



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2022년10월11일

(11) 등록번호 10-2451624

(24) 등록일자 2022년09월30일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

G16H 50/30 (2018.01) A61B 5/02 (2006.01)
A61B 5/021 (2006.01) G06F 30/28 (2020.01)
G06T 17/00 (2006.01) G06T 7/00 (2017.01)
G16H 10/60 (2018.01) G16H 30/20 (2018.01)
G16H 30/40 (2018.01) G16H 50/50 (2018.01)
G16H 50/70 (2018.01)

(52) CPC특허분류

G16H 50/30 (2018.01)
A61B 5/02007 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2021-0131598

(22) 출원일자 2021년10월05일

심사청구일자 2021년10월05일

(56) 선행기술조사문헌

KR1020130138739 A*

KR1020210093029 A*

KR102190431 B1*

*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자

연세대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

(72) 발명자

이준상

서울특별시 서대문구 연세로 50 연세대학교 제3공학관 C327호

김영우

서울특별시 서대문구 연세로 50 연세대학교 제1공학관 A277호

김준홍

서울특별시 서대문구 연세로 50 연세대학교 제1공학관 A277호

(74) 대리인

특허법인 플러스

전체 청구항 수 : 총 9 항

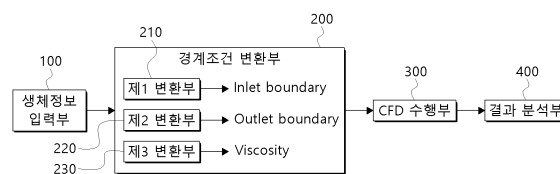
심사관 : 이영균

(54) 발명의 명칭 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템 및 그 방법

(57) 요약

본 발명은 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템 및 그 방법에 관한 것으로서, 수면 무호흡증 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하기 위한 것이다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

G06F 17/10 (2013.01)
G06F 30/28 (2020.01)
G06T 17/00 (2013.01)
G06T 7/0012 (2013.01)
G16H 10/60 (2021.08)
G16H 30/20 (2018.01)
G16H 30/40 (2018.01)
G16H 50/50 (2018.01)
G16H 50/70 (2018.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711131964
과제번호	2017M3A9E9073371
부처명	과학기술정보통신부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	원천기술개발사업
연구과제명 (2/2단계)(2/3)	[통합이지마로] (2세부)심혈관 질환 진단-치료 의료현장용 고속 FFR simulator 개발
기 여 율	1/1
과제수행기관명	연세대학교
연구기간	2021.01.01 ~ 2022.05.31

명세서

청구범위

청구항 1

수면 무호흡증 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하는 시스템에 있어서,

대상 환자의 생체 관련 정보들을 입력받는 생체정보 입력부(100);

상기 생체정보 입력부(100)로 입력된 상기 생체 관련 정보들을 이용하여, 전산유체해석(CFD, Computational Fluid Dynamics) 수행을 위한 경계조건으로 변환하는 경계조건 변환부(200);

상기 경계조건 변환부(200)에서 변환한 상기 경계조건을 적용하여, 대상 환자의 심혈관 CFD 시뮬레이션을 수행하는 CFD 수행부(300); 및

상기 CFD 수행부(300)의 수행 결과를 이용하여, 대상 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하는 결과 분석부(400);를 포함하며,

상기 경계조건 변환부(200)는

생체정보 입력부(100)를 통해서 입력된 생체 관련 정보들 중 최고 혈압, 최저 혈압을 이용하여, 박동혈류(pulsatile flow)를 산출하여 입구단 경계조건(inlet boundary condition)으로 변환하는 제1 변환부(210);

생체정보 입력부(100)를 통해서 입력된 생체 관련 정보들 중 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측하고, 예측한 AHI 값과 입력된 상기 생체 관련 정보를 기저장된 변환 모델식에 적용하여, 출구단 경계조건(outlet boundary condition)으로 변환하는 제2 변환부(220); 및

생체정보 입력부(100)를 통해서 입력된 생체 관련 정보들 중 적혈구 밀도, 혈액 내 칼슘 농도를 이용하여, 혈류 점성(blood viscosity)을 산출하여 유체 점도조건으로 변환하는 제3 변환부(230);

를 더 포함하는, 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템.

청구항 2

제 1항에 있어서,

상기 생체정보 입력부(100)는

대상 환자의 성별, 나이, 키, 몸무게, 최고 혈압, 최저 혈압, 적혈구 밀도, 혈액 내 칼슘 농도, 심혈관 CT 이미지 및 상기도(upper airway) CT 이미지를 포함하는 생체 관련 정보들을 입력받는, 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템.

청구항 3

삭제

청구항 4

제 2항에 있어서,

상기 제2 변환부(220)는

상기 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 상기도 형상(upper airway morphology)에 대한 3차원 모델링을 수행하고, 상기 상기도 형상 데이터에 대한 전산유체해석을 수행하여, 수행 결과를 분석하여 대상 환자의 AHI(Apnea-Hypopnea Index) 값을 연산하는, 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템.

청구항 5

제 4항에 있어서,

상기 제2 변환부(220)는

기저장된 변환 모델식으로 하기의 수식을 적용하는, 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템.

$$Q(t) = \frac{P(t)}{R} + C \frac{dP(t)}{dt}$$

(여기서, Q는 혈류량,

P는 혈압,

R은 상수로서, $\frac{dP}{Q}$ 이며, f(연산한 AHI 값, 입력된 생체 관련 정보들, ...),

C는 상수로서, $\frac{dV}{dP}$ 이며, f'(연산한 AHI 값, 입력된 생체 관련 정보들, ...),

dP는 혈압 변화량,

dV는 혈관 부피 변화량임.)

청구항 6

제 1항에 있어서,

상기 CFD 수행부(300)는

LBM(Lattice Boltzmann Method)를 적용하여 대상 환자의 심혈관 CFD 시뮬레이션을 수행하는, 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템.

청구항 7

제 1항에 있어서,

상기 결과 분석부(400)는

상기 CFD 수행부(300)의 수행 결과를 전달받아, 대상 환자의 FFR(Fractional Flow Reserve, 심근분획혈류예비력), WSS(Wall Shear Stress, 벽면전단응력도)를 이용하여 대상 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하는, 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템.

