와 연계하여 앞서 설명한 차수 축소 모델 또는 다른 경계 조건을 포함할 수 있다.

- [0188] 앞서 언급한 바와 같이, 하나 이상의 조건(630)이 입력(610) 및/또는 모델(620)에 기초하여 결정될 수 있다. 조건(630)은 단계(622)(및 도 3의 단계(310))에서 결정된 경계 조건에 대해 연산되는 파라미터를 포함한다. 예를 들어, 방법(600)은 (도 3의 단계(240)에서 결정되는) 이미징 데이터(611)에 기초하여 환자별 심실 또는 심근 질량을 연산함으로써 조건을 결정하는 단계(631)를 포함할 수 있다.
- [0189] 방법(600)은 단계(631)에서 연산된 심실 또는 심근 질량을 이용하여, 관계  $Q = Q_0 M^\alpha$  에 기초하여 휴지 관상 동맥 유동을 연산함으로써 조건을 결정하는 단계(632)를 포함할 수 있고, 이때,  $\alpha$ 는 기설정된 스케일링 지수이고,  $M$ 은 심실 또는 심근 질량이며,  $Q_0$ 는 기설정된 상수다(가령, 도 3의 단계(310)에서 집중 파라미터 모델의 결정과 연계하여 앞서 설명함). 대안으로서, 이 관계는 도 3의 단계(310)에서 집중 파라미터 모델을 결정함과 연계하여 앞서 설명한 바와 같이,  $Q \propto Q_0 M^\alpha$ 의 형태를 가질 수 있다.
- [0190] 방법(600)은 단계(632)에서 연산된 결과적 관상 동맥 유동과 환자의 측정된 혈압(612)을 이용하여, (도 3의 단계(310)에서 집중 파라미터 모델 결정과 연계하여 앞서 설명한 바와 같이) 총 휴지 관상 동맥 저항을 연산함으로써 조건을 결정하는 단계(633)를 또한 포함할 수 있다.
- [0191] 방법(600)은 단계(633)에서 연산된 총 휴지 관상 동맥 저항과 모델(620)을 이용하여, 개별 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)에 대한 개별 저항을 연산함으로써 조건을 결정하는 단계(634)를 또한 포함할 수 있다. 예를 들어, 도 3의 단계(310)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 단계(633)에서 연산되는 총 휴지 관상 동맥 저항은 개별 관상 동맥 및 지류의 말단부의 크기(가령, 단계(621)에서 발생된 기하학적 모델로부터 결정됨)에 기초하여, 그리고, 관계  $R = R_0 d^\beta$ 에 기초하여, 개별 관상 동맥 및 지류에 분배될 수 있으며, 이때,  $R$ 은 특정 말단부에서의 유동에 대한 저항이고,  $R_0$ 는 기설정 상수이며,  $d$ 는 크기(가령, 말단부의 직경), 그리고,  $\beta$ 는 기설정된 거둬제공 법칙 지수이며, 이는 도 3의 단계(310)에서 집중 파라미터 모델 결정과 연계하여 앞서 설명한 바와 같다.
- [0192] 도 24를 다시 참조하면, 방법(600)은 환자의 하나 이상의 물리적 조건에 기초하여 경계 조건을 조정하는 단계(635)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 단계(631-634)에서 결정된 파라미터는, 솔루션(640)이 휴지 상태, 가변 레벨의 충혈, 가변 레벨의 운동 또는 활동(exertion), 서로 다른 처방, 등을 시뮬레이션하도록 의도되었는지 여부에 기초하여 수정될 수 있다. 입력(610), 모델(620), 및 조건(630)에 기초하여, 도 3의 단계(402)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같은 연산 분석이 수행되어, 단계(635)에서 선택된 물리적 조건 하에 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 정보를 포함하는 솔루션(640)을 결정할 수 있다(단계(641)). 솔루션(640)으로부터 제공될 수 있는 정보의 예가 이제 설명될 것이다.
- [0193] 조합된 환자별 신체(기하학적) 및 생리학적 (물리학-기반)모델을 이용하여, 관상 동맥 혈류에 대한 심박동수, 일회 박출량, 혈압, 또는 관상 동맥 미소순화 기능을 변경시키는 서로 다른 처방 또는 라이프스타일 변화(가령, 금연, 다이어트 변화, 또는, 물리적 활동 증가)의 효과를 결정할 수 있다. 이러한 정보를 이용하여 내과적 처방을 최적화시키거나, 잠재적으로 위험한 약물 처방의 결과를 방지할 수 있다. 조합된 모델을 또한 이용하여, 가령, 축구할 때, 우주 비행중, 스쿠버 다이빙 중, 비행 중, 등과 같은 때, 잠재적인 외인력에 노출될 위험 또는 가변 레벨의 물리적 활동 및/또는 대안의 형태의 관상 동맥 혈류에 대한 영향을 결정할 수 있다. 이러한 정보는 특정 환자에 대해 안정하고 효과적일 수 있는 물리적 활동의 종류 및 정도를 식별하는 데 사용될 수 있다. 조합된 모델은, 최적 인터벤션 전략을 선택하기 위해 관상 동맥 혈류에 대한 경피 관상 동맥 인터벤션의 잠재적 이점을 예측하는 데 또한 사용될 수 있고, 및/또는, 최적의 외과적 전략을 선택하기 위해 관상 동맥 혈류에서의 관상 동맥 우회술의 잠재적 이점을 예측하는 데 또한 사용될 수 있다.
- [0194] 조합된 모델은 관상 동맥 혈류에 대한 동맥 질환의 부담 증가의 잠재적인 유해 효과를 나타내기 위해 또한 사용될 수 있고, 질환 진행이 심장 근육에 대한 혈류의 결핍으로 나타날 수 있을 때를, 기계론적 또는 현상학적 질환 진행 모델 또는 실험 데이터를 이용하여 예측하는 데 또한 사용될 수 있다. 이러한 정보는 비침습성 이미징을 이용한 혈액학적으로 중요한 질환으로부터 최초로 자유롭다고 관찰된 환자가 내과적, 인터벤션적, 또는 외과적 처방을 요구할 것을 기대하지 못할 수 있는 "보중 주기"의 결정을 가능하게 할 수 있고, 또는, 대안으로서, 조약 재료가 계속될 경우 진행이 이루어질 수 있는 속도의 결정을 가능하게 할 수 있다.
- [0195] 조합된 모델은 관상 동맥 질환의 부담 감소로부터 나타나는 관상 동맥 혈류에 대한 잠재적 유익한 효과를 나타

내는 데 또한 사용될 수 있고, 기계론적 또는 현상학적 질환 진행 모델 또는 실험 데이터를 이용하여, 질환의 후퇴가 관상 동맥을 통해 심장 근육까지 혈류 증가로 나타날 수 있을 때를 예측하는 데 또한 사용될 수 있다. 이러한 정보는 다이어트 변화, 물리적 활동 증가, 스타틴 또는 다른 약물, 등의 처방전을 포함한, 그러나 이에 제한되지 않는, 내과적 관리 프로그램을 안내하는 데 사용될 수 있다.

**VI. 환자별 치료 계획 제공**

도 2에 도시되는 단계(500)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 예시적인 방법은 환자별 치료 계획을 제공하는 단계를 포함할 수 있다. 예시적인 실시예에서, 단계(500)는 다음의 단계들을 포함할 수 있다. 도 3이 다음의 단계들을 보여주지 않지만, 이러한 단계들은 예를 들어, 단계(406) 또는 단계(408) 이후, 도 3에 도시되는 단계들과 연계하여 수행될 수 있다.

앞서 설명한 바와 같이, 도 1 및 도 23에 도시되는 cFFR 모델(54)은 치료받지 않은 상태에서 시뮬레이션된 총혈 조건 하에서, 도 17 내지 도 19의 메시(380)에 의해 표현되는 환자 신체 전체를 통한 cFFR 값을 표시한다. 이 정보를 이용하여, 의사는 예를 들어, 운동 증가, 다이어트 변화, 약물 처방, 모델링된 신체의 임의의 부분, 또는 심장의 다른 부분의 수술, 등(가령, 관상 동맥 우회술, 하나 이상의 관상 동맥 스텐트 삽입, 등)과 같이, 환자에 대한 치료를 처방할 수 있다.

처방할 치료법을 결정하기 위해, 컴퓨터 시스템은 연산 분석으로부터 결정되는 정보가 이러한 치료법에 기초하여 어떻게 변할 것인지를 예측하는 데 사용될 수 있다. 예를 들어, 스텐트 삽입 또는 다른 수술과 같은 소정의 치료법은 모델링된 신체의 기하형태의 변화를 도출할 수 있다. 따라서, 예시적인 실시예에서, 단계(306)에서 발생된 고행 모델(320)은 스텐트가 삽입되는 하나 이상의 내강의 광폭화를 표시하기 위해 변경될 수 있다.

예를 들어, 도 1 및 도 23에 도시되는 cFFR 모델(54)은 LAD 동맥의 최저 cFFR 값이 0.66, LCX 동맥 내 최저 cFFR 값이 0.72, RCA 동맥 내 최저 cFFR 값이 0.80임을 표시한다. cFFR 값이 예를 들어, 0.75 미만일 경우 치료가 제안될 수 있다. 따라서, 컴퓨터 시스템은 이러한 관상 동맥에 스텐트 삽입을 시뮬레이션하기 위해 LAD 동맥과 LCX 동맥의 광폭화를 표시하도록 고행 모델(320)의 변경을 사용자에게 제안할 수 있다. 사용자는 시뮬레이션되는 스텐트의 위치 및 크기에 대응하는 (가령, 길이 및 직경과 같은) 광폭화의 위치 및 양을 선택할 것을 프롬프트로 제시받을 수 있다. 대안으로서, 광폭화의 위치 및 양이 0.75 미만의 cFFR 값을 갖는 노드의 위치, 혈관의 현저한 협착화 위치, 종래의 스텐트의 크기, 등과 같은 다양한 인자에 기초하여 컴퓨터 시스템에 의해 자동적으로 결정될 수 있다.

도 25는 위치(512)에서 LAD 동맥의 일부분과 위치(514)에서 LCX 동맥의 일부분을 광폭화시킴으로써 생성되는 고행 모델에 기초하여 결정되는 수정 cFFR 모델(510)의 예를 보여준다. 예시적인 실시예에서, 앞서 설명한 단계들 중 임의의 단계, 예를 들어, 단계(310-314, 402-408)는 수정 고행 모델을 이용하여 반복될 수 있다. 단계(406)에서, 최종 리포트는 도 23에 도시되는 정보와 같은, 치료받지 않은 환자에 관한 정보(가령, 스텐트없음)와, 도 25 및 도 26에 도시되는 정보와 같은, 환자에 대해 시뮬레이션된 치료에 관한 정보를 포함할 수 있다.

도 25는 수정 cFFR 모델(510)을 포함하고, 제안된 치료와 관련된 수정 고행 모델에 대해 주요 관상 동맥 및 이로부터 연장되는 지류의 최저 cFFR 값과 같은 요약 정보를 또한 포함한다. 예를 들어, 도 25는 LAD 동맥의 최저 cFFR 값이 0.78, LCX 동맥(및 그 하류 지류)의 최저 cFFR 값이 0.78, RCA 동맥(및 그 하류 지류)의 최저 cFFR 값이 0.79임을 표시한다. 따라서, 치료받지 않은 환자(스텐트없음)의 cFFR 모델(54)과 제한된 치료(스텐트 삽입됨)에 대한 cFFR 모델(510)의 비교는 제안된 치료가 LAD 동맥에서의 최소 cFFR을 0.66으로부터 0.78까지 증가시킬 수 있고, LCX 동맥에서의 최소 cFFR을 0.72부터 0.76까지 증가시킬 수 있으며, RCA 동맥의 최소 cFFR은 0.80으로부터 0.79까지 최소 감소가 나타날 것이다.

도 26은 앞서 설명한 위치(512)의 LAD 동맥과 위치(514)의 LCX 동맥의 부분들의 광폭화 이후 결정되는 수정 시뮬레이션 혈류 모델(520)의 예를 보여준다. 도 26은 제안된 치료와 관련된 수정 고행 모델에 대해 주요 관상 동맥 및 이로부터 연장되는 지류 내 다양한 위치에서의 혈류 값과 같은 요약 정보를 또한 포함한다. 예를 들어, 도 26은 치료받지 않은 환자(스텐트없음) 및 치료받은 환자(스텐트 삽입됨)에 대한 LAD 동맥 내 4개의 위치(LAD1, LAD2, LAD3, LAD4)와, LCX 동맥 내 2개의 위치(LCX1, LCX2)에 대한 혈류값을 표시한다. 도 26은 치료받지 않은 상태 및 치료받은 상태 사이의 혈류값들의 퍼센티지 변화를 또한 표시한다. 따라서, 치료받지 않은 환자의 시뮬레이션된 혈류 모델(52)과 제안된 치료에 대한 시뮬레이션된 혈류 모델(520)의 비교는, 모든 위치(LAD1-LAD4, LCX1, LCX2)에서 LAD 동맥 및 LCX 동맥을 통한 유동을 위치에 따라 9% 내지 19%만큼 증가시킬 수

있다.

- [0204] 관상 동맥 혈압과 같이 치료받지 않은 상태와 치료받은 상태 사이에 다른 정보가 또한 비교될 수 있다. 이 정보에 기초하여, 의사는 제안된 치료 옵션을 진행할 지 여부를 환자와 논의할 수 있다.
- [0205] 다른 치료 옵션은 서로 다른 방식으로 고형 모델(320)을 수정하는 단계를 또한 포함할 수 있다. 예를 들어, 관상 동맥 우회술은 고형 모델(320)에 새 내강 또는 통로를 생성하는 과정을 포함할 수 있고, 병변의 제거는 내강 또는 통로의 광폭화를 또한 포함할 수 있다. 다른 치료 옵션은 고형 모델(320)의 수정을 포함하지 않을 수 있다. 예를 들어, 운동 또는 활동 증가, 다이어트 변화 또는 다른 라이프스타일 변화, 약물 처방, 등은 가령, 혈관 수축, 확장, 심박동수 감소, 등으로 인해 단계(310)에서 결정된 경계 조건의 변화를 포함할 수 있다. 예를 들어, 환자의 심박동수, 심박출량, 일회 박출량, 혈압, 관상 동맥 미소순환 기능, 집중 파라미터 모델의 컨피규레이션, 등은 처방 약물, 채택한 운동(또는 다른 활동)의 종류 및 빈도, 채택한 라이프스타일 변화의 종류(가령, 금연, 다이어트 변화, 등)에 따라 좌우되어, 서로 다른 방식으로 단계(310)에서 결정된 경계 조건에 영향을 미친다.
- [0206] 예시적인 실시예에서, 수정 경계 조건은 많은 환자로부터의 데이터를 이용하여 실험적으로 결정될 수 있고, 유사 치료 옵션이 마찬가지로 방식으로 경계 조건들의 수정을 요구할 수 있다. 실험적 모델은 대단위 환자별 데이터로부터 발전되어, 차후 분석에서 유사 환자에 적용될 수 있는 구체적 치료 옵션에 대응하는, 경계 조건의 라이브러리, 또는 경계 조건의 연산 기능을 생성한다.
- [0207] 경계 조건 수정 후, 앞서 설명한 단계들, 가령, 단계(312, 314, 402-408)는 수정 경계 조건을 이용하여 반복될 수 있고, 단계(406)에서, 최종 리포트는 도 23에 도시되는 정보와 같이, 치료받지 않은 환자에 관한 정보와, 도 25 및 도 26에 도시되는 정보와 같이, 환자에 대해 시뮬레이션된 치료에 관한 정보를 포함할 수 있다.
- [0208] 대안으로서, 의사, 환자, 또는 타 사용자는 3차원 모델(가령, 도 8의 고형 모델(320))과 상호작용하는 사용자 인터페이스를 제공받을 수 있다. 모델(320)은 하나 이상의 치료 옵션을 반영하기 위해 사용자에게 의해 편집될 수 있는 사용자-선택가능한 세그먼트로 나누어질 수 있다. 예를 들어, 사용자는 협착증(또는 폐색증, 가령, 급성 폐색증)을 갖는 세그먼트를 선택할 수 있고, 협착증 제거를 위해 상기 세그먼트를 조정할 수 있으며, 사용자는 바이패스, 등으로 기능하도록 모델(320)에 하나의 세그먼트를 더할 수 있다. 사용자는 예를 들어, 심박출량 변화, 심박동수, 일회 박출량, 혈압, 운동 또는 활동 레벨, 충혈 레벨, 약물, 등의 변화와 같이, 앞서 결정한 경계 조건을 변경시킬 수 있는 다른 치료 옵션 및/또는 생리학적 파라미터를 명시할 것을 프롬프트로 또한 제시받을 수 있다. 대안의 실시예에서, 컴퓨터 시스템은 치료 옵션을 결정 또는 제안할 수 있다.
- [0209] 사용자 인터페이스는 사용자가 협착증(또는 폐색증, 가령, 급성 폐색증)을 시뮬레이션할 수 있도록 3차원 모델(320)과 상호작용할 수 있다. 예를 들어, 사용자는 협착증을 포함하기 위한 세그먼트를 선택할 수 있고, 컴퓨터 시스템은 연산 분석으로부터 결정된 정보가 협착증의 추가에 기초하여 어떻게 변화할 것인지를 예측하는 데 사용될 수 있다. 따라서, 여기서 설명되는 방법은 동맥의 폐색 효과를 예측하는 데 사용될 수 있다.
- [0210] 사용자 인터페이스는, 악성 종양의 제거시와 같이, 예를 들어, 소정의 외과적 과정에서, 발생할 수 있는 동맥 제거 또는 손상 동맥을 시뮬레이션하기 위해 3차원 모델(320)과 또한 상호작용할 수 있다. 이 모델은 환자에게 적절한 혈류를 공급하기 위한 부행 경로에 대한 가능성을 예측하기 위해, 소정의 동맥을 통한 혈류를 방지하는 효과를 시뮬레이션하도록 또한 수정될 수 있다.
- [0211] A. 서로 다른 치료 옵션의 비교를 위해 차수 축소 모델 이용
- [0212] 예시적인 실시예에서, 컴퓨터 시스템은 3차원 고형 모델(320) 또는 메시(380)를 차수 축소 모델로 대체함으로써 더욱 신속하게 다양한 치료 옵션을 사용자로 하여금 시뮬레이션할 수 있게 한다. 도 27은 예시적인 실시예에 따라, 차수 축소 모델을 이용하여 다양한 치료 옵션을 시뮬레이션하기 위한 방법(700)에 관한 개략도를 보여준다. 방법(700)은 앞서 설명한 컴퓨터 시스템에서 구현될 수 있다.
- [0213] 혈류 또는 다른 파라미터를 나타내는 하나 이상의 환자별 시뮬레이션된 혈류 모델은 앞서 설명한 연산 분석으로부터 출력될 수 있다(단계(701)). 예를 들어, 시뮬레이션된 혈류 모델은, 앞서 설명한 도 2 및 도 3에서 도시되는 방법을 이용하여 제공되는, 도 1의 시뮬레이션된 혈압 모델(50), 도 1의 시뮬레이션된 혈류 모델(52), 도 1의 cFFR 모델(54), 등을 포함할 수 있다. 앞서 설명한 바와 같이, 시뮬레이션된 혈류 모델은 환자 신체의 3차원 기하학적 모델을 포함할 수 있다.
- [0214] 차수 축소 모델에 대한 조건을 명시하기 위해, 시뮬레이션된 혈류 모델로부터 기능 정보를 추출할 수 있다(단계

(702)). 예를 들어, 기능 정보는 앞서 설명한 연산 분석을 이용하여 결정되는, 혈압, 유동, 또는 속도 정보를 포함할 수 있다.

[0215] 단계(701)에서 발생된 환자별 시뮬레이션된 혈류 모델의 발생에 사용되는 3차원 고휘 모델(320)을 대체하기 위해 차수 축소(가령, 0차원 또는 1차원) 모델이 제공될 수 있고, 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 정보를 결정하기 위해 차수 축소 모델이 사용될 수 있다(단계(703)). 예를 들어, 차수 축소 모델은 도 3의 단계(310)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이 발생하는 집중 파라미터 모델일 수 있다. 따라서, 집중 파라미터 모델은 도 17 내지 도 19의 메시(380)와 연계된 방정식의 더욱 복잡한 시스템을 풀 필요없이, 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 정보의 결정에 사용될 수 있는 환자 신체의 단순화된 모델이다.

[0216] 단계(703)에서 차수 축소 모델을 풀어 결정되는 정보는 그 후, 환자 신체의 3차원 고휘 모델(가령, 고휘 모델(320))에 매핑되거나 외삽될 수 있고(단계(704)), 사용자는 사용자에게 의해 선택될 수 있는, 환자에 대한 생리학적 파라미터에 대한 변화 및/또는 다양한 처리 옵션의 시뮬레이션을 위해 요망되는 대로 차수 축소 모델에 변화를 행할 수 있다(단계(705)). 선택가능한 생리학적 파라미터는 심박출량, 운동 또는 활동 레벨, 충혈 레벨, 약물 종류, 등을 포함할 수 있다. 선택가능한 치료 옵션은 협착증 제거, 바이패스 추가, 등을 포함할 수 있다.

[0217] 그 후, 차수 축소 모델은 사용자에게 의해 선택되는 치료 옵션 및/또는 생리학적 파라미터에 기초하여 수정될 수 있고, 수정된 차수 축소 모델을 이용하여, 선택된 치료 옵션 및/또는 생리학적 파라미터와 관련된 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 정보를 결정할 수 있다(단계(703)). 단계(703)에서 차수 축소 모델을 풀어 결정되는 정보는 환자 신체의 3차원 고휘 모델(320)에 매핑되거나 외삽될 수 있어서, 환자 신체의 관상 동맥 혈류에 대한 생리학적 파라미터 및/또는 선택된 치료 옵션의 효과를 예측할 수 있다(단계(704)).

[0218] 단계(703-705)는 다양한 처리 옵션의 예측되는 효과를 서로 비교하고 치료받지 않은 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 정보에 비교하기 위해, 서로 다른 다양한 치료 옵션 및/또는 생리학적 파라미터에 대해 반복될 수 있다. 그 결과, 다양한 처리 옵션 및/또는 생리학적 파라미터에 대한 예측된 결과는, 3차원 메시(380)를 이용하여 더욱 복잡한 분석을 재가동할 필요없이, 서로에 대해 그리고 치료받지 않은 환자에 대한 정보에 대해 평가될 수 있다. 대신에, 차수 축소 모델이 사용될 수 있어서, 사용자가 서로 다른 치료 옵션 및/또는 생리학적 파라미터를 더욱 쉽고 신속하게 분석 및 비교할 수 있게 된다.

[0219] 도 28은 예시적인 실시예에 따라, 차수 축소 모델을 이용하여 다양한 처리 옵션을 시뮬레이션하기 위한 예시적인 방법의 추가적 형태를 보여준다. 방법(700)은 앞서 설명한 컴퓨터 시스템에서 구현될 수 있다.

[0220] 도 3의 단계(306)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 환자별 기하학적 모델은 환자에 대한 이미징 데이터에 기초하여 발생될 수 있다(단계(711)). 예를 들어, 이미징 데이터는 도 2의 단계(100)에서 얻은 CCTA 데이터를 포함할 수 있고, 기하학적 모델은 도 3의 단계(306)에서 발생된 도 8의 고휘 모델(320), 및/또는 도 3의 단계(312)에서 발생된 도 17 내지 도 19의 메시(380)일 수 있다.

[0221] 환자별 3차원 기하학적 모델을 이용하여, 예를 들어, 도 3의 단계(402)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이 연산 분석을 수행하여, 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 정보를 결정할 수 있다(단계(712)). 연산 분석은 혈류 또는 다른 파라미터를 나타내는 하나 이상의 3차원 환자별 시뮬레이션된 혈류 모델, 가령, 도 1의 시뮬레이션된 혈류 모델(50), 도 1의 시뮬레이션된 혈류 모델(52), 도 1의 cFFR 모델(54), 등을 출력할 수 있다.

[0222] 시뮬레이션된 혈류 모델은 모델의 신체 특징에 기초하여 (가령, 도 14와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이) 분절될 수 있다(단계(713)). 예를 들어, 주요 관상 동맥으로부터 연장되는 지류는 별도의 세그먼트에 제공될 수 있고(단계(714)), 협착증 또는 환부를 갖는 부분은 별도의 세그먼트에 제공될 수 있으며(단계(716)), 지류와 협착증 또는 환부를 갖는 부분 사이의 부분은 별도의 세그먼트에 제공될 수 있다(단계(715)). 시뮬레이션된 혈류 모델을 분절화함에 있어서 가변 레벨의 해상도가 제공될 수 있고, 따라서, 각각의 혈관이 복수의 짧은, 개별 세그먼트 또는 가령, 전체 혈관을 포함한, 긴 세그먼트를 포함할 수 있다. 또한, 중심선을 발생시키고 발생된 중심선에 기초하여 색선화하는 단계, 또는, 지류점을 검출하고 검출된 지류점에 기초하여 색선화하는 단계를 포함한, 시뮬레이션된 혈류 모델을 분절화하기 위해 다양한 기술이 제공될 수 있다. 환부 및 협착증은, 예를 들어, 중심선의 길이를 따라 단면적을 측정함으로써, 그리고, 국부 최소 단면적을 연산함으로써, 식별될 수 있다. 단계(711-716)은 도 27의 단계(701)의 세부 단계로 간주될 수 있다.

[0223] 세그먼트는 도 15와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 저항기, 커패시터, 인덕터, 등과 같은 집중 파라미터 모델의 구성요소들에 의해 대체될 수 있다. 저항, 커패시턴스, 인덕턴스, 및 집중 파라미터 모델에 사용되는 다른 전기적 구성요소와 관련된 다른 변수에 대한 개별 값들은 단계(712)에서 제공되는 시뮬레이션된 혈류 모델로부

터 도출될 수 있다. 예를 들어, 지류와 협착증 또는 환부를 갖는 부분 사이의 부분에 대해, 대응하는 세그먼트에 선형 저항을 할당하기 위해 시뮬레이션된 혈류 모델로부터 도출된 정보가 사용될 수 있다(단계(717)). 협착증 또는 환부를 갖는 복잡한 기하형태를 갖는 부분의 경우, 저항이 유량과 함께 변화할 수 있다. 따라서, 복수의 연산 분석을 이용하여 다양한 유동 및 압력 조건에 대해 시뮬레이션된 혈류 모델을 얻어, 도 15와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 이와 같이 복잡한 기하 형태에 대한 환자별, 혈관별, 병변별 저항 기능을 도출할 수 있다. 따라서, 협착증 또는 환부를 갖는 부분의 경우, 이전 데이터로부터 도출된 모델 또는 이러한 복수의 연산 분석으로부터 도출된 정보를 이용하여, 대응하는 세그먼트에 비-선형, 유동-의존적 저항을 할당할 수 있다(단계(718)). 단계(717, 718)는 도 27의 단계(702)의 세부 단계로 간주될 수 있다.

[0224] 단계(717, 718)에서 결정된 저항을 이용하여, 차수 축소(가령, 0차원 또는 1차원) 모델이 발생될 수 있다(단계(719)). 예를 들어, 차수 축소 모델은 도 3의 단계(310)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이 발생하는 집중 파라미터 모델일 수 있다. 따라서, 집중 파라미터 모델은 도 17 내지 도 19의 메시(380)와 관련한 방정식들의 더욱 복잡한 시스템을 풀 필요없이 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 정보를 결정하는 데 사용될 수 있는 환자 신체의 단순화된 모델이다.

[0225] 단계(719)에서 생성된 차수 축소 모델과 사용자가 상호작용할 수 있게 하는 사용자 인터페이스가 제공될 수 있다(단계(720)). 예를 들어, 사용자는 서로 다른 치료 옵션의 시뮬레이션을 위해 차수 축소 모델의 서로 다른 세그먼트를 선택 및 편집할 수 있고, 및/또는 다양한 생리학적 파라미터를 편집할 수 있다. 예를 들어, 환부의 보수를 위해 스텐트를 삽입하는 것과 같은, 인터벤션은, 스텐트가 삽입될 세그먼트의 저항을 감소시킴으로써 모델링될 수 있다. 바이패스 형성은 질환 세그먼트에 평행하게 낮은 저항을 갖는 세그먼트를 추가함으로써 모델링될 수 있다.

