

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2019년 1월 17일 (17.01.2019) **WIPO | PCT**

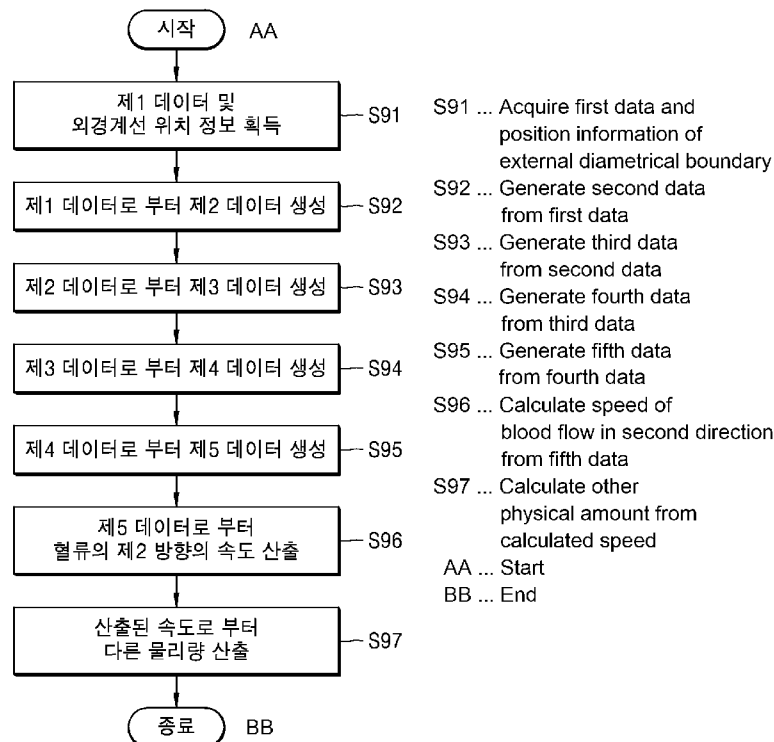


(10) 국제공개번호
WO 2019/013418 A1

- (51) 국제특허분류: *A61B 5/0285* (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2018/000722
- (22) 국제출원일: 2018년 1월 16일 (16.01.2018)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보: 10-2017-0089167 2017년 7월 13일 (13.07.2017) KR
- (71) 출원인: 사회복지법인 삼성생명공익재단 (SAMSUNG LIFE PUBLIC WELFARE FOUNDATION) [KR/KR]; 04348 서울시 용산구 이태원로55길 48, Seoul (KR). 고려대학교 산학협력단 (KOREA UNIVERSITY RESEARCH AND BUSINESS FOUNDATION) [KR/KR]; 02841 서울시 성북구 안암로 145, Seoul (KR).
- (72) 발명자: 문영준 (MOON, Young June); 06520 서울시 서초구 잠원로 88, 302동 606호, Seoul (KR). 한창균 (HAN, Chang Kyun); 02578 서울시 동대문구 무학로49길 48, 103호, Seoul (KR). 박승우 (PARK, Seung Woo); 06320 서울시 강남구 개포로 303, 101동 1005호, Seoul (KR).
- (74) 대리인: 리앤록 특허법인 (Y.P.LEE, MOCK & PARTNERS); 06292 서울시 강남구 언주로 30길 13 대림아크로텔 12층, Seoul (KR).
- (81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA,

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR CALCULATING PHYSICAL AMOUNT OF BLOOD FLOW

(54) 발명의 명칭: 혈류의 물리량 산출 방법 및 장치



(57) Abstract: According to one embodiment of the present invention, a method for calculating at least one physical amount of a blood flow from speed information of the blood flow in a first direction can comprise the steps of: acquiring first data, which includes speed information of a blood flow in a first direction at each point within a subject, and position information of the external diametrical boundary of the subject; generating fourth data by correcting the first data so as to form a continuous curved surface in a three-dimensional space in which the speed of the blood flow in the first direction at any one point within the subject and the speeds of the blood flow in the first direction at at least one point adjacent to the one point define the speed in the first direction as a height value; generating fifth data by correcting the fourth data so as to remove a frequency component higher than or equal to a predetermined frequency in



WO 2019/013418 A1

PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역 내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제21조(3))

a wave formed by the speed of the blood flow in the first direction at the any one point within the subject and the speeds of the blood flow in the first direction at the at least one point adjacent to the any one point; and calculating the speed of the blood flow in a second direction on the basis of the fifth data and the position information of the external diametrical boundary of the subject.

(57) 요약서: 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보로부터 상기 혈류(血流)의 적어도 하나의 물리량(物理量)을 산출하는 방법은, 대상체 내의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하는 제1 데이터 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보를 획득하는 단계; 상기 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 상기 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들이 제1 방향으로의 속도를 높이값으로 하는 3 차원 공간상에서 연속하는 곡면을 형성하도록 상기 제1 데이터를 보정하여 제4 데이터를 생성하는 단계; 상기 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 상기 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들에 의해 형성되는 파동에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정하여 제5 데이터를 생성하는 단계; 및 상기 제5 데이터 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 상기 혈류의 제2 방향으로의 속도를 산출하는 단계;를 포함 할 수 있다.

명세서

발명의 명칭: 혈류의 물리량 산출 방법 및 장치

기술분야

- [1] 본 발명의 실시예들은 혈류의 물리량 산출 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 초음파 시스템은 무침습 및 비파괴 특성을 가지고 있어서 대상체 내부의 정보를 얻기 위한 의료 분야에 널리 이용되고 있다. 초음파 시스템은 인체를 직접 절개하여 관찰하는 외과 수술의 필요 없이, 인체 내부 조직의 고해상도의 영상을 실시간으로 의사에게 제공할 수 있으므로 의료분야에 매우 중요하게 사용되고 있다.
- [3] 초음파 시스템의 C 모드는, 도플러 효과(Doppler effect)를 이용하여 움직이는 대상체를 나타내는 것으로, 주로 혈류의 흐름을 파악하는데 사용된다. 그러나 이러한 C 모드에 따른 데이터는 제한된 방향(초음파의 방출 방향)으로의 혈류의 정보만을 확인할 수 있다는 점에서 환자를 입체적으로 진단할 수 없는 문제점이 있었다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [4] 본 발명은 상술한 문제점을 해결하기 위한 것으로, 2차원 공간상에서 혈류의 움직임을 정확하게 파악할 수 있는 혈류의 물리량 산출 방법 및 장치를 제공하고자 한다.
- [5] 특히 본 발명은 2차원 공간상에서의 혈류의 속도를 정확하게 파악할 수 있는 혈류의 물리량 산출 방법 및 장치를 제공하고자 한다.
- [6] 또한 본 발명은 환자의 진단에 근거가 되는 혈류의 물리량들을 혈류의 속도로부터 산출할 수 있는 혈류의 물리량 산출 방법 및 장치를 제공하고자 한다.
- [7] 또한 본 발명은 조영제의 사용 없이도 혈류의 움직임을 보다 입체적으로 파악할 수 있는 혈류의 물리량 산출 방법 및 장치를 제공하고자 한다.
- [8] 또한 본 발명은 조영제의 미사용으로 발생하는 측정 노이즈를 효율적으로 억제할 수 있는 혈류의 물리량 산출 방법 및 장치를 제공하고자 한다.

과제 해결 수단

- [9] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보로부터 상기 혈류(血流)의 적어도 하나의 물리량(物理量)을 산출하는 방법은, 대상체 내의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하는 제1 데이터 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보를 획득하는 단계; 상기 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 상기 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들이 상기 제1

방향으로의 속도를 높이값으로 하는 3차원 공간상에서 연속하는 곡면을 형성하도록 상기 제1 데이터를 보정하여 제4 데이터를 생성하는 단계; 상기 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 상기 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들에 의해 형성되는 파동에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정하여 제5 데이터를 생성하는 단계; 및 상기 제5 데이터 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 상기 혈류의 제2 방향으로의 속도를 산출하는 단계;를 포함할 수 있다. 이때 상기 제1 방향은 극좌표계(極座標系)에서 원점으로부터 거리(R)방향이고, 상기 제2 방향은 상기 원점을 기준으로 한 각도(θ)방향일 수 있다.

[10] 본 발명의 일 실시예에 따른 방법은, 상기 획득하는 단계 이후에 상기 제1 데이터에서 오버플로우(Overflow)로 인한 오차를 보정한 제2 데이터를 생성하는 단계;를 더 포함할 수 있다. 이때 상기 제4 데이터를 생성하는 단계는 상기 제2 데이터를 보정하여 상기 제4 데이터를 생성할 수 있다.

[11] 상기 제1 데이터는 상기 대상체의 가상의 종단면(縱斷面)상의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하고, 상기 제2 데이터를 생성하는 단계는 상기 종단면 상에서 제3 방향으로의 직선상에 배열되는 지점들 중 인접하는 두 지점 간의 상기 제1 방향으로의 속도의 차이가 소정의 임계 값 이상인 제1 지점 및 상기 제1 지점 이후에 상기 제1 방향으로의 속도의 차이가 소정의 임계 값 이상인 제2 지점을 추출하는 단계; 및 상기 직선상에 배열되는 지점들 중 상기 제1 지점과 상기 제2 지점 사이에 위치하는 지점들의 상기 제1 방향으로의 속도를 상기 오버플로우를 고려하여 보정하는 단계;를 포함할 수 있다. 이때 상기 제3 방향은 직교좌표계(直交座標系)에서 직교하는 두 방향 중 어느 하나의 방향일 수 있다.

[12] 상기 보정하는 단계는 상기 제1 지점에서 상기 제1 방향으로의 속도의 감소폭이 상기 임계 값 보다 크고, 상기 제2 지점에서 상기 제1 방향으로의 속도의 증가폭이 상기 임계 값 보다 큰 경우, 상기 제1 지점과 상기 제2 지점 사이의 지점들의 상기 제1 방향으로의 속도를 증가시킬 수 있다. 또한 상기 보정하는 단계는 상기 제1 지점에서 상기 제1 방향으로의 속도의 증가폭이 상기 임계 값 보다 크고, 상기 제2 지점에서 상기 제1 방향으로의 속도의 감소폭이 상기 임계 값 보다 큰 경우, 상기 제1 지점과 상기 제2 지점 사이의 지점들의 상기 제1 방향으로의 속도를 감소시킬 수 있다.

[13] 본 발명의 일 실시예에 따른 방법은, 상기 제2 데이터를 생성하는 단계 이후에, 상기 제2 데이터에서 노이즈(Noise)로 인한 오차를 보정한 제3 데이터를 생성하는 단계;를 더 포함할 수 있다. 이때 상기 제4 데이터를 생성하는 단계는 상기 제3 데이터를 보정하여 상기 제4 데이터를 생성할 수 있다.

[14] 상기 제2 데이터는 상기 대상체의 가상의 종단면(縱斷面)상의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하고, 상기 제3 데이터를 생성하는

단계는 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보를 참조하여, 상기 종단면 상에서 상기 대상체의 외경계선의 외부에 위치하는 지점들의 상기 제1 방향으로의 속도를 감소시킬 수 있다.

- [15] 상기 제4 데이터는 상기 대상체의 가상의 종단면(縱斷面)상의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하고, 상기 제5 데이터를 생성하는 단계는 상기 종단면 상에서 제3 방향으로의 직선상에 배열되는 지점들의 속도들을 상기 지점들 각각에서의 진폭으로 하는 파동에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정하여 제5 데이터를 생성하고, 상기 기 설정된 주파수는 상기 대상체 내에서의 혈류의 유동특성을 고려하여 결정되고, 상기 제3 방향은 직교좌표계에서 직교하는 두 방향 중 어느 하나의 방향일 수 있다.
- [16] 상기 대상체는 좌심실(Left Ventricle)이고, 상기 주파수는 좌심방(Left Atrium)으로부터 유입되는 혈류 및 대동맥(Aorta)으로 유출되는 혈류에 기인하여 상기 좌심실에 생성되는 혈류의 속도 분포에 의해 형성되는 파동(Wave)의 주파수를 고려하여 결정될 수 있다.
- [17] 본 발명의 일 실시예에 따른 방법은, 상기 제2 방향으로의 속도를 산출하는 단계 이후에 상기 혈류의 제1 방향으로의 속도, 상기 혈류의 제2 방향으로의 속도 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 상기 혈류의 적어도 하나의 물리량을 산출하는 단계;를 더 포함할 수 있다. 이때 상기 혈류의 물리량은 상기 혈류의 에너지(Energy), 상기 에너지의 소산량, 상기 에너지 소산량의 변화율, 상기 혈류의 상기 대상체 내에서의 회전 토크(Torque), 상기 토크의 변화량 및 상기 회전의 방향 중 적어도 하나일 수 있다.
- [18] 한편 상기 제1 데이터는 컬러 도플러 데이터(Color Doppler Data)일 수 있다.
- [19] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보로부터 상기 혈류(血流)의 적어도 하나의 물리량(物理量)을 산출하는 제어부를 포함하는 장치에 있어서, 상기 제어부는 대상체 내의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하는 제1 데이터 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보를 획득하고, 상기 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 상기 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들이 상기 제1 방향으로의 속도를 높이값으로 하는 3차원 공간상에서 연속하는 곡면을 형성하도록 상기 제1 데이터를 보정하여 제4 데이터를 생성하고, 상기 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 상기 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들에 의해 형성되는 파동에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정하여 제5 데이터를 생성하고, 상기 제5 데이터 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 상기 혈류의 제2 방향으로의 속도를 산출할 수 있다. 이때 상기 제1 방향은 극좌표계(極座標系)에서 원점으로부터 거리(R)방향이고, 상기 제2 방향은 상기

원점을 기준으로 한 각도(θ)방향일 수 있다.

[20] 상기 제어부는 상기 제1 데이터에서 오버플로우(Overflow)로 인한 오차를 보정한 제2 데이터를 생성하고, 상기 제2 데이터를 보정하여 상기 제4 데이터를 생성할 수 있다.

[21] 상기 제어부는 상기 제2 데이터에서 노이즈(Noise)로 인한 오차를 보정한 제3 데이터를 생성하고, 상기 제3 데이터를 보정하여 상기 제4 데이터를 생성할 수 있다.

[22] 상기 기 설정된 주파수는 상기 대상체 내에서의 혈류의 유동특성을 고려하여 결정될 수 있다.

[23] 상기 대상체는 좌심실(Left Ventricle)이고, 상기 주파수는 좌심방(Left Atrium)으로부터 유입되는 혈류 및 대동맥(Aorta)으로 유출되는 혈류에 기인하여 상기 좌심실에 생성되는 혈류의 속도 분포에 의해 형성되는 파동(Wave)의 주파수를 고려하여 결정될 수 있다.