청구항 8

수면 무호흡증 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하기 위해, 컴퓨터로 구현되는 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템에 의해 각 단계가 수행되는 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 방법에 있어서,

생체정보 입력부에서, 대상 환자에 대한 기설정된 항목의 생체 관련 정보들을 입력받는 생체정보 입력 단계(S100);

경계조건 변환부에서, 상기 생체정보 입력 단계(S100)에 의해 입력된 상기 생체 관련 정보들을 이용하여, 전산

유체해석(CFD, Computational Fluid Dynamics) 수행을 위한 경계조건으로 변환하는 경계조건 변환 단계(S200);
CFD 수행부에서, 상기 경계조건 변환 단계(S200)에 의해 변환한 경계조건들을 적용하여, 대상 환자의 심혈관 CFD 시뮬레이션을 수행하는 CFD 수행 단계(S300); 및

결과 분석부에서, 상기 CFD 수행 단계(S300)의 수행 결과인 대상 환자의 FFR(Fractional Flow Reserve, 심근분
확혈류예비력), WSS(Wall Shear Stress, 벽면전단응력도)를 이용하여 심혈관 질환 위험도를 분석하는 위험도 분
석 단계(S400);

를 포함하며,

상기 경계조건 변환 단계(S200)는

입력된 상기 생체 관련 정보들 중 최고 혈압, 최저 혈압을 이용하여, 박동혈류(pulsatile flow)를 산출하여 입
구단 경계조건(inlet boundary condition)으로 변환하는 제1 변환 단계(S210);

입력된 상기 생체 관련 정보들 중 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측
하고, 예측한 AHI 값과 입력된 상기 생체 관련 정보를 기저장된 변환 모델식에 적용하여, 출구단 경계조건
(outlet boundary condition)으로 변환하는 제2 변환 단계(S220); 및

입력된 상기 생체 관련 정보들 중 적혈구 밀도, 혈액 내 칼슘 농도를 이용하여, 혈류 점성(blood viscosity)을
산출하여 유체 점도조건으로 변환하는 제3 변환 단계(S230);

를 더 포함하며,

상기 CFD 수행 단계(S300)는

LBM(Lattice Boltzmann Method)를 적용하여 대상 환자의 심혈관 CFD 시뮬레이션을 수행하는, 수면 무호흡증 인
자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 방법.

청구항 9

제 8항에 있어서,

상기 생체정보 입력 단계(S100)는

대상 환자의 성별, 나이, 키, 몸무게, 최고 혈압, 최저 혈압, 적혈구 밀도, 혈액 내 칼슘 농도, 심혈관 CT 이미
지 및 상기도(upper airway) CT 이미지를 포함하는 생체 관련 정보들을 입력받는, 수면 무호흡증 인자를 고려한
심혈관 질환 위험도 분석 방법.

청구항 10

삭제

청구항 11

제 9항에 있어서,

상기 제2 변환 단계(S220)는

상기 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 상기도 형상(upper airway morphology)에 대한 3차원 모
델링을 수행하고, 상기 상기도 형상 데이터에 대한 전산유체해석을 수행하여, 수행 결과를 분석하여 대상 환자
의 AHI(Apnea-Hypopnea Index) 값을 연산하는, 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템 및 그 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 환자의 생체 관련 정보들을 이용하여 환자의 수면 무호흡증 심각도 진단 변수값을 산출하고, 이를 이용하여 해당 환자의 심혈관 질환 위험도 분석을 수행할 수 있는 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템 및 그 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 2019년 기준 국내 3대 사망원인인 암, 심장 질환, 폐렴은 전체 사망원인의 45.9%를 차지하고 있으며, 그 중 심장 질환은 2번째로 높은 사망원인을 나타내고 있다. 세계를 기준으로 한다면, 심장 질환은 1위 사망원인에 해당한다.

[0003] 국내 순환기계 질환으로 인한 진료비는 2015년부터 연평균 8.4% 증가하고 있으며 2019년 약 10조 5천억 원 규모에 달하고, 세계 스텐트 시장은 2016년 기준 약 79.8억 달러 규모로, 향후 5년간 연평균 3.8%로 성장할 것이 전망된다. 이렇듯 심장 질환에 대한 관심이 높아지고 있으며 관련 시장의 규모도 상당히 커지고 있는 추세이다.

[0004] 심혈관 질환 발생시, 스텐트를 통한 혈관 확장 기술을 통해 심근 허혈을 완화할 수 있는데, 의사가 이러한 기술을 결정하기 위해서 일반적으로 대상 환자의 FFR(Fractional Flow Reserve), 자세하게는, 병변 기준 근위부와 원위부의 압력비를 계산하여 0.8을 기준으로 스텐트 시술 여부를 판단하게 된다. 이러한 FFR을 측정하기 위한 다양한 방식들이 존재하는데, 크게는 카테터를 통한 침습적 측정 방식과 전산유체를 통한 혈관 모델링을 수행한 비침습적 측정 방식이 있다.

[0005] 카테터를 통한 침습적 측정 방식의 경우, 압력 센서를 직접 혈관에 삽입하여 압력을 측정하는 방식으로 FFR 측정의 가장 정확한 방식으로 알려져 있으며, 최종 임상 단계에서 스텐트 삽입에 대한 의사결정이 이루어지게 된다. 이는 높은 측정 비용 및 병변의 위치를 사전에 비교적 정확하게 알고 있어야 하는 단점이 있다.

[0006] 전산유체를 통한 혈관 모델링을 수행한 비침습적 측정 방식의 경우, 대상 환자의 CT 이미지 모델화를 수행한 후 이에 대한 전산유체 해석을 수행하는 방식으로 FFR 뿐 아니라, 다양한 유동 분석(WSS, OSI, 혈압, 혈류량 등)을 수행할 수 있어, 해석을 통한 병변 위치 파악이 가능한 장점이 있다. 다만, 전산유체 해석 시간 및 해석을 위한 숙련된 전문 인력이 요구되는 단점이 있다.

선행기술문헌

특허문헌

[0007] (특허문헌 0001) 국내등록특허 제10-2003412호(등록일자2019.07.18.)

발명의 내용

해결하려는 과제

[0008] 본 발명은 상기한 바와 같은 종래 기술의 문제점을 해결하기 위하여 안출된 것으로, 본 발명의 목적은 수집이 용이한 환자의 생체 관련 정보들을 이용하여 환자의 수면 무호흡증 심각도 진단 변수값을 산출하고, 이들을 활용하여 혈관/혈류 모델링을 위한 경계조건 설정을 통한 전산유체해석 시뮬레이션을 수행함으로써, 심혈관 전체 pre-screening 및 치료 계획 수립을 위한 심혈관 질환 위험도 분석을 수행할 수 있는 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템 및 그 방법을 제공하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0009] 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템은, 수면 무호흡증 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하는 시스템에 있어서, 대상 환자의 생체 관련 정보들을 입력받는 생체정보 입력부(100), 상기 생체정보 입력부(100)로 입력된 상기 생체 관련 정보들을 이용하여, 전산유체해석(CFD, Computational Fluid Dynamics) 수행을 위한 경계조건으로 변환하는 경계조건 변환부(200), 상기 경계조건 변환부(200)에서 변환한 상기 경계조건을 적용하여, 대상 환자의 심혈관 CFD 시뮬레이션을 수행하는 CFD 수행부(300) 및 상기 CFD 수행부(300)의 수행 결과를 이용하여, 대상 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하는 결과 분석부(400)를 포함하는 것이 바람직하다.