[0226] 수정 차수 축소 모델의 해를 구하여, 단계(720)에서 선택한 생리학적 파라미터의 변화 및/또는 치료 하의 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 정보를 결정할 수 있다(단계(721)). 단계(721)에서 결정된 각각의 세그먼트의 유동 및 압력에 대한 솔루션의 값은 단계(712)에서 결정된 3차원 모델이 비교될 수 있고, (가령, 단계(717, 718)에서 결정되는 바와 같이) 세그먼트의 저항 기능을 조정함으로써, 그리고 솔루션이 일치할 때까지 차수 축소 모델을 분석함으로써(가령, 단계(721)) 차이가 최소화될 수 있다. 그 결과, 차수 축소 모델이 생성되어 단순화된 한 세트의 방정식으로 풀릴 수 있고, 이러한 방정식은, (가령, 완전한 3차원 모델에 비해) 상대적으로 신속한 연산이 가능하고, 완전한 3차원 연산 솔루션의 결과에 가깝게 근사할 수 있는 유량 및 압력을 구하는 데 사용될 수 있다. 차수 축소 모델은 비교적 신속한 반복으로 서로 다른 다양한 치료 옵션을 모델링할 수 있다.

[0227] 단계(721)에서 차수 축소 모델을 풀어 결정되는 정보는 그 후 환자 신체의 3차원 고품질 모델(가령, 고품질 모델(320))에 매핑 또는 외삽될 수 있다(단계(722)). 단계(719-722)는 도 27의 단계(703-705)와 유사할 수 있고, 치료 옵션 및/또는 생리학적 파라미터의 서로 다른 조합을 시뮬레이션하기 위해 사용자에게 의해 요구되는 대로 반복될 수 있다.

[0228] 대안으로서, (가령, 단계(717, 718)에 대해 앞서 설명한 바와 같이) 3차원 모델로부터 세그먼트를 따라 저항을 연산하기보다는, 중심선을 따라 간격을 두고 유량 및 압력이 집중 파라미터 또는 1차원 모델 내로 처방될 수 있다. 경계 조건 및 처방된 유량 및 압력의 제약 하에서, 유효 저항 또는 손실 계수를 얻을 수 있다.

[0229] 또한, 개별 세그먼트간 유량 및 압력 구배를 사용하여, 차수 축소 모델로부터 도출되는 솔루션을 이용하여 심외막 관상 동맥 저항을 연산할 수 있다. 심외막 관상 동맥 저항은 심외막 관상 동맥의 동등한 저항으로 연산될 수 있다(관상 동맥 및 이로부터 연장되는 지류의 부분들이, 의료 이미징 데이터로부터 재구성된 환자별 모델에 포함되었음). 이는 관상 동맥의 확산성 아테롬성 동맥 경화증을 갖는 환자가 어찌하여 국소성 빈혈 증상(혈액 공급의 제한)을 나타낼 수 있는지를 설명함에 있어서 임상적 중요도를 가질 수 있다. 또한, 시뮬레이션된 약리적으로 유도되는 충혈 또는 가변적인 운동 강도의 조건 하에 심장업무량 단위 당 유동 및/또는 심근 조직 체적(또는 질량) 단위 당 유동은 차수 축소 모델로부터의 데이터를 이용하여 연산될 수 있다.

[0230] 그 결과, 3차원 혈류 모델링의 정확도는 1차원 및 집중 파라미터 모델링 기술에 내재된 연산 단순성 및 상대 속도와 조합될 수 있다. 3차원 연산법을 이용하여, 통상의 세그먼트, 협착부, 정선, 및 다른 신체 특징부에 대한 압력 손실에 대한 수치적으로-도출되는 실험적 모델을 갖는 환자별 1차원 또는 집중 파라미터 모델을 수치적으로 도출할 수 있다. 심장 혈관 질환을 갖는 환자에 대한 개선된 진단이 제공될 수 있고, 내과적, 인터벤션, 및 외과적 치료의 계획이 빠르게 수행될 수 있다.

[0231] 또한, 3차원 연산 유체 동역학 기술의 정확도는 집중 파라미터 및 1차원 혈류 모델의 연산 단순성 및 성능 기능

과 조합될 수 있다. 3차원 기하학적 및 생리학적 모델은 자동적으로 차수 축소 1차원 또는 집중 파라미터 모델로 분해될 수 있다. 3차원 모델은 통상의 세그먼트, 협착부, 및/또는 지류를 통해 혈류의 선형 또는 비-선형 혈류 역학적 효과를 연산하는 데 사용될 수 있고, 실험 모델의 파라미터를 설정하는 데 사용될 수 있다. 1차원 또는 집중 파라미터 모델은 환자별 모델의 혈류 및 압력을 보다 효율적으로 신속하게 얻을 수 있고, 집중 파라미터 또는 1차원 솔루션의 결과를 디스플레이할 수 있다.

[0232] 차수 축소 환자별 신체 및 생리학적 모델을 이용하여, 관상 동맥 혈류에 대한 관상 동맥 미소순환 기능, 혈액, 일회 박출량, 심박동수를 변경시키는 서로 다른 처방 또는 라이프스타일 변화(가령, 금연, 다이어트 변화, 또는 물리적 활동 증가)의 효과를 결정할 수 있다. 이러한 정보를 이용하여, 처방의 잠재적으로 위험한 결과를 방지할 수 있고, 또는 내과적 처방을 최적화시킬 수 있다. 차수 축소 모델은 예를 들어, 추극할 때, 우주 비행 중, 스쿠버 다이빙시, 항공기 비행 중, 등과 같이, 잠재적 외인력에 노출될 위험 또는 가변 레벨의 물리적 활동, 및/또는 대안의 형태의 관상 동맥 혈류에 대한 효과를 결정하는 데 또한 사용될 수 있다. 이러한 정보를 이용하여, 특정 환자에 대해 안전하고 효과적인 수 있는 물리적 활동의 종류 및 정도를 식별할 수 있다. 차수 축소 모델은, 최적 인터벤션 기법을 선택하기 위해 관상 동맥 혈류에 대한 경피를 통한 관상 동맥 인터벤션의 잠재적 이점을 예측하는 데 또한 사용될 수 있고, 및/또는 최적의 외과적 기법을 선택하기 위해 관상 동맥 혈류에 대한 관상 동맥 우회술의 잠재적 이점을 예측하는 데 또한 사용될 수 있다.

[0233] 차수 축소 모델은 관상 동맥 혈류에 대한 동맥 질환의 부담 증가의 잠재적인 유해 효과를 나타내기 위해 또한 사용될 수 있고, 질환 진행이 심장 근육에 대한 혈류의 절충으로 나타날 수 있을 때를, 기계론적 또는 현상학적 질환 진행 모델 또는 실험 데이터를 이용하여 예측하는 데 또한 사용될 수 있다. 이러한 정보는 비침습성 이미징을 이용한 혈액역학적으로 중요한 질환으로부터 최초로 자유롭다고 관찰된 환자가 내과적, 인터벤션적, 또는 외과적 처방을 요구할 것을 기대하지 못할 수 있는 "보증 주기"의 결정을 가능하게 할 수 있고, 또는, 대안으로서, 조약 재료가 계속될 경우 진행이 이루어질 수 있는 속도의 결정을 가능하게 할 수 있다.

[0234] 차수 축소 모델은 관상 동맥 질환의 부담 감소로부터 나타나는 관상 동맥 혈류에 대한 잠재적 유익한 효과를 나타내는 데 또한 사용될 수 있고, 기계론적 또는 현상학적 질환 진행 모델 또는 실험 데이터를 이용하여, 질환의 후퇴가 관상 동맥을 통해 심장 근육까지 혈류 증가로 나타날 수 있을 때를 예측하는 데 또한 사용될 수 있다. 이러한 정보는 다이어트 변화, 물리적 활동 증가, 스타틴 또는 다른 약물, 등의 처방전을 포함한, 그러나 이에 제한되지 않는, 내과적 관리 프로그램을 안내하는 데 사용될 수 있다.

[0235] 차수 축소 모델은 의사가 심장 카테터법 랩에서 환자를 검사할 때 치료 옵션을 실시간으로 연산할 수 있게 하기 위해 혈관 조영 검사 시스템 내에 또한 포함될 수 있다. 모델은 혈관 조영 검사 디스플레이와 동일한 배향으로 등록될 수 있어서, 시뮬레이션된 혈류 솔루션과 함께 관상 동맥의 라이브 혈관 조영 뷰를 나란하게 또는 중첩시켜서 나타낼 수 있다. 의사는 과정 중 관찰이 이루어짐에 따라 치료 계획을 수립 및 변경할 수 있어서, 내과적 결정이 이루어지기 전에 비교적 빠른 피드백을 가능하게 한다. 의사는 압력, FFR, 또는 혈류 측정을 침습적으로 취할 수 있고, 측정치를 이용하여 예측 시뮬레이션이 수행되기 전에 모델을 추가적으로 개선시킬 수 있다. 차수 축소 모델은 의료 이미징 시스템 또는 워크스테이션 내에 또한 포함될 수 있다. 이전 환자별 시뮬레이션 결과의 라이브러리로부터 도출될 경우, 이미징 스캔 완료 후 혈류 정보를 상대적으로 신속하게 얻기 위해 기하학적 분절화 알고리즘과 연계하여 차수 축소 모델이 사용될 수 있다.

[0236] 차수 축소 모델은 대단위 환자들에 대한 치료 옵션의 비용/이점 또는 새 내과적 요법의 유효성을 모델링하는 데 또한 사용될 수 있다. 복수의 환자별 집중 파라미터 모델(가령, 수백개, 수천개, 또는 그 이상)들의 데이터베이스는 비교적 짧은 시간에 풀기 위한 모델을 제공할 수 있다. 비교적 빠른 반복 및 최적화는 약물, 치료, 또는 임상 시도 시뮬레이션 또는 설계용으로 제공될 수 있다. 외과적 간섭, 약물에 대한 환자 반응, 치료를 나타내도록 모델의 적응시키는 것은, 비싸면서 잠재적으로 위험한 대단위 임상 실험을 수행할 필요없이 효과적인 추정치를 얻을 수 있게 한다.

[0237] VII. 다른 결과

[0238] A. 심근 관류 평가

[0239] 다른 결과가 연산될 수 있다. 예를 들어, 연산 분석은 심근 관류(심근을 통한 혈류)를 정량화하는 결과를 제공할 수 있다. 심근 관류의 정량화는 국소 빈혈(혈액 공급의 제한사항), 흉터, 또는 다른 심장 문제로 인해서와 같이, 감소된 심근 혈류의 영역 식별을 도울 수 있다.

- [0240] 도 29는 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 심근 관류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법(800)에 관한 개략도를 도시한다. 방법(800)은 앞서 설명한 컴퓨터 시스템(예를 들어, 도 3에 도시되는 앞서 설명한 단계들 중 하나 이상을 구현하는 데 사용되는 컴퓨터 시스템)에서 구현될 수 있다.
- [0241] 방법(800)은 하나 이상의 입력(802)을 이용하여 수행될 수 있다. 입력(802)은 (가령, 도 2의 단계(100)에서 얻은) CCTA 데이터와 같이, 환자의 동맥, 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류), 및 심장의 의료 이미징 데이터(803)를 포함할 수 있다. 입력(802)은 환자의 상완 혈압, 심박동수, 및/또는 다른 측정치(가령, 도 2의 단계(100)에서 얻음)와 같이, 환자로부터 측정되는 추가적인 생리학적 데이터(804)를 또한 포함할 수 있다. 추가적인 생리학적 데이터(804)는 비침습적으로 얻을 수 있다. 입력(802)은 아래 설명되는 단계들을 수행하는 데 사용될 수 있다.
- [0242] 환자의 심근 조직의 3차원 기하학적 모델은 이미징 데이터(803)에 기초하여 생성될 수 있고(단계(810)), 기하학적 모델은 세그먼트 또는 체적으로 나누어질 수 있다(단계(812)). 예를 들어, 도 31은 세그먼트(842)로 나누어지는 환자의 심근 조직의 3차원 기하학적 모델(838)을 포함하는 3차원 기하학적 모델(846)을 보여준다. 개별 세그먼트(842)의 크기 및 위치는 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)의 유출 경계(324)(도 8)의 위치, 각자의 세그먼트(842) 내의, 또는 이에 연결된 혈관(가령, 이웃 혈관)의 크기, 등에 기초하여 결정될 수 있다. 기하학적 심근 모델(838)을 세그먼트(842)로 나누는 것은, 고속 마칭법(fast marching method), 일반화된 고속 마칭법, 레벨 세트법, 확산 방정식, 다공 매체를 통한 흐름을 통제하는 방정식, 등과 같이, 다양한 알려진 방법을 이용하여 수행될 수 있다.
- [0243] 3차원 기하학적 모델은 환자의 대동맥 및 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)의 일부분을 또한 포함할 수 있고, 이는 이미징 데이터(803)에 기초하여 모델링될 수 있다(단계(814)). 예를 들어, 도 31의 3차원 기하학적 모델(846)은 환자의 대동맥 및 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)의 3차원 기하학적 모델(837)과, 단계(810)에서 생성된 환자의 심근 조직의 3차원 기하학적 모델(838)을 포함한다.
- [0244] 도 29를 다시 참조하면, 예를 들어, 도 3의 단계(402)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 연산 분석이 수행될 수 있어서, 사용자에게 의해 결정되는 물리적 조건 하에 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 정보를 포함하는 솔루션을 결정할 수 있다(단계(816)). 예를 들어, 물리적 조건은 휴지 상태, 선택된 레벨의 충혈, 선택된 레벨의 운동 또는 활동, 또는 다른 조건을 포함할 수 있다. 솔루션은 명시된 물리적 조건 하에서, 단계(814)에서 모델링된 환자의 신체 내 다양한 위치에서, 혈류 및 압력과 같은, 정보를 제공할 수 있다. 연산 분석은 집중 파라미터 또는 1차원 모델로부터 도출되는 유출 경계(324)(도 8)에서 경계 조건을 이용하여 수행될 수 있다. 1차원 모델은 도 30과 연계하여 아래 설명되는 바와 같이 세그먼트(842)를 충전하기 위해 발생될 수 있다.
- [0245] 단계(816)에서 결정된 혈류 정보에 기초하여, 단계(812)에서 생성된 심근의 각자의 세그먼트(842) 내로 혈류의 관류가 연산될 수 있다(단계(818)). 예를 들어, 관류는 유출 경계(324)(도 8)의 각각의 유출구로부터의 유동을, 유출구가 관류시키는 세그먼트화된 심근의 체적으로 나눔으로써 연산될 수 있다.
- [0246] 단계(818)에서 결정된 심근의 각자의 세그먼트에 대한 관류는 단계(810) 또는 단계(812)에서 발생된 심근의 기하학적 모델(가령, 도 31에 도시되는 환자의 심근 조직의 3차원 기하학적 모델(838)) 상에 디스플레이될 수 있다(단계(820)). 예를 들어, 도 31은 기하학적 모델(838)의 심근의 세그먼트(842)가 각자의 세그먼트(842) 내로 혈류의 관류를 표시하기 위해 서로 다른 음영 또는 색상으로 나타날 수 있음을 보여준다.
- [0247] 도 30은 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 심근 관류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법(820)에 관한 다른 개략적 도면을 보여준다. 방법(820)은 도 3에 도시되는 앞서 설명한 단계들 중 하나 이상을 구현하는 데 사용되는 컴퓨터 시스템과 같은, 앞서 설명한 컴퓨터 시스템에서 구현될 수 있다.
- [0248] 방법(820)은 (가령, 도 2의 단계(100)에서 얻은) CCTA 데이터와 같이, 환자의 대동맥, 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류), 및 심장의 의료 이미징 데이터(833)를 포함할 수 있는, 하나 이상의 입력(832)을 이용하여 수행될 수 있다. 입력(832)은 아래 설명되는 단계들을 수행하는 데 사용될 수 있다.
- [0249] 환자의 심근 조직의 3차원 기하학적 모델은 이미징 데이터(833)에 기초하여 생성될 수 있다(단계(835)). 모델은 이미징 데이터(803)에 기초하여 또한 생성될 수 있는, 환자 동맥 및 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)의 일부분을 또한 포함할 수 있다. 예를 들어, 앞서 설명한 바와 같이 도 31은 환자의 동맥 및 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)의 기하학적 모델(837)과, 환자의 심근 조직의 기하학적 모델(838)을 포함하는 3차원 기하학적 모델(836)을 보여준다. 단계(835)는 앞서 설명한 도 29의 단계(810, 814)를 포함할 수 있다.

- [0250] 도 30을 다시 참조하면, 기하학적 심근 모델(838)은 체적 또는 세그먼트(842)로 나누어질 수 있다(단계(840)). 단계(840)는 앞서 설명한 도 29의 단계(812)를 포함할 수 있다. 앞서 설명한 바와 같이, 도 31은 세그먼트(842)로 나누어지는 환자의 심근 조직의 기하학적 모델(838)을 포함하는 3차원 기하학적 모델(846)을 보여준다.
- [0251] 도 30을 다시 참조하면, 기하학적 모델(846)은 관상 동맥 트리의 차세대 지류(857)를 포함하도록 수정될 수 있다(단계(855)). (도 31에 점선으로 도시되는) 지류(857)의 위치 및 크기는 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)에 대한 중심선에 기초하여 결정될 수 있다. 중심선은 예를 들어, 이미징 데이터(833)에 기초하여, 결정될 수 있다(단계(845)). 계량 형태적 모델(유출 경계(324)(도 8)에서 알려진 유출구 하류의 혈관 위치 및 크기를 예측하는 데 사용되는 모델) 및/또는 혈관 크기에 관련된 생리학적 지류 법칙에 기초하여 지류(857)의 위치 및 크기를 결정하는 데 알고리즘이 또한 사용될 수 있다(단계(850)). 계량 형태적 모델은 기하학적 모델(837)에 포함된, 그리고, 심외막 표면(심장 조직의 외층) 상에 제공되는, 또는, 심근벽의 기하학적 모델(838) 내에 놓인, 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)의 하류 단부까지 증강될 수 있다.
- [0252] 심근은 단계(855)에서 생성된 지류(857)에 기초하여 추가적으로 분절될 수 있다(단계(860)). 예를 들어, 도 31은 세그먼트(842)가 서브볼륨 또는 서브세그먼트(862)로 나누어질 수 있음을 보여준다.
- [0253] 추가적인 지류(857)가 서브세그먼트(862)에서 생성될 수 있고, 서브세그먼트(862)는 더 작은 세그먼트(867)로 추가적으로 분절될 수 있다(단계(865)). 지류를 생성하고 체적을 세부-분절화하는 단계들은 요망 해상도의 체적 크기 및/또는 지류 크기를 얻을 때까지 반복될 수 있다. 단계(855, 865)에서 새 지류(857)를 포함하도록 증강된 모델(846)은, 그 후, 단계(865)에서 발생한 서브세그먼트(867)와 같은, 서브세그먼트 내로 심근 관류 및 동맥 혈류를 연산하는 데 사용될 수 있다.
- [0254] 따라서, 증강된 모델을 이용하여 앞서 설명한 연산 분석을 수행할 수 있다. 연산 분석의 결과는 도 31의 모델(837)과 같은, 환자별 관상 동맥 모델로부터, 단계(865)에서 발생한 관류 서브세그먼트(867) 각각 내로 연장될 수 있는, 발생한 계량 형태적 모델(단계(855, 865)에서 발생한 지류(857)를 포함) 내로, 혈류에 관한 정보를 제공할 수 있다. 연산 분석은 연결된 심장 역학 모델로부터 데이터를 통합하는 동적 모델 또는 정적 심근 관류 체적을 이용하여 연산 분석이 수행될 수 있다.
- [0255] 도 32는 예시적인 실시예에 따라 특정 환자의 심근 관류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법(870)에 관한 다른 개략도를 보여준다. 방법(870)은 도 3에 도시되는 앞서 설명한 단계들 중 하나 이상을 구현하는 데 사용되는 컴퓨터 시스템과 같은, 앞서 설명한 컴퓨터 시스템에서 구현될 수 있다.
- [0256] 방법(870)은 하나 이상의 입력(872)을 이용하여 수행될 수 있다. 입력(872)은 (가령, 도 2의 단계(100)에서 얻은) CCTA 데이터와 같은, 환자의 대동맥, 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류) 및 심장의 의료 이미징 데이터(873)를 포함할 수 있다. 입력(872)은 환자의 상완 혈압, 심박동수, 및/또는 다른 측정치(가령, 도 2의 단계(100)에서 얻음)와 같은, 환자로부터 측정되는 추가적인 생리학적 데이터(874)를 또한 포함할 수 있다. 추가적인 생리학적 데이터(874)는 비침습적으로 얻을 수 있다. 입력(872)은 (가령, CT, PET, SPECT, 등을 이용하여) 환자로부터 측정되는 심장 관류 데이터(875)를 더 포함할 수 있다. 입력(872)은 아래 설명되는 단계들을 수행하는 데 사용될 수 있다.
- [0257] 환자의 동맥 및 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)의 3차원 기하학적 모델은 이미징 데이터(873)에 기초하여 생성될 수 있다(단계(880)). 예를 들어, 도 31은 환자의 대동맥 및 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)의 3차원 모델(837)을 보여준다. 단계(880)는 앞서 설명되는 도 29의 단계(814)와 유사할 수 있다.
- [0258] 가령, 도 3의 단계(402)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 연산 분석이 수행되어, 사용자에게 의해 결정되는 물리적 조건 하에 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 정보를 포함하는 솔루션을 결정할 수 있다(단계(882)). 예를 들어, 물리적 조건은 휴지 상태, 선택된 레벨의 충혈, 선택된 레벨의 운동 또는 활동, 또는 다른 조건을 포함할 수 있다. 이 솔루션은 명시된 물리적 조건 하에서, 단계(880)에서 모델링된 환자의 신체의 다양한 위치에서 혈류 및 압력과 같은 정보를 제공할 수 있다. 단계(882)는 앞서 설명되는 도 29의 단계(816)와 유사할 수 있다.
- [0259] 또한, 환자의 심근 조직의 3차원 기하학적 모델은 이미징 데이터(873)에 기초하여 생성될 수 있다(단계(884)). 예를 들어, 앞서 설명한 바와 같이, 도 31은 (가령, 단계(884)에서 생성되는) 환자의 심근 조직의 3차원 기하학적 모델(838)과 (가령, 단계(880)에서 생성되는) 환자의 동맥 및 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)의 3차원 기하학적 모델(837)을 포함하는 3차원 기하학적 모델(836)을 보여준다. 단계(884)는 앞서 설명한 도 29의 단계(810)와 유사할 수 있다.

- [0260] 기하학적 모델은 세그먼트 또는 서브블록으로 나누어질 수 있다(단계(886)). 예를 들어, 도 31은 세그먼트(842)로 나누어지는 환자의 심근 조직의 모델(838)을 포함하는 기하학적 모델(846)을 보여준다. 단계(886)는 앞서 설명한 도 29의 단계(812)와 유사할 수 있다.
- [0261] 단계(882)에서 결정되는 혈류 정보에 기초하여, 단계(886)에서 생성되는 심근의 각자의 세그먼트(842) 내로 혈류의 관류가 연산될 수 있다(단계(888)). 단계(888)는 앞서 설명한 도 29의 단계(818)와 유사할 수 있다.
- [0262] 심근의 각자의 세그먼트에 대해 연산된 관류는 단계(884) 또는 단계(886)에서 발생하는 심근의 기하학적 모델(가령, 도 31에 도시되는 환자의 심근 조직의 3차원 기하학적 모델(838)) 상에 디스플레이될 수 있다(단계(890)). 예를 들어, 도 31은 기하학적 모델(838)의 심근의 세그먼트(842)가 서로 다른 음영 또는 색상으로 표현되어, 각자의 세그먼트(842) 내로 혈류의 관류를 표시할 수 있음을 보여준다. 단계(890)는 앞서 설명한 도 29의 단계(820)와 유사할 수 있다.
- [0263] 단계(890)의 심근의 3차원 기하학적 모델에 매핑되는 시뮬레이션된 관류 데이터는, 측정된 심장 관류 데이터(875)와 비교될 수 있다(단계(892)). 비교는 예를 들어, 유한 요소 메시와 같이, 심근의 서로 다른 개별 표현 또는 심근의 복셀-기반 표현에 대해 수행될 수 있다. 비교는 심근의 3차원 표현에 대해 다양한 색상 및/또는 음영을 이용하여 시뮬레이션 및 측정된 관류 데이터의 차이를 표시할 수 있다.
- [0264] 단계(880)에서 생성되는 3차원 기하학적 모델의 유출구에서의 경계 조건은 시뮬레이션 및 측정된 관류 데이터 사이의 에러를 감소시키도록 조정될 수 있다(단계(894)). 예를 들어, 에러를 감소시키기 위해, 시뮬레이션된 관류가 측정된 관류보다 낮은 영역(가령, 세그먼트(842, 862, 또는 867))에 공급되는 혈관의 유동에 대해 처방된 저항이 감소될 수 있도록, 경계 조건이 조정될 수 있다. 경계 조건의 다른 파라미터도 조정될 수 있다. 대안으로서, 모델의 지류 구조가 수정될 수 있다. 예를 들어, 단계(880)에서 생성된 기하학적 모델은 도 30 및 도 31과 연계하여 앞서 설명한 바와 같이 증강되어 계량 형태적 모델을 생성할 수 있다. 경계 조건 및/또는 계량 형태적 모델의 파라미터들이 미국특허출원공보 제2010/0017171호(발명의 명칭: "Method for Tuning Patient-Specific Cardiovascular Simulations")에 설명된 방법 또는 다른 방법과 같이, 파라미터 추정 또는 데이터 동화법을 이용하여 계통적으로 또는 실험적으로 조정될 수 있다.
- [0265] 단계(882, 888, 890, 892, 894) 및/또는 도 32의 다른 단계들은, 예를 들어, 시뮬레이션 및 측정된 데이터 간의 에러가 지정 임계값 미만일 때까지, 반복될 수 있다. 그 결과, 신체 정보, 관상 동맥 혈류 정보, 및 심근 관류 정보에 관계된 모델을 이용하여 연산 분석이 수행될 수 있다. 이러한 모델은 진단 용도로, 그리고, 내과적, 인터벤션적, 또는 외과적 요법의 이점을 예측함에 있어 유용할 수 있다.
- [0266] 그 결과, 휴지 시 및/또는 응력 조건 하의 관상 동맥 혈류 및 심근 관류가 3차원 의료 이미징 데이터로부터 구성되는 환자별 기하학적 모델에서 시뮬레이션될 수 있다. 측정되는 심근 관류 데이터는 (가령, 도 32와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이) 시뮬레이션된 심근 관류 결과가 주어진 허용오차 내에서 측정된 심근 관류 데이터와 일치할 때까지 경계 조건을 조정하도록 시뮬레이션된 심근 관류 결과와 조합하여 사용될 수 있다. 더욱 정확한 환자별 관상 동맥 혈류 연산이 제공될 수 있고, 최대 운동 또는 활동, 시뮬레이션된 처리, 또는 다른 조건 하에서 환자를 시뮬레이션할 때와 같이, 측정된 데이터가 가용하지 않은 상황 하에서 심장 전문가가 관상 동맥 혈류 및 심근 관류를 예측할 수 있게 될 수 있다.
- [0267] 좌심실 및/또는 우심실 심근의 환자별 3차원 모델은 관류 세그먼트 또는 서브블록으로 나누어질 수 있다. 또한, 의료 이미징 데이터로부터 결정되는 관상 동맥의 환자별 3차원 기하학적 모델은 증강된 모델 형성을 위해 관류 서브블록에 의해 표현되는 좌심실 및/또는 우심실 심근 벽 내에 있는 또는 심외막 표면 상의 나머지 관상 동맥 트리의 일부분의 계량 형태적 모델과 조합될 수 있다. 주어진, 예를 들어, 질환이 있는, 증강 모델의 위치 하류의 총 심근 체적의 퍼센티지가 연산될 수 있다. 주어진, 예를 들어, 질환이 있는, 증강 모델의 위치에서 총 심근 혈류의 퍼센티지가 또한 연산될 수 있다. 증강 모델은 관상 동맥 혈류 및 심근 관류를 연산하는 데 사용될 수 있다. 관상 동맥 혈류 모델은 시뮬레이션된 관류가 처방된 허용오차 내에서 측정된 관류 데이터와 일치할 때까지 또한 수정될 수 있다.
- [0268] B. **플라크 취약성 평가**
- [0269] 연산 분석은 환자의 대동맥 및 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)에서 측정될 수 있는 플라크(예를 들어, 관상 동맥 아테롬경화성 플라크) 상에 작용하는 환자별 생체기계학적 힘을 정량화하는 결과를 또한 제공할 수 있다. 생체기계학적 힘은 맥동압, 유동, 및 심장 운동에 의해 야기될 수 있다.