[24] 상기 제어부는 상기 혈류의 제1 방향으로의 속도, 상기 혈류의 제2 방향으로의 속도 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 상기 혈류의 적어도 하나의 물리량을 산출할 수 있다.

[25] 상기 혈류의 물리량은 상기 혈류의 에너지(Energy), 상기 에너지의 소산량, 상기 에너지 소산량의 변화율, 상기 혈류의 상기 대상체 내에서의 회전 토크(Torque), 상기 토크의 변화량 및 상기 회전의 방향 중 적어도 하나일 수 있다.

[26] 전술한 것 외의 다른 측면, 특징, 이점이 이하의 도면, 특허청구범위 및 발명의 상세한 설명으로부터 명확해질 것이다.

발명의 효과

[27] 본 발명에 따르면 2차원 공간상에서 혈류의 움직임을 정확하게 파악할 수 있는 혈류의 물리량 산출 방법 및 장치를 구현할 수 있다.

[28] 또한 2차원 공간상에서의 혈류의 속도를 정확하게 파악할 수 있는 혈류의 물리량 산출 방법 및 장치를 구현할 수 있다.

[29] 또한 환자의 진단에 근거가 되는 혈류의 물리량들을 혈류의 속도로부터 산출할 수 있는 혈류의 물리량 산출 방법 및 장치를 구현할 수 있다.

[30] 또한 조영제의 사용 없이도 혈류의 움직임을 보다 입체적으로 파악할 수 있는 혈류의 물리량 산출 방법 및 장치를 구현할 수 있다.

[31] 또한 조영제의 미사용의 경우에도, 발생하는 측정 노이즈를 효율적으로 억제할 수 있는 혈류의 물리량 산출 방법 및 장치를 구현할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[32] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 시스템을 개략적으로 도시한다.

[33] 도 2a 내지 도 2b는 의료 데이터 획득 장치가 대상체인 인체로부터 데이터를 획득하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

- [34] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 데이터 획득 장치가 획득한 데이터의 예시이다.
- [35] 도 4a 내지 도 4d는 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부가 제1 데이터로부터 제2 데이터를 생성하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [36] 도 5a는 제2 데이터를 도식한 예시이다.
- [37] 도 5b는 본 발명의 일 실시예에 따라 노이즈로 인한 오차가 보정된 제3 데이터를 도식한 예시이다.
- [38] 도 6a 및 도 6b는 본 발명의 일 실시예에 따라 제어부가 제3 데이터로부터 생성한 제4 데이터를 도식한 예시이다.
- [39] 도 7a 및 도 7b는 본 발명의 일 실시예에 따라 제어부가 제4 데이터로부터 생성한 제5 데이터를 도식한 예시이다.
- [40] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부가 2차원 공간 상에서의 혈류의 속도를 산출한 예시이다.
- [41] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치에 의해 수행되는 혈류의 물리량 산출 방법을 설명하기 위한 흐름도이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [42] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보로부터 상기 혈류(血流)의 적어도 하나의 물리량(物理量)을 산출하는 방법은, 대상체 내의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하는 제1 데이터 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보를 획득하는 단계; 상기 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 상기 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들이 제1 방향으로의 속도를 높이값으로 하는 3차원 공간상에서 연속하는 곡면을 형성하도록 상기 제1 데이터를 보정하여 제4 데이터를 생성하는 단계; 상기 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 상기 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들에 의해 형성되는 곡면에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정하여 제5 데이터를 생성하는 단계; 및 상기 제5 데이터 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 상기 혈류의 제2 방향으로의 속도를 산출하는 단계;를 포함 할 수 있다.

발명의 실시를 위한 형태

- [43] 본 발명은 다양한 변환을 가할 수 있고 여러 가지 실시예를 가질 수 있는 바, 특정 실시예들을 도면에 예시하고 상세한 설명에 상세하게 설명하고자 한다. 본 발명의 효과 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 다양한 형태로 구현될 수 있다.

- [44] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명하기로 하며, 도면을 참조하여 설명할 때 동일하거나 대응하는 구성 요소는 동일한 도면부호를 부여하고 이에 대한 중복되는 설명은 생략하기로 한다.
- [45] 이하의 실시예에서, 제1, 제2 등의 용어는 한정적인 의미가 아니라 하나의 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하는 목적으로 사용되었다. 이하의 실시예에서, 단수의 표현은 문맥상 명백하게 다르게 뜻하지 않는 한, 복수의 표현을 포함한다. 이하의 실시예에서, 포함하다 또는 가지다 등의 용어는 명세서상에 기재된 특징, 또는 구성요소가 존재함을 의미하는 것이고, 하나 이상의 다른 특징들 또는 구성요소가 부가될 가능성을 미리 배제하는 것은 아니다. 도면에서는 설명의 편의를 위하여 구성 요소들이 그 크기가 과장 또는 축소될 수 있다. 예컨대, 도면에서 나타난 각 구성의 크기 및 형태는 설명의 편의를 위해 임의로 나타내었으므로, 본 발명이 반드시 도시된 바에 한정되지 않는다.
- [46]
- [47] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 시스템을 개략적으로 도시한다.
- [48] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 시스템은 의료 데이터 획득 장치(200) 및 혈류의 물리량 산출 장치(100)를 포함할 수 있다.
- [49] 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 데이터 획득 장치(200)는 대상체 내의 혈류에 대한 데이터를 획득하는 다양한 장치일 수 있다. 가령 의료 데이터 획득 장치(200)는 소정의 주파수의 초음파를 대상체 내로 방출하고, 대상체 내의 조직으로부터 반사되는 반사파 또는 산란파를 검지하여 데이터를 생성하는 초음파 진단 장치일 수 있다. 물론 의료 데이터 획득 장치(200)는 전술한 초음파 진단 장치 외에 침습식으로 의료 데이터를 획득하는 다양한 장치를 의미할 수 있다. 다만 이하에서는 설명의 편의를 위하여 의료 데이터 획득 장치(200)가 초음파 진단 장치인 것을 전제로 설명한다.
- [50] 한편 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 데이터 획득 장치(200)는 초음파를 방출하고, 반사파 및/또는 산란파를 검출하는 프로브(210)를 포함할 수 있다. 이와 같은 프로브(210)는 대상체 내의 가상의 종단면으로 초음파를 방출하고, 종단면에서의 혈류에 대한 정보를 획득할 수 있다. 이에 대한 상세한 설명은 후술한다.
- [51] 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 데이터 획득 장치(200)는 획득한 대상체 내의 혈류 데이터를 후술하는 혈류의 물리량 산출 장치(100)로 제공할 수 있다.
- [52]
- [53] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 전술한 의료 데이터 획득 장치(200)로부터 대상체 내의 혈류 데이터를 수신하고, 이에 기초하여 혈류의 다양한 물리량을 산출할 수 있다.
- [54] 이를 위하여 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 통신부(110), 제어부(120) 및 메모리(130)를 포함할 수 있다.
- [55] 통신부(110)는 다른 네트워크 장치와 유무선 연결을 통해 제어 신호 또는

데이터 신호와 같은 신호를 송수신하기 위해 필요한 하드웨어 및 소프트웨어를 포함하는 장치일 수 있으나, 본 발명의 범위가 이에 한정되는 것은 아니다.

[56] 제어부(120)는 의료 데이터 획득 장치(200)로부터 수신된 대상체 내의 혈류 데이터에 기초하여 혈류의 물리량을 산출할 수 있다. 이 때 제어부(120)는 프로세서(processor)와 같이 데이터를 처리할 수 있는 모든 종류의 장치를 포함할 수 있다. 여기서, '프로세서(Processor)'는, 예를 들어 프로그램 내에 포함된 코드 또는 명령으로 표현된 기능을 수행하기 위해 물리적으로 구조화된 회로를 갖는, 하드웨어에 내장된 데이터 처리 장치를 의미할 수 있다. 이와 같이 하드웨어에 내장된 데이터 처리 장치의 일 예로써, 마이크로프로세서(Microprocessor), 중앙처리장치(Central Processing Unit: CPU), 프로세서 코어(Processor Core), 멀티프로세서(Multiprocessor), ASIC(Application-Specific Integrated Circuit), FPGA(Field Programmable Gate Array) 등의 처리 장치를 망라할 수 있으나, 본 발명의 범위가 이에 한정되는 것은 아니다.

[57] 한편 이와 같은 제어부(120)는 단일 프로세서로 구성될 수도 있고, 제어부에 의해 수행되는 기능의 단위로 구분되는 복수개의 프로세서로 구성될 수도 있다. 가령 제어부(120)는 한 개의 프로세서 및/또는 연산부로 구성되어, 전술한 바와 같이 혈류의 물리량을 산출할 수 있다. 또한 이와는 달리 제어부(120)는 제2 데이터를 생성하는 제2 데이터 생성부, 제3 데이터를 생성하는 제3 데이터 생성부 및 제4 데이터를 생성하는 제4 데이터 생성부 등으로 구성될 수도 있다. 다만 이는 예시적인 것으로 본 발명의 사상이 이에 한정되는 것은 아니다.

[58] 메모리(130)는 제어부(120)가 처리하는 데이터, 명령어(instructions), 프로그램, 프로그램 코드, 또는 이들의 결합 등을 일시적 또는 영구적으로 저장하는 기능을 수행한다. 메모리(130)는 자기 저장 매체(magnetic storage media) 또는 플래시 저장 매체(flash storage media)를 포함할 수 있으나, 본 발명의 범위가 이에 한정되는 것은 아니다. 메모리(130)는 제어부(120)가 처리하는 데이터, 명령어 외에 데이터 획득 장치(200)가 획득한 데이터를 일시적 또는 영구적으로 저장할 수도 있다.

[59] 도 1에는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)가 의료 데이터 획득 장치(200)와 구분되는 장치로 도시되어 있지만, 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 의료 데이터 획득 장치(200)에 포함되는 장치일 수도 있다.

[60] 나아가 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 일반적으로 사용되는 PC(Personal Computer), 휴대용 단말, 태블릿 장치를 의미할 수도 있다. 다만 이는 예시적인 것으로 본 발명의 사상이 이에 한정되는 것은 아니다.

[61]

[62] 도 2a 내지 도 2b는 의료 데이터 획득 장치(200)가 대상체인 인체(300)로부터 데이터를 획득하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.

[63] 이하에서는 설명의 편의를 위하여 도 2a 및 도 2b를 함께 참조하여 의료 데이터 획득 장치(200)는 초음파 진단 장치로, 대상체는 인체(300)의 심장(310) 중

좌심실(Left Ventricle) (311)인 것으로 가정하여 설명한다.

- [64] 다만 이는 설명의 편의를 위한 것으로, 본 발명의 사상이 이에 한정되는 것은 아니다. 따라서 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 시스템은 인체(300)뿐만 아니라 동물의 혈류를 물리량을 산출하거나, 인체(300)라 하여도 심장(310)이 아닌 다른 장기에서의 혈류의 물리량을 산출하거나, 심장(310)이라 하여도 좌심실(311)이 아닌 다른 부분에서의 혈류의 물리량을 산출하는데 사용될 수 있다.
- [65] 한편 의료 데이터 획득 장치(200)의 프로브(210)는 심장(310), 특히 좌심실(311) 내에서의 혈류의 물리량을 산출하기 위해 도 2a 및 도 2b에 도시된 바와 같이 배치될 수 있다. 초음파 진단 장치는 비침습식 장치로, 인체(300)의 외면에 심장(310)의 좌심실(311)과 대응되는 위치에 배치되어 좌심실(311)로 초음파를 방출하고, 이로부터 반사되어 돌아오는 반사파 등을 검출할 수 있다.
- [66] 이때 프로브(210)는 좌심실(311)을 종단(縱斷)하는 가상의 종단면(縱斷面)(211)상의 정보를 획득할 수 있다. 보다 상세히, 프로브(210)는 가상의 종단면(211) 상에서 좌심실(311)의 외경계선의 위치 정보를 획득할 수 있다. 또한 프로브(210)는 가상의 종단면(211) 상의 각 지점에서 흐르는 혈류에 대한 도플러 데이터(Doppler Data)를 획득할 수도 있다. 이와 같은 도플러 데이터는 초음파의 방출 방향으로의 혈류의 속도에 대한 정보를 포함할 수 있다.
- [67]
- [68] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 데이터 획득 장치(200)가 획득한 데이터의 예시이다.
- [69] 본 발명에서 X 방향(이하 제3 방향), Y 방향, Z 방향은 직교좌표계(直交座標系)에서 직교하는 세 방향을 의미할 수 있다. 한편 본 발명에서 R 방향, θ 방향은 극좌표계(極座標系)에서 원점으로부터 거리(R)방향(이하 R 방향 또는 제1 방향)과, 원점을 기준으로 한 각도(θ)방향(이하 θ 방향 또는 제2 방향)을 의미할 수 있다. 또한 직교좌표계의 X-Y 평면은 극좌표계의 R- θ 평면과 동일한 평면으로, 설명의 편의를 위하여 표현을 달리 하는 것일 수 있다.
- [70] 도 3을 참조하면, 의료 데이터 획득 장치(200)는 좌심실(311)을 종단하는 가상의 종단면(縱斷面)상의 정보를 획득할 수 있다.
- [71] 보다 상세히, 의료 데이터 획득 장치(200)는 가상의 종단면 상에서 좌심실(311)의 외경계선(320)의 위치 정보를 획득할 수 있다. 이 때 종단면은 전술한 직교좌표계의 X-Y 평면 및 극좌표계의 R- θ 평면과 동일한 평면일 수 있다.
- [72] 또한 의료 데이터 획득 장치(200)는 가상의 종단면 상의 각 지점에서 흐르는 혈류에 대한 도플러 데이터(Doppler Data)를 획득할 수도 있다. 이와 같은 도플러 데이터는 각 지점에서 초음파의 방출 방향(R 방향)으로 혈류가 접근하는지 또는 멀어지는지에 대한 정보를 포함할 수 있다. 바꾸어 말하면 도플러 데이터는 각 지점에서의 R 방향으로의 혈류의 속도에 대한 정보를 포함할 수 있다.