[0010] 더 나아가, 상기 생체정보 입력부(100)는 대상 환자의 성별, 나이, 키, 몸무게, 최고 혈압, 최저 혈압, 적혈구 밀도, 혈액 내 칼슘 농도, 심혈관 CT 이미지 및 상기도(upper airway) CT 이미지를 포함하는 생체 관련 정보들을 입력받는 것이 바람직하다.

[0011] 더 나아가, 상기 경계조건 변환부(200)는 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 최고 혈압, 최저 혈압을 이용하여, 박동혈류(pulsatile flow)를 산출하여 입구단 경계조건(inlet boundary condition)으로 변환하는 제1 변환부(210), 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측하고, 예측한 AHI 값과 입력된 상기 생체 관련 정보를 기저장된 변환 모델식에 적용하여, 출구단 경계조건(outlet boundary condition)으로 변환하는 제2 변환부(220) 및 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 적혈구 밀도, 혈액 내 칼슘 농도를 이용하여, 혈류 점성(blood viscosity)을 산출하여 유체 점도조건으로 변환하는 제3 변환부(230)를 포함하는 것이 바람직하다.

[0012] 더 나아가, 상기 제2 변환부(220)는 상기 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 상기도 형상(upper airway morphology)에 대한 3차원 모델링을 수행하고, 상기 상기도 형상 데이터에 대한 전산유체해석을 수행하여, 수행 결과를 분석하여 대상 환자의 AHI(Apnea-Hypopnea Index) 값을 연산하는 것이 바람직하다.

[0013] 더 나아가, 상기 제2 변환부(220)는 기저장된 변환 모델식으로 하기의 수식을 적용하는 것이 바람직하다.

$$Q(t) = \frac{P(t)}{R} + C \frac{dP(t)}{dt}$$

[0014] 더 나아가, 상기 CFD 수행부(300)는 LBM(Lattice Boltzmann Method)를 적용하여 대상 환자의 심혈관 CFD 시뮬레이션을 수행하는 것이 바람직하다.

[0016] 더 나아가, 상기 결과 분석부(400)는 상기 CFD 수행부(300)의 수행 결과를 전달받아, 대상 환자의 FFR(Fractional Flow Reserve, 심근분획혈류예비력), WSS(Wall Shear Stress, 벽면전단응력도)를 이용하여 대상 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하는 것이 바람직하다.

[0017] 본 발명의 또 다른 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 방법은, 수면 무호흡증 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하기 위해, 컴퓨터로 구현되는 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템에 의해 각 단계가 수행되는 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 방법에 있어서, 생체정보 입력부에서, 대상 환자에 대한 기설정된 항목의 생체 관련 정보들을 입력받는 생체정보 입력 단계(S100), 경계조건 변환부에서, 상기 생체정보 입력 단계(S100)에 의해 입력된 상기 생체 관련 정보들을 이용하여, 전산유체해석(CFD, Computational Fluid Dynamics) 수행을 위한 경계조건으로 변환하는 경계조건 변환 단계(S200), CFD 수행부에서, 상기 경계조건 변환 단계(S200)에 의해 변환한 경계조건들을 적용하여, 대상 환자의 심혈관 CFD 시뮬레이션을 수행하는 CFD 수행 단계(S300) 및 결과 분석부에서, 상기 CFD 수행 단계(S300)의 수행 결과인 대상 환자의 FFR(Fractional Flow Reserve, 심근분획혈류예비력), WSS(Wall Shear Stress, 벽면전단응력도)를 이용하여 심혈관 질환 위험도를 분석하는 위험도 분석 단계(S400)를 포함하며, 상기 CFD 수행 단계(S300)는 LBM(Lattice Boltzmann Method)를 적용하여 대상 환자의 심혈관 CFD 시뮬레이션을 수행하는 것이 바람직하다.

[0018] 더 나아가, 상기 생체정보 입력 단계(S100)는 대상 환자의 성별, 나이, 키, 몸무게, 최고 혈압, 최저 혈압, 적혈구 밀도, 혈액 내 칼슘 농도, 심혈관 CT 이미지 및 상기도(upper airway) CT 이미지를 포함하는 생체 관련 정보들을 입력받는 것이 바람직하다.

[0019] 더 나아가, 상기 경계조건 변환 단계(S200)는 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 최고 혈압, 최저 혈압을 이용하여, 박동혈류(pulsatile flow)를 산출하여 입구단 경계조건(inlet boundary condition)으로 변환하는 제1 변환 단계(S210), 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측하고, 예측한 AHI 값과 입력된 상기 생체 관련 정보를 기저장된 변환 모델식에 적용하여, 출구단 경계조건(outlet boundary condition)으로 변환하는 제2 변환 단계(S220) 및 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 적혈구 밀도, 혈액 내 칼슘 농도를 이용하여, 혈류 점성(blood viscosity)을 산출하여 유체 점도조건으로 변환하는 제3 변환 단계(S230)를 더 포함하는 것이 바람직하다.

[0020] 더 나아가, 상기 제2 변환 단계(S220)는 상기 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 상기도 형상(upper airway morphology)에 대한 3차원 모델링을 수행하고, 상기 상기도 형상 데이터에 대한 전산유체해석을 수행하여, 수행 결과를 분석하여 대상 환자의 AHI(Apnea-Hypopnea Index) 값을 연산하는 것이 바람직하다.