- [0270] 도 33은 주요 관상 동맥 중 하나 또는 이로부터 연장되는 지류 중 하나의 벽과 같은, 혈관 벽(902)을 따라 축적되는 플라크(900)의 일례를 보여준다. 플라크의 상류 및 하류 단부 사이의 압력 및/또는 표면적의 차이는, 예를 들어, 혈관을 통해 흐르는 혈액에 의해 야기되는, 적어도 혈류의 방향을 따라 플라크(900)에 작용하는 힘(904)을 생성할 수 있다. 다른 힘(906)은 적어도 혈관 벽(902)에 수직으로 향하는 방향을 따라 플라크(900)의 표면에 작용할 수 있다. 힘(906)은 혈관을 통해 흐르는 혈액의 혈압에 의해 야기될 수 있다. 또 다른 힘(908)은 적어도 혈류의 방향을 따라 플라크(900)의 표면에 작용할 수 있고, 휴식 중, 운동 중, 등의 경우에 혈액학적 힘으로 인한 것일 수 있다.
- [0271] 결과는 (혈관벽 상에 누적되는 플라크가 불안정해져 떨어져나가거나 부서질 때와 같이) 플라크 파열의 위험을 또한 평가할 수 있고, 이러한 파열에 의해 영향받을 수 있는 심근 체적을 또한 평가할 수 있다. 결과는 휴지 상태, 운동 상태, 등과 같은 다양한 시뮬레이션된 생리학적 조건 하에서 평가될 수 있다. 플라크 파열 위험은 (가령, 도 2의 단계(100)에서 결정되는) CCTA 또는 MRI로부터 도출된 재료 조성 데이터를 이용하여 추정되는 플라크 강도에 대한 시뮬레이션된 플라크 응력의 비로 규정될 수 있다.
- [0272] 예를 들어, 도 34는 연산 분석이 출력할 수 있는 결과의 예를 보여준다. 이 결과는 환자의 대동맥 및 관상 동맥 (및 이로부터 연장되는 지류)의 3차원 기하학적 모델(837)과, 세그먼트(842)로 나누어진 환자의 심근 조직의 3차원 기하학적 모델(838)을 포함하는, 도 31의 3차원 기하학적 모델(846)을 포함할 수 있다. 결과는 플라크가 취약하다고 결정되는 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류) 중 하나의 위치(910)를 또한 표시할 수 있고, 위치(910)는 사용자로부터의 입력에 기초하여, 및/또는 추가적으로 상세하게 아래에서 설명되는 바와 같이, 플라크 파열의 위험 평가에 기초하여 식별될 수 있다. 또한, 도 34에 도시되는 바와 같이, (복수의 세그먼트(842)의) 심근 세그먼트(912)는 위치(910)에서 식별되는 플라크의 파열로 인해 높은 확률의 저-관류를 갖는 것으로 식별될 수 있다.
- [0273] 도 35 및 도 36은 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 플라크 취약성, 심근 불륨 위험, 및 심근 관류 위험의 평가에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법(920)의 형태를 보여주는 개략도다. 방법(920)은 도 3에 도시되는 앞서 설명한 단계들 중 하나 이상의 구현에 사용되는 컴퓨터 시스템과 같은, 앞서 설명한 컴퓨터 시스템에서 구현될 수 있다. 방법(920)은 하나 이상의 입력(922)을 이용하여 수행될 수 있고, 입력(922)에 기초한 하나 이상의 모델(930)의 발생과, 모델(930)들 중 하나 이상에 기초한 하나 이상의 생체기계학적 분석(940)의 수행과, 모델(930) 및 생체기계학적 분석(940)에 기초한 다양한 결과 제공을 포함할 수 있다.
- [0274] 입력(922)은 (가령, 도 2의 단계(100)에서 획득되는) CCTA 데이터와 같은, 환자의 대동맥, 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)와 심장의 의료 이미징 데이터(923)를 포함할 수 있다. 입력(922)은 환자의 상완 혈압, 심박동수, 및/또는 다른 측정치(가령, 도 2의 단계(100)에서 얻은 값)과 같이, 환자로부터 측정된 추가적인 생리학적 데이터(924)를 또한 포함할 수 있다. 추가적인 생리학적 데이터(924)는 비침습적으로 얻을 수 있다. 입력(922)은, 아래 설명되는 모델(930)을 발생시키고 및/또는 생체기계학적 분석(940)을 수행하는 데 사용될 수 있다.
- [0275] 앞서 언급한 바와 같이, 하나 이상의 모델(930)이 입력(922)에 기초하여 발생될 수 있다. 예를 들어, 방법(920)은 환자 신체의 3차원 기하학적 모델 전체를 통해 다양한 위치에서 연산된 혈류 및 압력 정보를 포함하는 혈액역학적 모델(932)을 발생시키는 단계들을 포함할 수 있다. 환자 신체의 모델은, 예를 들어, 도 3의 단계(306)에서 발생된 도 8의 고형 모델(320), 및/또는 도 3의 단계(312)에서 발생된 도 17 내지 도 19의 메시(380)과 같은, 의료 이미징 데이터를 이용하여 생성될 수 있고, 예시적인 실시예에서, 혈액역학적 모델(932)은 시뮬레이션된 혈압 모델(50)(도 1), 시뮬레이션된 혈류 모델(52)(도 1), cFFR 모델(54)(도 1), 또는 도 3의 단계(402)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 연산 분석 수행 후 생성되는 다른 시뮬레이션일 수 있다. 유체 구조 상호작용 모델을 포함한 고형 기계식 모델은 공지된 수치 해법과 함께 연산 분석을 통해 풀릴 수 있다. 플라크 및 혈관의 성질은 선형 또는 비-선형, 등방성 또는 이방성으로 모델링될 수 있다. 솔루션은 플라크와 혈관 사이의 계면과 플라크의 응력 및 응력변형을 제공할 수 있다. 도 36의 예시적인 실시예에서, 혈액역학적 모델(932)은 cFFR 모델(54)이다.
- [0276] 방법(920)은 휴지시, 가변 레벨의 운동, 또는 활동 등의 경우와 같이, 다양한 생리학적 상태에서 혈액역학적 힘으로 인해 플라크 내강 표면에 작용하는 압력(906)(도 33) 및 전단 응력(908)(도 33)을 연산함으로써 혈액역학적 모델(932)을 이용한 생체기계학적 분석(940)을 수행하는 단계들을 포함할 수 있다(단계(942)). 압력(906) 및 전단 응력(908)은 가령, 혈압 및 유동과 같은 혈액역학적 모델(932)로부터 정보에 기초하여 연산될 수 있다.
- [0277] 선택적 사항으로서, 방법(920)은 수축기 및 이완기와 같이, 심장 주기의 복수의 페이즈에서 얻는 이미징 데이터

와 같은 4차원 이미징 데이터로부터 혈관 변형을 정량화하기 위한 기하학적 분석 모델(934)을 발생시키는 단계를 또한 포함할 수 있다. 이미징 데이터는 알려져 있는 다양한 이미징 방법을 이용하여 얻을 수 있다. 기하학적 분석 모델(934)은 심장 주기의 서로 다른 페이지에서, 예를 들어, 심장 운동으로 인한, 혈관 위치, 변형, 배향, 및 크기에 관한 정보를 포함할 수 있다. 예를 들어, 종방향 길이변화(신장), 트위스팅(비틀림), 반경 방향 팽창 또는 압축, 및 구부림과 같은 플라크와, 환자의 동맥, 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)의 변형의 다양한 종류가 기하학적 분석 모델(934)에 의해 시뮬레이션될 수 있다.

[0278] 방법(920)은 심장-유도 맥동압으로 인한 플라크와, 환자의 동맥, 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류)의 종방향 연장(lengthening)(신장), 종방향 수축(shortening), 트위스팅(비틀림), 반경 방향 팽창 또는 압축, 및 구부림, 등과 같은 다양한 변형 특성을 연산함으로써 기하학적 분석 모델(934)을 이용하여 생체기계학적 분석을 수행하는 단계를 포함할 수 있다(단계(944)). 이러한 변형 특성은 심장 주기의 복수의 페이지에 걸쳐, 혈관 위치, 배향, 및 크기의 변화와 같은, 기하학적 분석 모델(934)로부터의 정보에 기초하여 연산될 수 있다.

[0279] 이러한 변형 특성의 연산은 환자의 대동맥, 관상 동맥(및 이로부터 연장되는 지류), 플라크, 등의 기하형태와 같은 모델링된 기하형태의 표면 메시 또는 중심선을 결정함으로써 단순화될 수 있다. 서로 다른 페이지 사이의 모델링된 기하 형태 변화를 결정하기 위해, 지류구(branch osita), 석화 병변(clacified lesions), 및 소프트 플라크가 랜드마크로 사용될 수 있다. 랜드마크가 없는 영역에서, 모델링된 기하형태의 길이를 따른 단면 프로파일은 (두 이미지 프레임을 "등록"하기 위해) 두 이미지 프레임 사이의 대응 위치를 식별하는 데 사용될 수 있다. 원시 이미지 데이터에 기초하여 변형가능한 등록 알고리즘은 3차원 변형 필드를 추출하는 데 사용될 수 있다. 연산된 3차원 변형 필드는 그 후, (가령, 혈관 길이와 같은) 모델링된 기하형태와 정렬되는 곡선형 축에 투영될 수 있어서, 변형 필드의 접선 및 직교 성분을 연산할 수 있다. 모델링된 기하 형태(가령, 혈관 길이), 지류 이격 각도, 및 수축기와 이완기 사이의 곡률의 결과적 차이는 혈관이 나타내는 응력 변형의 결정에 사용될 수 있다.

[0280] 방법(920)은 의료 이미징 데이터(923)로부터 플라크 조성 및 성질을 결정하기 위해 플라크 모델(936)의 발생을 또한 포함할 수 있다. 예를 들어, 플라크 모델(936)은 플라크의 밀도 및 다른 물성에 관한 정보를 포함할 수 있다.

[0281] 방법(920)은 플라크, 혈관벽, 및/또는 플라크와 혈관벽 사이의 계면에 관한 정보를 연산하기 위한 혈관벽 모델(938)의 발생을 또한 포함할 수 있다. 예를 들어, 혈관벽 모델(938)은 응력 및 응력 변형에 관한 정보를 포함할 수 있고, 이는, 플라크 모델(936), 압력(906), 및 전단 응력(908)(단계(942)에서 연산됨) 및/또는 변형 특성(단계(944)에서 연산됨)에 포함되는 플라크 조성 및 성질에 기초하여 연산될 수 있다.

[0282] 방법(920)은 혈액학적 힘과 심장 운동-유도 응력변형으로 인해 플라크 상의 응력(가령, 급성 또는 누적 응력)을 연산함으로써 혈관벽 모델(938)을 이용하여 생체기계학적 분석(940)을 수행하는 단계(946)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 플라크 상에 작용하는 유동-유도력(904)(도 33)이 연산될 수 있다. 혈액학적 힘 및 심장 운동-유도 응력변형으로 인한 플라크 상의 응력 또는 힘은, 예를 들어, 플라크 상의 응력 및 응력변형과 같은, 혈관벽 모델(938)으로부터의 정보에 기초하여 연산될 수 있다.

[0283] 방법(920)은 앞서 설명한 모델(930) 중 하나 이상과 생체기계학적 분석(940) 중 하나 이상에 기초하여 추가적 정보를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0284] 플라크 파열 취약성 지수가 연산될 수 있다(단계(950)). 플라크 파열 취약성 지수는 예를 들어, 총 혈액학적 응력, 응력 빈도, 응력 방향, 및/또는 플라크 강도 또는 기타 성질에 기초하여, 연산될 수 있다. 예를 들어, 관심 대상인 플라크를 둘러싸는 영역은 플라크 모델(936)과 같은, 플라크의 3차원 모델(930)로부터 분리될 수 있다. 플라크의 강도는 플라크 모델(936)에 제공되는 물성으로부터 결정될 수 있다. 맥동압, 유동, 심장 운동으로 인한, 관심대상인 플라크 상의 혈액학 및 조직 응력은, 단계(946)에서 앞서 연산된 혈액학적 응력 및 운동-유도 응력변형을 이용함으로써 시뮬레이션된 기준선 및 운동(또는 활동) 조건 하에 연산될 수 있다. 플라크의 취약성은 플라크 강도에 대한 플라크 응력의 비에 기초하여 평가될 수 있다.

[0285] 심근 볼륨 위험 지수(MVRI)가 또한 연산될 수 있다(단계(952)). MVRI는 동맥 트리 내 주어진 위치에서 혈관의 폐색(단힘 또는 차단) 및 플라크 파열에 의해 영향받는 총 심근 볼륨의 퍼센티지로 규정될 수 있다. MVRI는 주어진 플라크 하류의 혈관에 의해 공급되는 심근의 부분에 기초하여 연산될 수 있고, 이는 3차원 혈액학적 솔루션에 기초하여 서로 다른 혈관 내로 플라크가 유동할 수 있는 확률과 하류 혈관의 크기에 대해 플라크의 크기를 고려할 수 있다.

- [0286] 심근은 (가령, 도 30의 단계(835, 840)와 연계하여 설명한 바와 같이) 혈액학적 시뮬레이션에서 각각의 혈관에 의해 공급되는 세그먼트(842)로 모델링 및 분할될 수 있다. 기하학적 모델은 (가령, 도 30의 단계(855)와 연계하여 설명한 바와 같이) 관상 동맥 트리내 차세대 지류(857)를 포함하도록 수정될 수 있고, (가령, 도 30의 단계(860)와 연계하여 설명되는 바와 같이) 심근은 추가적으로 분절될 수 있다. 추가적인 지류(857)는 서브세그먼트(862)에서 생성될 수 있고, 서브세그먼트(862)는 (도 30의 단계(865)와 연계하여 설명한 바와 같이) 더 작은 세그먼트(867)로 더 분절될 수 있다. 앞서 설명한 바와 같은 생리학적 관계를 이용하여, 공급되는 심근의 비례적 양에 혈관의 크기를 관련시킬 수 있다.
- [0287] 파열된 플라크가 따르게될 잠재적 경도가 결정될 수 있다. 혈액학적 솔루션을 이용하여, 플라크 조각 또는 색전물이 서로 다른 하류 혈관 내로 유동할 수 있는 퍼센트 기회를 결정할 수 있다.
- [0288] 파열된 플라크의 크기는 하류 혈관의 크기와 비교되어, 플라크가 궁극적으로 유동에 대한 장애물을 생성할 수 있는 위치를 결정할 수 있다. 이 정보는 파열된 플라크에 의해 잠재적으로 영향받을 수 있는 심근의 볼륨의 확률 맵을 제공하기 위해 취약성 지수와 조합될 수 있다. MvRI는 각각의 잠재적으로 영향받는 세그먼트에 할당될 수 있다. 도 34는, 원위 혈관 내 위치(910)의 취약 플라크가 작은 면적의 심근에 영향을 미칠 확률이 높은, 세그먼트(912)의 예를 보여준다.
- [0289] 심근 관류 위험 지수(MPRI) 역시 연산될 수 있다(단계(954)). MPRI는 동맥 트리 내 주어진 위치에서 혈관의 폐색 및 플라크 파열에 의해 영향받는 총 심근 혈류의 퍼센티지로 규정될 수 있다. 예를 들어, LAD 동맥의 원위부의 플라크 파열은 LAD 동맥의 근위부의 플라크 파열에 비해 낮은 MvRI 및 낮은 MPRI를 나타낼 것이다. 그러나 이러한 지수는, 공급 혈관 내 취약 플라크에 의해 영향받는 심근 볼륨의 일부분이 (예를 들어, 심근 경색에 이어 형성할 수 있는 반흔 조직(Scar tissue)으로 인해) 가능하지 않을 경우, 다를 수 있다. 따라서, MPRI는 MvRI에 의해 표시되는 바와 같이 영향받는 볼륨보다는, 심근 세그먼트에 대한 관류의 잠재적 손실을 표시한다. 도 31의 각각의 세그먼트(842, 862, 또는 867)로의 관류 속도가 연산될 수 있고, 관류 손실은 취약성 지수, 혈액학적 솔루션, 및 플라크 및 혈관의 크기에 기초하여 연산될 수 있다.
- [0290] 그 결과, 맥동압, 맥동류, 맥동 전단 응력, 및/또는 맥동 심장 운동으로 인한 플라크 응력이 연산될 수 있고, 플라크 강도가 의료 이미징 데이터에 기초하여 추정될 수 있으며, 플라크 취약성, 심근 볼륨 위험, 및 심근 관류 위험에 관한 지수가 정량화될 수 있다.
- [0291] VIII. 다른 응용에
- [0292] 앞서 설명한 실시예는 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 정보의 평가와 관련된다. 대안으로서, 실시예는 목, 말초, 복부, 신장, 대퇴부, 슬와부, 및 뇌동맥과 같은, 그러나 이에 제한되지 않는, 신체의 다른 영역의 혈류에 또한 적용될 수 있다.
- [0293] A. 두개내 및 두개의 혈류 모델링
- [0294] 뇌동맥에 관한 실시예가 이제 설명될 것이다. 수많은 질환들이 두개의 또는 두개내 동맥의 혈류 및 혈압에 영향을 미치거나 영향을 받을 수 있다. 두개의외의, 예를 들어, 목 및 척추의, 동맥에서의 아테롬성 동맥 경화증은 뇌를 향한 혈류를 제한할 수 있다. 아테롬성 동맥 경화증의 극심한 현상은 일과성 뇌허혈 발작 또는 허혈성 뇌졸중을 야기할 수 있다. 두개내 또는 두개의 동맥의 동맥류 질환은 허혈성 뇌졸중을 이끄는 색전에 의한 폐색 위험, 또는, 출혈성 뇌졸중을 이끄는 동맥류 파열 위험을 제기할 수 있다. 두부 외상, 고혈압, 두경부암, 동정맥 기형, 기립성 조절 장애, 등과 같은 다른 조건들도 뇌혈류에 또한 영향을 미칠 수 있다. 더욱이, 뇌혈류 감소는 실신과 같은 증상을 유도할 수 있고, 또는, 알츠하이머병 또는 파킨슨병에 이어지는 치매와 같은 만성 신경 장애에 영향을 미칠 수 있다.
- [0295] 알려진 또는 의심되는 두개의 또는 두개내 동맥 질환을 갖는 환자는 다음의 비침습성 진단 검사 - US, MRI, CT, PET - 중 하나 이상을 통상적으로 수용할 수 있다. 그러나, 이러한 검사는 대부분의 환자들에 대한 두개의 및 두개내 동맥에 대한 산체적 및 생리학적 데이터를 효율적으로 제공하지 못할 수 있다.
- [0296] 도 37은 (두개골 내부의) 두개내 및 (두개골 외부의) 두개의 동맥을 포함한, 뇌동맥의 도면이다. 환자별 두개내 및 두개의 혈류에 관한 정보를 결정하기 위한 방법은 앞서 설명한 바와 같이 환자별 관상 동맥 혈류에 관한 정보를 결정하기 위한 방법과 일반적으로 유사할 수 있다.
- [0297] 도 38은 특정 환자의 두개내 및 두개의 혈류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법(1000)의 형태를 보여주

는 개략도다. 방법(1000)은 예를 들어, 도 3에 도시되는 앞서 설명한 단계들 중 하나 이상을 구현하는 데 사용되는 컴퓨터 시스템과 유사한, 컴퓨터 시스템에서 구현될 수 있다. 방법(1000)은 하나 이상의 입력(1010)을 이용하여 수행될 수 있고, 입력(1010)에 기초하여 하나 이상의 모델(1020)을 발생시키는 단계와, 입력(1010) 및/또는 모델(1020)에 기초하여 하나 이상의 조건(1030)을 할당하는 단계와, 모델(1020) 및 조건(1030)에 기초하여 하나 이상의 솔루션(1040)을 도출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0298] 입력(1010)은 (가령, 도 2의 단계(100)와 연계하여 앞서 설명한 바와 유사한 방식으로 얻는) CCTA 데이터와 같이, 환자의 두개내 및 두개의 동맥(예를 들어, 환자의 대동맥, 경동맥(도 37에 도시됨), 척추 동맥(도 37에 도시됨)) 및 뇌의 의료 이미징 데이터(1011)를 포함할 수 있다. 입력(1010)은 (예를 들어, 도 2의 단계(100)와 연계하여 앞서 설명한 것과 유사한 방식으로 얻는) 환자의 상완 혈압, 경동맥 혈압(가령, 토노메트리 이용), 및/또는 다른 측정의 측정치(1012)를 또한 포함할 수 있다. 측정치(1012)는 비침습적으로 얻을 수 있다. 입력(1010)은, 모델(1020)을 발생시키고 및/또는 아래 설명되는 조건(1030)을 결정하는 데 사용될 수 있다.

[0299] 상술한 바와 같이, 하나 이상의 모델(1020)이 입력(1010)에 기초하여 발생될 수 있다. 예를 들어, 방법(1000)은 이미징 데이터(1011)에 기초하여 환자의 두개내 및 두개의 동맥의 하나 이상의 환자별 3차원 기하학적 모델을 발생시키는 단계(1021)를 포함할 수 있다. 3차원 기하학적 모델(1021)은 도 8의 고휘 모델(320) 및 도 17 내지 도 19의 메시(380)를 발생시키기 위해 앞서 설명한 것과 유사한 방법을 이용하여 발생될 수 있다. 예를 들어, 도 3의 단계(306, 312)와 유사한 단계들이 사용되어, 환자의 두개내 및 두개의 동맥을 나타내는 3차원 고휘 모델 및 메시지를 발생시킬 수 있다.

[0300] 다시 도 38을 참조하면, 방법(1000)은 하나 이상의 물리학-기반 혈류 모델을 발생시키는 단계(1022)를 또한 포함할 수 있다. 예를 들어, 혈류 모델은 단계(1021)에서 발생된 환자별 기하학적 모델을 통해 혈류, 심장 및 동맥 순환, 원위 두개내 및 두개의 순환, 등을 나타내는 모델일 수 있다. 혈류 모델은 3차원 기하학적 모델(1021)의 유입 경계 및/또는 유출 경계에서 도 3의 단계(310)와 연계하여 앞서 설명한 차수 축소 모델(예를 들어, 집중 파라미터 모델 또는 분배형(1차원 파동 전파) 모델, 등)을 포함할 수 있다. 대안으로서, 유입 경계 및/또는 유출 경계는 속도, 유량, 압력, 또는 다른 특성, 등을 위한 각자의 처방된 값 또는 필드를 할당받을 수 있다. 다른 대안으로서, 유입 경계가, 가령, 대동맥구를 포함한, 심장 모델에 연결될 수 있다. 유입 및/또는 유출 경계에 대한 파라미터는 심박출량 및 혈압을 포함한, 그러나 이에 제한되지 않는, 측정된 또는 선택된 생리학 조건에 일치하도록 조정될 수 있다.

[0301] 앞서 언급한 바와 같이, 하나 이상의 조건(1030)들이 입력(1010) 및/또는 모델(1020)에 기초하여 결정될 수 있다. 조건(1030)은 단계(1022)(및 도 3의 단계(310))에서 결정된 경계 조건에 대해 연산된 파라미터를 포함한다. 예를 들어, 방법(1000)은 (가령, 도 3의 단계(240)와 연계하여 앞서 설명한 것과 유사한 방식으로 얻은) 이미징 데이터(1011)에 기초하여 환자별 뇌 또는 두부 볼륨을 연산함으로써 조건을 결정하는 단계(1031)를 포함할 수 있다.

[0302] 방법(1000)은 단계(1031)에서 연산된 뇌 또는 두부 볼륨을 이용하여,  $Q = Q_0 M^a$  관계에 기초하여, 휴지 뇌 혈류  $Q$ 를 연산함으로써 조건을 결정하는 단계(1032)를 포함할 수 있고, 이때,  $a$ 는 기설정된 스케일링 지수이고,  $M$ 은 뇌 EH는 두부 볼륨으로부터 결정되는 뇌 질량이며,  $Q_0$ 는 (가령, 도 3의 단계(310)에서 집중 파라미터 모델의 결정과 연계하여 앞서 설명한 생리학적 관계와 유사한) 기설정 상수다. 대안으로서, 이 관계는 도 3의 단계(310)에서 집중 파라미터 모델의 결정과 연계하여 앞서 설명한 바와 같이,  $Q \propto Q_0 M^a$ 의 형태를 가질 수 있다.

[0303] 방법(1000)은 단계(1032)에서 연산된 결과적 관상 동맥 혈류와, 환자의 측정된 혈압(1012)을 이용하여, (가령, 도 3의 단계(310)에서 집중 파라미터 모델의 결정과 연계하여 앞서 설명한 방법과 유사하게) 총 휴지 뇌 저항을 연산함으로써 조건을 결정하는 단계(1033)를 또한 포함할 수 있다. 예를 들어, 단계(1032)에서 결정되는 기준선(휴지) 조건 하에 3차원 기하학적 모델(1021)의 유출 경계에서의 총 뇌 혈류( $Q$ )와 측정된 혈압(1012)을 이용하여, 기설정된, 실험적으로 도출되는 방정식에 기초하여 유출 경계에서 총 저항( $R$ )을 결정할 수 있다. 저항, 커패시턴스, 인덕턴스, 및 집중 파라미터 모델에 사용된 다양한 전기적 구성요소에 관련된 다른 변수가, (가령, 도 3의 단계(310)에서 집중 파라미터 모델의 결정과 연계하여 앞서 설명한 바와 같이) 경계 조건에 포함될 수 있다.