- [73] 도 3은 각 지점에서의 혈류의 R 방향으로의 속도를 3차원으로 도시한 예시이다. 이에 따르면 각 지점에서의 Z방향의 크기는 각 지점에서의 혈류의 R 방향으로의 속도에 대응될 수 있다. 바꾸어 말하면 어떤 지점의 Z 값의 크기가 양수인 경우 혈류는 +R 방향(또는 -R 방향)으로 이동중인 것을 의미할 수 있으며, Z 값의 크기가 음수인 경우 혈류는 -R 방향(또는 +R 방향)으로 이동중인 것을 의미할 수 있다.
- [74] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)의 제어부(120)는 상술한 과정에 따라 의료 데이터 획득 장치(200)가 획득한 데이터를 획득하고, 이에 기초하여, 대상체 내의 혈류의 물리량을 산출할 수 있다. 바꾸어 말하면 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(120)는 대상체 내의 각 지점에서 혈류의 제1 방향(R 방향)으로의 속도 정보를 포함하는 제1 데이터와 대상체의 외경계선(도 3의 320)의 위치 정보를 획득할 수 있다.
- [75] 이때 제1 데이터는 대상체 내의 각 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도가 행렬(Matrix) 형태로 표현된 것일 수 있다. 다만 이는 예시적인 것으로 본 발명의 사상이 이에 한정되는 것은 아니다.
- [76]
- [77] 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(120)는 의료 데이터 획득 장치(200)로부터 획득한 제1 데이터에서 오버플로우로 인한 오차를 보정한 제2 데이터를 생성할 수 있다.
- [78] 이 때 '오버플로우(Overflow)로 인한 오차'는 어떤 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도가 최대값 이상일 때 해당 지점에서의 속도가 최소값으로 표현되거나, 또는 이와는 반대로 어떤 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도가 최소값 이하일 때 해당 지점에서의 속도가 최대값으로 표현되는 것을 의미할 수 있다. 이러한 오버플로우(Overflow)로 인한 오차는 가령 의료 데이터 획득 장치(200)의 데이터 처리 과정중에 발생할 수 있다.
- [79]
- [80] 도 4a 내지 도 4d는 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(120)가 제1 데이터로부터 제2 데이터를 생성하는 과정을 설명하기 위한 도면이다.
- [81] 먼저 도 4a를 참조하여, 제1 데이터가 도시된 바와 같이 대상체의 가상의 종단면상의 각 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하며, 일부 지점(410)에 대한 속도가 오버플로우(Overflow)로 인한 오차를 포함한다고 가정해 보자. 바꾸어 말하면 일부 지점(410)에서의 제1 방향으로의 속도가 최대값이지만, 이러한 최대값인 속도가 오버플로우에 의한 오차인 것으로 가정해 보자.
- [82]
- [83] 도 4b는 가상의 종단면상에서 제3 방향으로의 직선(도 4a의 420)상에 배열되는 지점들에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도를 X-Z평면상에 도시한 도면이다. 이 때 제3 방향은 X-Y 평면상의 X 방향을 의미할 수 있다. 또한 Z 값은 해당

지점에서 제1 방향으로의 속도를 의미할 수 있다. 이때 제1 방향은 극좌표계의 R 방향을 의미할 수 있다.

- [84] 전술한 가정에서와 같이 제1 데이터에 포함된 일부 지점(410)에 대한 속도가 오버플로우(Overflow)로 인한 오차를 포함하고, 제3 방향으로의 직선(420)상에 배열되는 지점들 중 일부가 오버플로우를 포함하는 지점(410)에 포함되므로, 제3 방향으로의 직선(420)상에 배열되는 지점들 중 일부 지점들의 속도(411)는 오버플로우로 인한 오차를 포함할 수 있다.
- [85] 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(120)는 제3 방향으로의 직선(420)상에 배열되는 지점들 중 인접하는 두 지점 간의 제1 방향으로의 속도의 차이가 소정의 임계 값 이상인 제1 지점(4211)을 추출할 수 있다. 또한 제어부(120)는 추출한 제1 지점(4211) 이후에 제1 방향으로의 속도의 차이가 소정의 임계 값 이상인 제2 지점(4221)을 추출할 수 있다. 바꾸어 말하면 제어부(120)는 제1 방향으로의 속도의 차이가 임계 값 이상인 두 개의 지점(4211, 4221)을 추출할 수 있다.
- [86] 이어서 제어부(120)는 직선(420)상에 배열되는 지점들 중 제1 지점(4211)과 제2 지점(4221) 사이에 위치하는 지점들의 제1 방향으로의 속도를 오버플로우를 고려하여 보정할 수 있다.
- [87] 가령 도 4b에 도시된 바와 같이, 제1 지점(4211)에서 제1 방향으로의 속도의 증가폭이 임계 값 보다 크고, 제2 지점(4221)에서 제1 방향으로의 속도의 감소폭이 임계 값 보다 큰 경우, 제어부(120)는 제1 지점(4211)과 제2 지점(4221) 사이의 지점들의 제1 방향으로의 속도(412)를 도 4c에 도시된 바와 같이 감소시킬 수 있다. 이때 속도를 감소시키는 정도는 제1 방향으로의 속도의 최대값(+max) 및/또는 제1 방향으로의 속도의 최소값(-max)을 고려하여 결정될 수 있다.
- [88] 한편 이와는 반대로 제1 지점에서 제1 방향으로의 속도의 감소폭이 임계 값 보다 크고, 제2 지점에서 제1 방향으로의 속도의 증가폭이 임계 값 보다 큰 경우, 제어부(120)는 제1 지점과 상기 제2 지점 사이의 지점들의 제1 방향으로의 속도를 증가시킬 수 있다. 물론 이때에도 속도를 증가시키는 정도는 제1 방향으로의 속도의 최대값(+max) 및/또는 제1 방향으로의 속도의 최소값(-max)을 고려하여 결정될 수 있다.
- [89] 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(120)는 전술한 과정에 따라 제1 데이터로부터 오버플로우로 인한 오차를 보정한 제2 데이터를 생성할 수 있다.
- [90]
- [91] 도 4d는 본 발명의 일 실시예에 따라 오버플로우로 인한 오차가 보정된 제2 데이터를 도시한 예시이다.
- [92] 도 4a와 대비하여 도 4d를 검토해 보면, 오버플로우에 의한 속도의 오차를 포함하는 제1 지점(410)의 제1 방향으로의 속도가 주변 지점의 속도들(도 4b 및 도 4c의 421, 422)과 유사하게 보정된 것을 확인할 수 있다.

- [93] 이로써 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 측정 단계에서 발생한 오류를 보정함으로써, 혈류의 물리량 산출의 근거가 되는 데이터의 정확도를 보다 향상시킬 수 있다.
- [94]
- [95] 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(120)는 전술한 과정에 의해 생성된 제2 데이터에서 노이즈로 인한 오차를 보정한 제3 데이터를 생성할 수 있다.
- [96] 이 때 '노이즈(Noise)로 인한 오차'는 의료 데이터 획득 장치(200)가 대상체로부터 반사되어 돌아오는 반사파 등을 검출하는 과정에서 발생하는 오차일 수 있다.
- [97] 가령 도 5a를 참조하여, 제2 데이터가 대상체의 가상의 종단면상의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하며, 일부 지점에 대한 속도가 노이즈에 의한 오차를 포함한다고 가정해 보자.
- [98] 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(120)는 대상체의 외경계선(320)의 위치 정보를 참조하여, 종단면 상에서 대상체의 외경계선의 외부에 위치하는 지점들의 제1 방향으로의 속도를 감소시킬 수 있다. 이 때 외경계선의 외부는 혈류가 존재하지 않는 곳으로, 이러한 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도는 노이즈에 해당할 수 있다.
- [99] 또한 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(120)는 대상체의 외경계선(320) 내부에 위치하는 지점들의 제1 방향으로의 속도를 기 설정된 비율로 증가 및/또는 감소시킬 수 있다. 이 때 각 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도를 증가 및/또는 감소시키는 비율은 대상체 별로 학습에 의해 기 설정될 수 있다. 가령 제어부(120)는 혈류의 제1 데이터에 포함된 신호강도를 참조하여 각 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도를 증가 및/또는 감소시키는 비율을 결정할 수 있다. 이 때 제어부(120)는 소정의 임계 강도 이하인 신호강도와 대응되는 지점을 노이즈가 발생한 지점으로 판단하고, 해당 지점의 제1 방향으로의 속도를 감소시킬 수 있다.
- [100] 도 5b는 본 발명의 일 실시예에 따라 노이즈로 인한 오차가 보정된 제3 데이터를 도시한 예시이다.
- [101] 도 5a와 대비하여 도 5b를 검토해 보면, 외경계선(320) 외부에 위치하는 지점들의 제1 방향으로의 속도가 감소하였고, 외경계선(320) 내부에 위치하는 지점들의 제1 방향으로의 속도가 증가하였음을 확인할 수 있다.
- [102] 이로써 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 혈류의 물리량 산출의 근거가 되는 데이터의 정확도를 한층 더 향상시킬 수 있다.
- [103]
- [104] 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(120)는 전술한 과정에 의해 생성된 제3 데이터로부터, 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들이 제1 방향으로의 속도를 높이값으로 하는 3차원

- 공간상에서 연속하는 곡면을 형성하도록 보정된 제4 데이터를 생성할 수 있다.
- [105] 본 발명에서 '연속하는 곡면'은 모든 지점에서 미분 가능한 곡면을 의미할 수 있다. 바꾸어말하면 연속하는 곡면은 곡면을 이루는 값들이 모두 연속하는 곡면을 의미할 수 있다.
- [106] 이 때 곡면의 높이가 제1 방향으로의 속도를 의미하므로, 결국 '연속하는 곡면'은 인접하는 지점들 간의 속도간의 관계가 연속하는 것을 의미할 수 있다. 따라서 제4 데이터를 생성하는 것은 혈류가 일종의 유체의 흐름으로, 인접하는 지점들의 속도간의 관계가 연속한다는 점을 고려한 것이다.
- [107] 이로써 제어부(120)는 인접하는 지점들의 속도들이 제3 데이터에 포함된 제1 방향으로의 속도들을 보다 실제에 근접하도록 보정할 수 있다.
- [108]
- [109] 도 6a 및 도 6b는 본 발명의 일 실시예에 따라 제어부(120)가 제3 데이터로부터 생성한 제4 데이터를 도시한 예시이다.
- [110] 도 6a는 제3 데이터를 도시한 예시로, 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들이 다소 차이가 있는 것을 확인할 수 있다. 이러한 차이는 실제 자연법칙 상에서는 존재하기 어려운 것으로, 의료 데이터 획득 장치(200)의 측정 및 연산 오차에 의해 발생한 것일 수 있다.
- [111] 도 6a와 대비하여 도 6b를 살펴보면, 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들이 제1 방향으로의 속도를 높이값으로 하는 3차원 공간상에서 연속하는 곡면을 형성하도록 보정된 것을 확인할 수 있다.
- [112] 이로써 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 혈류의 물리량 산출의 근거가 되는 데이터에 실제 유체의 흐름을 반영하여, 혈류의 물리량 산출의 근거가 되는 데이터의 정확도를 한층 더 향상시킬 수 있다.
- [113]
- [114] 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(120)는 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와, 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들에 의해 형성되는 파동에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정하여 제5 데이터를 생성할 수 있다.
- [115] 보다 상세히, 제어부(120)는 전술한 종단면 상에서 제3 방향으로의 직선상에 배열되는 지점들의 속도들을 각각 지점들에서의 진폭으로 하는 파동을 생성할 수 있다. 또한 제어부(120)는 생성된 파동에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정할 수 있다. 바꾸어 말하면 제어부(120)는 도 4b 내지 4c에서 설명한 X-Z평면상의 파동에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정할 수 있다.

- [116] 이때 기 설정된 주파수는 대상체 내에서의 혈류의 유동특성을 고려하여 결정되는 주파수 일 수 있다. 가령 대상체가 좌심실인 경우, 주파수는 좌심방(Left Atrium)으로부터 유입되는 혈류 및 대동맥(Aorta)으로 유출되는 혈류에 기인하여 좌심실에 생성되는 혈류의 속도 분포에 의해 형성되는 파동의 주파수를 고려하여 결정될 수 있다. 바꾸어 말하면 주파수는 동시 및/또는 순차적으로 유입 및 유출 되는 혈류에 의해 좌심방에 생성되는 혈류 속도에 의해 형성되는 파동의 최대 주파수 이상으로 결정될 수 있다.
- [117]
- [118] 도 7a 및 도 7b는 본 발명의 일 실시예에 따라 제어부(120)가 제4 데이터로부터 생성한 제5 데이터를 도시한 예시이다.
- [119] 도 7a는 제4 데이터를 도시한 예시로, 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와, 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들에 의해 형성되는 파동이 고주파 성분을 포함하는 것을 확인할 수 있다. 이러한 고주파 성분은 혈류가 흐르는 유체라는 점을 고려했을 때 실제 자연법칙상에서는 존재하기 어려운 것으로, 의료 데이터 획득 장치(200)의 측정 및 연산 오차에 의해 발생한 것일 수 있다.
- [120] 도 7a와 대비하여 도 7b를 살펴보면, 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와, 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들에 의해 형성되는 파동이 저주파 성분만을 포함하는 것을 확인할 수 있다.
- [121] 이로써 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 혈류의 물리량 산출의 근거가 되는 데이터에 실제 유체의 흐름을 반영하여, 혈류의 물리량 산출의 근거가 되는 데이터의 정확도를 한층 더 향상시킬 수 있다.
- [122]
- [123] 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(120)는 생성된 제5 데이터 및 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 혈류의 제2 방향으로의 속도를 산출할 수 있다. 이때 제2 방향은 전술한 바와 같이 극좌표계에서 원점을 기준으로 한 각도(θ)방향을 의미할 수 있고, 제5 데이터는 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하는 데이터 일 수 있다.
- [124] 가령 제어부(120)는 연속방정식의 해를 구하는 방식으로 혈류의 제2 방향으로의 속도를 산출할 수 있다. 이 때 제어부(120)는 외경계선의 위치 정보로부터 외경계선의 제2 방향으로의 속도를 산출하고, 이를 연속방정식의 경계 조건으로써 사용할 수 있다. 다만 이는 예시적인 것으로 본 발명의 사상이 이에 한정되는 것은 아니며, 혈류의 제1 방향으로의 속도를 포함하는 데이터 및 심벽의 시간의 흐름에 따른 위치 정보를 포함하는 데이터로부터 혈류의 제2 방향의 속도를 구할 수 있는 다양한 방식이 사용될 수 있음은 자명하다.
- [125] 이로써 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 2차원 공간 상에서(즉 가상의 종단면 상에서)의 혈류의 속도를 산출할 수 있다.

[126]

[127] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(120)가 2차원 공간 상에서의 혈류의 속도를 산출한 예시이다.

[128] 도 8을 참조하면, 전술한 과정에 의해 2차원 공간 상에서 혈류의 제1 방향으로의 속도뿐만 아니라, 제2 방향으로의 속도 까지 알 수 있음을 확인할 수 있다.

[129] 이와 같이 산출된 2차원 공간상에서의 혈류의 속도는 혈류에 대한 다양한 물리량 산출의 근거가 될 수 있다.