발명의 효과

- [0021] 상기와 같은 구성에 의한 본 발명의 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템 및 그 방법은 수집이 용이한 환자의 생체 관련 정보들을 이용하여 복잡한 측정 과정 없이도 환자의 수면 무호흡증 심각도 진단 변수값을 산출할 수 있으며, 이를 활용하여 혈관/혈류 모델링을 위한 경계조건 설정을 통한 전산유체해석 시뮬레이션을 수행함으로써, 심혈관 질환 위험도 분석을 수행할 수 있는 장점이 있다.
- [0022] 특히, 전산유체해석을 기반으로 심혈관 전체 pre-screening 할 수 있어, 이를 토대로 환자의 치료 계획 수립을 위한 의사결정 자료로 활용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0023] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템을 나타낸 구성 예시도이다.
- 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템에 적용된 전산유체해석의 기본 개념도 및 수식을 나타낸 도면이다.
- 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 방법을 나타낸 순서 예시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0024] 이하 첨부한 도면들을 참조하여 본 발명의 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템 및 그 방법을 상세히 설명한다. 다음에 소개되는 도면들은 당업자에게 본 발명의 사상이 충분히 전달될 수 있도록 하기 위해 예로서 제공되는 것이다. 따라서, 본 발명은 이하 제시되는 도면들에 한정되지 않고 다른 형태로 구체화될 수도 있다. 또한, 명세서 전반에 걸쳐서 동일한 참조번호들은 동일한 구성요소들을 나타낸다.
- [0025] 이때, 사용되는 기술 용어 및 과학 용어에 있어서 다른 정의가 없다면, 이 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 통상적으로 이해하고 있는 의미를 가지며, 하기의 설명 및 첨부 도면에서 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있는 공지 기능 및 구성에 대한 설명은 생략한다.
- [0026] 더불어, 시스템은 필요한 기능을 수행하기 위하여 조직화되고 규칙적으로 상호 작용하는 장치, 기구 및 수단 등을 포함하는 구성 요소들의 집합을 의미한다.
- [0027] 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템 및 그 방법은 유체 현상을 수치해석을 통해 풀어 실제와 같이 모사하는 유체역학의 한 분야인 전산유체역학(CFD, Computation Fluid Dynamics)을 통해, 수면 무호흡증 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하는 것을 기술적 특징으로 한다.
- [0028] 이러한 전산유체역학은 열전달, 물질 전달, 화학 반응 등 다양한 유체 현상들을 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 모사하는 것으로, 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템 및 그 방법은 CFD를 구현하는 방법들 중 작은 스케일($\mu\text{m} \sim \text{cm}$) 해석에 최적화되어 있어 혈관 모델링에 적합한 LBM(Lattice Boltzmann method)를 사용하여 혈류/혈관 컴퓨터 시뮬레이션 모사를 수행하는 것이 바람직하다.
- [0029] LBM은 그리드(grid) 형식으로 메쉬(mesh)를 구성하기 때문에, 혈관과 같은 복잡한 형상에도 적용이 용이하며, 그리드 형식의 구조적 특징으로 인해 병렬화를 통한 계산 속도 증진이 가능한 장점이 있다.
- [0030] 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템 및 그 방법은 이러한 LBM을 사용하여 전산유체역학을 수행함으로써, 혈류 모델링 진행 및 FFR, WSS 등의 유동 인자를 도출할 수 있어, 이를 통해서 심혈관 질환 진단을 보조하고 치료 계획 수립에 활용할 수 있는 장점이 있다.
- [0031] 일반적으로 전산유체수행을 위해서는 사용자가 모든 경계조건을 직접 설정해야 하기 때문에, 전문인력이 요구되게 된다.
- [0032] 그렇지만, 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템 및 그 방법은 대상 환자(수면 무호흡증 환자)의 생체 관련 정보들을 입력받아, 이를 자동으로 경계조건으로 변환하고 이를 통한 전산유체역학의 수행을 통한 결과를 도출할 수 있기 때문에, 전산유체역학에 능통한 전문인력이 아니더라도 활용이 가능한 장점이 있다.

- [0033] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템을 나타낸 구성 예시도로서, 도 1을 참조로 하여 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템을 상세히 설명한다.
- [0034] 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템은 도 1에 도시된 바와 같이, 생체정보 입력부(100), 경계조건 변환부(200), CFD 수행부(300) 및 결과 분석부(400)를 포함하여 구성되는 것이 바람직하다. 각 구성들은 컴퓨터를 포함하는 연산처리수단에 각각 또는 통합 구성되어 동작을 수행하는 것이 바람직하다.
- [0035] 각 구성에 대해서 자세히 알아보자면,
- [0036] 상기 생체정보 입력부(100)는 대상 환자(수면 무호흡증 환자)의 생체 관련 정보들을 입력받는 것이 바람직하다. 상기 생체 관련 정보로는 대상 환자의 성별, 나이, 키, 몸무게, 최고 혈압, 최저 혈압, 적혈구 밀도(Hematocrit), 혈액 내 칼슘 농도(Calcification/Calcium score), 심혈관 CT 이미지 및 상기도(upper airway) CT 이미지를 포함하여 구성되는 것이 바람직하다. 상기 생체정보 입력부(100)는 대상 환자의 생체 관련 정보들을 이미 수집/획득되어 있는 의료 정보를 기반으로 제공받는(입력받는) 것이 가장 바람직하며, 상술한 생체 관련 정보들 외에도 수집 가능한 다양한 생체 관련 정보들을 활용할 수 있다.
- [0037] 상기 경계조건 변환부(200)는 상기 생체정보 입력부(100)로 입력된 대상 환자의 상기 생체 관련 정보들을 이용하여, 전산유체해석(CFD, Computational Fluid Dynamics) 수행을 위한 경계조건으로 변환하는 것이 바람직하다.
- [0038] 상세하게는, 도 1에 도시된 바와 같이, 제1 변환부(210), 제2 변환부(220) 및 제3 변환부(230)를 포함하여 구성되게 된다.
- [0039] 상기 제1 변환부(210)는 입구단 경계조건(inlet boundary condition)의 변환을 위한 구성으로, 상기 생체정보 입력부(100)를 통해서 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 최고 혈압, 최저 혈압을 이용하여, 박동혈류(pulsatile flow)를 산출하여 상기 입구단 경계조건으로 설정하는 것이 바람직하다.
- [0040] 상기 제2 변환부(220)는 출구단 경계조건(outlet boundary condition)의 변환을 위한 구성으로 windkessel model을 이용하여 미리 설정된 변환 모델식을 적용하여 상기 출구단 경계조건을 설정하는 것이 바람직하다.
- [0041] 상세하게는, 상기 제2 변환부(220)는 상기 생체정보 입력부(100)를 통해서 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측하고, 예측한 AHI 값과 입력된 상기 생체 관련 정보를 상기 변환 모델식에 적용하는 것이 바람직하다.
- [0042] windkessel model을 이용하여 미리 설정된 변환 모델식은 하기의 수학식 1로 정의할 수 있다.

수학식 1

$$Q(t) = \frac{P(t)}{R} + C \frac{dP(t)}{dt}$$

[0043]

(여기서, Q는 혈류량,

[0044]

P는 혈압,

[0045]

R은 상수로서, $\frac{dP}{Q}$ 이며, f(연산한 AHI 값, 입력된 생체 관련 정보들, ...),

[0046]

C는 상수로서, $\frac{dV}{dP}$ 이며, f'(연산한 AHI 값, 입력된 생체 관련 정보들, ...),

[0047]

dP는 혈압 변화량,

[0048]

dV는 혈관 부피 변화량임.)