- [0304] 방법(1000)은 단계(1033)에서 연산된 총 휴지 뇌저항과 모델(1020)을 이용하여, 개별 두개내 및 두개의 동맥에 대한 개별 저항을 연산함으로써 조건을 결정하는 단계(1034)를 또한 포함할 수 있다. 예를 들어, 도 3의 단계(310)와 연계하여 앞서 설명한 방법과 유사하게, 단계(1033)에서 연산된 총 휴지 뇌 저항(R)은 개별 두개내 및 두개의 동맥의 말단부의 (단계(1021)에서 발생된 기하학적 모델로부터 결정되는) 크기에 기초하여, 그리고,  $R = R_0 d^\beta$  관계에 기초하여, 개별 두개내 및 두개의 동맥에 분배될 수 있고, 이때, R은 특정 말단부에서의 유동에 대한 저항이고,  $R_0$ 는 기설정 상수이며, d는 크기(가령, 상기 말단부의 직경)이고,  $\beta$ 는, 도 3의 단계(310)에서 집중 파라미터 모델의 결정과 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 기설정 거듭제곱 법칙 지수다.
- [0305] 도 38을 다시 참조하면, 방법(1000)은 환자의 하나 이상의 물리적 조건에 기초하여 경계 조건을 조정하는 단계(1035)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 단계(1031-1034)에서 결정된 파라미터는, 솔루션(1040)이 휴지 상태, 가변 레벨의 응력, 가변 레벨의 압수용기 응답 또는 다른 자율 피드백 제어, 가변 레벨의 충혈, 가변 레벨의 운동, 활동, 고혈압, 또는 저혈압, 서로 다른 약물, 자세 변화, 및/또는 기타 조건을 시뮬레이션하도록 의도되는지 여부에 기초하여 수정될 수 있다. 파라미터(가령, 유출 경계에서의 경계 조건에 관한 파라미터)는 가령, 미세 혈관 기능 장애 또는 내피 건강으로 인해, 두개내 및 두개의 동맥의 혈관 확장 기능(혈관의 폭을 넓히는 능력)에 기초하여 또한 조정될 수 있다.
- [0306] 입력(1010), 모델(1020), 및 조건(1030)에 기초하여, 예를 들어, 도 3의 단계(402)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 연산 분석이 수행되어, 단계(1035)에서 선택된 물리적 조건 하에 환자의 관상 동맥 혈류에 관한 정보를 포함하는 솔루션(1040)을 결정할 수 있다(단계(1041)). 솔루션(1040)으로부터 제공될 수 있는 정보의 예는, 도 1 및 도 21 내지 도 24와 연계하여 앞서 설명한 예, 가령, 시뮬레이션된 혈압 모델, 시뮬레이션된 혈류 모델, 등과 유사할 수 있다. 결과는 예를 들어, 유량, 총 뇌 유동, 혈관벽 전단 응력, 혈관벽 상에 작용하는 트랙션 또는 전단력, 아테롬 경화성 플라크 또는 동맥류, 입자/혈액 체류 시간, 혈관벽 움직임, 혈액 전단율, 등을 결정하는 데 또한 사용될 수 있다. 이 결과는 혈액 순환으로 인해 혈관 시스템 내 특정 영역으로부터 빠져나가는 색전이 혈액 순환으로 인해 가장 이동하기 쉬울 수 있는 위치를 분석하는 데 또한 사용될 수 있다.
- [0307] 컴퓨터 시스템은 사용자가 기하학적으로 다양한 변화를 시뮬레이션할 수 있게 한다. 예를 들어, 모델(1020), 가령, 단계(1021)에서 발생된 환자별 기하학적 모델은, (가령, 급성 폐색과 같이) 동맥을 폐색하는 결과를 예측하도록 수정될 수 있다. 일부 외과적 절차에서, 암종양을 제거할 때와 같은 경우에, 하나 이상의 두개의 동맥이 손상되거나 제거될 수 있다. 따라서, 단계(1021)에서 발생된 환자별 기하학적 모델은, 환자에 대한 적정 혈류를 공급하기 위한 부행 경로의 가능성을 예측하기 위해, 두개의 동맥들 중 하나 이상에 대한 혈류를 방지하는 효과를 시뮬레이션하도록 또한 수정될 수 있다.
- [0308] 컴퓨터 시스템은 가령, 급성 폐색의, 인터벤션 또는 외과적 치료와 같이, 다양한 치료 옵션의 결과를 사용자가 시뮬레이션할 수 있게 한다. 시뮬레이션은 앞서 설명한 바와 같이, 두개내 및 두개의 동맥을 나타내는 3차원 고품질 모델 또는 메시를, 도 27 및 도 28과 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 차수 축소 모델을 이용하여, 대체함으로써, 더욱 신속하게 수행될 수 있다. 그 결과, 1차원 또는 집중 파라미터 모델과 같은 차수 축소 모델이 환자별 모델의 혈류 및 압력을 더욱 효율적으로 신속하게 구할 수 있고, 솔루션의 결과를 디스플레이할 수 있다.
- [0309] 특정 환자에 의한 혈관 확장 자극에 대한 반응은 휴지 상태의 환자에 대한 혈액학적 정보에 기초하여, 또는, 서로 다른 질환 상태에 대한 인구-기반 데이터에 기초하여, 예측될 수 있다. 예를 들어, (가령, 단계(1032)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이) 거듭제곱 법칙 및 뇌 질량에 기초하여 할당된 유동 분포로, 기준선에서(휴지 상태), (단계(1041)에서 앞서 설명한 바와 같이) 시뮬레이션이 가동된다. (가령, 단계(1033, 1034)에서 결정되는) 저항 값은 적절한 관류를 실현하도록 조정될 수 있다. 대안으로서, 당뇨병, 약물, 및 과거 심장 사고와 같은 요인들을 갖는 환자 인구로부터의 데이터는 서로 다른 저항을 할당하는 데 사용된다. 단독으로, 또는 혈액학적 정보(가령, 벽 전단 응력 또는 유동 및 혈관 크기의 관계)와 조합하여, 휴지 조건 하에서 저항의 조정은, 원위 뇌 혈관을 팽창시키기 위한 나머지 용량을 결정하는 데 사용될 수 있다. 높은 유동 대 혈관 크기 비를 갖는 환자 또는 휴지 유동 요건을 충족시키기 위해 저항 감소를 요구하는 환자는 생리학적 응력 하에 혈관을 추가적으로 팽창시키기 위해 감소된 용량을 가질 수 있다.
- [0310] (가령, 단계(1041)에서 결정되는) 뇌동맥의 개별 세그먼트 간 유량 및 압력 구배를 이용하여 뇌동맥 저항을 연산할 수 있다. 뇌동맥 저항은 (가령, 단계(1021)로부터 발생되는) 의료 이미징 데이터로부터 발생되는 환자별 기하학적 모델에 포함된 두개의 및 두개내 동맥의 부분들의 대등한 저항으로 연산될 수 있다. 뇌동맥 저항은 두개의 및/또는 두개내 동맥의 확산성 아테롬성 동맥 경화증을 갖는 환자들이 왜 실신(의식 또는 자세의 일시적

상실, 가령, 기절) 또는 국소 빈혈(혈액 공급 제한)의 증상을 나타낼 수 있는 지를 설명함에 있어서 임상적 중요도를 가질 수 있다.

[0311] 또한, 기준선 또는 변경된 생리학적 조건 하에서 뇌 조직 볼륨(또는 질량) 단위 당 유동은 가령, 단계(1041)에서 결정된 유동 정보와, 단계(1031)에서 연산된 뇌조직 볼륨 또는 질량에 기초하여, 연산될 수 있다. 이 연산은 만성 신경 장애에 대한 혈류 감소의 영향을 이해하는 데 유용할 수 있다. 이 연산은 항고혈압제 투여와 같은 내과적 처방을 선택 또는 개선함에 있어 또한 유용할 수 있다. 추가적인 결과는 트라우마(심적 외상), 뇌진탕, 외부 생리학적 응력, 과도한 G-포스, 무중력 상태, 우주 비행, 심해 분해(가령, 벤트), 등)의 결과의 정량화 단계를 포함할 수 있다.

[0312] 조합된 환자별 신체적(기하학적) 및 생리학적(물리학-기반) 모델을 이용하여, 심박동수, 1회 박출량, 혈압, 또는 뇌동맥 혈류에 대한 뇌 미소순환 기능을 변경시키는 서로 다른 약물 치료 또는 라이프스타일 변화(가령, 금연, 다이어트 변화, 또는 물리적 활동 증가)의 효과를 결정할 수 있다. 조합된 모델은, 가령, 축구할 때, 우주 비행 중에, 스쿠버 다이빙 중에, 항공 비행 중, 등과 같이, 잠재적 외인력에 대한 노출 위험 또는 가변적 레벨의 물리적 활동 및/또는 대안의 형태의 뇌동맥 혈류에 대한 영향을 결정하는 데 또한 사용될 수 있다. 이러한 정보는 특정 환자에 대해 안전하고 효과적인 수 있는 물리적 활동의 수준 및 종류를 식별하는 데 사용될 수 있다. 조합된 모델은 최적의 인터벤션 기법을 선택하기 위해 뇌동맥 혈류에 대한 경피적 인터벤션의 잠재적 이점을 예측하는 데 또한 사용될 수 있고, 및/또는, 최적의 외과적 기법을 선택하기 위해 뇌동맥 혈류에 대한 경동맥 내막 절제술 또는 외부-경동맥으로부터 내부-경동맥으로의 우회술의 잠재적 이점을 예측하는 데 또한 사용될 수 있다.

[0313] 조합 모델은 뇌동맥 혈류에 대한 동맥 질환의 부담 증가의 잠재적 유해 효과를 나타내기 위해 또한 사용될 수 있고, 질환 진행이 뇌를 향한 혈류의 절충으로 나타날 수 있을 때를, 기계론적 또는 현상학적 질환 진행 모델 또는 실험적 데이터를 이용하여 예측하는 데 또한 사용될 수 있다. 이러한 정보는 비침습성 이미징을 이용한 혈역학적으로 중요한 질환으로부터 최초로 자유롭다고 관찰된 환자가 내과적, 인터벤션적, 또는 외과적 처방을 요구할 것을 기대하지 못할 수 있는 "보증 주기"의 결정을 가능하게 할 수 있고, 또는, 대안으로서, 조약 재료가 계속될 경우 진행이 이루어질 수 있는 속도의 결정을 가능하게 할 수 있다.

[0314] 조합 모델은 질환의 부담 감소로부터 나타나는 뇌동맥 혈류에 대한 잠재적 유익한 효과를 나타내는 데 또한 사용될 수 있고, 기계론적 또는 현상학적 질환 진행 모델 또는 실험 데이터를 이용하여, 질환의 후퇴가 뇌로의 혈류 증가로 나타날 수 있을 때를 예측하는 데 또한 사용될 수 있다. 이러한 정보는 다이어트 변화, 물리적 활동 증가, 스타틴 또는 다른 약물, 등의 처방전을 포함한, 그러나 이에 제한되지 않는, 내과적 관리 프로그램을 안내하는 데 사용될 수 있다.

[0315] 조합 모델은 동맥 폐색 효과를 예측하는 데 또한 사용될 수 있다. 암종양의 제어과 같은, 일부 외과적 절차에서, 일부 두개의 동맥이 손상 또는 제거될 수 있다. 두개의 동맥 중 하나로의 혈류를 방지하는 효과의 시뮬레이션은 특정 환자에 대한 적절한 혈류 공급을 위한 부행 경로에 대한 가능성을 예측할 수 있게 한다.

[0316] i. 뇌 관류 평가

[0317] 다른 결과를 연산할 수 있다. 예를 들어, 연산 분석은 뇌 관류(대뇌를 통한 혈류)를 정량화하는 결과를 제공할 수 있다. 뇌 관류 정량화는 뇌 혈류 감소 영역의 식별을 도울 수 있다.

[0318] 도 39는 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 뇌 관류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법(1050)에 관한 개략도를 도시한다. 방법(1050)은 가령, 도 3에 도시되는 앞서 설명한 단계들 중 하나 이상의 구현에 사용되는 컴퓨터 시스템과 유사한, 앞서 설명한 컴퓨터 시스템에서 구현될 수 있다.

[0319] 방법(1050)은 하나 이상의 입력(1052)을 이용하여 수행될 수 있다. 입력(1052)은 (가령, 도 2의 단계(100)와 연계하여 앞서 설명한 것과 유사한 방식으로 얻는) CCTA 데이터와 같이, 환자의 대동맥, 경동맥(도 37에 도시됨), 척추 동맥(도 37에 도시됨), 및 뇌와 같은 환자의 두개외 및 두개내 동맥의 의료 이미징 데이터(1053)를 포함할 수 있다. 입력(1052)은 환자의 상완 혈압, 심박동수, 및/또는 기타 측정치(가령, 도 2의 단계(100)와 연계하여 앞서 설명한 것과 유사한 방식으로 얻는 것)와 같이, 환자로부터 측정되는 추가적인 생리학적 데이터(1054)를 또한 포함할 수 있다. 추가적인 생리학적 데이터(1054)는 비침습적으로 얻을 수 있다. 입력(1052)은 아래 설명되는 단계들을 수행하는 데 사용될 수 있다.

[0320] 환자의 뇌 조직의 3차원 기하학적 모델은 이미징 데이터(1053)에 기초하여 생성될 수 있고(단계(1060)), 기하학적 모델은 (가령, 도 29 내지 도 32와 연계하여 앞서 설명한 것과 유사한 방식으로) 세그먼트 또는 볼륨으로 나

누어질 수 있다(단계(1062)). 개별 세그먼트의 크기 및 위치는 두개내 및 두개의 동맥의 유출 경계의 위치와, 각자의 세그먼트 내의 또는 각자의 세그먼트에 연결된 혈관의 크기(가령, 이웃 혈관), 등에 기초하여 결정될 수 있다. 기하학적 모델을 세그먼트로 나누는 것은 고속 마칭법(fast marching method), 일반화된 고속 마칭법, 레벨 세트법, 확산 방정식, 다공 매체를 통한 유동 통계 방정식, 등과 같이, 알려져 있는 다양한 방법을 이용하여 수행될 수 있다.

[0321] 3차원 기하학적 모델은, 이미징 데이터(1053)에 기초하여 모델링될 수 있는, 환자의 두개내 및 두개의 동맥의 일부분을 또한 포함할 수 있다(단계(1064)). 예를 들어, 단계(1062, 1064)에서, 뇌 조직과 두개내 및 두개의 정맥을 포함하는 3차원 기하학적 모델이 생성될 수 있다.

[0322] 가령, 도 3의 단계(402)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이 연산 분석이 수행되어, 사용자에게 의해 결정되는 물리적 조건 하에 환자의 뇌혈류에 관한 정보를 포함하는 솔루션을 결정할 수 있다(단계(1066)). 예를 들어, 물리적 조건은 휴식 상태, 가변적 레벨의 응력, 가변적 레벨의 압수용기 반응, 또는 다른 자율 피드백 제어, 가변적 레벨의 충혈, 가변적 레벨의 운동 또는 활동, 서로 다른 약물 처방, 자세 변화, 및/또는 기타 조건을 포함할 수 있다. 솔루션은 명시된 물리적 조건 하에 단계(1064)에서 모델링된 환자의 신체 내 다양한 위치에서 혈류 및 혈압과 같은 정보를 제공할 수 있다. 연산 분석은 집중 파라미터 또는 일차원 모델로부터 도출되는 유출 경계에서 경계 조건을 이용하여 수행될 수 있다. 일차원 모델은 도 40과 연계하여 아래에서 설명되는 바와 같이 뇌 조직의 세그먼트를 충전시키도록 발생될 수 있다.

[0323] 단계(1066)에서 결정된 혈류 정보에 기초하여, 단계(1062)에서 생성된 뇌의 각자의 세그먼트 내로 혈류의 관류가 순환될 수 있다(단계(1068)). 예를 들어, 관류는 유출 경계의 각각의 유출구로부터 유동을, 유출구가 관류되는 분절된 뇌의 볼륨으로 나눔으로써 연산될 수 있다.

[0324] 단계(1068)에서 결정된 뇌의 각자의 세그먼트에 대한 관류는 단계(1060 또는 1062)에서 발생된 뇌의 기하학적 모델 상에 디스플레이될 수 있다(단계(1070)). 예를 들어, 단계(1060)에서 생성된 기하학적 모델에 도시되는 뇌의 세그먼트들은, 각자의 세그먼트 내로 혈류의 관류를 표시하기 위해 서로 다른 음영 또는 색상으로 나타낼 수 있다.

[0325] 도 40은 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 뇌 관류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법(1100)에 관한 다른 개략도를 보여준다. 방법(1100)은, 가령, 도 3에 도시되는, 앞서 설명한 단계들 중 하나 이상의 구현에 사용되는 컴퓨터 시스템과 유사한, 앞서 설명한 컴퓨터 시스템에서 구현될 수 있다.

[0326] 방법(1100)은 (가령, 도 2의 단계(100)과 연계하여 앞서 설명한 것과 유사한 방식으로 획득되는) CCTA 데이터와 같이, 환자의 대동맥, 경동맥(도 37에 도시됨), 척추 동맥(도 37에 도시됨), 및 뇌의 의료 이미징 데이터(1103)를 포함할 수 있는 하나 이상의 입력(1102)을 이용하여 수행될 수 있다. 입력(1102)은 아래 설명되는 단계들을 수행하는 데 사용될 수 있다.

[0327] 환자 뇌 조직의 3차원 기하학적 모델은 이미징 데이터(1103)에 기초하여 생성될 수 있다(단계(1110)). 모델은 이미징 데이터(1103)에 기초하여 또한 생성될 수 있는, 환자의 대동맥, 경동맥(도 37에 도시됨), 및 척추 동맥(도 37에 도시됨)의 일부분을 또한 포함할 수 있다. 예를 들어, 상술한 바와 같이, 뇌조직과 두개내 및 두개의 동맥을 포함하는 3차원 기하학적 모델이 생성될 수 있다. 단계(1110)는 앞서 설명된 도 39의 단계(1060, 1064)를 포함할 수 있다.

[0328] 단계(1110)에서 생성된 기하학적 뇌 조직 모델은 볼륨 또는 세그먼트로 나누어질 수 있다(단계(1112)). 단계(1112)는 앞서 설명한 도 39의 단계(1062)를 포함할 수 있다. 기하학적 뇌조직 모델은 (가령, 도 29 내지 도 32와 연계하여 앞서 설명한 것과 유사한 방식으로) 뇌 트리 내 차세대 지류를 포함하도록 더 수정될 수도 있다(단계(1118)). 지류의 위치 및 크기는 두개내 및 두개의 동맥에 대한 중심선에 기초하여 결정될 수 있다. 중심선은 가령, 이미징 데이터(1103)에 기초하여, 결정될 수 있다(단계(1114)). 계량 형태적 모델(유출 경계에서 알려진 유출구 하류의 혈관 위치 및 크기를 예측하는 데 사용되는 모델)에 기초하여, 및/또는, 혈관 크기에 관련된 생리학적 지류 법칙에 기초하여, 지류의 위치 및 크기를 결정하는 데 알고리즘이 또한 사용될 수 있다(단계(1116)). 계량 형태적 모델은 뇌 조직의 기하학적 모델 내에 놓인 또는 뇌 조직의 외부층 상에 제공되는, 기하학적 모델에 포함된, 두개내 및 두개의 동맥의 하류 단부까지 증강될 수 있다.

[0329] 뇌는 (도 29 내지 도 32와 연계하여 앞서 설명한 것과 유사한 방식으로) 단계(1118)에서 생성된 지류에 기초하여 추가적으로 분절될 수 있다(단계(1120)). 추가적인 지류가 서브세그먼트에서 생성될 수 있고, 이러한 서브세그먼트는 (가령, 도 29 내지 도 32와 연계하여 앞서 설명한 것과 유사한 방식으로) 더 작은 세그먼트로 추가적

으로 분절될 수 있다(단계(1122)). 요망 해상도의 볼륨 크기 및/또는 뇌 크기를 얻을 때까지 지류의 생성 및 볼륨의 세부 분절 단계가 반복될 수 있다. 단계(1118, 1122)에서 새 지류를 포함하도록 증강된 기하학적 모델은 그 후, 단계(1122)에서 발생된 서브세그먼트와 같은, 서브세그먼트 내로의 뇌 혈류 및 뇌 관류를 연산하는 데 사용될 수 있다.

[0330] 따라서, 앞서 설명한 연산 분석을 수행하는 데 증강 모델이 사용될 수 있다. 연산 분석의 결과는 환자별 뇌동맥 모델로부터 혈류에 관한 정보를, (단계(1118, 1122)에서 발생되는 지류를 포함한) 발생된 계량 형태적 모델 내로 제공할 수 있고, 이는 단계(1122)에서 발생된 관류 서브세그먼트 각각 내로 연장될 수 있다.

[0331] 도 41은 예시적인 실시예에 따라 특정 환자의 뇌 관류에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법(1150)에 관한 다른 개략도를 보여준다. 방법(1150)은 예를 들어, 도 3에 도시되는, 앞서 설명한 단계들 중 하나 이상의 구현에 사용되는 컴퓨터 시스템과 같은, 앞서 설명한 컴퓨터 시스템에서 구현될 수 있다.

[0332] 방법(1150)은 하나 이상의 입력(1152)을 이용하여 수행될 수 있다. 입력(1152)은 (도 2의 단계(100)와 연계하여 앞서 설명한 것과 유사한 방식으로 얻는) CCTA 데이터와 같은, 환자의 대동맥, 경동맥(도 37에 도시됨), 척추동맥(도 37에 도시됨), 및 뇌의 의료 이미징 데이터(1153)를 포함할 수 있다. 입력(1152)은 (가령, 도 2의 단계(100)에서 얻은) 환자의 상완 혈압, 심박동수, 및/또는 기타 측정치와 같이, 환자로부터 측정되는 추가적인 생리학적 데이터(1154)를 또한 포함할 수 있다. 추가적인 생리학적 데이터(1154)는 비침습적으로 얻을 수 있다. 입력(1152)은 (예를 들어, CT, PET, SPECT, MRI, 등을 이용하여) 환자로부터 측정되는 뇌 관류 데이터(1155)를 더 포함할 수 있다. 입력(1152)은 아래 설명되는 단계들을 수행하는 데 사용될 수 있다.

[0333] 환자의 두개내 및 두개외 동맥의 3차원 기하학적 모델은 이미징 데이터(1153)에 기초하여 생성될 수 있다(단계(1160)). 단계(1160)는 앞서 설명한 도 39의 단계(1064)와 유사할 수 있다.

[0334] 가령, 도 3의 단계(402)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이 연산 분석이 수행되어, 사용자에게 의해 결정되는 물리적 조건 하에 환자의 뇌혈류에 관한 정보를 포함하는 솔루션을 결정할 수 있다(단계(1162)). 예를 들어, 물리적 조건은 휴지 상태, 가변적 레벨의 응력, 가변적 레벨의 압수용기 반응, 또는 다른 자율 피드백 제어, 가변적 레벨의 충혈, 가변적 레벨의 운동 또는 활동, 서로 다른 약물 처방, 자세 변화, 및/또는 기타 조건을 포함할 수 있다. 솔루션은 명시된 물리적 조건 하에 단계(1160)에서 모델링된 환자의 신체 내 다양한 위치에서 혈류 및 혈압과 같은 정보를 제공할 수 있다. 단계(1162)는 앞서 설명한 도 39의 단계(1066)와 유사할 수 있다.

[0335] 또한, 환자의 뇌조직의 3차원 기하학적 모델이 이미징 데이터(1153)에 기초하여 생성될 수 있다(단계(1164)). 예를 들어, 단계(1160, 1164)에서, 뇌조직과 두개내 및 두개외 동맥을 포함하는 3차원 기하학적 모델이 생성될 수 있다. 단계(1164)는 앞서 설명한 도 39의 단계(1060)와 유사할 수 있다.

[0336] 기하학적 모델은 세그먼트 또는 서브볼륨으로 나누어질 수 있다(단계(1166)). 단계(1166)는 앞서 설명한 도 39의 단계(1062)와 유사할 수 있다.

[0337] 단계(1162)에서 결정된 혈류 정보에 기초하여, 단계(1166)에서 생성된 뇌조직의 각자의 세그먼트 내로 혈류의 관류가, 연산될 수 있다(단계(1168)). 단계(1168)는 앞서 설명한 도 39의 단계(1068)과 유사할 수 있다.

[0338] 뇌 조직의 각자의 세그먼트에 대한 연산된 관류는, 단계(1164, 또는 1166)에서 발생된 뇌조직의 기하학적 모델 상에 디스플레이될 수 있다(단계(1170)). 단계(1170)는 앞서 설명한 도 39의 단계(1070)와 유사할 수 있다.

[0339] 단계(1170)에서 뇌조직의 3차원 기하학적 모델에 매핑된 시뮬레이션된 관류 데이터는 측정된 뇌 관류 데이터(1155)와 비교될 수 있다(단계(1172)). 이러한 비교는 뇌 조직의 3차원 표현 상에 다양한 색상 및/또는 음영을 이용하여 시뮬레이션 및 측정된 관류 데이터의 차이를 표시할 수 있다.

[0340] 단계(1160)에서 생성된 3차원 기하학적 모델의 유출구에서 경계 조건은 시뮬레이션된, 그리고 측정된 관류 데이터 간의 에러를 감소시키도록 조정될 수 있다(단계(1174)). 예를 들어, 에러를 감소시키기 위해, 시뮬레이션된 관류가 측정된 관류보다 낮은 영역(예를 들어, 단계(1166)에서 생성된 세그먼트)에 공급되는 혈관의 유동에 대한 처방된 저항이 감소될 수 있도록, 경계 조건이 조정될 수 있다. 경계 조건의 다른 파라미터도 조정될 수 있다. 대안으로서, 모델의 지류 구조가 수정될 수 있다. 예를 들어, 단계(1160)에서 생성된 기하학적 모델은 도 40과 연계하여 앞서 설명한 바와 같이 증강되어 계량 형태적 모델을 생성할 수 있다. 계량 형태적 모델 및/또는 경계 조건의 파라미터는 미국특허출원공보 제2010/0017171호(발명의 명칭: "Method for Tuning Patient-Specific Cardiovascular Simulations")에 설명된 방법 또는 다른 방법과 같이, 파라미터 추정 또는 데이터 동화법을 이용하여 계통적으로 또는 실험적으로 조정될 수 있다.

- [0341] 단계(1162, 1168, 1170, 1172, 1174) 및/또는 도 41의 다른 단계들은, 예를 들어, 시뮬레이션 및 측정된 관류 데이터 간의 에러가 지정 임계값 미만일 때까지, 반복될 수 있다. 그 결과, 신체 정보, 뇌 혈류 정보, 및 뇌 관류 정보에 관계된 모델을 이용하여 연산 분석이 수행될 수 있다. 이러한 모델은 진단 용도로, 그리고, 내과적, 인터벤션적, 또는 외과적 요법의 이점을 예측함에 있어 유용할 수 있다.
- [0342] 그 결과, 기준선 조건 또는 변경된 생리학적 상태 하에서 두개외 및 두개내 동맥 혈류와 뇌 관류가 연산될 수 있다. 뇌 관류 데이터는 시뮬레이션된 뇌 관류 결과와 조합하여 사용되어, 시뮬레이션된 뇌 관류 결과가 주어진 허용 공차 내에서 측정된 뇌 관류 데이터와 일치할 때까지, 두개내 동맥 혈류의 경계 조건을 조정할 수 있다. 따라서, 더욱 정확한 환자별 두개외 및 두개내 동맥 혈류 연산이 제공될 수 있고, 측정된 데이터가 가용하지 않을 때 의사가 뇌동맥 혈류 및 뇌 관류를 예측할 수 있다(가령, 운동, 활동, 자세 변화, 또는 시뮬레이션된 치료와 같은, 소정의 물리적 조건). 뇌의 환자별 3차원 모델은 관류 세그먼트 또는 볼륨으로 나누어질 수 있고, 환자가 뇌의 다양한 영역에 대해 적절한 최소 관류를 수용하고 있는 지 여부가 결정될 수 있다.
- [0343] 두개내 동맥의 환자별 3차원 기하학적 모델은 의료 이미징 데이터로부터 발생될 수 있고, (가령, 도 40과 연계하여 설명되는 바와 같이) 관류 세그먼트 또는 서브볼륨으로 표현되는 나머지 두개내 동맥 트리의 일부분의 계량 형태적 모델과 조합될 수 있다. 주어진, 예를 들어, 질환이 있는, 증강 모델의 위치 하류의 총 뇌 체적(또는 질량)의 퍼센티지가 연산될 수 있다. 또한, 주어진, 예를 들어, 질환이 있는, 증강 모델의 위치에서 총 뇌 혈류의 퍼센티지가 연산될 수 있다. 추가적으로, 기능적 이미징 연구(가령, 기능적 자기 공명 이미징(fMRI)), 관류 CT 또는 MRI에서 언급되는 적자는 허혈성 뇌졸중, 실신, 기립성 조절 장애, 트라우마, 또는 만성 신경 장애를 갖는 환자의 경우 유용할 수 있는, 공급 혈관, 신체 변형, 손상된 자기조절 메커니즘, 저혈압, 또는 다른 조건의 질환으로 추적될 수 있다.
- [0344] ii. 플라크 취약성 평가
- [0345] 연산 분석은 환자의 두개내 및 두개외 정맥, 가령, 경동맥 아테롬경화성 플라크 내에 측정될 수 있는 플라크 상에 작용하는 환자별 생체기계학적 힘을 정량화하는 결과를 또한 제공할 수 있다. 생체기계학적 힘은 맥동압, 운동, 및 심장 운동에 의해 야기될 수 있다.
- [0346] 도 42는 예시적인 실시예에 따라, 특정 환자의 플라크 취약성, 뇌 볼륨 위험, 및 뇌 관류 위험의 평가에 관한 다양한 정보를 제공하기 위한 방법(1200)의 형태를 보여주는 개략도다. 방법(1200)은 가령, 도 3에 도시되는, 앞서 설명한 단계들 중 하나 이상의 구현에 사용되는 컴퓨터 시스템과 유사한, 앞서 설명한 컴퓨터 시스템에서 구현될 수 있다. 방법(1200)은 하나 이상의 입력(1202)을 이용하여 수행될 수 있고, 입력(1202)에 기초하여 하나 이상의 모델(1210)을 발생시키는 단계와, 모델(1210) 중 하나 이상에 기초하여 하나 이상의 생체기계학적 분석(1220)을 수행하는 단계와, 모델(1210) 및 생체기계학적 분석(1220)에 기초하여 다양한 결과를 제공하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0347] 입력(1202)은 (가령, 도 2의 단계(100)와 연계하여 앞서 설명한 바와 유사한 방식으로 얻는) CCTA 데이터와 같이, 환자의 대동맥, 경동맥(도 37에 도시됨), 척추 동맥(도 37에 도시됨), 및 뇌와 같은, 환자의 두개내 및 두개외 동맥의 의료 이미징 데이터(1203)를 포함할 수 있다. 입력(1202)은 (가령, 도 2의 단계(100)와 연계하여 앞서 설명한 바와 유사한 방식으로 얻는) 환자의 상완 혈압, 심박동수, 및/또는 기타 측정치와 같이, 환자로부터 측정되는 추가적인 생리학적 데이터를 또한 포함할 수 있다. 추가적인 생리학적 데이터(1204)는 비침습적으로 얻을 수 있다. 입력(1202)은 아래 설명되는 모델(1210)의 발생 및 생체기계학적 분석(1220)의 수행에 사용될 수 있다.
- [0348] 앞서 언급한 바와 같이, 하나 이상의 모델(1210)이 입력(1202)에 기초하여 발생될 수 있다. 예를 들어, 방법(1200)은 환자 신체의 3차원 기하학적 모델 전체를 통해 다양한 위치에서 연산된 혈류 및 혈압 정보를 포함하는 혈역학적 모델(1212)을 발생시키는 단계를 포함할 수 있다. 환자 신체의 모델은 의료 이미징 데이터(1203)를 이용하여 생성될 수 있고, 예시적인 실시예에서, 혈역학적 모델(1212)은, 가령, 도 3의 단계(402)와 연계하여 앞서 설명한 바와 같이, 연산 분석 수행 후 생성되는, 시뮬레이션된 혈압 모델, 시뮬레이션된 혈류 모델, 또는 기타 시뮬레이션일 수 있다. 유체 구조 상호작용 모델을 포함하는 고형 기계 모델은 알려져 있는 수치 해법을 이용한 연산 분석으로 풀릴 수 있다. 플라크 및 혈관의 성질은 선형 또는 비-선형, 등방성 또는 이방성으로 모델링될 수 있다. 솔루션은 플라크와 혈관 사이의 계면과 플라크의 응력 및 응력변형을 제공할 수 있다. 혈역학적 모델(1212)을 발생시키는 단계는 앞서 설명한 도 35의 혈역학적 모델(932)을 발생시키기 위한 단계와 유사할 수 있다.