[130] 따라서 본 발명의 일 실시예에 따른 제어부(120)는 혈류의 제1 방향으로의 속도, 혈류의 제2 방향으로의 속도 및 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 상기 혈류의 적어도 하나의 물리량을 산출할 수 있다. 이 때 물리량은 혈류의 에너지(Energy), 상기 에너지의 소산량, 상기 에너지 소산량의 변화율, 혈류의 대상체 내에서의 회전 토크(Torque), 토크의 변화량 및 회전의 방향 중 적어도 하나일 수 있다. 이 때 에너지의 소산량은 에너지가 공간상에서 퍼져나가는 정도를 의미하는 양일 수 있다.

[131] 가령 대상체가 좌심실인 경우, 전술한 물리량 중 혈류의 대상체 내에서의 회전 토크, 토크의 변화량 및 회전의 방향은 환자의 심장 상태를 파악할 수 있도록 하는 요소가 될 수 있다.

[132] 다만 상술한 물리량의 예시적인 것으로, 기 산출된 물리량 및/또는 획득된 데이터(혈류의 제1 방향으로의 속도, 혈류의 제2 방향으로의 속도 및 대상체의 외경계선의 위치 정보)로부터 물리적 및/또는 수학적으로 도출될 수 있는 물리량은 모두 포함될 수 있다.

[133] 한편 상술한 과정에 의해 상술된 혈류의 속도 및 속도로부터 산출된 물리량들은 대상체의 상태를 판단하는 근거로써 사용될 수 있다. 바꾸어 말하면 대상체 내에서의 혈류의 속도 및 물리량으로부터 대상체의 질환을 진단하거나 또는 발생될 질환을 예측할 수 있다.

[134] 가령 대상체가 좌심실인 경우, 전술한 물리량 중 혈류의 대상체 내에서의 회전 토크, 토크의 변화량 및 회전의 방향으로부터 해당 환자의 심장질환을 진단하거나, 심장질환을 예측할 수 있다.

[135]

[136] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치에 의해 수행되는 혈류의 물리량 산출 방법을 설명하기 위한 흐름도이다. 이하에서는 도 1 내지 도 8에서 설명한 내용과 중복되는 내용의 설명은 생략한다.

[137] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 의료 데이터 획득 장치(200)가 획득한 데이터를 획득할 수 있다.(S91) 또한 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 획득한 데이터에 기초하여, 대상체 내의 혈류의 물리량을 산출할 수 있다. 보다 상세히, 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 대상체 내의 각 지점에서 혈류의 제1 방향(R 방향)으로의 속도 정보를 포함하는

- 제1 데이터와 대상체의 외경계선(도 3의 320)의 위치 정보를 획득할 수 있다.
- [138] 이때 제1 데이터는 대상체 내의 각 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도가 행렬(Matrix) 형태로 표현된 것일 수 있다. 다만 이는 예시적인 것으로 본 발명의 사상이 이에 한정되는 것은 아니다.
- [139] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 의료 데이터 획득 장치(200)로부터 획득한 제1 데이터에서 오버플로우로 인한 오차를 보정한 제2 데이터를 생성할 수 있다.(S92)
- [140] 이 때 '오버플로우(Overflow)로 인한 오차'는 어떤 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도가 최대값 이상일 때 해당 지점에서의 속도가 최소값으로 표현되거나, 또는 이와는 반대로 어떤 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도가 최소값 이하일 때 해당 지점에서의 속도가 최대값으로 표현되는 것을 의미할 수 있다. 이러한 오버플로우(Overflow)로 인한 오차는 가령 의료 데이터 획득 장치(200)의 데이터 처리 과정에서 발생할 수 있다.
- [141] 다시 도 4a를 참조하여, 제1 데이터가 도시된 바와 같이 대상체의 가상의 종단면상의 각 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하며, 일부 지점(410)에 대한 속도가 오버플로우(Overflow)로 인한 오차를 포함한다고 가정해 보자. 바꾸어 말하면 일부 지점(410)에서의 제1 방향으로의 속도가 최대값이지만, 이러한 최대값인 속도가 오버플로우에 의한 오차인 것으로 가정해 보자.
- [142] 전술한 바와 같이 도 4b는 가상의 종단면상에서 제3 방향으로의 직선(도 4a의 420)상에 배열되는 지점들에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도를 X-Z평면상에 도시한 도면이다. 이 때 제3 방향은 X-Y 평면상의 X 방향을 의미할 수 있다. 또한 Z 값은 해당 지점에서의 제1 방향으로의 속도를 의미할 수 있다. 이때 제1 방향은 극좌표계의 R 방향을 의미할 수 있다.
- [143] 전술한 가정에서와 같이 제1 데이터에 포함된 일부 지점(410)에 대한 속도가 오버플로우(Overflow)로 인한 오차를 포함하고, 제3 방향으로의 직선(420)상에 배열되는 지점들 중 일부가 오버플로우를 포함하는 지점(410)에 포함되므로, 제3 방향으로의 직선(420)상에 배열되는 지점들 중 일부 지점들의 속도(411)는 오버플로우로 인한 오차를 포함할 수 있다.
- [144] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 제3 방향으로의 직선(420)상에 배열되는 지점들 중 인접하는 두 지점 간의 제1 방향으로의 속도의 차이가 소정의 임계 값 이상인 제1 지점(4211)을 추출할 수 있다. 또한 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 추출한 제1 지점(4211) 이후에 제1 방향으로의 속도의 차이가 소정의 임계 값 이상인 제2 지점(4221)을 추출할 수 있다. 바꾸어 말하면 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 제1 방향으로의 속도의 차이가 임계 값 이상인 두 개의 지점(4211, 4221)을 추출할 수 있다.
- [145] 이어서 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 직선(420)상에 배열되는 지점들 중 제1 지점(4211)과 제2 지점(4221) 사이에 위치하는 지점들의 제1 방향으로의 속도를

오버플로우를 고려하여 보정할 수 있다.

- [146] 가령 도 4b에 도시된 바와 같이, 제1 지점(4211)에서 제1 방향으로의 속도의 증가폭이 임계 값 보다 크고, 제2 지점(4221)에서 제1 방향으로의 속도의 감소폭이 임계 값 보다 큰 경우, 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 제1 지점(4211)과 제2 지점(4221) 사이의 지점들의 제1 방향으로의 속도(412)를 도 4c에 도시된 바와 같이 감소시킬 수 있다. 이때 속도를 감소시키는 정도는 제1 방향으로의 속도의 최대값(+max) 및/또는 제1 방향으로의 속도의 최소값(-max)을 고려하여 결정될 수 있다.
- [147] 한편 이와는 반대로 제1 지점에서 제1 방향으로의 속도의 감소폭이 임계 값 보다 크고, 제2 지점에서 제1 방향으로의 속도의 증가폭이 임계 값 보다 큰 경우, 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 제1 지점과 상기 제2 지점 사이의 지점들의 제1 방향으로의 속도를 증가시킬 수 있다. 물론 이때에도 속도를 증가시키는 정도는 제1 방향으로의 속도의 최대값(+max) 및/또는 제1 방향으로의 속도의 최소값(-max)을 고려하여 결정될 수 있다.
- [148] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 전술한 과정에 따라 제1 데이터로부터 오버플로우로 인한 오차를 보정한 제2 데이터를 생성할 수 있다.
- [149] 다시 도 4a와 대비하여 도 4d를 검토해 보면, 오버플로우에 의한 속도의 오차를 포함하는 제1 지점(410)의 제1 방향으로의 속도가 주변 지점의 속도들(도 4b 및 도 4c의 421, 422)과 유사하게 보정된 것을 확인할 수 있다.
- [150] 이로써 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 측정 단계에서 발생한 오류를 보정함으로써, 혈류의 물리량 산출의 근거가 되는 데이터의 정확도를 보다 향상시킬 수 있다.
- [151] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 전술한 과정에 의해 생성된 제2 데이터에서 노이즈로 인한 오차를 보정한 제3 데이터를 생성할 수 있다.(S93)
- [152] 이 때 '노이즈(Noise)로 인한 오차'는 의료 데이터 획득 장치(200)가 대상체로부터 반사되어 돌아오는 반사파 등을 검출하는 과정에서 발생하는 오차일 수 있다.
- [153] 가령 도 5a를 참조하여, 제2 데이터가 대상체의 가상의 종단면상의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하며, 일부 지점에 대한 속도가 노이즈에 의한 오차를 포함한다고 가정해 보자.
- [154] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 대상체의 외경계선(320)의 위치 정보를 참조하여, 종단면 상에서 대상체의 외경계선의 외부에 위치하는 지점들의 제1 방향으로의 속도를 감소시킬 수 있다. 이 때 외경계선의 외부는 혈류가 존재하지 않는 곳으로, 이러한 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도는 노이즈에 해당할 수 있다.
- [155] 또한 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 대상체의

외경계선(320) 내부에 위치하는 지점들의 제1 방향으로의 속도를 기 설정된 비율로 증가 및/또는 감소시킬 수 있다. 이 때 각 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도를 증가 및/또는 감소시키는 비율은 대상체 별로 학습에 의해 기 설정될 수 있다.

- [156] 가령 제어부(120)는 혈류의 제1 데이터에 포함된 신호강도를 참조하여 각 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도를 증가 및/또는 감소시키는 비율을 결정할 수 있다. 이 때 제어부(120)는 소정의 임계 강도 이하인 신호강도와 대응되는 지점을 노이즈가 발생한 지점으로 판단하고, 해당 지점의 제1 방향으로의 속도를 증가 및/또는 감소시킬 수 있다.
- [157] 다시 도 5a와 대비하여 도 5b를 검토해 보면, 외경계선(320) 외부에 위치하는 지점들의 제1 방향으로의 속도가 감소하였고, 외경계선(320) 내부에 위치하는 지점들의 제1 방향으로의 속도가 증가하였음을 확인할 수 있다.
- [158] 이로써 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 혈류의 물리량 산출의 근거가 되는 데이터의 정확도를 한층 더 향상시킬 수 있다.
- [159] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 전술한 과정에 의해 생성된 제3 데이터로부터, 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들이 제1 방향으로의 속도를 높이값으로 하는 3차원 공간상에서 연속하는 곡면을 형성하도록 보정된 제4 데이터를 생성할 수 있다.(S94)
- [160] 본 발명에서 '연속하는 곡면'은 모든 지점에서 미분 가능한 곡면을 의미할 수 있다. 바꾸어말하면 연속하는 곡면은 곡면을 이루는 값들이 모두 연속하는 곡면을 의미할 수 있다.
- [161] 이 때 곡면의 높이가 제1 방향으로의 속도를 의미하므로, 결국 '연속하는 곡면'은 인접하는 지점들 간의 속도간의 관계가 연속하는 것을 의미할 수 있다. 따라서 제4 데이터를 생성하는 것은 혈류가 일종의 유체의 흐름으로, 인접하는 지점들의 속도간의 관계가 연속한다는 점을 고려한 것이다.
- [162] 이로써 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 인접하는 지점들의 속도들이 제3 데이터에 포함된 제1 방향으로의 속도들을 보다 실제에 근접하도록 보정할 수 있다.
- [163] 도 6a는 제3 데이터를 도시한 예시로, 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들이 다소 차이가 있는 것을 확인할 수 있다. 이러한 차이는 실제 자연법칙 상에서는 존재하기 어려운 것으로, 의료 데이터 획득 장치(200)의 측정 및 연산 오차에 의해 발생한 것일 수 있다.
- [164] 도 6a와 대비하여 도 6b를 살펴보면, 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들이 제1 방향으로의 속도를

높이값으로 하는 3차원 공간상에서 연속하는 곡면을 형성하도록 보정된 것을 확인할 수 있다.

- [165] 이로써 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 혈류의 물리량 산출의 근거가 되는 데이터에 실제 유체의 흐름을 반영하여, 혈류의 물리량 산출의 근거가 되는 데이터의 정확도를 한층 더 향상시킬 수 있다.
- [166] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와, 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들에 의해 형성되는 파동에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정하여 제5 데이터를 생성할 수 있다.(S95)
- [167] 보다 상세히, 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 전술한 종단면 상에서 제3 방향으로의 직선상에 배열되는 지점들의 속도들을 각각 지점들에서의 진폭으로 하는 파동을 생성할 수 있다. 또한 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 생성된 파동에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정할 수 있다. 바꾸어 말하면 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 도 4b 내지 4c에서 설명한 X-Z평면상의 파동에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정할 수 있다.
- [168] 이때 기 설정된 주파수는 대상체 내에서의 혈류의 유동특성을 고려하여 결정되는 주파수 일 수 있다. 가령 대상체가 좌심실인 경우, 주파수는 좌심방(Left Atrium)으로부터 유입되는 혈류 및 대동맥(Aorta)으로 유출되는 혈류에 기인하여 좌심실에 생성되는 혈류의 속도 분포에 의해 형성되는 파동의 주파수를 고려하여 결정될 수 있다. 바꾸어 말하면 주파수는 동시 및/또는 순차적으로 유입 및 유출 되는 혈류에 의해 좌심방에 생성되는 혈류 속도에 의해 형성되는 파동의 최대 주파수 이상으로 결정될 수 있다.
- [169] 도 7a는 제4 데이터를 도시한 예시로, 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와, 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들에 의해 형성되는 파동이 고주파 성분을 포함하는 것을 확인할 수 있다. 이러한 고주파 성분은 혈류가 흐르는 유체라는 점을 고려했을 때 실제 자연법칙상에서는 존재하기 어려운 것으로, 의료 데이터 획득 장치(200)의 측정 및 연산 오차에 의해 발생한 것일 수 있다.
- [170] 도 7a와 대비하여 도 7b를 살펴보면, 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와, 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들에 의해 형성되는 파동이 저주파 성분만을 포함하는 것을 확인할 수 있다.
- [171] 이로써 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 혈류의 물리량 산출의 근거가 되는 데이터에 실제 유체의 흐름을 반영하여, 혈류의 물리량 산출의 근거가 되는 데이터의 정확도를 한층 더 향상시킬 수 있다.
- [172] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 생성된 제5

데이터 및 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 혈류의 제2 방향으로의 속도를 산출할 수 있다.(S96) 이때 제2 방향은 전술한 바와 같이 극좌표계에서 원점을 기준으로 한 각도(θ)방향을 의미할 수 있고, 제5 데이터는 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하는 데이터 일 수 있다.