[0049]

상기 변환 모델식에 나타난 바와 같이, 임의의 상수 C, R을 연산하는데 AHI 값이 요구되며, AHI 값은 수면 무호흡증의 심각도 진단용 변수로서, 수면 중 무호흡-저호흡 지수(Apnea-Hypopnea Index)를 의미한다.

[0050]

- [0051] 수면 무호흡증 환자의 AHI 값을 심혈관 질환 위험도 분석에 활용하는 것은, 수면 무호흡증이 심해지면 수면 중 호흡이 거칠어지면서 수면 중 혈압차가 커지게 되고, 혈압차로 인해 혈관의 팽창/수축이 반복되게 되어 혈관 확장성(distensibility)이 감소하게 된다. 즉, 수면 무호흡증으로 인해 발병하는 심혈관 질환의 직접적인 원인은 수면 무호흡증으로 인한 혈압 변동성이다. 수면 시 흉강 내압의 변화 등으로 인한 주-야간 혈압 변동성이 반복적인 혈관의 팽창/수축으로 인해 혈관에 부담을 주게 된다. 이는 상술한 바와 같이, 혈관 확장성이 감소됨으로써 resistance 와 compliance를 변화시켜, 심혈관 질환의 발병율이 높아지게 된다.
- [0052] 조사에 따르면, AHI 값이 낮은 일반군의 심혈관 질환 발병율은 11%인데 반해, AHI 값이 높은 환자군의 발병율은 23%로서, 수면 무호흡증으로 인한 심혈관 질환 발병율이 2배 이상 높다고 볼 수 있다.
- [0053] 그렇지만 종래에는 AHI 값을 획득하기 위하여, 실제 수면 중 획득되는 센싱 정보들을 활용/분석해야 하는 번거로움이 있었으나, 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템에서는, 상기 생체정보 입력부(100)를 통해서 입력된 상기 생체 관련 정보들을 이용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측할 수 있다.
- [0054] 상세하게는, 상기 제2 변환부(220)는 상기 생체정보 입력부(100)를 통해서 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측하게 된다.
- [0055] 즉, 상기 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 상기도 형상(upper airway morphology)에 대한 3차원 모델링을 수행하고, 수행한 3차원 모델링에 따른 상기 상기도 형상 데이터에 대한 전산유체해석을 수행하여, 수행 결과를 분석하여 대상 환자의 AHI(Apnea-Hypopnea Index) 값을 예측하는 것이 바람직하다.
- [0056] 이 때, 상기 상기도 형상 데이터에 대한 전산유체해석을 수행한 결과를 통해서 velocity, pressure, pressure gradient, swirling strength, airway resistance, vorticity, helicity, wall shear stress, surface pressure, surface pressure gradient, deformation rate를 도출할 수 있으며, 이를 상기 CFD 수행부(300)를 통해서 다시 한번 전산유체 또는, 인공지능 알고리즘에 적용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측하게 된다. 이에 대해서는 자세히 후술하도록 한다.
- [0057] 상기 상기도 형상 데이터에 대한 전산유체해석 기술은 먼저, 상기 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 3D 형상으로 모델링을 수행한 후, 모델의 inlet, outlet에 환자의 시간에 따른 호흡량을 적용한다.(만약, 환자에 대해 직접 측정이 어려울 경우, 통계치를 활용할 수도 있음.) 이 후, 전산해석을 수행하게 되는데, 이 때 활용되는 전산유체해석 모델은 LBM을 활용할 수 있으나, 이에 대해서 한정하는 것은 아니다. 이러한 전산해석에 의한 출력 인자들이 계산되게 된다.
- [0058] 상기 제3 변환부(230)는 유체 점도조건의 변환을 위한 구성으로 Carreau-Yasuda model을 이용하여 미리 설정된 변환 모델식을 적용하여 상기 유체 점도조건을 설정하게 된다.
- [0059] 상세하게는, 상기 제3 변환부(230)는 상기 생체정보 입력부(100)를 통해서 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 적혈구 밀도, 혈액 내 칼슘 농도를 이용하여, 혈류 점성(blood viscosity)을 산출하여 상기 유체 점도조건으로 설정하게 된다.
- [0060] 이 때, 적용되는 상기 변환 모델식은 하기의 수학식 2로 정의할 수 있다.

수학식 2

$$\eta^*(\omega) = \eta_{\infty} + (\eta_0 - \eta_{\infty})(1 + (\lambda\omega)^a)^{(n-1)/a}$$

[0061]