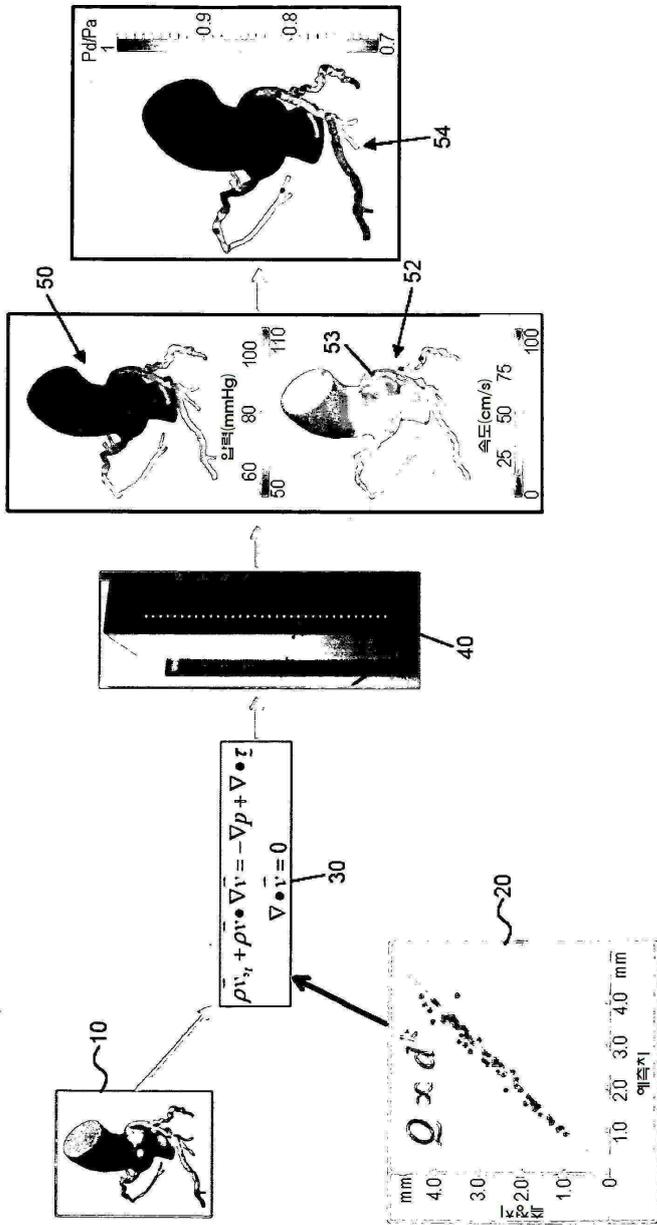
- [0349] 방버(1200)은 휴지 상태, 가변 레벨의 운동 또는 활동, 등과 같이, 다양한 생리학적 상태에서 혈액학적 힘으로 인해 플라크 내강 표면 상에 작용하는 전단 응력 및 압력을 연산함으로써 혈액학적 모델(1212)을 이용하여 생체 기계학적 분석(1220)을 수행하는 단계를 포함할 수 있다(단계(1222)). 압력 및 전단 응력은 혈액학적 모델(1212)로부터의 정보, 가령, 혈압 및 유동에 기초하여 연산될 수 있다. 단계(1222)는 앞서 설명한 도 35의 단계(942)와 유사할 수 있다.
- [0350] 선택적 사항으로서, 방법(1200)은 도 35의 기하학적 분석 모델(934)에 대해 앞서 설명한 것과 유사한 방식으로, 수축기 및 확장기와 같은, 심장 주기의 복수의 페이스에서 얻는 이미징 데이터와 같은, 4차원 이미징 데이터로부터 혈관 변형을 정량화하기 위한 기하학적 분석 모델을 발생시키는 단계를 또한 포함할 수 있다. 방법(1200)은 도 35의 단계(944)에 대해 앞서 설명한 것과 유사한 방식으로, 심장-유도 맥동압으로 인한 환자의 두개내 및 두개의 동맥과 플라크의 종방향 연장(lengthening)(신장), 종방향 수축(shortening), 트위스팅(비틀림), 반경 방향 팽창 또는 압축, 및 구부림, 등과 같은 다양한 변형 특성을 연산함으로써 기하학적 분석 모델을 이용하여 생체기계학적 분석(1220)을 수행하는 단계를 또한 포함할 수 있다.
- [0351] 방법(1200)은 의료 이미징 데이터(1203)로부터 플라크 조성 및 성질을 결정하기 위한 플라크 모델(1214)을 발생시키는 단계를 또한 포함할 수 있다. 예를 들어, 플라크 모델(1214)은 플라크의 밀도 및 기타 물성에 관한 정보를 포함할 수 있다.
- [0352] 방법(1200)은 플라크, 혈관벽, 및/또는 플라크와 혈관벽 사이의 계면에 관한 정보를 연산하기 위한 혈관벽 모델(1216)을 발생시키는 단계를 또한 포함할 수 있다. 예를 들어, 혈관벽 모델(1216)은 단계(1220)에서 연산된 전단 응력 및 압력과 플라크 모델(1214)에 포함된 플라크 조성 및 성질에 기초하여 연산될 수 있는, 응력 및 응력 변형에 관한 정보를 포함할 수 있다. 선택적 사항으로서, 응력 및 응력 변형은 앞서 설명한 바와 같이, 연산된 변형 특성을 이용하여 또한 연산될 수 있다. 플라크 모델(1214) 및/또는 혈관벽 모델(1216)을 발생시키기 위한 단계는 앞서 설명한 도 35의 플라크 모델(936) 및/또는 혈관벽 모델(938)을 발생시키기 위한 단계와 유사할 수 있다.
- [0353] 방법(1200)은 혈액학적 힘 및 목운동-유도 응력변형으로 인해 플라크 상의 응력(가령, 급성 또는 누적 응력)을 연산함으로써 혈관벽 모델(1216)을 이용하여 생체기계학적 분석(1220)을 수행하는 단계(1224)를 포함할 수 있다. 예를 들어, 플라크 상에 작용하는 유동-유도 힘(904)(도 33)이 연산될 수 있다. 혈액학적 힘 및 목운동-유도 응력변형으로 인한 플라크 상의 응력 또는 힘은 혈관벽 모델(1216)으로부터의 정보, 예를 들어, 플라크 상의 응력 및 응력변형에 기초하여 연산될 수 있다. 단계(1224)는 앞서 설명한 도 35의 단계(946)와 유사할 수 있다.
- [0354] 방법(1200)은 앞서 설명한 생체기계학적 분석 중 하나 이상과 모델(1210) 중 하나 이상에 기초하여 추가 정보를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0355] 플라크 파열 취약성 지수가 연산될 수 있다(단계(1230)). 플라크 파열 취약성 지수는 가령, 혈액학적 응력, 응력 빈도, 응력 방향, 및/또는 플라크 강도 또는 기타 성질에 기초하여 연산될 수 있다. 예를 들어, 관심 대상인 플라크를 둘러싸는 영역은 플라크 모델(1214)과 같이, 플라크의 3차원 모델(1210)로부터 분리될 수 있다. 플라크의 강도는 플라크 모델(1214)에 제공되는 물성으로부터 결정될 수 있다. 맥동압, 유동, 및 목운동으로 인한 관심 대상인 플라크 상의 혈액학적 및 조직 응력은, 단계(1224)에서 앞서 연산된 혈액학적 응력 및 운동-유도 응력변형을 이용함으로써 시뮬레이션된 기준선 및 운동(또는 활동) 조건 하에 연산될 수 있다. 플라크의 취약성은, 플라크 강도에 대한 플라크 응력의 비에 기초하여 평가될 수 있다. 단계(1230)는 앞서 설명한 도 35의 단계(950)와 유사할 수 있다. 예를 들어, 플라크 파열 취약성 지수는 스트로크 평가를 위해 두개의 동맥에 위치한 플라크에 대해 연산될 수 있다.
- [0356] 뇌 볼륨 위험 지수(CVRI) 역시 연산될 수 있다(단계(1232)). CVRI는 동맥 트리 내 주어진 위치에서 혈관의 폐색(단합 또는 차단)과 플라크 파열 또는 색전에 의한 폐색에 의해 영향받는 총 뇌 볼륨의 퍼센티지로 규정될 수 있다. CVRI는 3차원 혈액학적 솔루션에 기초하여 서로 다른 혈관 내로 플라크가 유동할 확률과 하류 혈관의 크기에 대하여 플라크의 크기를 고려할 수 있는, 주어진 플라크의 하류에 위치한 혈관에 의해 공급되는 뇌의 부분에 기초하여 연산될 수 있다. CVRI는 질환이 있는 상태에서, 평가될 수 있고, 또는 인터벤션 전 또는 인터벤션 후에 평가될 수 있다. 단계(1232)는 앞서 설명한 도 35의 단계(952)와 유사할 수 있다.
- [0357] 뇌 조직은 (가령, 도 40의 단계(1110, 1112)와 연계하여 설명되는 바와 같이) 혈액학적 시뮬레이션에서 각각의 혈관에 의해 공급되는 세그먼트로 모델링 및 나누어질 수 있다. 이러한 기하학적 모델은 (가령, 도 40의 단계

(1118)과 연계하여 설명되는 바와 같이) 뇌 트리 내 차세대 지류를 포함하도록 수정될 수 있고, 뇌 조직은 (가령, 도 40의 단계(1120)와 연계하여 설명되는 바와 같이) 추가적으로 분절될 수 있다. 추가적인 지류는 서브세그먼트 내에 생성될 수 있고, 서브세그먼트는 더 작은 세그먼트로 더 분절될 수 있다(도 40의 단계(11122)와 연계하여 설명되는 것과 유사함). 앞서 설명한 바와 같이 생리학적 관계를 이용하여, 공급되는 뇌 조직의 비례 양에 혈관의 크기를 관계시킬 수 있다.

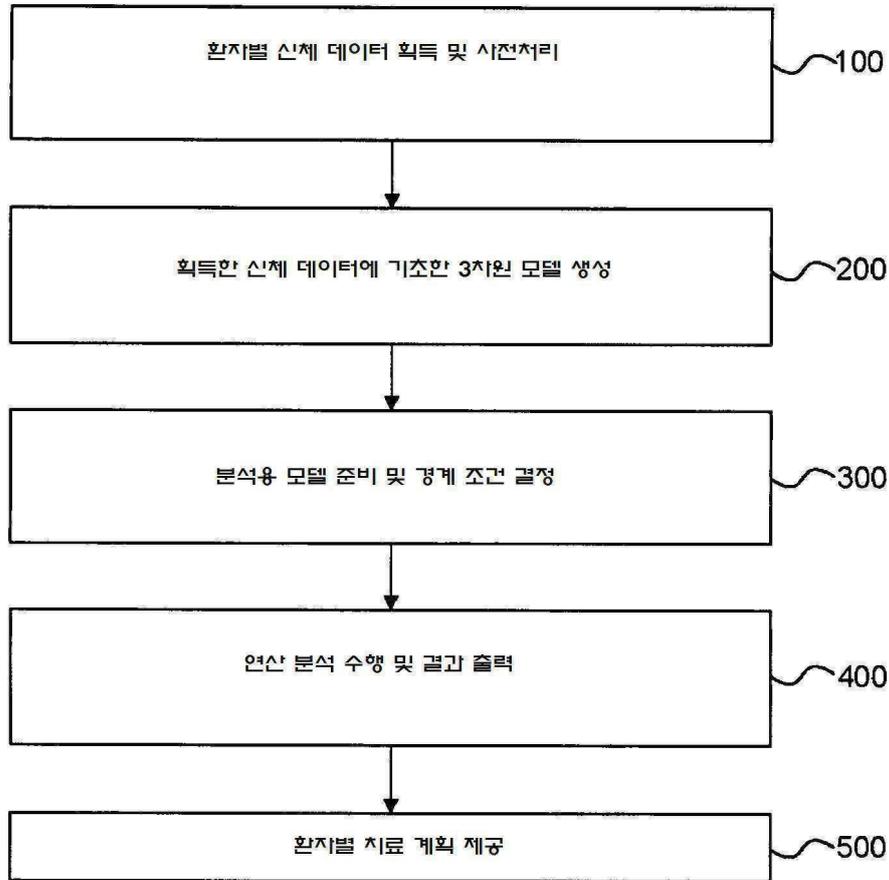
- [0358] 파일 플라크가 따를 잠재적 경로가 결정될 수 있다. 혈액학적 솔루션을 이용하여, 플라크 조각 또는 색전이 서로 다른 하류 혈관 내로 유동할 퍼센트 기회를 결정할 수 있다.
- [0359] 파일 플라크의 크기는 하류 혈관의 크기와 비교되어, 플라크가 궁극적으로 유동에 장애물을 생성할 수 있는 위치를 결정할 수 있다. 이 정보는 취약성 지수와 조합되어, 파일 플라크에 의해 영향받을 가능성이 있는 뇌 조직의 볼륨의 확률 맵을 제공할 수 있다. CVRI는 각각의 영향받을 가능성이 있는 세그먼트에 할당될 수 있다.
- [0360] 뇌 관류 위험 지수(CPRI)가 또한 연산될 수 있다(단계(1234)). CPRI는 동맥 트리 내 주어진 위치에서 혈관의 폐색 및 플라크 파열에 의해 영향받는 총 뇌 혈류의 퍼센티지로 규정될 수 있다. CPRI는 CVRI에 의해 표시되는 바와 같이 영향받는 볼륨보다, 뇌 조직 세그먼트에 대한 관류의 손실 가능성을 표시한다. 예를 들어, 경동맥 플라크의 파열 또는 색전에 의해 폐색의 효과는 (도 37에 도시되는) 환자의 윌리스(Willis) 원의 기하 형태에 따라 변할 수 있고, 신체적으로 이러한 차이로 인해 서로 다른 CVRI 및 CPRI 값을 도출할 수 있다. 뇌 조직의 각각의 세그먼트에 대한 관류 속도가 연산될 수 있고, 관류 손실은 취약성 지수, 혈액학적 솔루션, 및 플라크 및 혈관의 크기에 기초하여 연산될 수 있다. CPRI는 질환을 가진 상태에서, 또는 인터벤션 전이나 후에, 평가될 수 있다. 단계(1234)는 앞서 설명한 도 35의 단계(954)와 유사할 수 있다.
- [0361] 그 결과, 맥동압, 맥동 혈류, 및/또는 선택적 사항인 목운동으로부터 나타나는 경동맥 아테롬 경화성 플라크 상에 작용하는 생체기계학적 힘이 평가될 수 있다. 맥동압, 맥동 혈류, 및/또는 선택적인 목운동으로부터 플라크가 경험하는 총 응력이 정량화될 수 있다. 솔루션은 플라크 상에, 또는 플라크와 혈관벽 사이의 계면 상에, 작용하는 환자별 혈액학적 응력의 복수의 소스를 고려할 수 있다. 또한, 플라크 강도가 의료 이미징 데이터에 기초하여 추정될 수 있고, 플라크 취약성, 뇌 볼륨 위험, 및 뇌 관류 위험에 관한 지수들이 정량화될 수 있다.
- [0362] 아래 설명되는 바와 같이, 두개의 및 두개내 동맥에 대한 신체적 및 생리학적 데이터를 결합함으로써, 다양한 물리적 조건에서 특정 환자에 대한 동맥 또는 기관 레벨에서 혈류 변화를 예측할 수 있다. 더욱이, 일과성 뇌허혈 발작, 허혈성 뇌졸중, 또는 동맥류 파열의 위험, 아테롬 경화성 플라크 또는 동맥류 상에 작용하는 힘, 두개내 또는 두개의 혈류, 압력, 벽 응력, 또는 뇌 관류에 대한 내과적, 인터벤션, 또는 외과적 요법의 예측되는 영향과 같은, 다른 정보가 제공될 수 있다. 두개내 또는 두개의 동맥의 혈류, 혈압, 및 벽 응력, 그리고, 전체 및 지역적 뇌 관류가 정량화될 수 있고, 질환의 기능적 중요도가 결정될 수 있다.
- [0363] (가령, 단계(1212)에서 앞서 설명한 바와 같이) 이미징 데이터로부터 구성되는 3차원 기하학적 모델의 혈류 정량화에 추가하여, 모델은 질환의 진행 또는 후퇴, 또는 내과적, 경피형, 또는 외과적 인터벤션의 효과를 시뮬레이션하도록 수정될 수 있다. 예시적인 실시예에서, 아테롬성 동맥 경화증의 진행은, 시간에 따라 솔루션을 반복함으로써, 예를 들어, 진단 응력 또는 입자의 체류 시간을 풀고 혈액학적 요인 및/또는 환자별 생화학적 측정에 기초하여 아테롬 경화성 플라크 발전을 진행시키도록 기하학적 모델을 적용시킴으로써, 모델링될 수 있다. 더욱이, 두개의 및/또는 두개내 동맥 혈류 또는 뇌 관류에 대한 혈류, 심박동수, 혈압, 및 기타 생리학적 변수의 변화 효과는, 경계 조건의 변화를 통해 모델링될 수 있고, 시간에 따라 이러한 변수들의 누적 효과를 연산하는 데 사용될 수 있다.
- [0364] 임의의 실시예에서 제시된 임의의 형태는 여기서 제시되는 그의 다른 실시예와 함께 사용될 수 있다. 여기서 제시되는 모든 디바이스 및 장치는 임의의 적절한 의료 절차에 사용될 수 있고, 임의의 적절한 신체 내강 및 신체 공동을 통해 진보될 수 있으며, 임의의 적절한 신체부를 이미징하는 데 사용될 수 있다.
- [0365] 발명의 범위로부터 벗어나지 않으면서, 다양한 수정예 및 변형예가, 개시되는 시스템 및 프로세스 내에서 이루어질 수 있다. 여기서 개시되는 공개 내용의 실시와 명세서의 고려로부터 당업자에게 다른 실시예들이 명백할 것이다. 명세서 및 예는 예시적인 것으로 간주되어야 하고, 개시내용의 진정한 범위 및 사상은 다음의 청구범위에 의해 표시된다.