- [173] 가령 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 연속방정식의 해를 구하는 방식으로 혈류의 제2 방향으로의 속도를 산출할 수 있다. 이 때 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 외경계선의 위치 정보로부터 외경계선의 제2 방향으로의 속도를 산출하고, 이를 연속방정식의 경계 조건으로써 사용할 수 있다. 다만 이는 예시적인 것으로 본 발명의 사상이 이에 한정되는 것은 아니며, 혈류의 제1 방향으로의 속도를 포함하는 데이터 및 심벽의 시간의 흐름에 따른 위치 정보를 포함하는 데이터로부터 혈류의 제2 방향의 속도를 구할 수 있는 다양한 방식이 사용될 수 있음은 자명하다.
- [174] 이로써 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 2차원 공간 상에서(즉 가상의 종단면 상에서)의 혈류의 속도를 산출할 수 있다.
- [175] 도 8을 참조하면, 전술한 과정에 의해 2차원 공간 상에서 혈류의 제1 방향으로의 속도뿐만 아니라, 제2 방향으로의 속도 까지 알 수 있음을 확인할 수 있다.
- [176] 이와 같이 산출된 2차원 공간상에서의 혈류의 속도는 혈류에 대한 다양한 물리량 산출의 근거가 될 수 있다.
- [177] 본 발명의 일 실시예에 따른 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 혈류의 제1 방향으로의 속도, 혈류의 제2 방향으로의 속도 및 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 상기 혈류의 적어도 하나의 물리량을 산출할 수 있다.(S97) 이 때 물리량은 혈류의 에너지(Energy), 상기 에너지의 소산량, 상기 에너지 소산량의 변화율, 혈류의 대상체 내에서의 회전 토크(Torque), 토크의 변화량 및 회전의 방향 중 적어도 하나일 수 있다. 이 때 에너지의 소산량은 에너지가 공간상에서 퍼져나가는 정도를 의미하는 양일 수 있다.
- [178] 가령 대상체가 좌심실인 경우, 전술한 물리량 중 혈류의 대상체 내에서의 회전 토크, 토크의 변화량 및 회전의 방향은 환자의 심장 상태를 파악할 수 있도록 하는 요소가 될 수 있다.
- [179] 다만 상술한 물리량의 예시적인 것으로, 기 산출된 물리량 및/또는 획득된 데이터(혈류의 제1 방향으로의 속도, 혈류의 제2 방향으로의 속도 및 대상체의 외경계선의 위치 정보)로부터 물리적 및/또는 수학적으로 도출될 수 있는 물리량은 모두 포함될 수 있다.
- [180] 한편 상술한 과정에 의해 산출된 혈류의 속도 및 속도로부터 산출된 물리량들은 대상체의 상태를 판단하는 근거로써 사용될 수 있다. 바꾸어 말하면 대상체 내에서의 혈류의 속도 및 물리량으로부터 대상체의 질환을 진단하거나 또는 발생될 질환을 예측할 수 있다.
- [181] 가령 대상체가 좌심실인 경우, 전술한 물리량 중 혈류의 대상체 내에서의 회전

토크, 토크의 변화량 및 회전의 방향으로부터 해당 환자의 심장질환을 진단하거나, 심장질환을 예측할 수 있다.

[182]

[183] 한편 도 9에서는 혈류의 물리량 산출 장치(100)에 의해 단계 S92 내지 단계 S96이 모두 수행되는 것으로 설명하지만, 본 발명의 사상은 이에 한정되는 것이 아니다.

[184]

따라서 혈류의 물리량 산출 장치(100)가 혈류의 물리량을 산출함에 있어서 일부 단계만을 수행할 수도 있고, 단계간의 순서가 변경될 수도 있다. 가령 혈류의 물리량 산출 장치(100)는 단계 S94 및 단계 S95만을 수행하여 제5 데이터를 생성할 수도 있고, 단계 S92, 단계 S94 및 단계 S95를 수행하여 제5 데이터를 생성할 수도 있다.

[185]

[186] 이상 설명된 본 발명에 따른 실시예는 컴퓨터 상에서 다양한 구성요소를 통하여 실행될 수 있는 컴퓨터 프로그램의 형태로 구현될 수 있으며, 이와 같은 컴퓨터 프로그램은 컴퓨터로 판독 가능한 매체에 기록될 수 있다. 이때, 매체는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체, CD-ROM 및 DVD와 같은 광기록 매체, 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical medium), 및 ROM, RAM, 플래시 메모리 등과 같은, 프로그램 명령어를 저장하고 실행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치를 포함할 수 있다. 나아가, 매체는 네트워크 상에서 전송 가능한 형태로 구현되는 무형의 매체를 포함할 수 있으며, 예를 들어 소프트웨어 또는 애플리케이션 형태로 구현되어 네트워크를 통해 전송 및 유통이 가능한 형태의 매체일 수도 있다.

[187]

한편, 상기 컴퓨터 프로그램은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것이거나 컴퓨터 소프트웨어 분야의 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수 있다. 컴퓨터 프로그램의 예에는, 컴파일러에 의하여 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용하여 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드도 포함될 수 있다.

[188]

본 발명에서 설명하는 특정 실행들은 일 실시 예들로서, 어떠한 방법으로도 본 발명의 범위를 한정하는 것은 아니다. 명세서의 간결함을 위하여, 종래 전자적인 구성들, 제어 시스템들, 소프트웨어, 상기 시스템들의 다른 기능적인 측면들의 기재는 생략될 수 있다. 또한, 도면에 도시된 구성 요소들 간의 선들의 연결 또는 연결 부재들은 기능적인 연결 및/또는 물리적 또는 회로적 연결들을 예시적으로 나타낸 것으로서, 실제 장치에서는 대체 가능하거나 추가의 다양한 기능적인 연결, 물리적인 연결, 또는 회로 연결들로서 나타내어질 수 있다. 또한, “필수적인”, “중요하게” 등과 같이 구체적인 언급이 없다면 본 발명의 적용을 위하여 반드시 필요한 구성 요소가 아닐 수 있다.

[189]

따라서, 본 발명의 사상은 상기 설명된 실시예에 국한되어 정해져서는 아니

되며, 후술하는 특허청구범위뿐만 아니라 이 특허청구범위와 균등한 또는
이로부터 등가적으로 변경된 모든 범위는 본 발명의 사상의 범주에 속한다고 할
것이다.

청구범위

- [청구항 1] 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보로부터 상기 혈류(血流)의 적어도 하나의 물리량(物理量)을 산출하는 방법에 있어서,
대상체 내의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하는 제1 데이터 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보를 획득하는 단계;
상기 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 상기 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들이 상기 제1 방향으로의 속도를 높이값으로 하는 3차원 공간상에서 연속하는 곡면을 형성하도록 상기 제1 데이터를 보정하여 제4 데이터를 생성하는 단계;
상기 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 상기 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들에 의해 형성되는 파동에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정하여 제5 데이터를 생성하는 단계; 및
상기 제5 데이터 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 상기 혈류의 제2 방향으로의 속도를 산출하는 단계;를 포함하고,
상기 제1 방향은 극좌표계(極座標系)에서 원점으로부터 거리(R)방향이고, 상기 제2 방향은 상기 원점을 기준으로 한 각도(θ)방향인, 혈류의 물리량 산출 방법.
- [청구항 2] 제1 항에 있어서
상기 획득하는 단계 이후에
상기 제1 데이터에서 오버플로우(Overflow)로 인한 오차를 보정한 제2 데이터를 생성하는 단계;를 더 포함하고,
상기 제4 데이터를 생성하는 단계는
상기 제2 데이터를 보정하여 상기 제4 데이터를 생성하는, 혈류의 물리량 산출 방법.
- [청구항 3] 제2 항에 있어서
상기 제1 데이터는
상기 대상체의 가상의 종단면(縱斷面)상의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하고,
상기 제2 데이터를 생성하는 단계는
상기 종단면 상에서 제3 방향으로의 직선상에 배열되는 지점들 중 인접하는 두 지점 간의 상기 제1 방향으로의 속도의 차이가 소정의 임계 값 이상인 제1 지점 및 상기 제1 지점 이후에 상기 제1 방향으로의 속도의 차이가 소정의 임계 값 이상인 제2 지점을 추출하는 단계; 및
상기 직선상에 배열되는 지점들 중 상기 제1 지점과 상기 제2 지점 사이에

위치하는 지점들의 상기 제1 방향으로의 속도를 상기 오버플로우를 고려하여 보정하는 단계;를 포함하고
상기 제3 방향은 직교좌표계(直交座標系)에서 직교하는 두 방향 중 어느 하나의 방향인, 혈류의 물리량 산출 방법.

[청구항 4] 제3 항에 있어서
상기 보정하는 단계는
상기 제1 지점에서 상기 제1 방향으로의 속도의 감소폭이 상기 임계 값 보다 크고, 상기 제2 지점에서 상기 제1 방향으로의 속도의 증가폭이 상기 임계 값 보다 큰 경우,
상기 제1 지점과 상기 제2 지점 사이의 지점들의 상기 제1 방향으로의 속도를 증가시키는, 혈류의 물리량 산출 방법.

[청구항 5] 제3 항에 있어서
상기 보정하는 단계는
상기 제1 지점에서 상기 제1 방향으로의 속도의 증가폭이 상기 임계 값 보다 크고, 상기 제2 지점에서 상기 제1 방향으로의 속도의 감소폭이 상기 임계 값 보다 큰 경우,
상기 제1 지점과 상기 제2 지점 사이의 지점들의 상기 제1 방향으로의 속도를 감소시키는, 혈류의 물리량 산출 방법.

[청구항 6] 제2 항에 있어서
상기 제2 데이터를 생성하는 단계 이후에,
상기 제2 데이터에서 노이즈(Noise)로 인한 오차를 보정한 제3 데이터를 생성하는 단계;를 더 포함하고,
상기 제4 데이터를 생성하는 단계는
상기 제3 데이터를 보정하여 상기 제4 데이터를 생성하는, 혈류의 물리량 산출 방법.

[청구항 7] 제6 항에 있어서
상기 제2 데이터는
상기 대상체의 가상의 종단면(縱斷面)상의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하고,
상기 제3 데이터를 생성하는 단계는
상기 대상체의 외경계선의 위치 정보를 참조하여, 상기 종단면 상에서 상기 대상체의 외경계선의 외부에 위치하는 지점들의 상기 제1 방향으로의 속도를 감소시키는, 혈류의 물리량 산출 방법.

[청구항 8] 제1 항에 있어서
상기 제4 데이터는
상기 대상체의 가상의 종단면(縱斷面)상의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하고,
상기 제5 데이터를 생성하는 단계는

상기 종단면 상에서 제3 방향으로의 직선상에 배열되는 지점들의 속도들을 상기 지점들 각각에서의 진폭으로 하는 파동에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정하여 제5 데이터를 생성하고,
 상기 기 설정된 주파수는
 상기 대상체 내에서의 혈류의 유동특성을 고려하여 결정되고,
 상기 제3 방향은 직교좌표계에서 직교하는 두 방향 중 어느 하나의 방향인, 혈류의 물리량 산출 방법.

[청구항 9] 제8 항에 있어서
 상기 대상체는 좌심실(Left Ventricle)이고,
 상기 주파수는
 좌심방(Left Atrium)으로부터 유입되는 혈류 및 대동맥(Aorta)으로 유출되는 혈류에 기인하여 상기 좌심실에 생성되는 혈류의 속도 분포에 의해 형성되는 파동(Wave)의 주파수를 고려하여 결정되는, 혈류의 물리량 산출 방법.

[청구항 10] 제1 항에 있어서
 상기 제2 방향으로의 속도를 산출하는 단계 이후에
 상기 혈류의 제1 방향으로의 속도, 상기 혈류의 제2 방향으로의 속도 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 상기 혈류의 적어도 하나의 물리량을 산출하는 단계;를 더 포함하는, 혈류의 물리량 산출 방법.

[청구항 11] 제10 항에 있어서
 상기 혈류의 물리량은
 상기 혈류의 에너지(Energy), 상기 에너지의 소산량, 상기 에너지 소산량의 변화율, 상기 혈류의 상기 대상체 내에서의 회전 토크(Torque), 상기 토크의 변화량 및 상기 회전의 방향 중 적어도 하나인, 혈류의 물리량 산출 방법.

[청구항 12] 제1 항에 있어서
 상기 제1 데이터는
 컬러 도플러 데이터(Color Doppler Data)인, 혈류의 물리량 산출 방법.

[청구항 13] 컴퓨터를 이용하여 제1 항의 방법을 실행하기 위하여 매체에 저장된 컴퓨터 프로그램.

[청구항 14] 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보로부터 상기 혈류(血流)의 적어도 하나의 물리량(物理量)을 산출하는 제어부를 포함하는 장치에 있어서,
 상기 제어부는
 대상체 내의 각 지점에서 혈류의 제1 방향으로의 속도 정보를 포함하는 제1 데이터 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보를 획득하고,
 상기 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와

상기 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들이 상기 제1 방향으로의 속도를 높이값으로 하는 3차원 공간상에서 연속하는 곡면을 형성하도록 상기 제1 데이터를 보정하여 제4 데이터를 생성하고,
 상기 대상체 내의 어느 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도와 상기 어느 하나의 지점과 인접하는 적어도 하나의 지점에서의 혈류의 제1 방향으로의 속도들에 의해 형성되는 파동에서 기 설정된 주파수 이상의 주파수 성분이 제거되도록 제4 데이터를 보정하여 제5 데이터를 생성하고,
 상기 제5 데이터 및 상기 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 상기 혈류의 제2 방향으로의 속도를 산출하고,
 상기 제1 방향은 극좌표계(極座標系)에서 원점으로부터 거리(R)방향이고, 상기 제2 방향은 상기 원점을 기준으로 한 각도(θ)방향인, 혈류의 물리량 산출 장치.

[청구항 15] 제14 항에 있어서
 상기 제어부는
 상기 제1 데이터에서 오버플로우(Overflow)로 인한 오차를 보정한 제2 데이터를 생성하고,
 상기 제2 데이터를 보정하여 상기 제4 데이터를 생성하는, 혈류의 물리량 산출 장치.

[청구항 16] 제15 항에 있어서
 상기 제어부는
 상기 제2 데이터에서 노이즈(Noise)로 인한 오차를 보정한 제3 데이터를 생성하고,
 상기 제3 데이터를 보정하여 상기 제4 데이터를 생성하는, 혈류의 물리량 산출 장치.

[청구항 17] 제14 항에 있어서
 상기 기 설정된 주파수는
 상기 대상체 내에서의 혈류의 유동특성을 고려하여 결정되는, 혈류의 물리량 산출 장치.

[청구항 18] 제17 항에 있어서
 상기 대상체는 좌심실(Left Ventricle)이고,
 상기 주파수는
 좌심방(Left Atrium)으로부터 유입되는 혈류 및 대동맥(Aorta)으로 유출되는 혈류에 기인하여 상기 좌심실에 생성되는 혈류의 속도 분포에 의해 형성되는 파동(Wave)의 주파수를 고려하여 결정되는, 혈류의 물리량 산출 장치.

[청구항 19] 제14 항에 있어서

상기 제어부는

상기 혈류의 제1 방향으로의 속도, 상기 혈류의 제2 방향으로의 속도 및
상기 대상체의 외경계선의 위치 정보에 기초하여 상기 혈류의 적어도
하나의 물리량을 산출하는, 혈류의 물리량 산출 장치.