[0062] (여기서, η_0 은 viscosity at zero shear rete,

[0063] η_{∞} 는 viscosity at infinite shear rete,

[0064] λ 는 relaxation time,

[0065] n은 power law index,

- [0066] a는 dimensionless parameter(2 in most cases)임.)
- [0067] 상기 CFD 수행부(300)는 LBM(Lattice Boltzmann Method)을 사용하여 상기 경계조건 변환부(200)에서 변환한 상기 경계조건, 다시 말하자면, 입구단 경계조건, 출구단 경계조건 및 유체 점도조건을 적용하여 전산유체역학 시뮬레이션을 수행하여, 대상 환자의 AHI 값을 예측하는 것이 바람직하다.
- [0068] 도 2는 상기 CFD 수행부(300)에 적용된 LBM의 기본 개념도 및 수식을 나타낸 도면으로, 혈관과 같은 복잡한 형상 모델 사용이 용이하며, 그리드 구조로 인해 병렬화를 통한 계산 속도 증진이 용이한 장점이 있다.
- [0069] AHI 값을 CFD를 통해 직접 계산하는 유동인자가 아니며, 수면다원검사를 통해서 획득하는 호흡 수 관련 인자로서, CFD 유동 인자들과 AHI 값 간의 높은 연관성을 토대로 CFD 유동 인자 기반 AHI 값의 예측을 수행하고 있다.
- [0070] 상기 경계조건 변환부(200)를 통해서 획득한 유동인자들을 input으로, 환자로부터 직접 측정한 AHI 값을 output으로 알고리즘에 학습을 수행한 후, 학습 모델을 이용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측하는 것이 바람직하다.
- [0071] 상기 결과 분석부(400)는 상기 CFD 수행부(300)의 수행 결과를 이용하여, 대상 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하는 것이 바람직하다.
- [0072] 상세하게는, 상기 결과 분석부(400)는 상기 CFD 수행부(300)의 수행 결과를 전달받아, 대상 환자의 FFR(Fractional Flow Reserve, 심근분화혈류예비력), WSS(Wall Shear Stress, 벽면전단응력도)를 포함하는 수행 결과 정보를 이용하여 대상 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하게 된다.
- [0073] 여기서, FFR은 병변의 근위부, 즉 평균 대동맥압과 병변 원위부의 평균 관동맥압과의 비율을 의미하며, WSS는 혈관 벽에 작용하는 힘을 의미한다.
- [0074] 상기 FFR, WSS 외에도 CFD로 분석하는 유동 인자들 및 협착과의 관계에 대해서 예를 들자면, wall shear stress(WSS, Dynes/cm²)는, 혈관 벽 전단응력, 즉, 혈관 벽이 유동과의 마찰로 받는 영향력에 대한 지표로서, 전통적인 협착 진단용 인자이며, 너무 높아도 너무 낮아도 문제가 발생하기 때문에, 그 경계값인 >10 및 <25인 것을 활용할 수 있다.
- [0075] 또한, Oscillatory shear index(OSI)는 WSS가 심장 박동에 따라 방향이 어떻게 변화하는지 나타내는 인자이며, 해당 값이 높을수록 혈관 벽이 받는 마찰 방향이 크게 변하여 협착 발달 과정에 영향을 미치게 된다. 이에 대한 경계값은 >0.1이다.
- [0076] Area with OSI<0.1(%)은 OSI가 높은 영역이 혈관 전체에 얼마나 넓게 분포되어 있는지를 나타내는 지표로서, 이에 대한 경계값은 >3이다.
- [0077] Turbulent kinetic energy(TKE, mJ)는 혈류의 난류 정보를 표현하는 수치로서, 높을수록 유동이 더 chaotic하게 흐르기 때문에 협착 발달 가능성을 크게 높이게 된다. 이에 대한 경계값은 >7이다.
- [0078] Relative residence time(RRT, 1/Pa)는 혈액이 얼마나 한 자리에 오래 머무는가를 표현한 지표로서, 해당 값이 높을수록 생체적으로 유동이 정지되었다고 판단되어 협착 발달 매커니즘을 발현시킬 가능성이 크다고 볼 수 있다. 이에 대한 경계값은 >4이다.
- [0079] 상기 결과 분석부(400)는 상기 CFD 수행부(300)의 수행 결과를 이용하여, 각 결과 변수들에 대해 미리 설정되어 있는 경계값을 활용하여 대상 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하는 것이 바람직하다.
- [0080] 도 3은 상기 결과 분석부(400)를 통해서 상기 CFD 수행부(300)의 수행 결과를 전달받아, 대상 환자의 FFR, WSS 등을 이용하여 대상 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하는 과정을 나타낸 예시도이다.
- [0081] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 방법을 나타낸 순서 예시도로서, 도 4를 참조로 하여 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 방법을 자세히 설명한다.
- [0082] 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 방법은 도 4에 도시된 바와 같이, 생체정보 입력 단계(S100), 경계조건 변환 단계(S200), CFD 수행 단계(S300) 및 위험도 분석 단계(S400)를 포함하여 구성된다.
- [0083] 각 단계에 대해서 자세히 알아보자면,
- [0084] 상기 생체정보 입력 단계(S100)는 상기 생체정보 입력부(100)에서, 대상 환자(수면 무호흡증 환자)에 대한 미리

설정된 항목의 생체 관련 정보들을 입력받게 되며, 대상 환자의 성별, 나이, 키, 몸무게, 최고 혈압, 최저 혈압, 적혈구 밀도(Hematocrit), 혈액 내 칼슘 농도(Calcification/Calcium score), 심혈관 CT 이미지 및 상기도(upper airway) CT 이미지를 포함하여 구성되는 것이 바람직하다.

- [0085] 대상 환자의 생체 관련 정보들을 이미 수집/획득되어 있는 의료 정보를 기반으로 제공받는(입력받는) 것이 가장 바람직하며, 상술한 생체 관련 정보들 외에도 수집 가능한 다양한 생체 관련 정보들을 활용할 수 있다.
- [0086] 상기 경계조건 변환 단계(S200)는 상기 경계조건 변환부(200)에서, 상기 생체정보 입력 단계(S100)에 의해 입력된 상기 생체 관련 정보들을 이용하여, 전산유체해석(CFD, Computational Fluid Dynamics) 수행을 위한 경계조건으로 변환하게 된다.
- [0087] 상세하게는, 상기 경계조건 변환 단계(S200)는 도 4에 도시된 바와 같이, 제1 변환 단계(S210), 제2 변환 단계(S220) 및 제3 변환 단계(S230)를 포함하여 구성되는 것이 바람직하다.
- [0088] 상기 제1 변환 단계(S210)는 입구단 경계조건(inlet boundary condition)의 변환을 위한 단계로서, 상기 생체정보 입력 단계(S100)에 의해 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 최고 혈압, 최저 혈압을 이용하여, 박동혈류(pulsatile flow)를 산출하여 상기 입구단 경계조건으로 설정하게 된다.
- [0089] 상기 제2 변환 단계(S220)는 출구단 경계조건(outlet boundary condition)의 변환을 위한 단계로서, windkessel model을 이용하여 미리 설정된 변환 모델식을 적용하여 상기 출구단 경계조건을 설정하게 된다.
- [0090] 상세하게는, 상기 제2 변환 단계(S220)는 상기 생체정보 입력 단계(S100)에 의해 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측하고, 예측한 AHI 값과 입력된 상기 생체 관련 정보를 상기 변환 모델식에 적용하게 된다.
- [0091] windkessel model을 이용하여 미리 설정된 변환 모델식은 상기의 수학식 1로 정의할 수 있으며, 상기 변환 모델식에 나타난 바와 같이, 임의의 상수 C, R을 연산하는데 AHI 값이 요구되며, AHI 값은 수면 무호흡증의 심각도 진단용 변수로서, 수면 중 무호흡-저호흡 지수(Apnea-Hypopnea Index)를 의미한다.
- [0092] 수면 무호흡증 환자의 AHI 값을 심혈관 질환 위험도 분석에 활용하는 것은, 수면 무호흡증이 심해지면 수면 중 호흡이 거칠어지면서 수면 중 혈압차가 커지게 되고, 혈압차로 인해 혈관의 팽창/수축이 반복되게 되어 혈관 확장성(distensibility)이 감소하게 된다. 즉, 수면 무호흡증으로 인해 발생하는 심혈관 질환의 직접적인 원인은 수면 무호흡증으로 인한 혈압 변동성이다. 수면 시 흉강 내압의 변화 등으로 인한 주-야간 혈압 변동성이 반복적인 혈관의 팽창/수축으로 인해 혈관에 부담을 주게 된다. 이는 상술한 바와 같이, 혈관 확장성이 감소됨으로써 resistance 와 compliance를 변화시켜, 심혈관 질환의 발병율이 높아지게 된다.
- [0093] 조사에 따르면, AHI 값이 낮은 일반군의 심혈관 질환 발병율은 11%인데 반해, AHI 값이 높은 환자군의 발병율은 23%로서, 수면 무호흡증으로 인한 심혈관 질환 발병율이 2배 이상 높다고 볼 수 있다.
- [0094] 그렇지만 종래에는 AHI 값을 획득하기 위하여, 실제 수면 중 획득되는 센싱 정보들을 활용/분석해야 하는 번거로움이 있었으나, 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템에서는, 상기 생체정보 입력부(100)를 통해서 입력된 상기 생체 관련 정보들을 이용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측할 수 있다.
- [0095] 이를 위해, 상기 제2 변환 단계(S220)에서는, 상기 생체정보 입력 단계(S100)에 의해 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측하게 된다.
- [0096] 상기 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 이용하여 상기도 형상(upper airway morphology)에 대한 3차원 모델링을 수행하고, 상기 상기도 형상 데이터에 대한 전산유체해석을 수행하여, 수행 결과를 분석하여 대상 환자의 AHI(Apnea-Hypopnea Index) 값을 예측하는 것이 바람직하다.
- [0097] 이 때, 상기 상기도 형상 데이터에 대한 전산유체해석을 수행한 결과를 통해서 velocity, pressure, pressure gradient, swirling strength, airway resistance, vorticity, helicity, wall shear stress, surface pressure, surface pressure gradient, deformation rate를 도출할 수 있으며, 이를 다시 한번 전산유체 또는, 인공지능 알고리즘에 적용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측하게 된다.
- [0098] 다시 말하자면, 상기 상기도 형상 데이터에 대한 전산유체해석 기술은 먼저, 상기 심혈관 CT 이미지, 상기도 CT 이미지를 3D 형상으로 모델링을 수행한 후, 모델의 inlet, outlet에 환자의 시간에 따른 호흡량을 적용한다.(만약, 환자에 대한 직접 측정이 어려운 경우, 통계치를 활용할 수도 있음.) 이 후, 전산해석을 수행하게 되는데,