도면

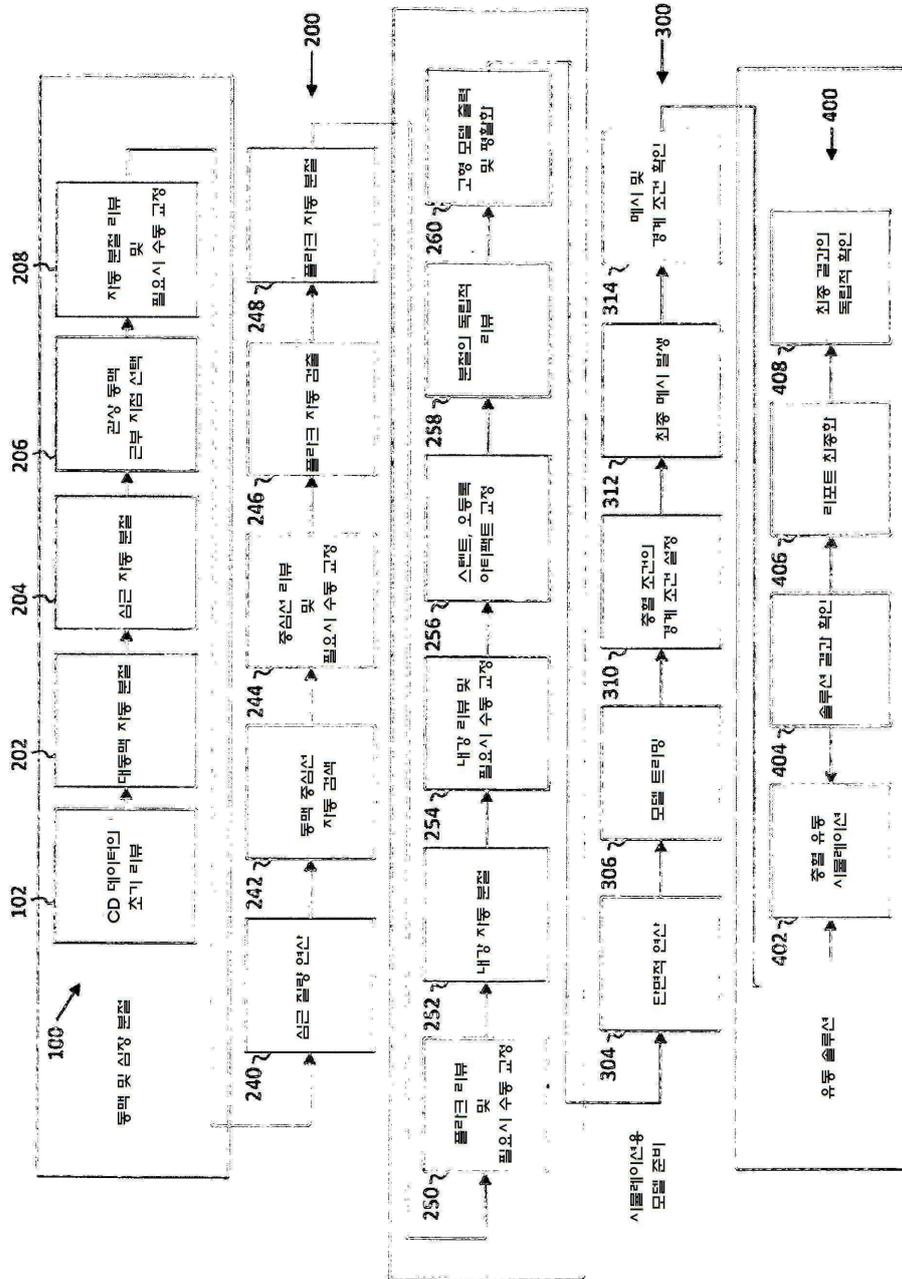
도면1



도면2



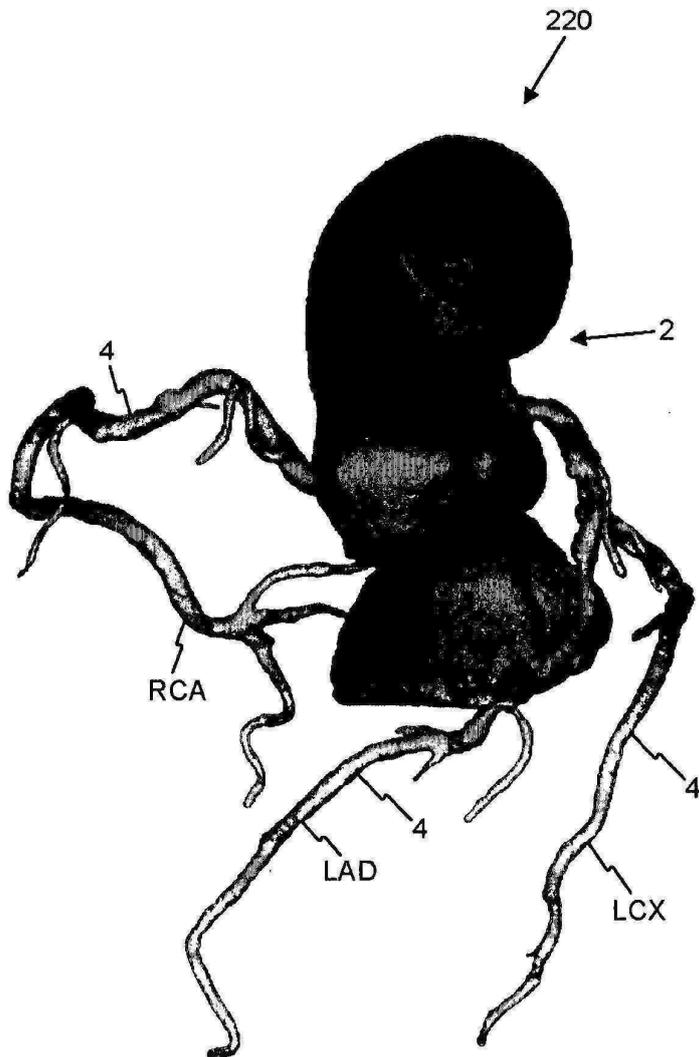
도면3



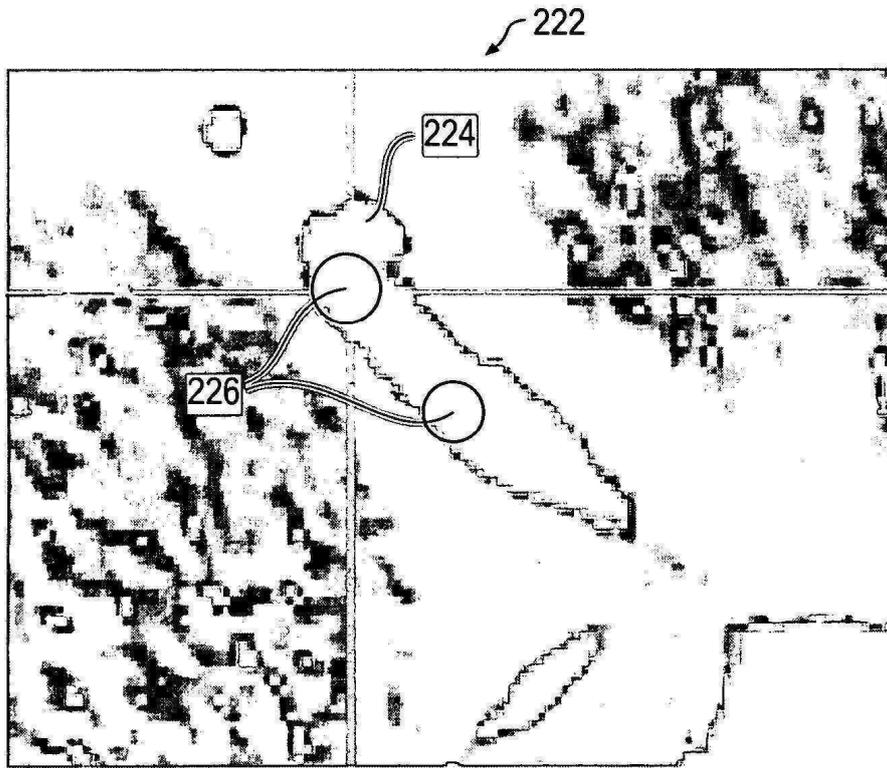
도면4



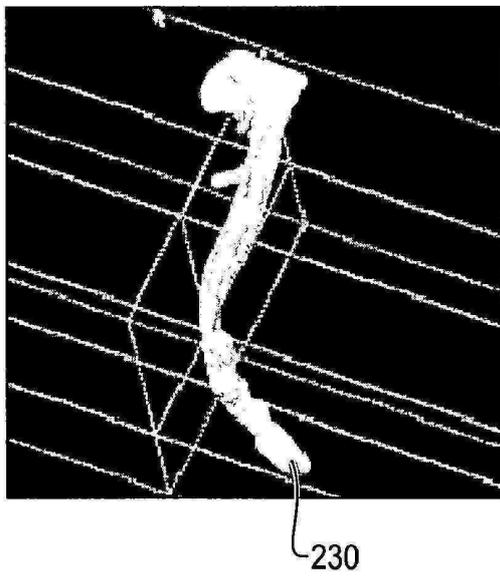
도면5



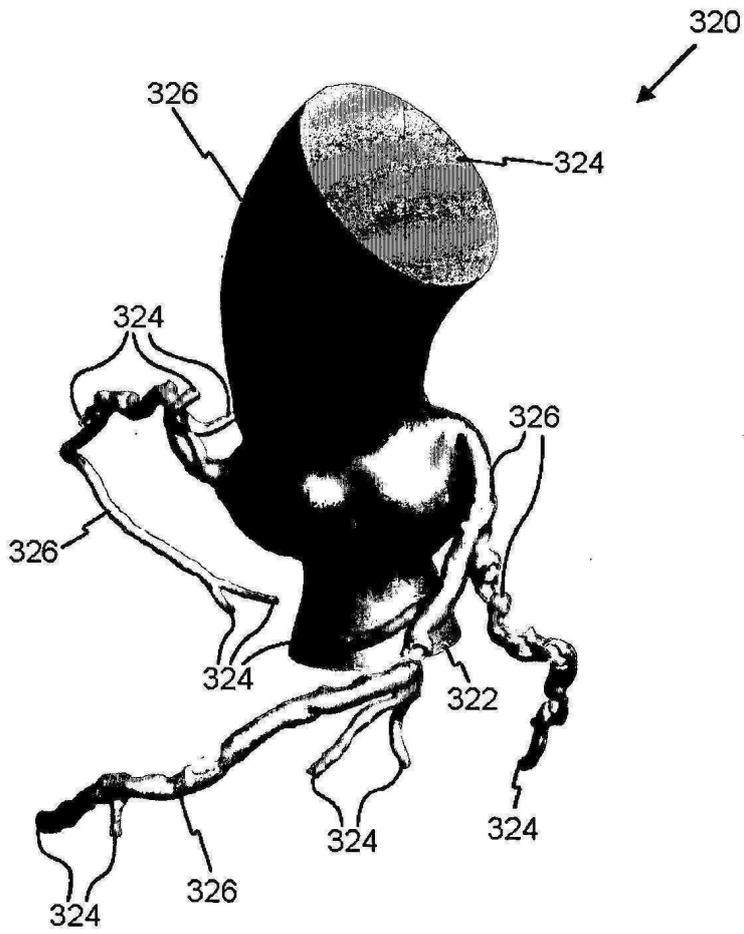
도면6



도면7

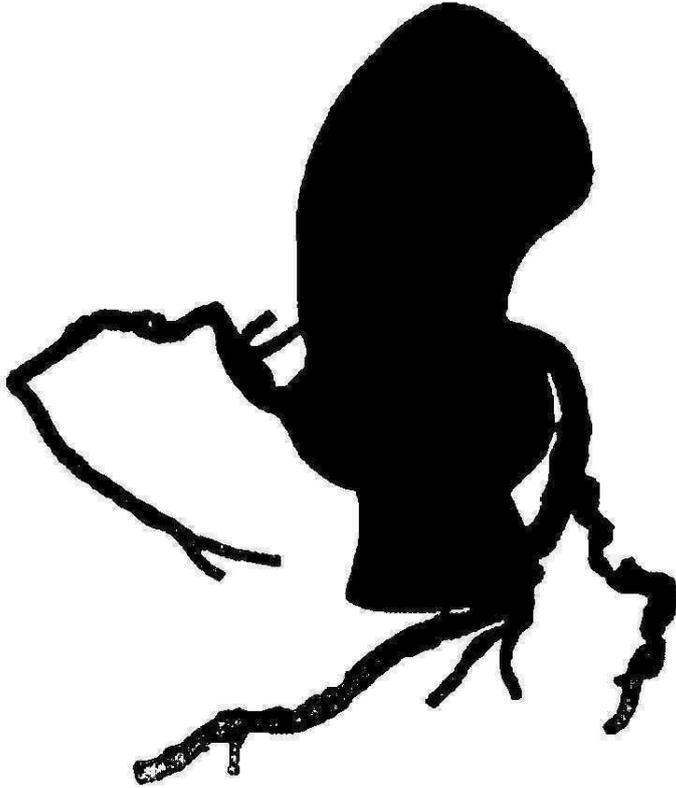


도면8



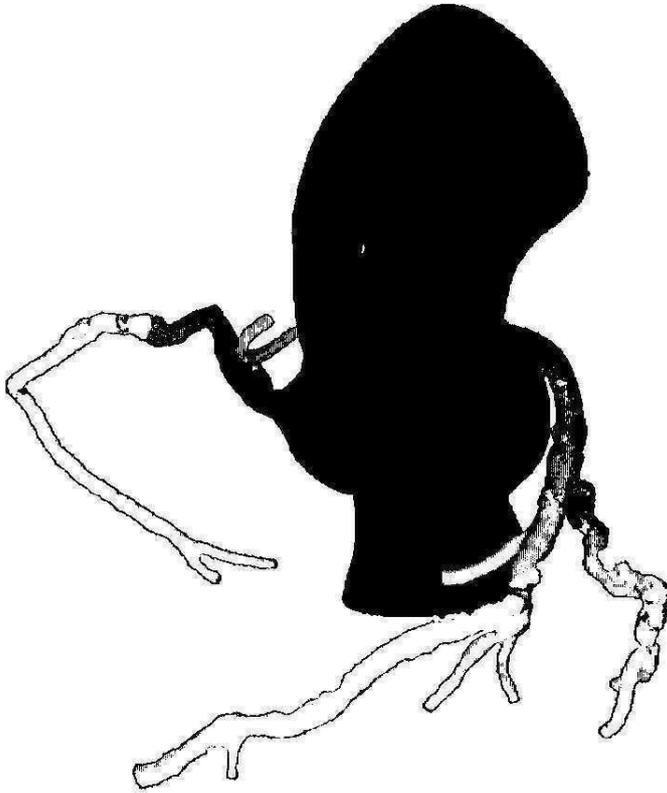
도면9

휴식 상태



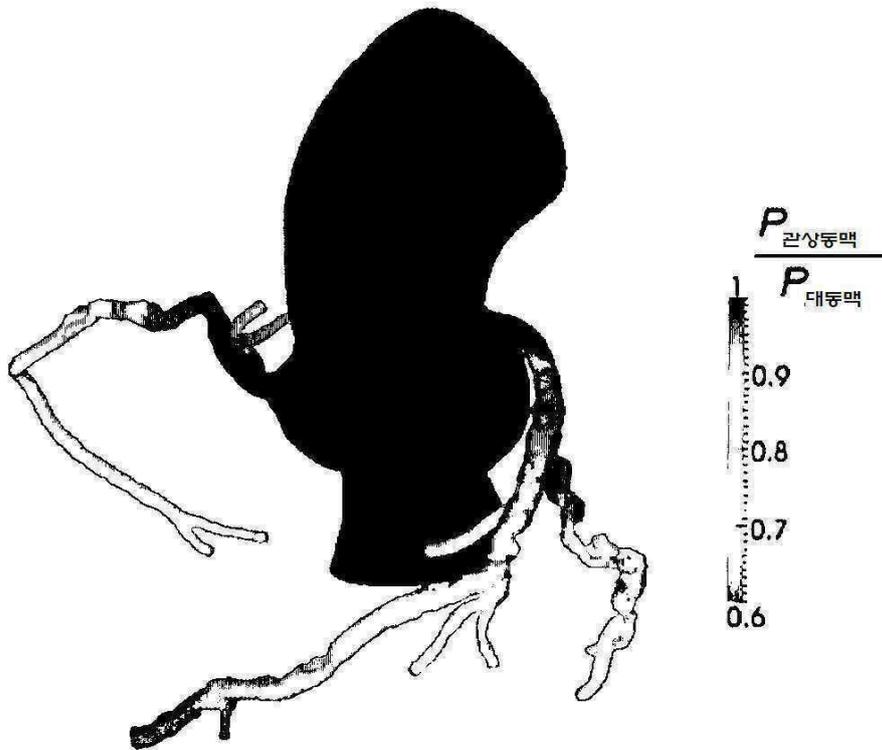
도면10

최대 증혈 상태

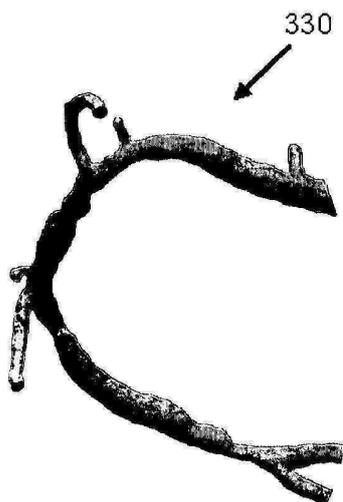


도면11

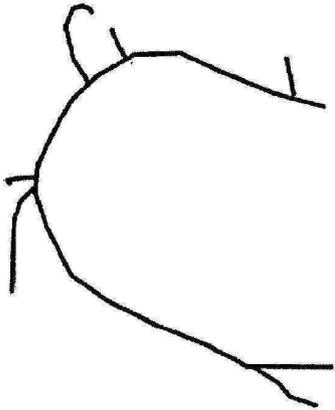
최대 운동 상태



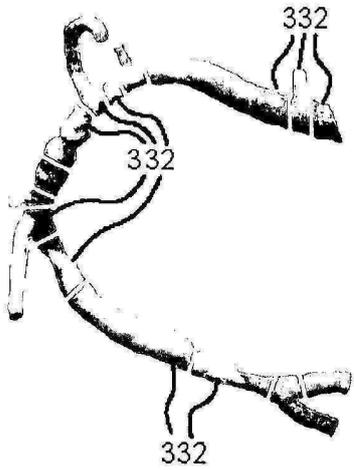
도면12



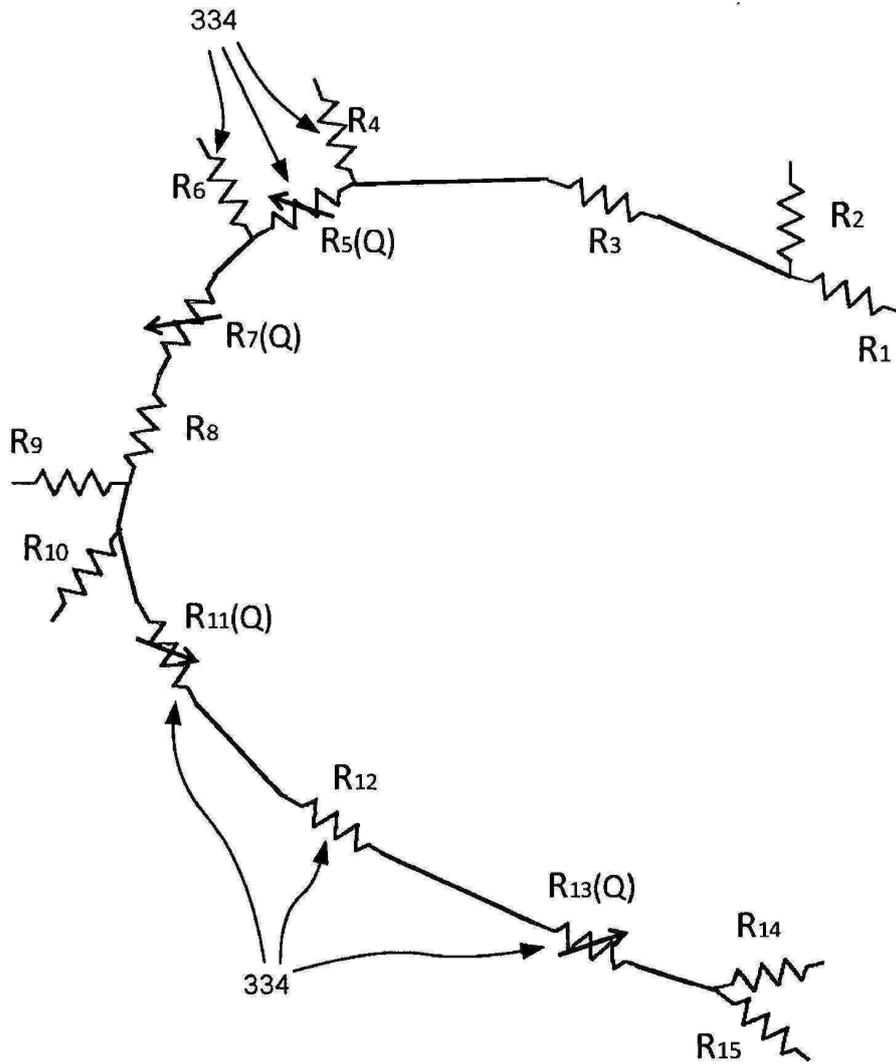
도면13



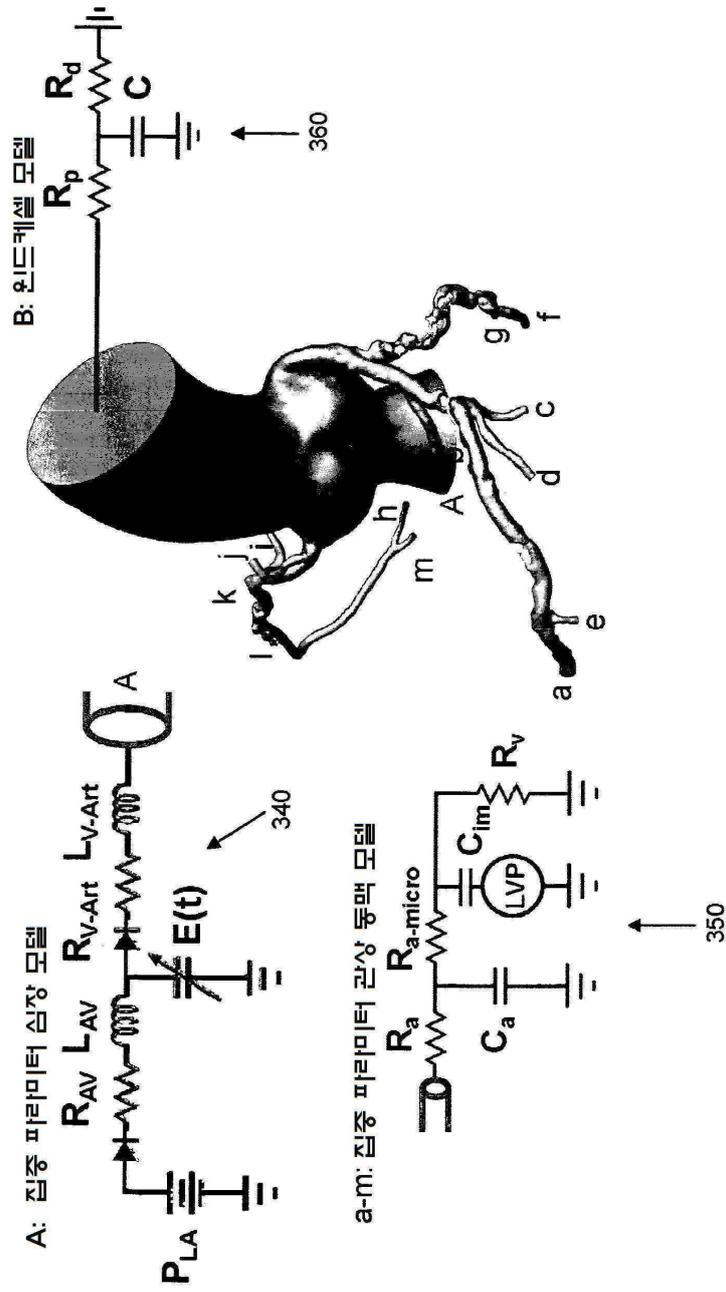