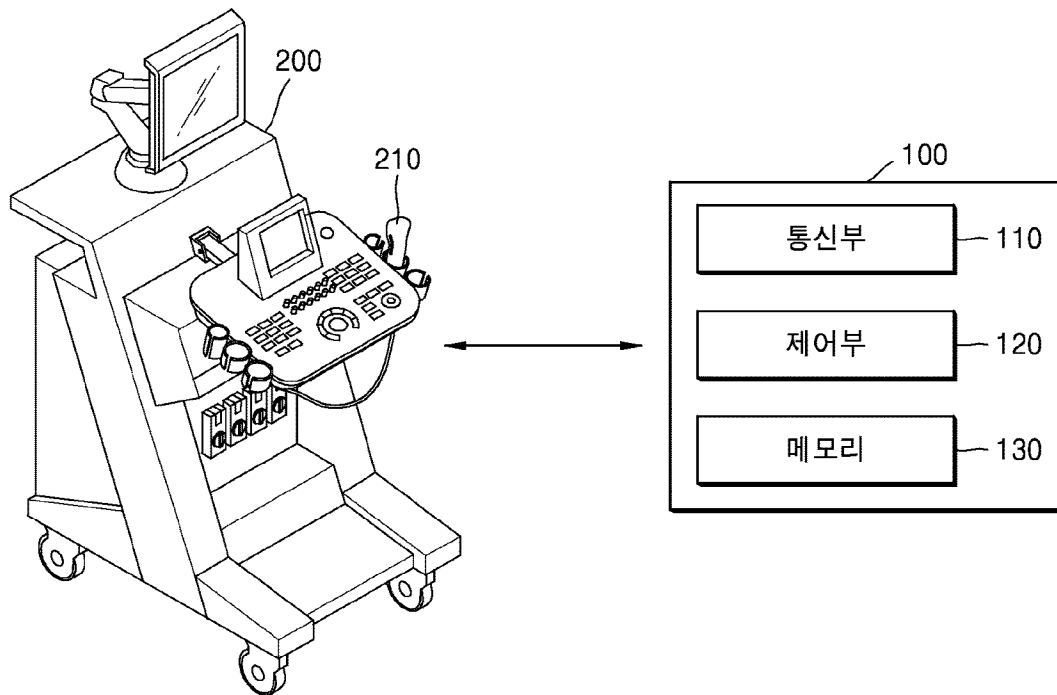
[청구항 20]

제19 항에 있어서

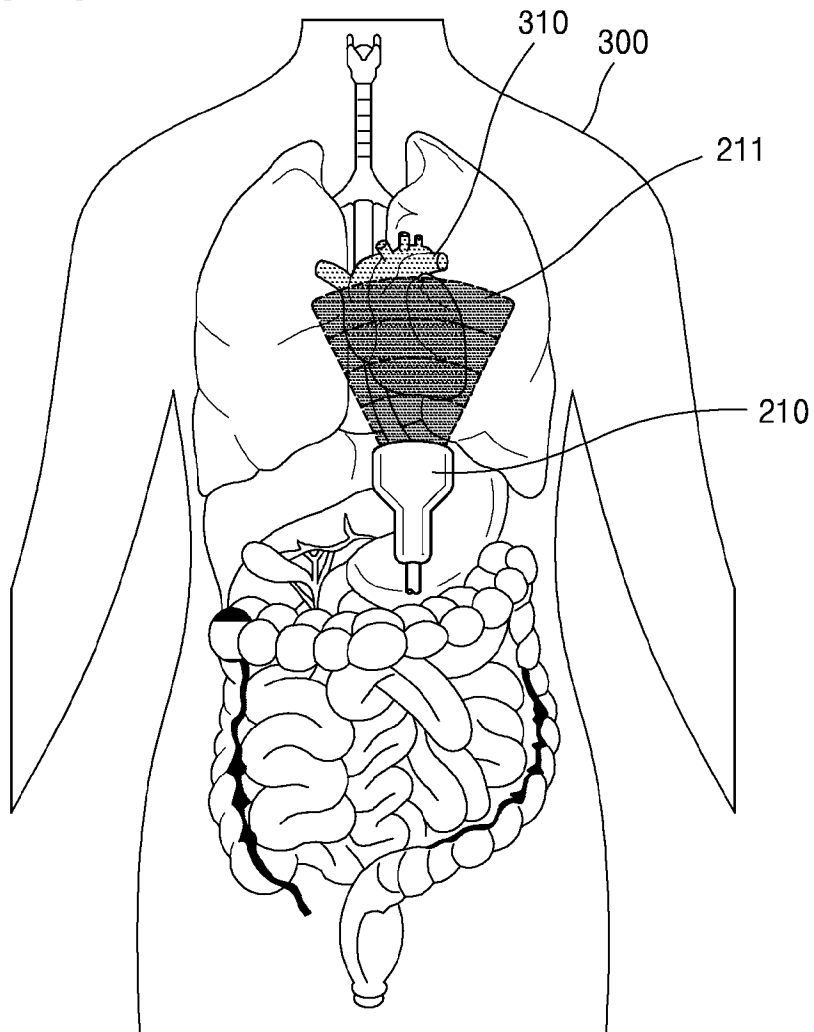
상기 혈류의 물리량은

상기 혈류의 에너지(Energy), 상기 에너지의 소산량, 상기 에너지
소산량의 변화율, 상기 혈류의 상기 대상체 내에서의 회전 토크(Torque),
상기 토크의 변화량 및 상기 회전의 방향 중 적어도 하나인, 혈류의
물리량 산출 장치.

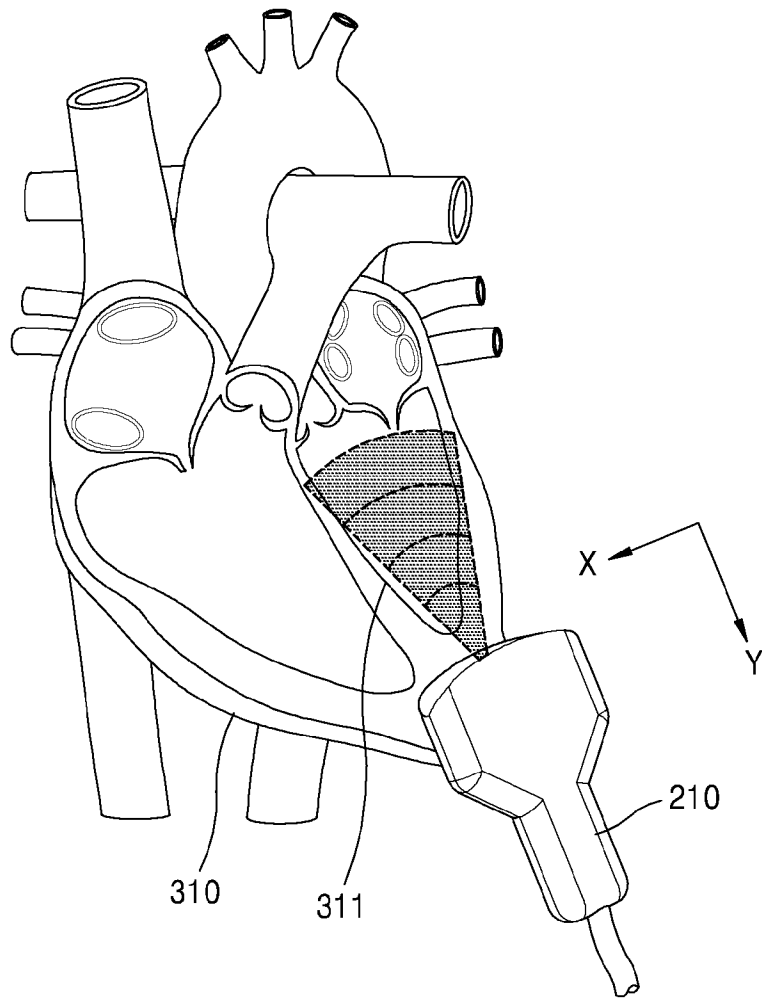
[도1]



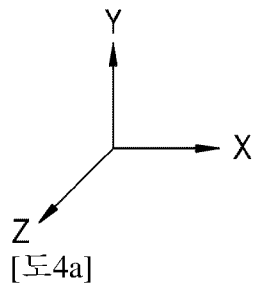
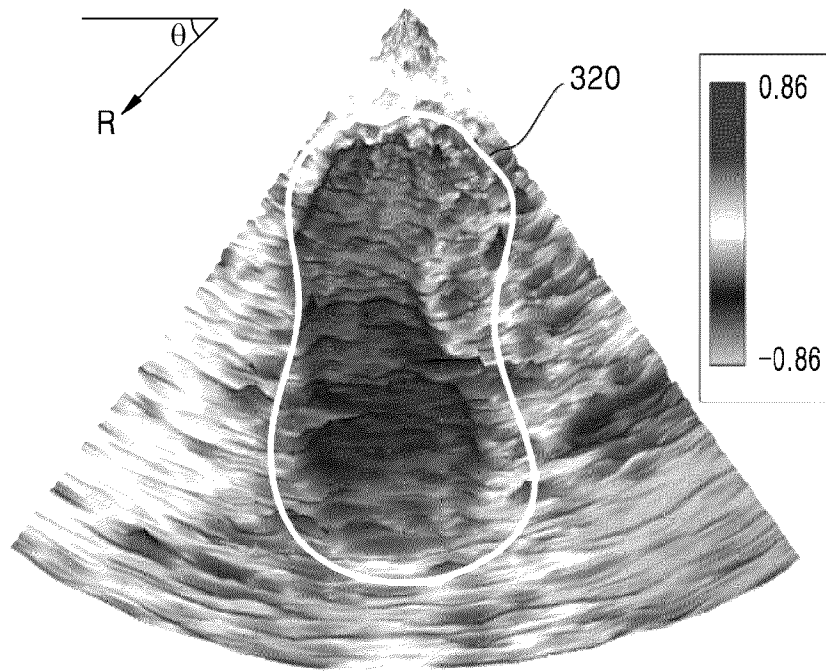
[도2a]



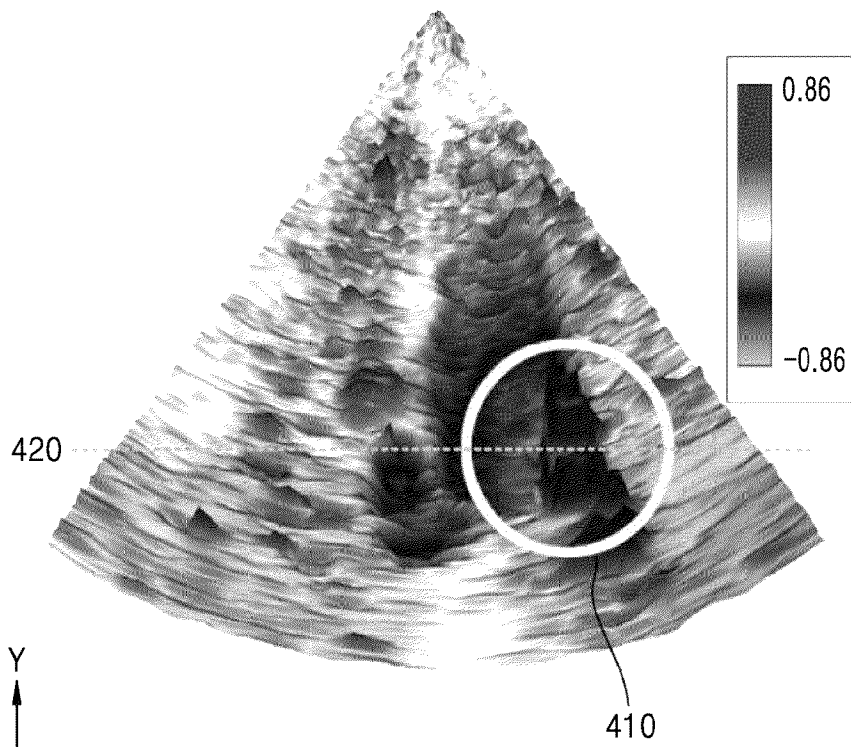
[도2b]



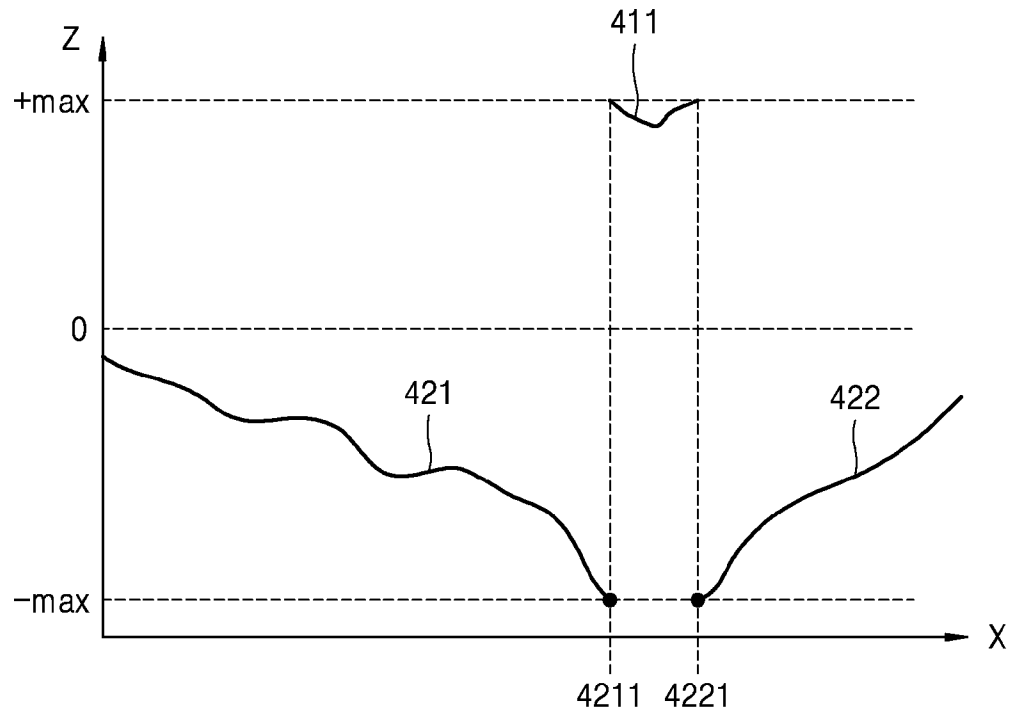
[도3]