이 때 활용되는 전산유체해석 모델은 LBM을 활용할 수 있으나, 이에 대해서 한정하는 것은 아니다. 이러한 전산 해석에 의한 출력 인자들이 계산되게 된다.

- [0099] 상기 제3 변환 단계(S230)는 유체 점도조건의 변환을 위한 단계로서, Carreau-Yasuda model을 이용하여 미리 설정된 변환 모델식을 적용하여 상기 유체 점도조건을 설정하게 된다.
- [0100] 상세하게는, 상기 제3 변환 단계(S230)는 상기 생체정보 입력 단계(S100)에 의해 입력된 상기 생체 관련 정보들 중 적혈구 밀도, 혈액 내 칼슘 농도를 이용하여, 혈류 점성(blood viscosity)을 산출하여 상기 유체 점도조건으로 설정하게 된다.
- [0101] 이 때, 적용되는 상기 변환 모델식은 상기의 수학식 2로 정의할 수 있다.
- [0102] 상기 CFD 수행 단계(S300)는 상기 CFD 수행부(300)에서, 상기 경계조건 변환 단계(S200)에 의해 변환한 경계조건들을 적용하여, 대상 환자의 심혈관 CFD 시뮬레이션을 수행하게 된다.
- [0103] 다시 말하자면, 상기 CFD 수행 단계(S300)는 상기 CFD 수행부(300)에서, LBM(Lattice Boltzmann Method)을 사용하여 상기 경계조건 변환 단계(S200)에 의해 변환한 경계조건들(입구단 경계조건, 출구단 경계조건 및 유체 점도조건)을 적용하여 전산유체역학 시뮬레이션을 수행하는 것이 바람직하다.
- [0104] 도 2는 상기 CFD 수행부(300)에 적용된 LBM의 기본 개념도 및 수식을 나타낸 도면으로, 혈관과 같은 복잡한 형상 모델 사용이 용이하며, 그리드 구조로 인해 병렬화를 통한 계산 속도 증진이 용이한 장점이 있다.
- [0105] AHI 값을 CFD를 통해 직접 계산하는 유동인자가 아니며, 수면다원검사를 통해서 획득하는 호흡 수 관련 인자로서, CFD 유동 인자들과 AHI 값 간의 높은 연관성을 토대로 CFD 유동 인자 기반 AHI 값의 예측을 수행하고 있다.
- [0106] 상기 경계조건 변환부(200)를 통해서 획득한 유동인자들을 input으로, 환자로부터 직접 측정한 AHI 값을 output으로 알고리즘에 학습을 수행한 후, 학습 모델을 이용하여 대상 환자의 AHI 값을 예측하는 것이 바람직하다.
- [0107] 상기 위험도 분석 단계(S400)는 상기 결과 분석부(400)에서, 상기 CFD 수행 단계(S300)의 수행 결과인 대상 환자의 FFR(Fractional Flow Reserve, 심근분획혈류예비력), WSS(Wall Shear Stress, 벽면전단응력도)를 포함하는 수행 결과 정보를 이용하여 심혈관 질환 위험도를 분석하게 된다.
- [0108] 여기서, FFR은 병변의 근위부, 즉 평균 대동맥압과 병변 원위부의 평균 관동맥압과의 비율을 의미하며, WSS는 혈관 벽에 작용하는 힘을 의미한다.
- [0109] 상기 FFR, WSS 외에도 CFD로 분석하는 유동 인자들 및 협착과의 관계에 대해서 예를 들자면, wall shear stress(WSS, Dynes/cm²)는, 혈관 벽 전단응력, 즉, 혈관 벽이 유동과의 마찰로 받는 영향력에 대한 지표로서, 전통적인 협착 진단용 인자이며, 너무 높아도 너무 낮아도 문제가 발생하기 때문에, 그 경계값인 >10 및 <25인 것을 활용할 수 있다.
- [0110] 또한, Oscillatory shear index(OSI)는 WSS가 심장 박동에 따라 방향이 어떻게 변화하는지 나타내는 인자이며, 해당 값이 높을수록 혈관 벽이 받는 마찰 방향이 크게 변하여 협착 발달 과정에 영향을 미치게 된다. 이에 대한 경계값은 >0.1이다.
- [0111] Area with OSI<0.1(%)은 OSI가 높은 영역이 혈관 전체에 얼마나 넓게 분포되어 있는지를 나타내는 지표로서, 이에 대한 경계값은 >3이다.
- [0112] Turbulent kinetic energy(TKE, mJ)는 혈류의 난류 정보를 표현하는 수치로서, 높을수록 유동이 더 chaotic하게 흐르기 때문에 협착 발달 가능성을 크게 높이게 된다. 이에 대한 경계값은 >7이다.
- [0113] Relative residence time(RRT, 1/Pa)는 혈액이 얼마나 한 자리에 오래 머무는가를 표현한 지표로서, 해당 값이 높을수록 생체적으로 유동이 정지되었다고 판단되며 협착 발달 매커니즘을 발현시킬 가능성이 크다고 볼 수 있다. 이에 대한 경계값은 >4이다.
- [0114] 상기 결과 분석부(400)는 상기 CFD 수행부(300)의 수행 결과를 이용하여, 각 결과 변수들에 대해 미리 설정되어 있는 경계값을 활용하여 대상 환자의 심혈관 질환 위험도를 분석하는 것이 바람직하다.
- [0115] 즉, 다시 말하자면, 본 발명의 일 실시예에 따른 수면 무호흡증 인자를 고려한 심혈관 질환 위험도 분석 시스템 및 그 방법은, 대상 환자(수면 무호흡증 환자)의 생체 관련 정보들을 입력받아, 이를 자동으로 경계조건으로 변환하고 이를 통한 전산유체역학의 수행을 통한 결과를 도출할 수 있기 때문에, 전산유체역학에 능통한 전문인력