도면14



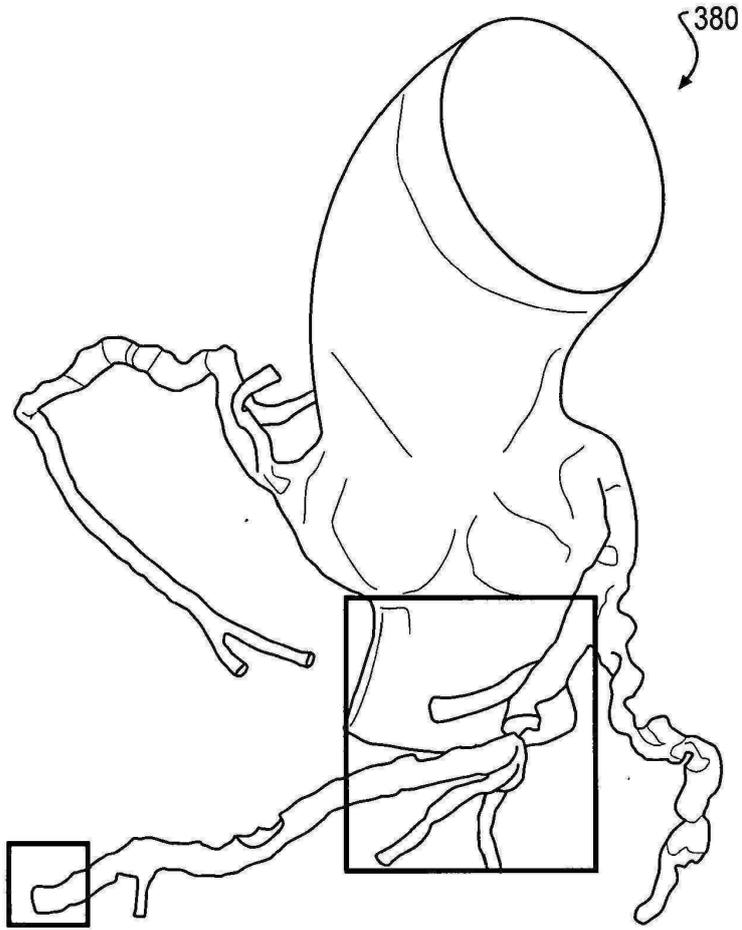
도면15



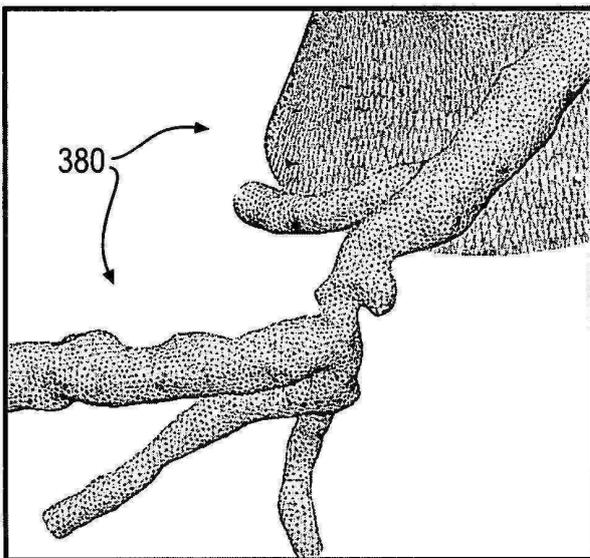
도면16



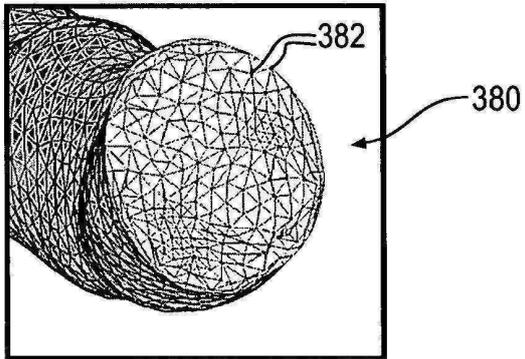
도면17



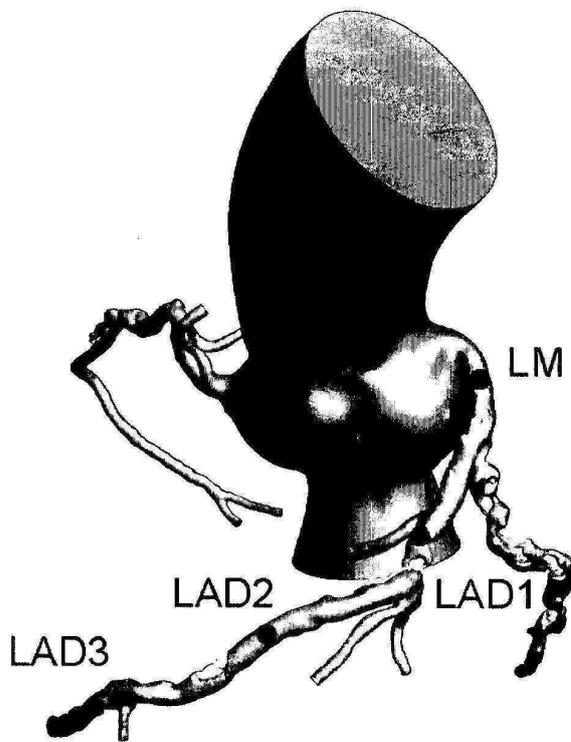
도면18



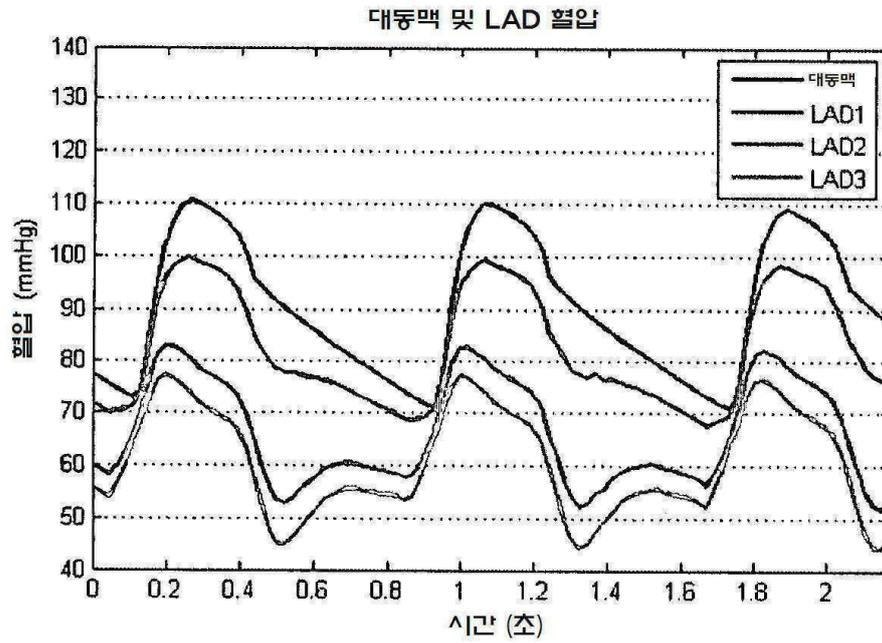
도면19



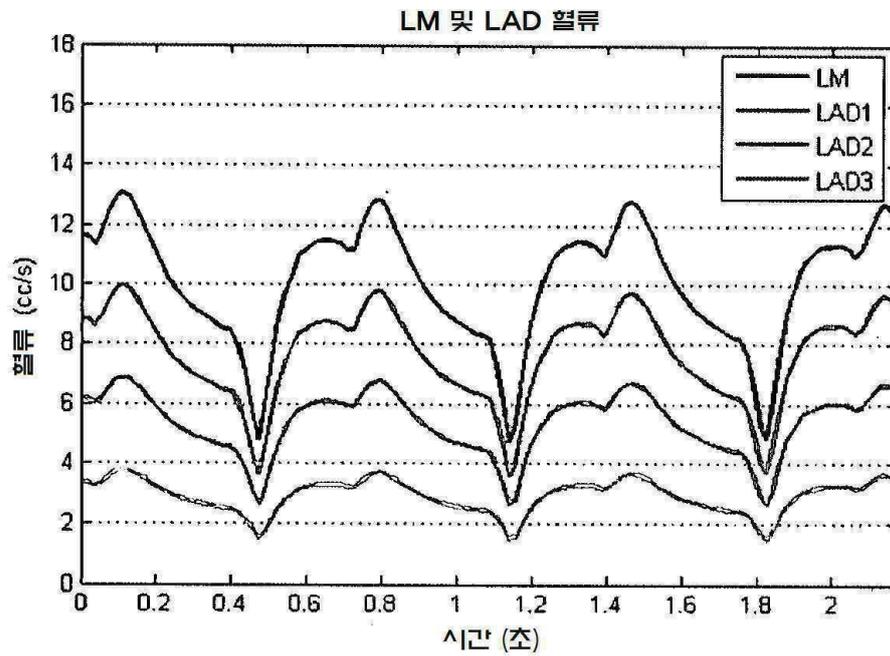
도면20



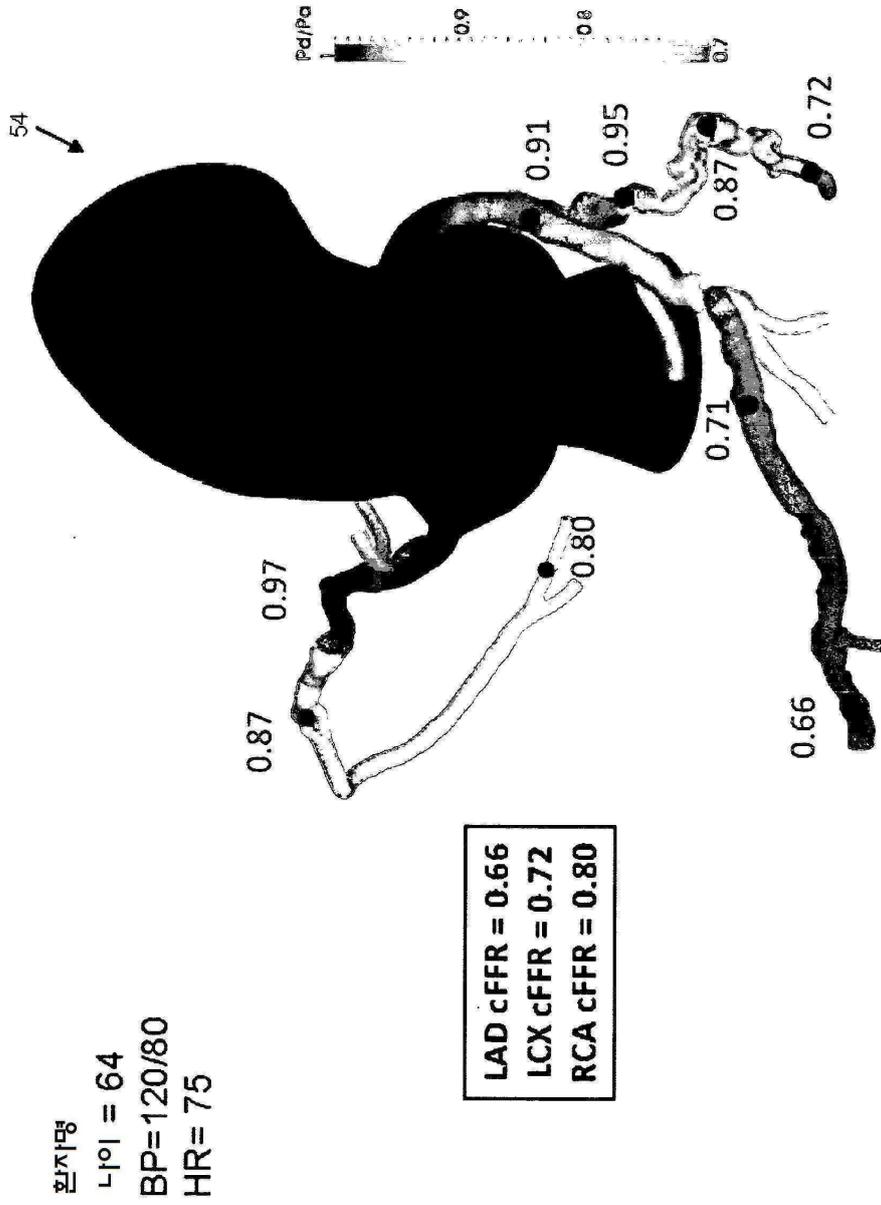
도면21



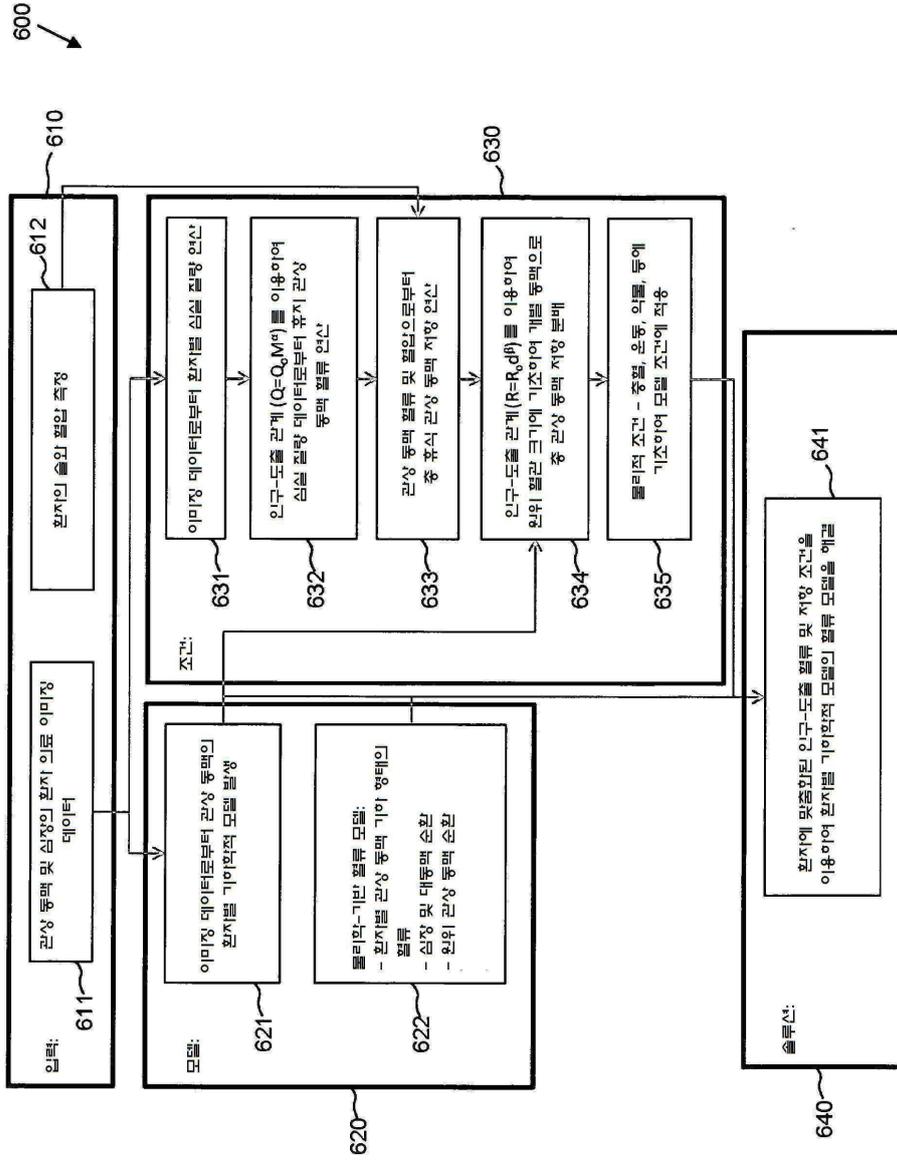
도면22



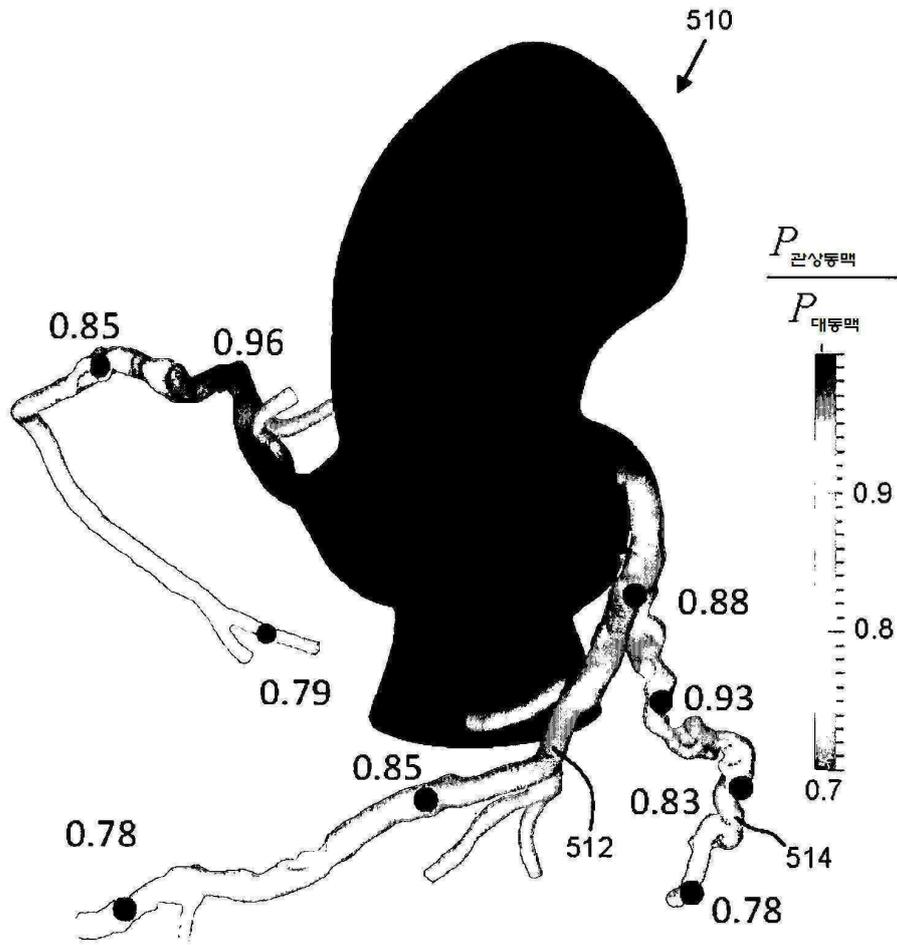
도면23



도면24

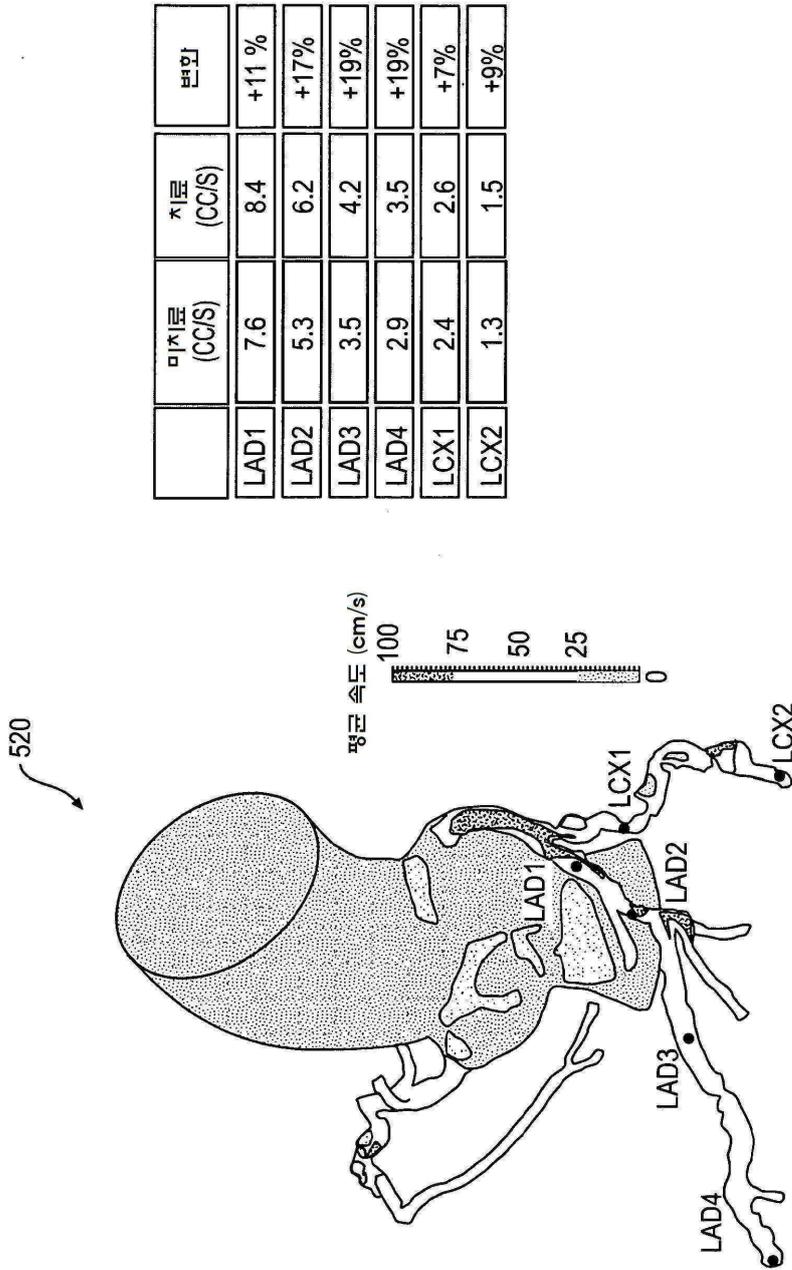


도면25

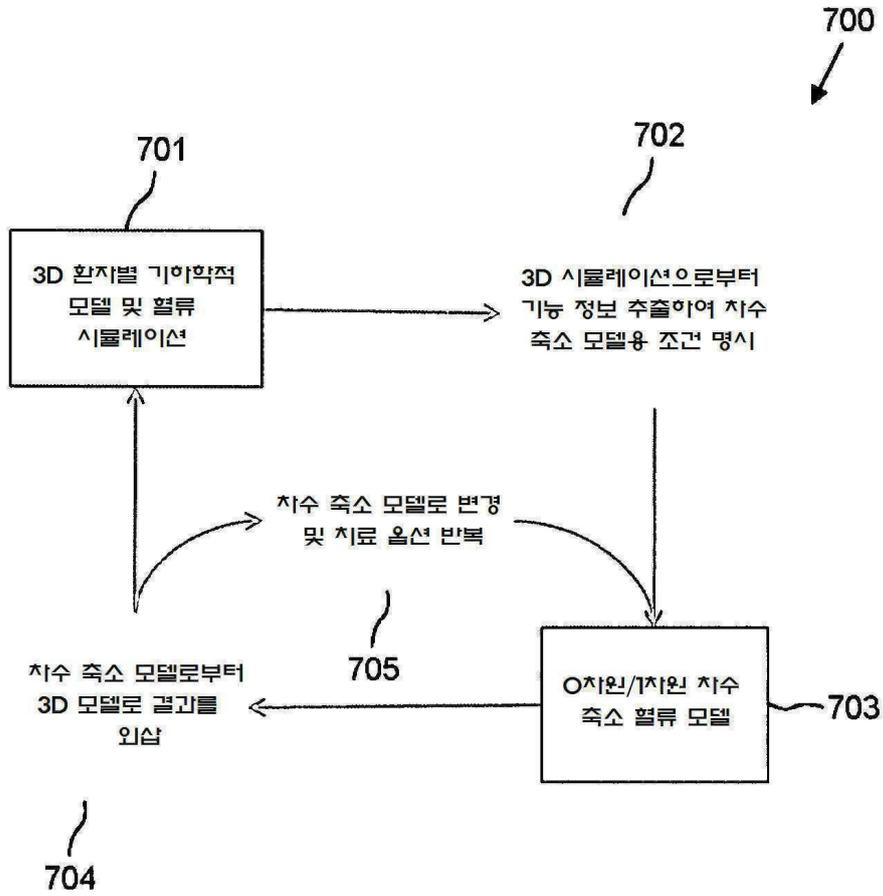


LAD FFR = 0.78; LCX FFR = 0.78;  
RCA FFR = 0.79

도면26

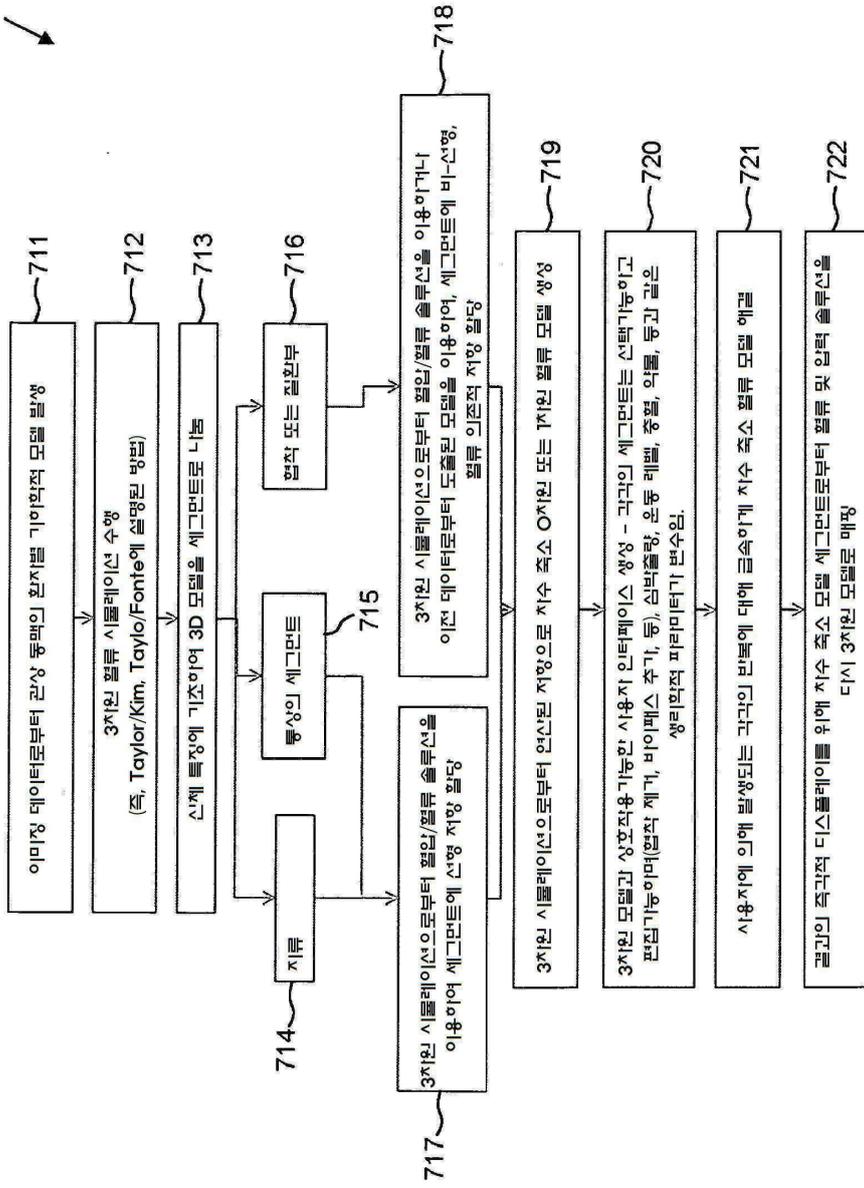


도면27