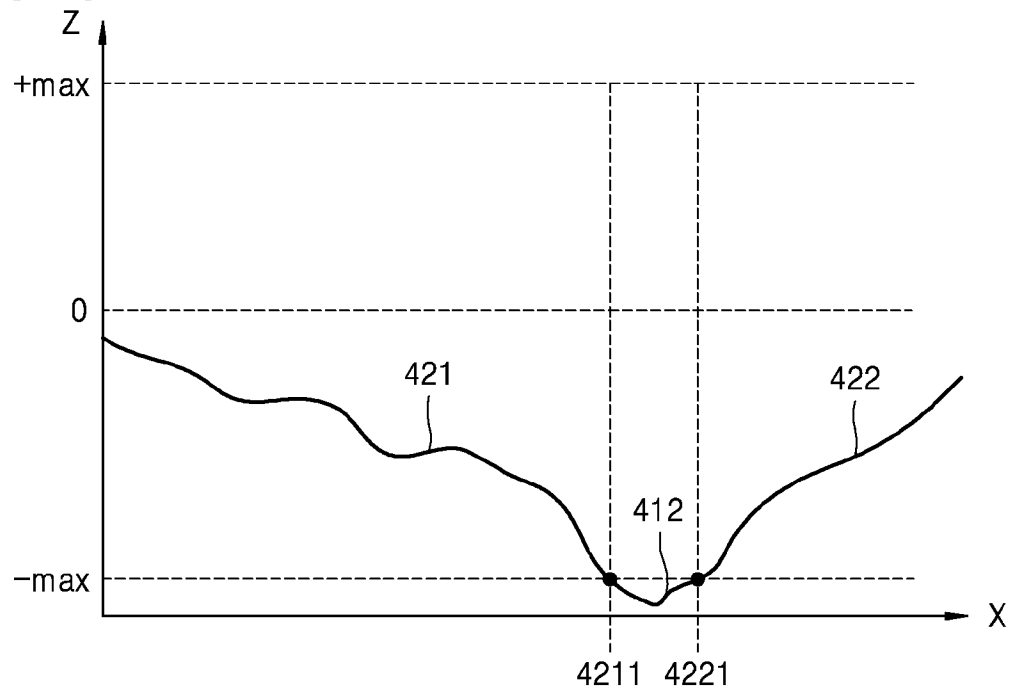
[도4a]



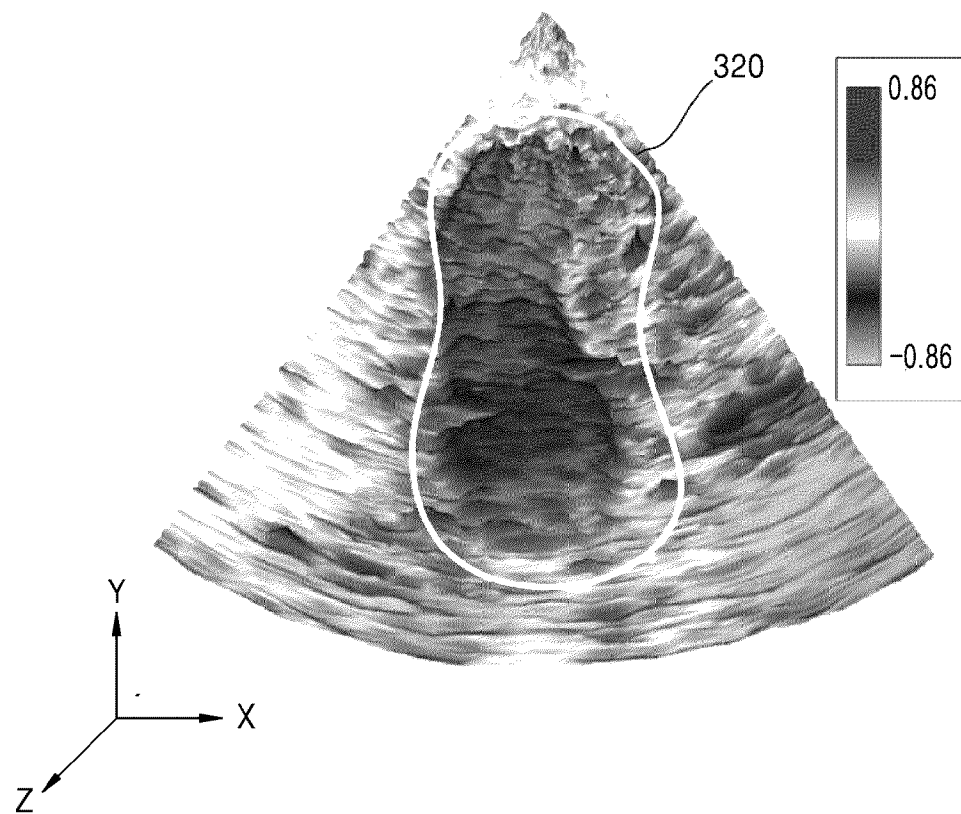
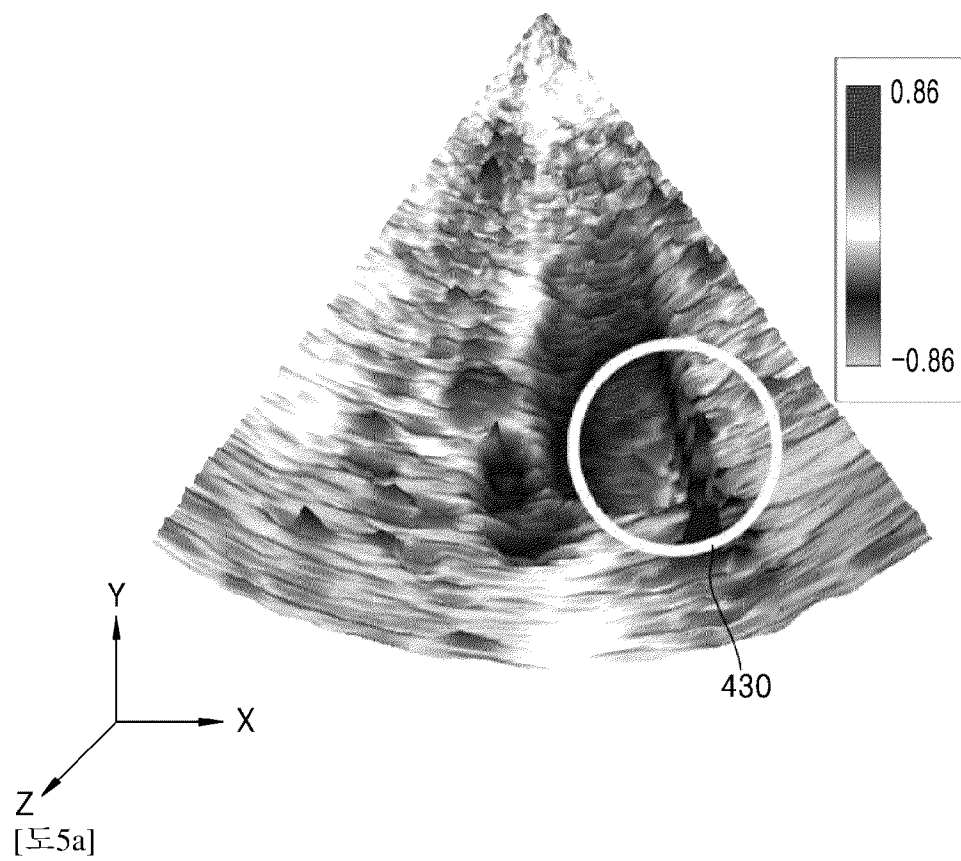
[도4b]



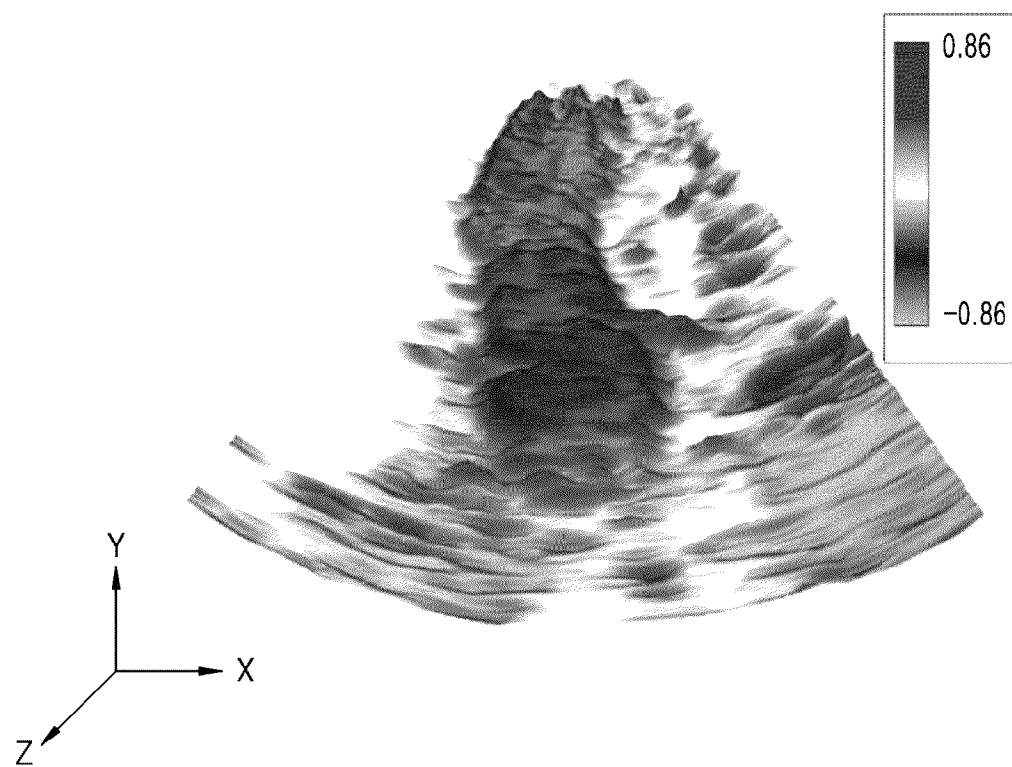
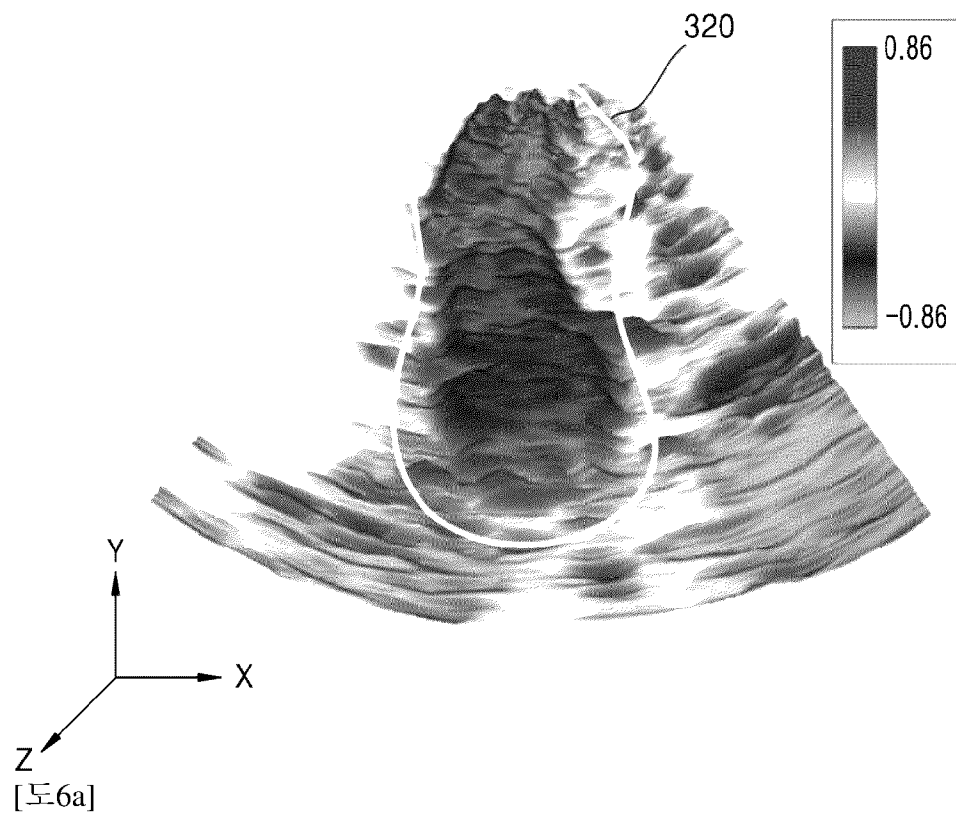
[도4c]