이 아니더라도 결과를 활용하여 혈관 전체 pre-screening 및 치료 계획 수립할 수 있는 장점이 있다.

[0116] 이상과 같이 본 발명에서는 구체적인 구성 소자 등과 같은 특정 사항들과 한정된 실시예 도면에 의해 설명되었으나 이는 본 발명의 보다 전반적인 이해를 돕기 위해서 제공된 것 일 뿐, 본 발명은 상기의 일 실시예에 한정되는 것이 아니며, 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다.

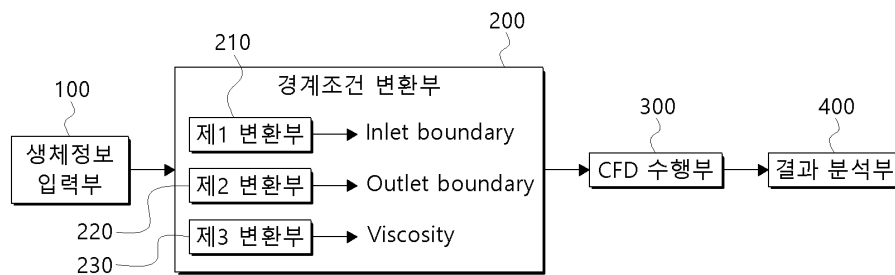
[0117] 따라서, 본 발명의 사상은 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 아니 되며, 후술하는 특허 청구 범위뿐 아니라 이 특허 청구 범위와 균등하거나 등가적 변형이 있는 모든 것들은 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

부호의 설명

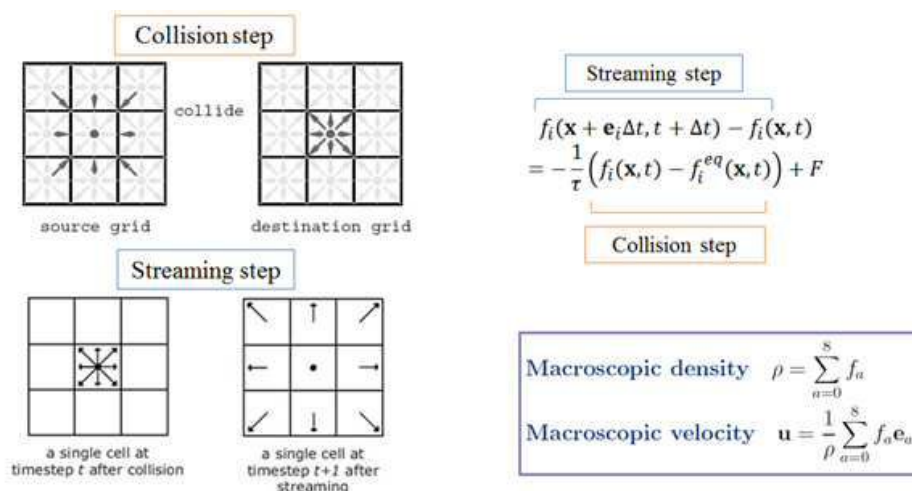
[0118] 100 : 생체정보 입력부
200 : 경계조건 변환부
210 : 제1 변환부
220 : 제2 변환부
230 : 제3 변환부
300 : CFD 수행부
400 : 결과 분석부

도면

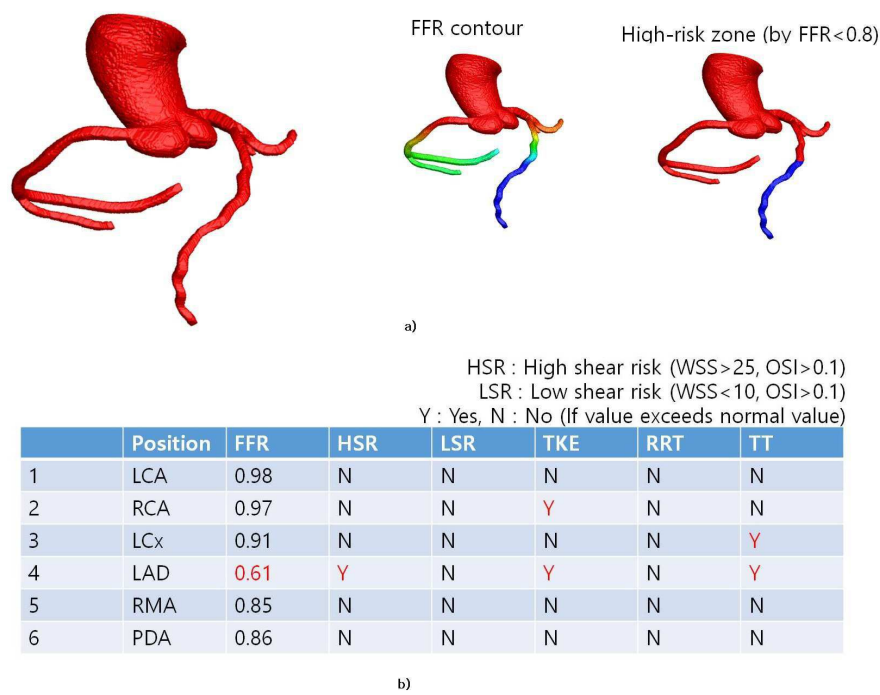
도면1



도면2



도면3



도면4