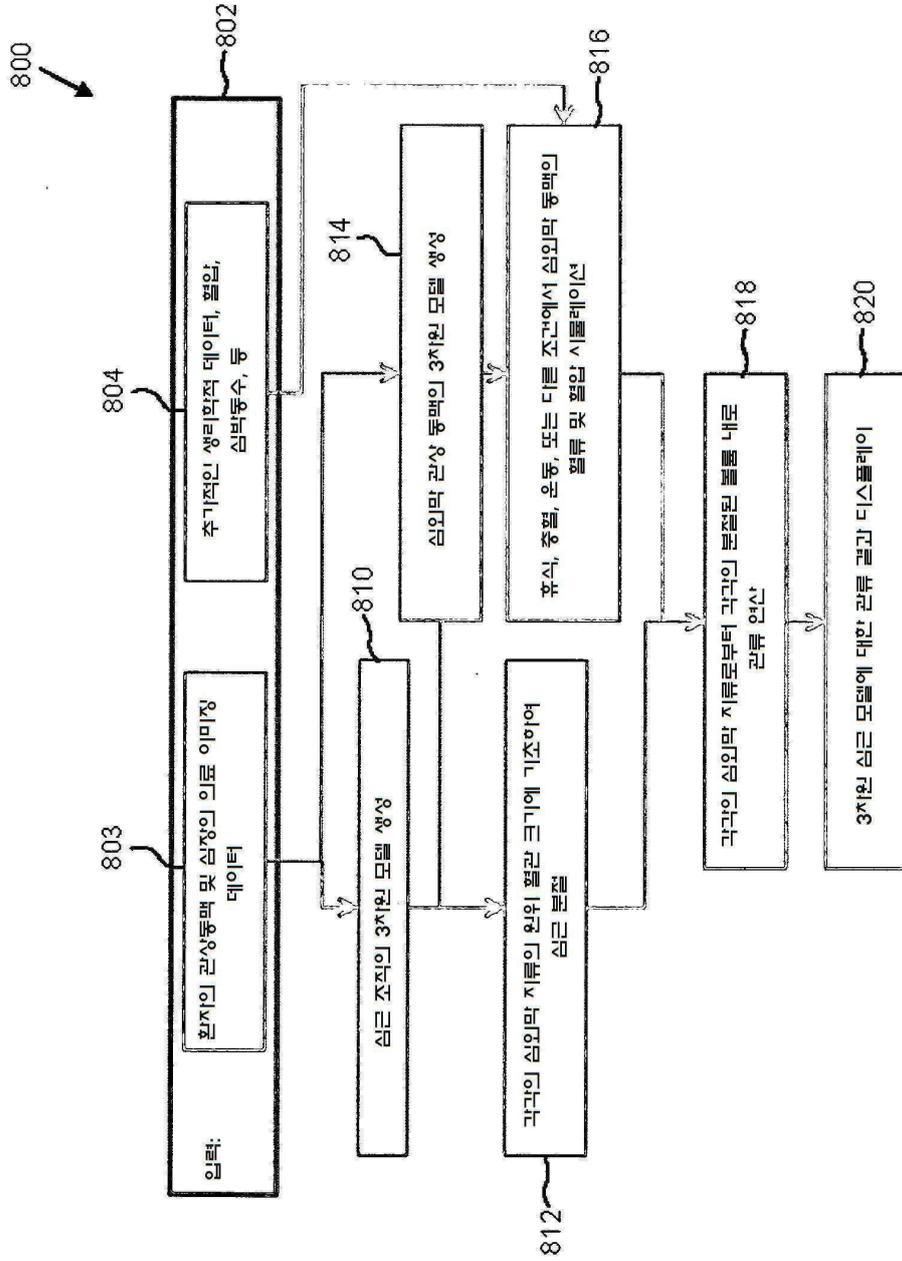


도면28

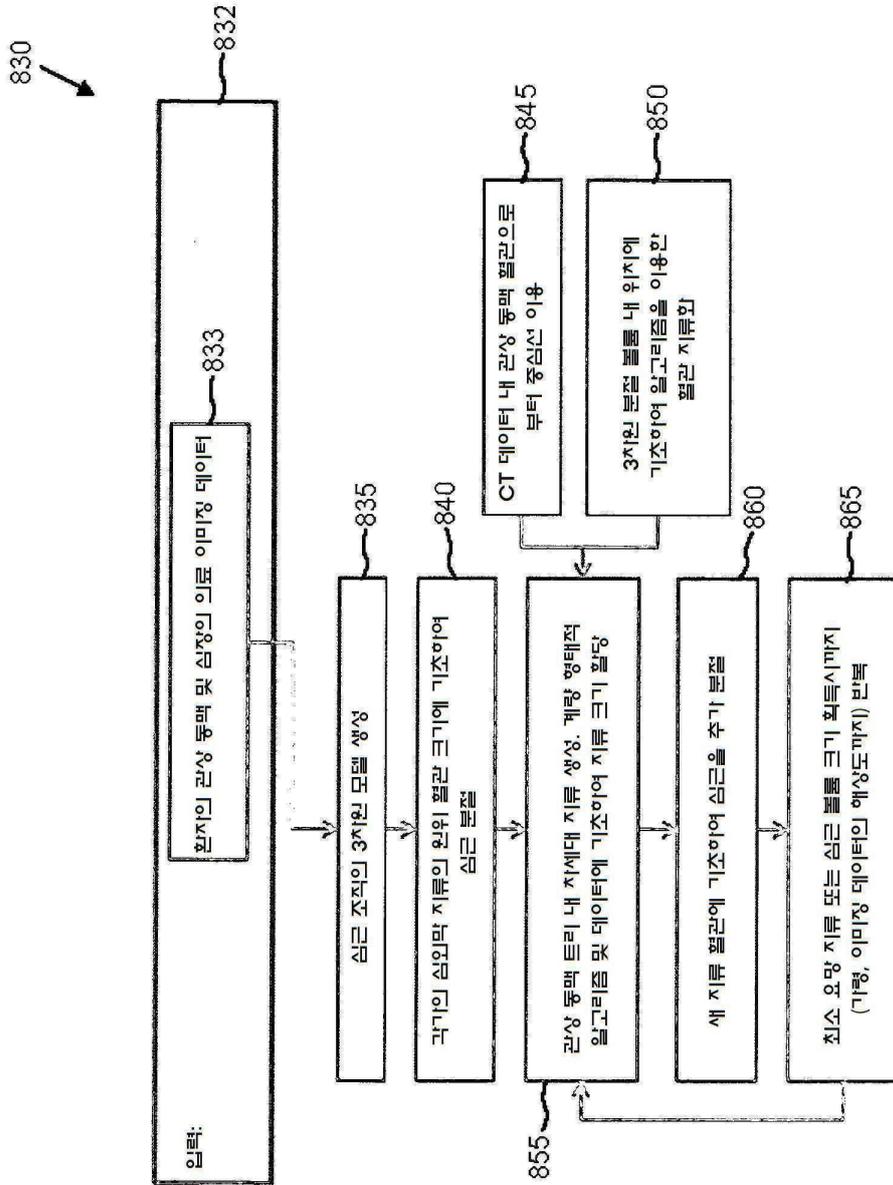
710



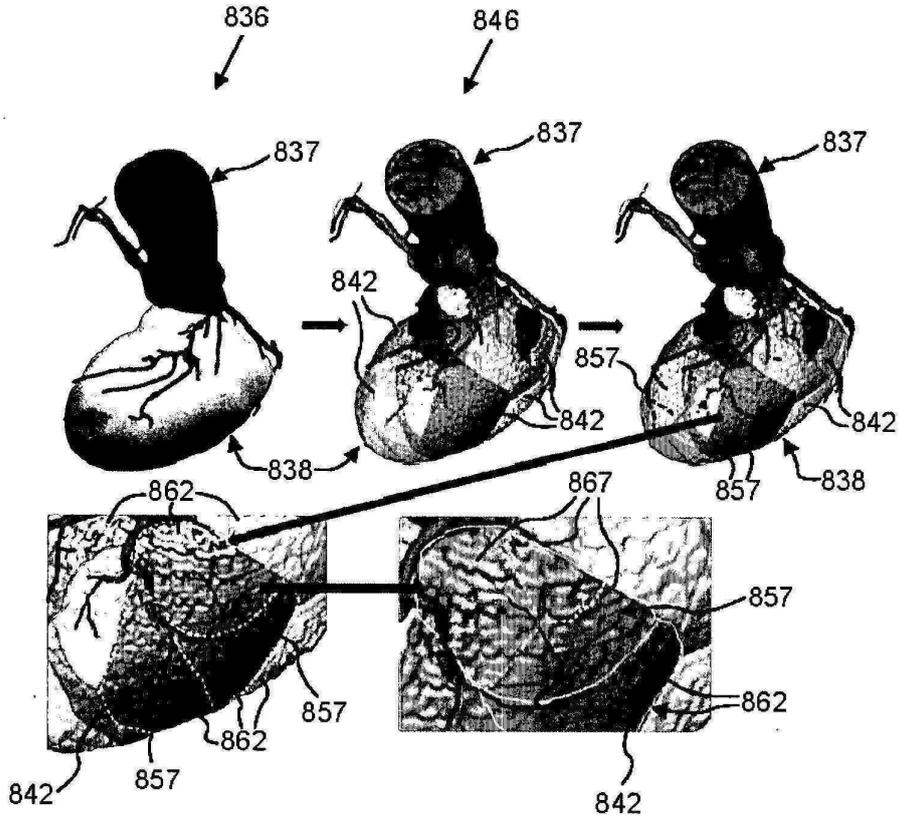
도면29



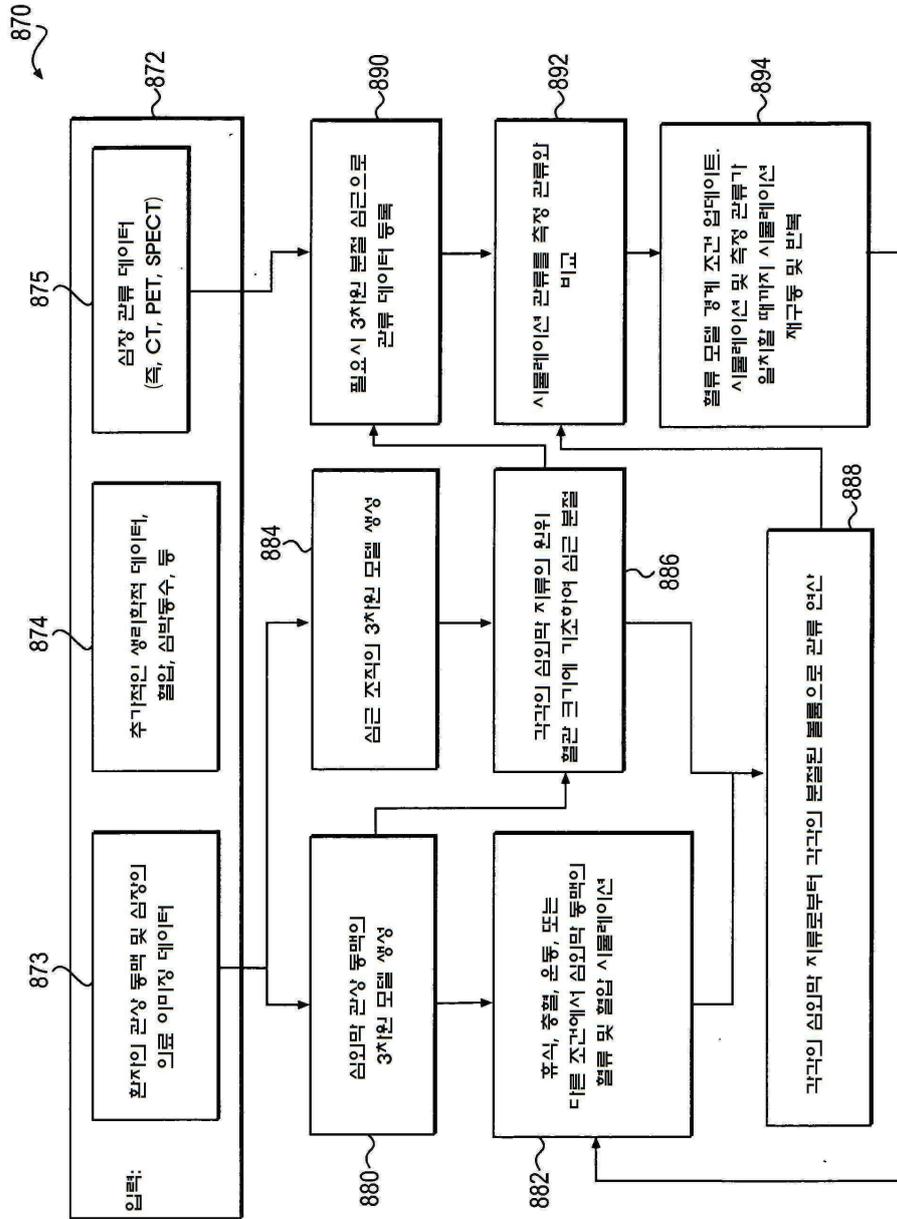
도면30



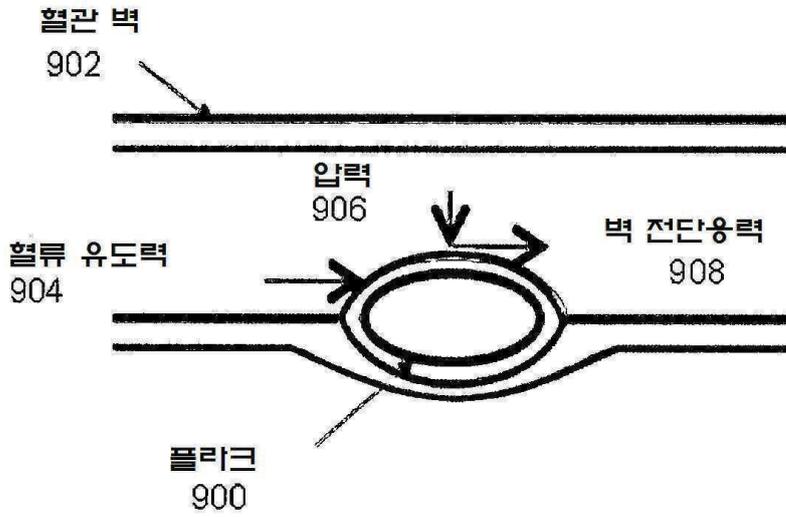
도면31



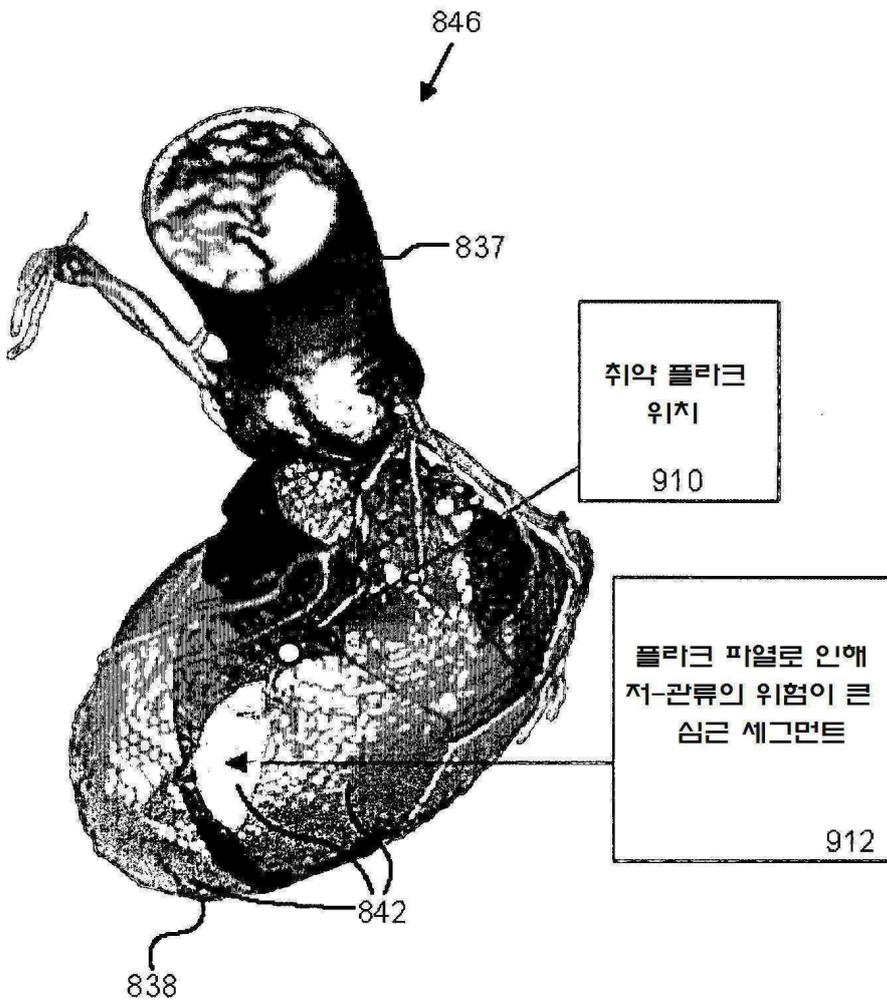
도면32



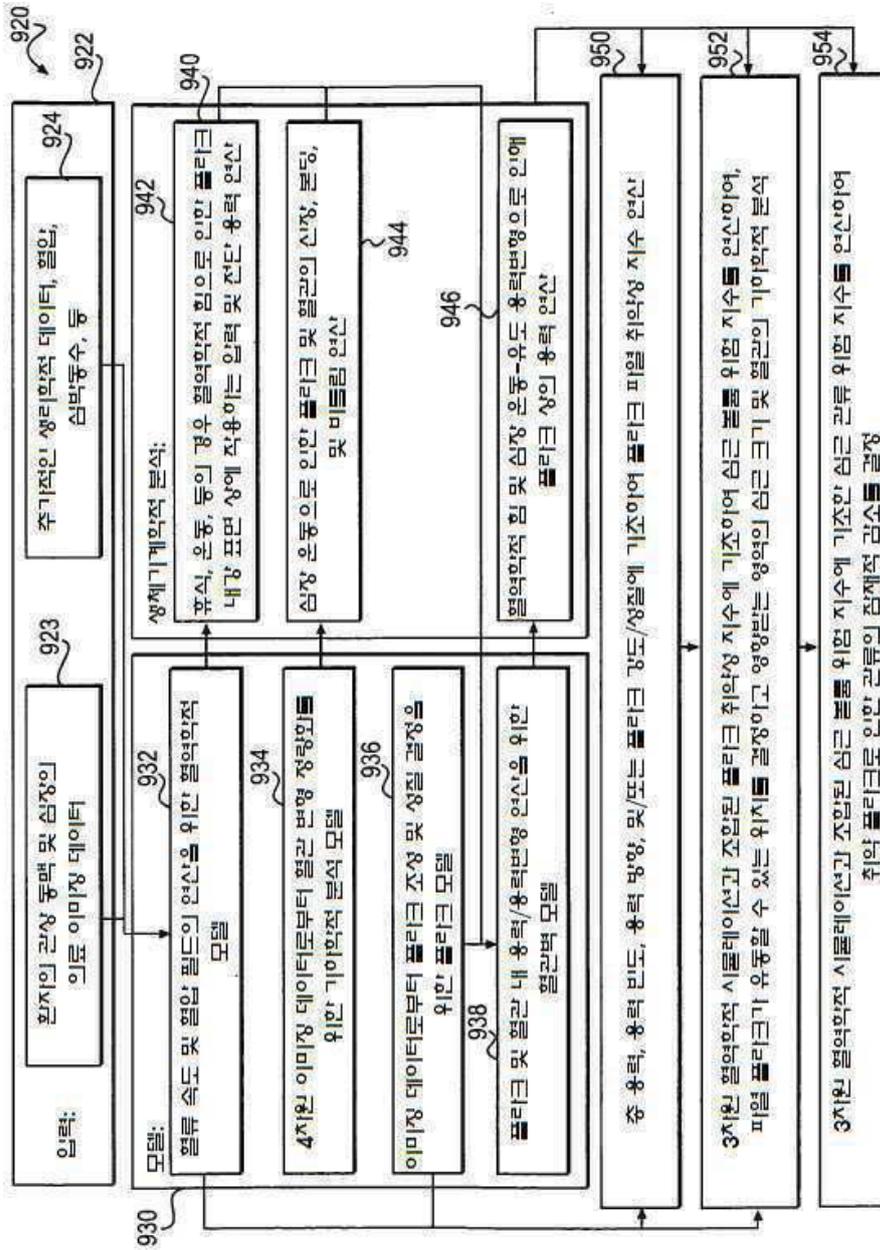
도면33



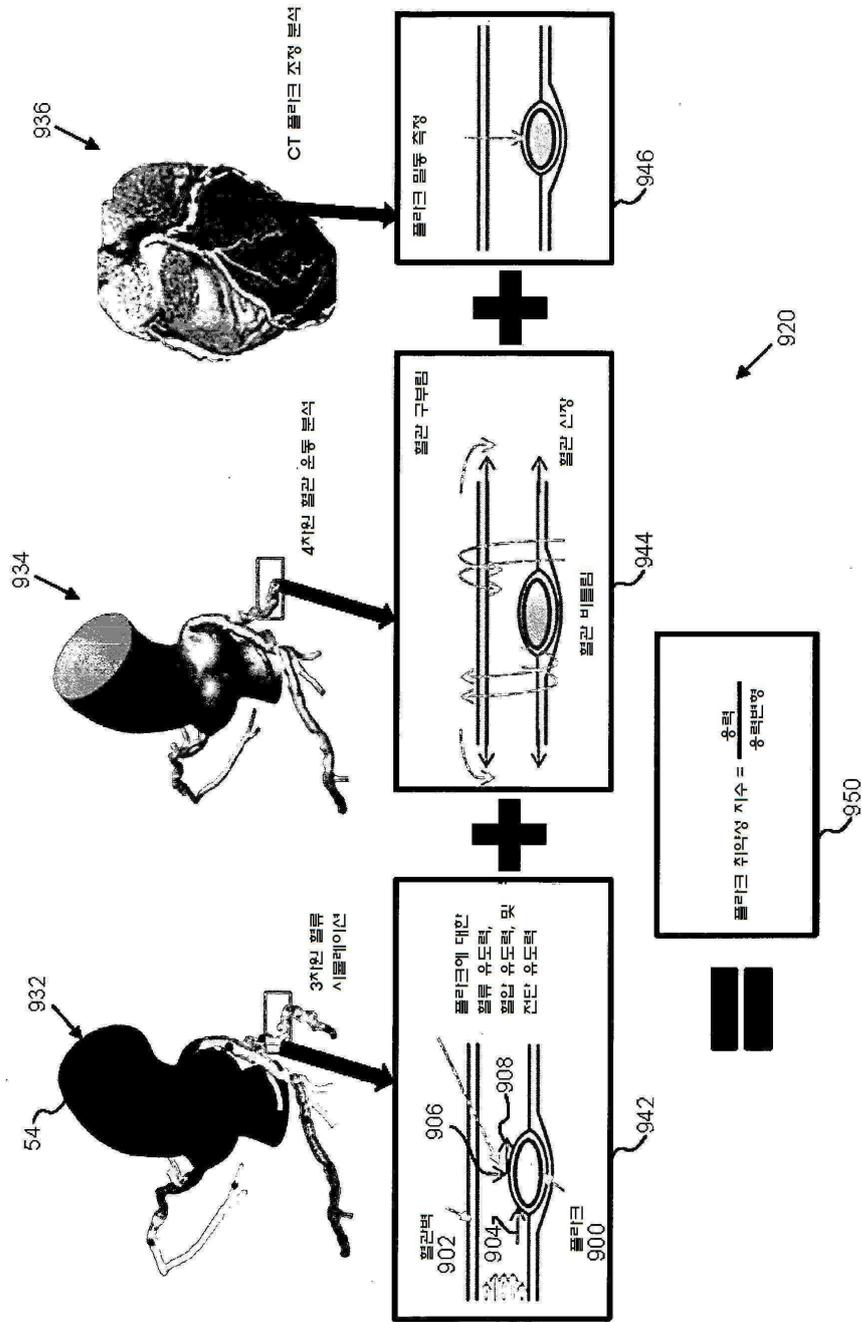
도면34



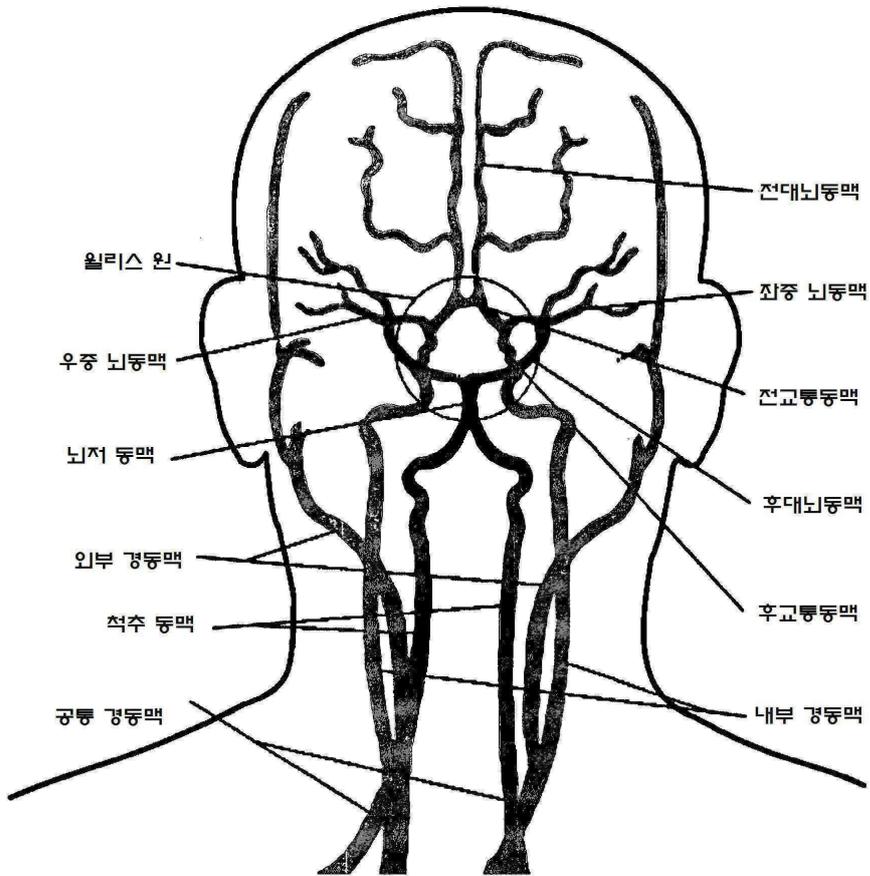
도면35



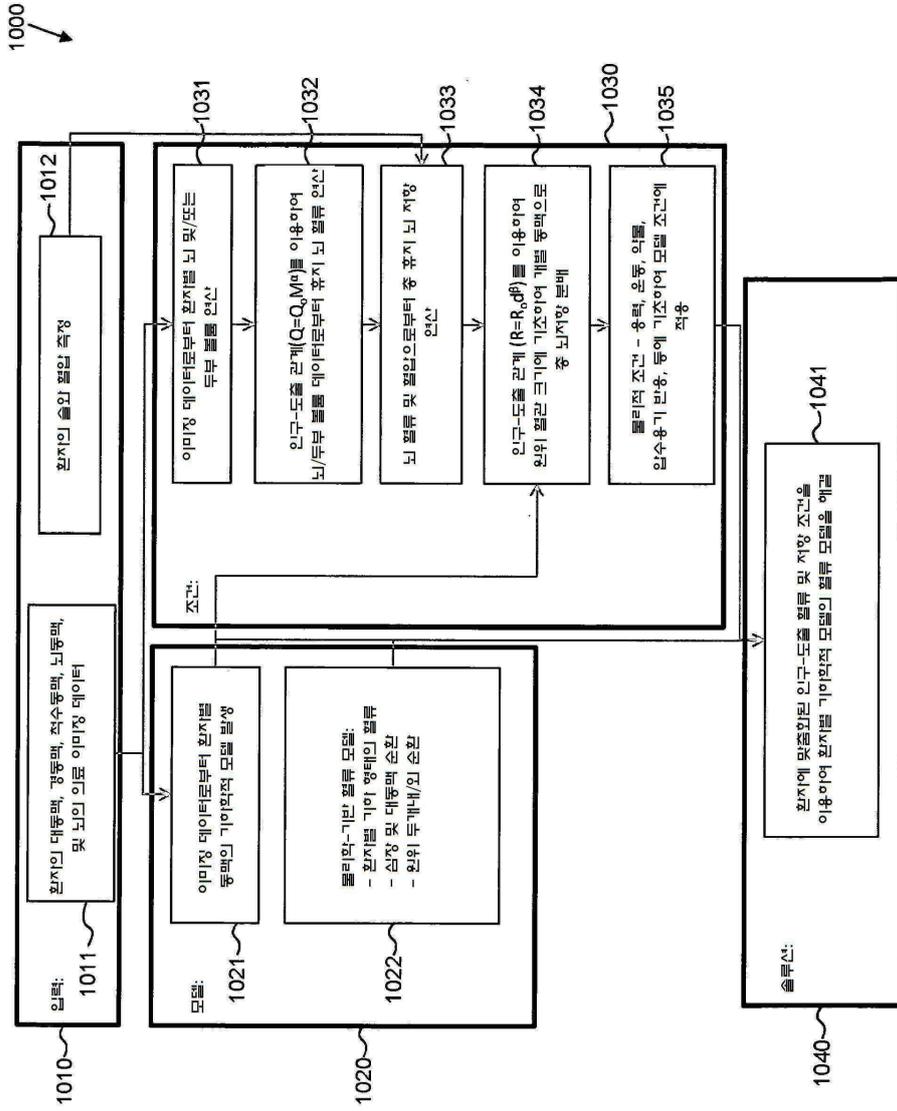
도면36



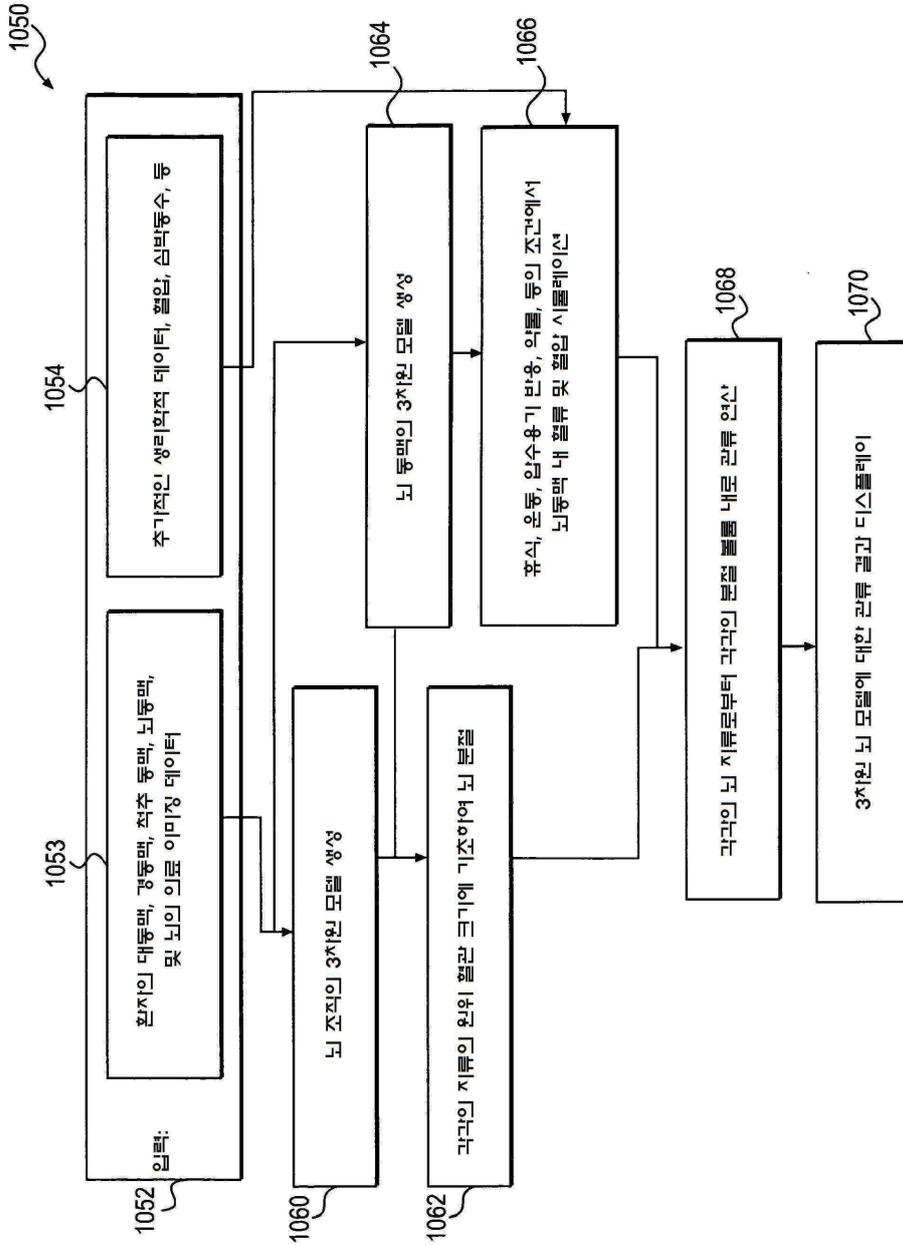
도면37



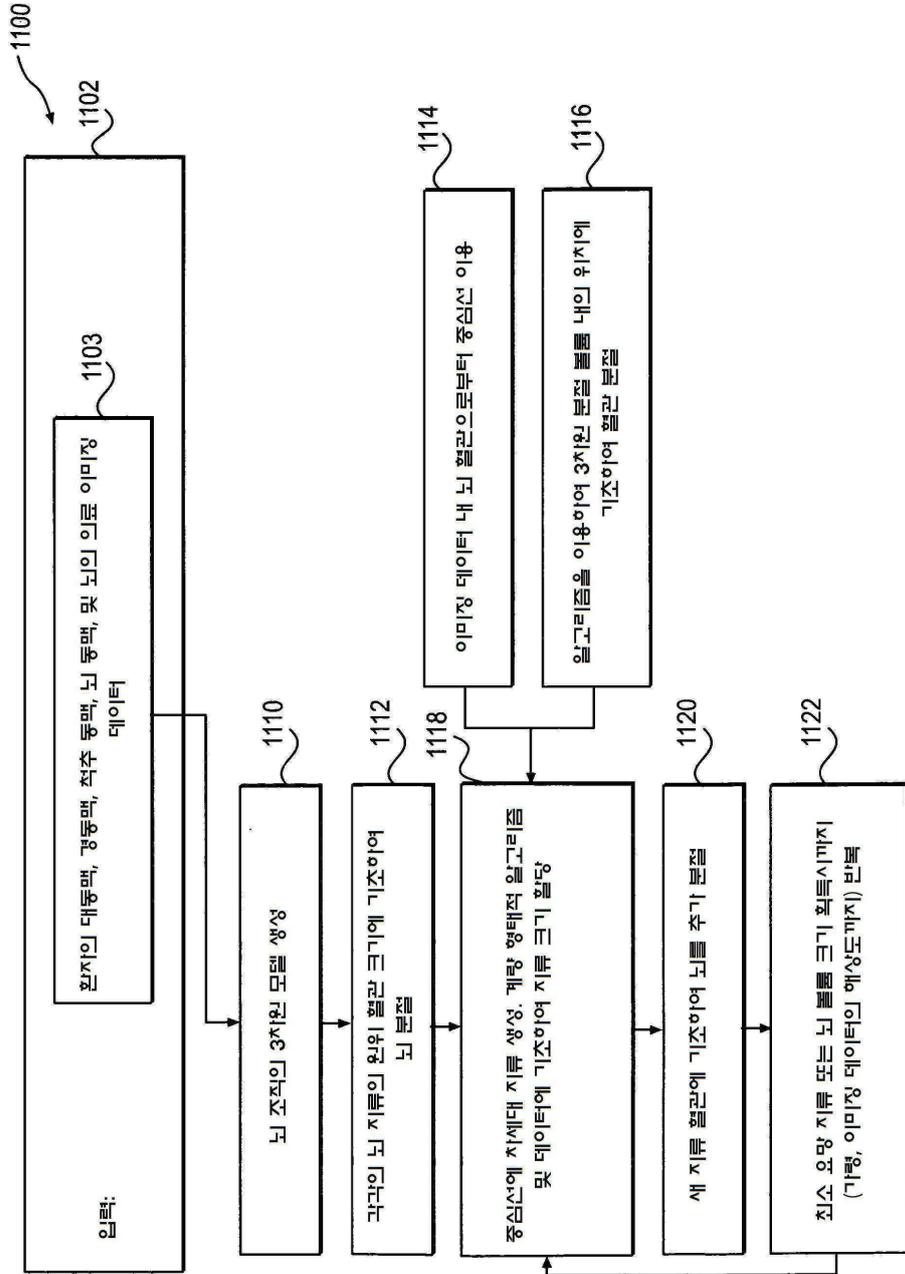
도면38



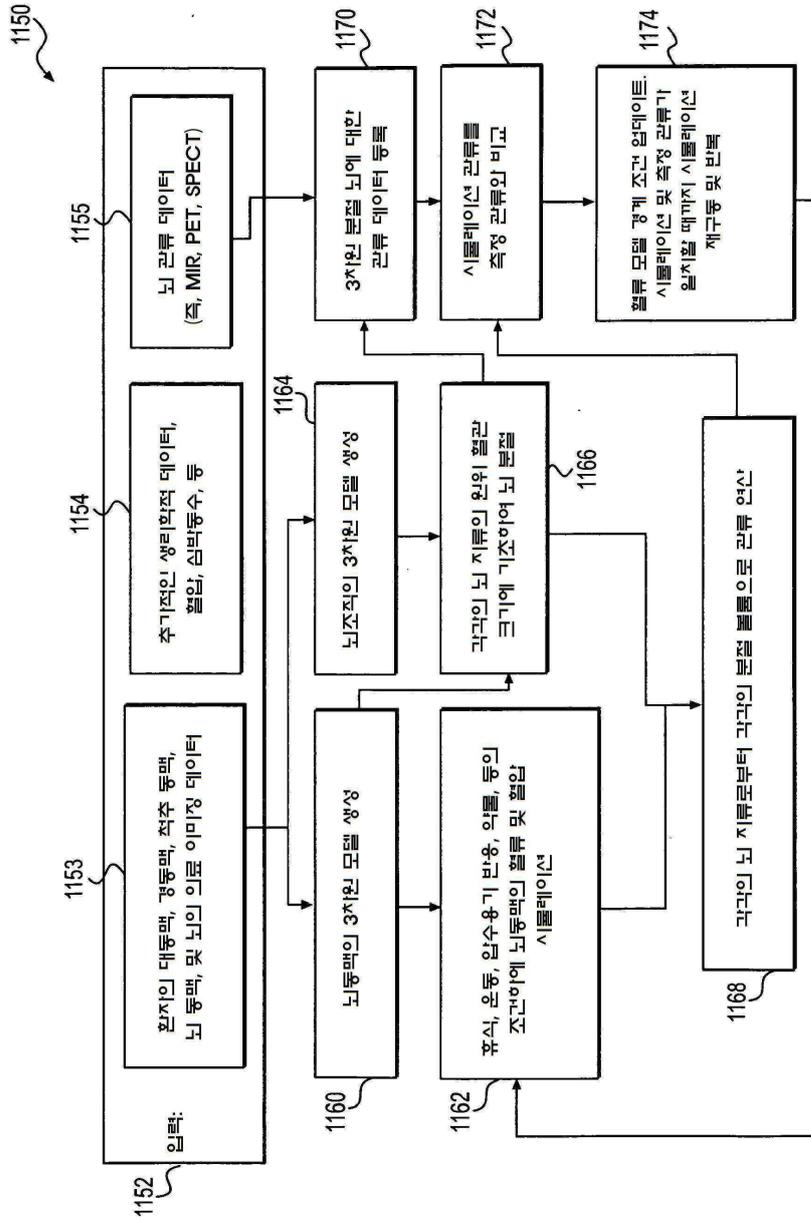
도면39



도면40



도면41



도면42