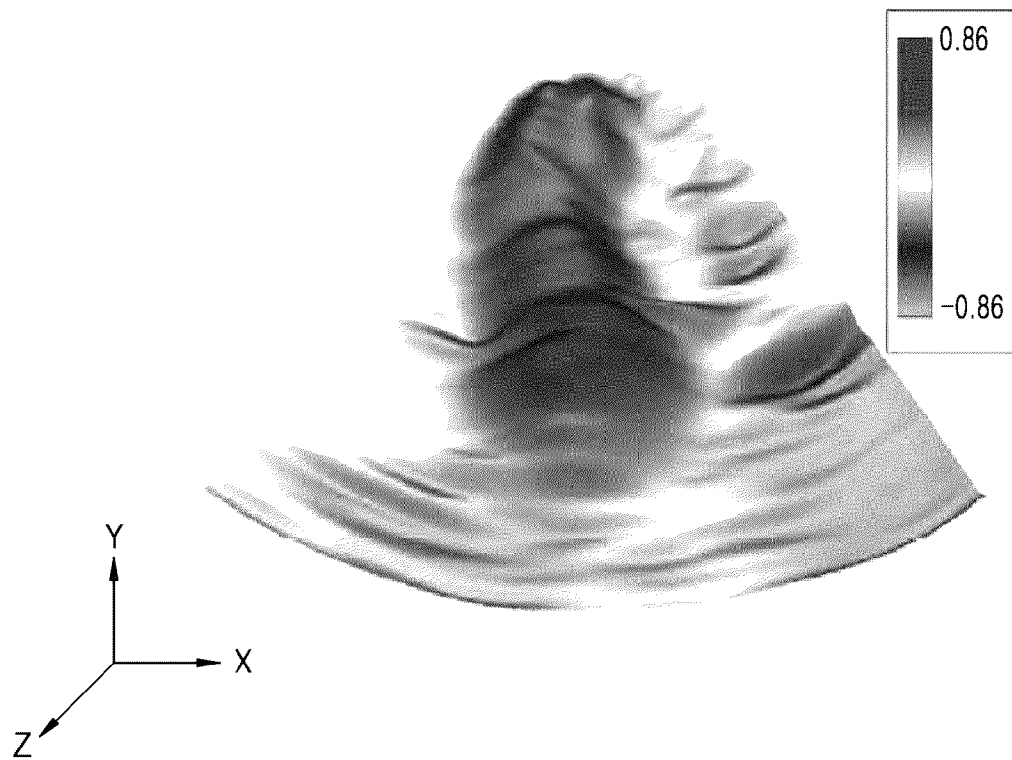
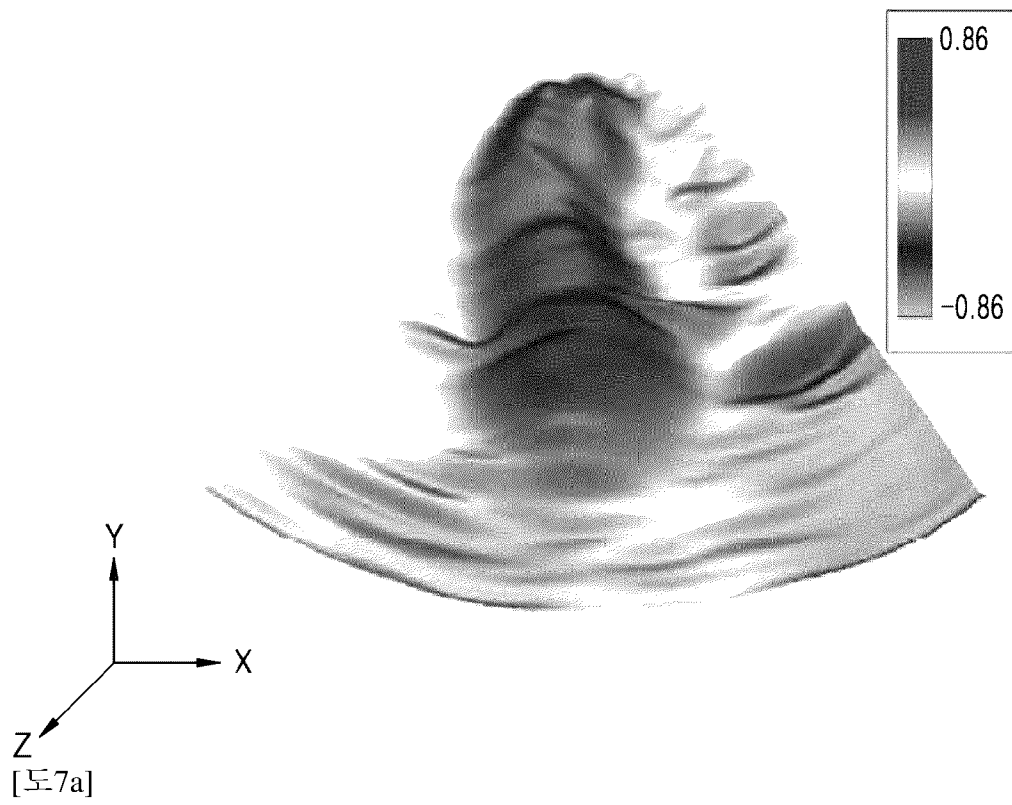
[도4d]



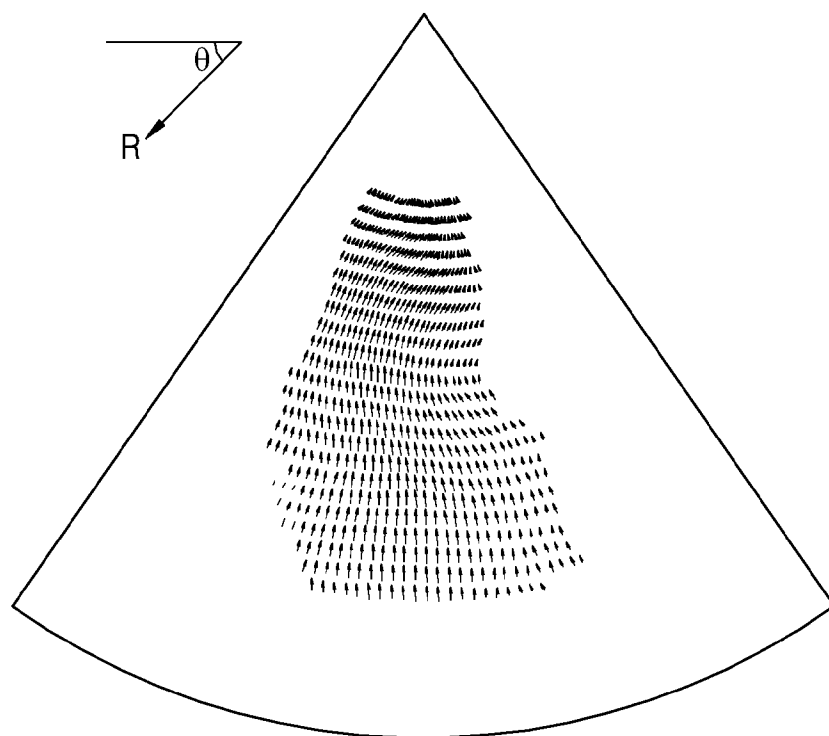
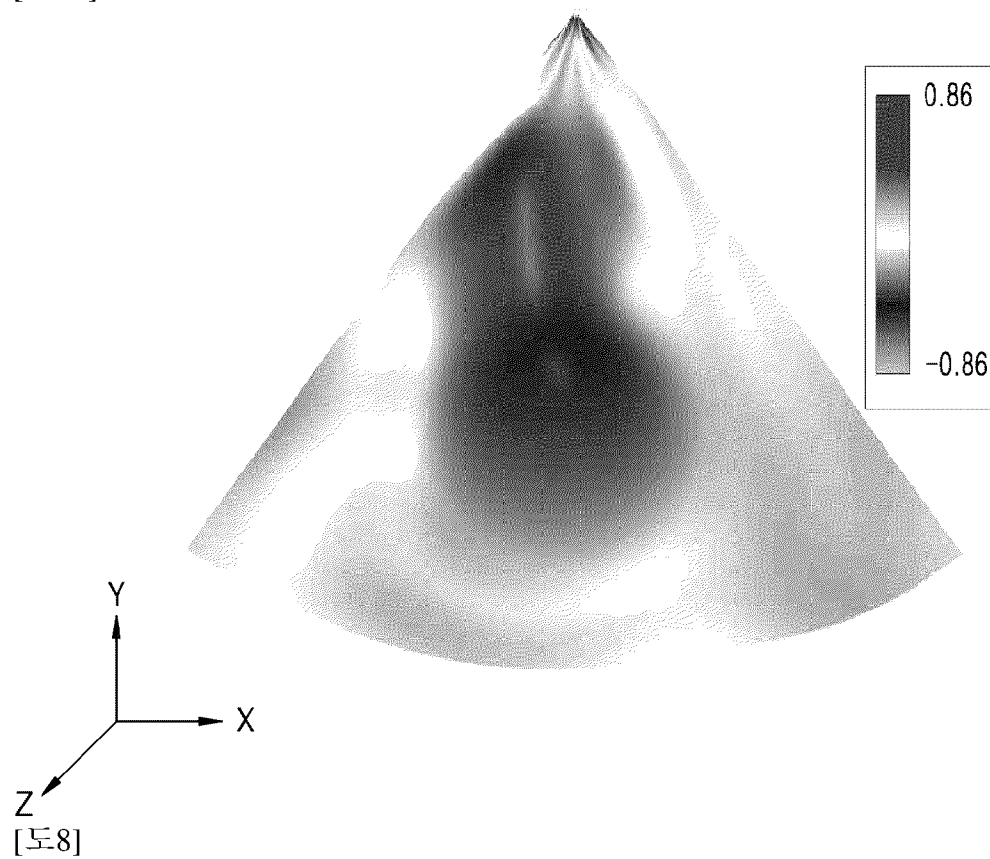
[도5b]



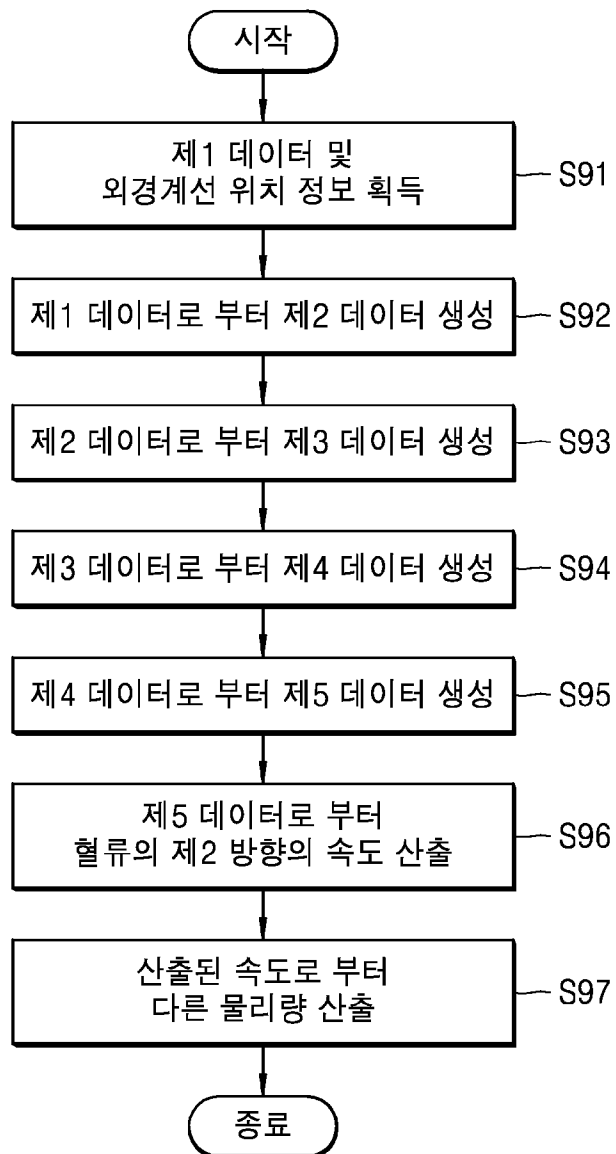
[도6b]



[도7b]



[도9]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2018/000722

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/0285(2006.01)i, A61B 5/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 5/0285; A61B 8/06; A61B 8/14; A61B 8/04; A61B 5/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: ultrasonic wave, blood flow, direction, speed, correction, physical quantity

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2017-080043 A (HITACHI LTD.) 18 May 2017 See paragraphs [29]-[68], claims 1-9 and figures 1-12.	1-20
A	JP 2013-153988 A (TOSHIBA CORP. et al.) 15 August 2013 See paragraph [29], claims 1-4 and figure 7.	1-20
A	JP 4730125 B2 (HITACHI LTD.) 20 July 2011 See claims 6, 7 and figure 1.	1-20
A	JP 2014-518126 A (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 28 July 2014 See claims 1-7.	1-20
A	KR 10-2013-0095160 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 27 August 2013 See claims 1-10 and figure 2.	1-20



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

20 APRIL 2018 (20.04.2018)

Date of mailing of the international search report

20 APRIL 2018 (20.04.2018)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex Daejeon Building 4, 189, Cheongsu-ro, Seo-gu,
Daejeon, 35208, Republic of Korea

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2018/000722

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
JP 2017-080043 A	18/05/2017	NONE	
JP 2013-153988 A	15/08/2013	JP 5954767 B2	20/07/2016
JP 4730125 B2	20/07/2011	JP 2007-222253 A US 2007-0239014 A1 US 7758507 B2	06/09/2007 11/10/2007 20/07/2010
JP 2014-518126 A	28/07/2014	BR 112013033222 A2 CN 103635144 A CN 103635144 B EP 2725983 A2 JP 6099641 B2 RU 2014102983 A RU 2623301 C2 US 2014-0228688 A1 WO 2013-001503 A2 WO 2013-001503 A3	01/03/2017 12/03/2014 02/12/2015 07/05/2014 22/03/2017 10/08/2015 23/06/2017 14/08/2014 03/01/2013 28/03/2013
KR 10-2013-0095160 A	27/08/2013	EP 2628449 A2 EP 2628449 A3 US 2013-0218014 A1 US 2016-0106397 A1 WO 2013-122416 A1	21/08/2013 04/09/2013 22/08/2013 21/04/2016 22/08/2013

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 5/0285(2006.01)i, A61B 5/00(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)

A61B 5/0285; A61B 8/06; A61B 8/14; A61B 8/04; A61B 5/00

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌

한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))

eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 초음파, 혈류, 방향, 속도, 보정, 물리량

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
A	JP 2017-080043 A (HITACHI LTD.) 2017.05.18 문단번호 [29]-[68], 청구항 1-9 및 도면 1-12 참조.	1-20
A	JP 2013-153988 A (TOSHIBA CORP. 등) 2013.08.15 문단번호 [29], 청구항 1-4 및 도면 7 참조.	1-20
A	JP 4730125 B2 (HITACHI LTD.) 2011.07.20 청구항 6,7 및 도면 1 참조.	1-20
A	JP 2014-518126 A (KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V.) 2014.07.28 청구항 1-7 참조.	1-20
A	KR 10-2013-0095160 A (삼성전자주식회사) 2013.08.27 청구항 1-10 및 도면 2 참조.	1-20

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

“A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

“T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

“E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

“X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

“L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

“Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

“O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

“&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

“P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

국제조사의 실제 완료일

2018년 04월 20일 (20.04.2018)

국제조사보고서 발송일

2018년 04월 20일 (20.04.2018)

ISA/KR의 명칭 및 우편주소



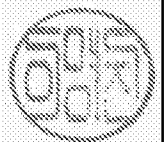
대한민국 특허청
(35208) 대전광역시 서구 청사로 189,
4동 (둔산동, 정부대전청사)

팩스 번호 +82-42-481-8578

심사관

이명진

전화번호 +82-42-481-8474



국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
JP 2017-080043 A	2017/05/18	없음	
JP 2013-153988 A	2013/08/15	JP 5954767 B2	2016/07/20
JP 4730125 B2	2011/07/20	JP 2007-222253 A	2007/09/06
		US 2007-0239014 A1	2007/10/11
		US 7758507 B2	2010/07/20
JP 2014-518126 A	2014/07/28	BR 112013033222 A2	2017/03/01
		CN 103635144 A	2014/03/12
		CN 103635144 B	2015/12/02
		EP 2725983 A2	2014/05/07
		JP 6099641 B2	2017/03/22
		RU 2014102983 A	2015/08/10
		RU 2623301 C2	2017/06/23
		US 2014-0228688 A1	2014/08/14
		WO 2013-001503 A2	2013/01/03
		WO 2013-001503 A3	2013/03/28
KR 10-2013-0095160 A	2013/08/27	EP 2628449 A2	2013/08/21
		EP 2628449 A3	2013/09/04
		US 2013-0218014 A1	2013/08/22
		US 2016-0106397 A1	2016/04/21
		WO 2013-122416 A1	2013/08/22