

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2013년 10월 17일 (17.10.2013)



(10) 국제공개번호
WO 2013/154229 A1

- (51) 국제특허분류:
A61B 8/06 (2006.01) G06T 7/20 (2006.01)
A61B 8/14 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2012/005169
- (22) 국제출원일: 2012년 6월 29일 (29.06.2012)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2012-0038498 2012년 4월 13일 (13.04.2012) KR
- (71) 출원인 (US 을(를) 제외한 모든 지정국에 대하여): **서강대학교 산학협력단 (INDUSTRY-UNIVERSITY CO-OPERATION FOUNDATION SOGANG UNIVERSITY)** [KR/KR]; 121-742 서울특별시 마포구 백범로 35, Seoul (KR).
- (72) 발명자: **겸**
- (75) 발명자/출원인 (US 에 한하여): **유양모 (YOO, Yang Mo)** [KR/KR]; 411-736 경기도 고양시 일산서구 일산 3동 후곡 3단지 아파트 307동 101호, Gyeonggi-do (KR). **유재석 (YOU, Jae Seok)** [KR/KR]; 150-010 서울특별시 영등포구 여의도동 은하아파트 D동 202호,

Seoul (KR). **여선미 (YEO, Sun Mi)** [KR/KR]; 121-090 서울특별시 마포구 염리동 9-132번지 303호, Seoul (KR). **장진호 (CHANG, Jin Ho)** [KR/KR]; 158-783 서울특별시 양천구 신정 2동 336번지 청구아파트 101동 302호, Seoul (KR). **송태경 (SONG, Tai-Kyong)** [KR/KR]; 110-012 서울특별시 종로구 평창동 롯데캐슬로잔 106-402, Seoul (KR).

(74) 대리인: **특허법인 충현 (CHUNG HYUN PATENT & LAW FIRM)**; 137-130 서울특별시 서초구 바우피로 225 한마음빌딩 4층, 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, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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.

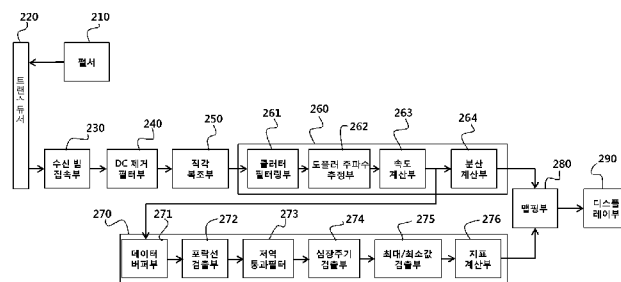
(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM,

[다음 쪽 계속]

(54) Title: METHOD AND APPARATUS FOR GENERATING A FUNCTIONAL BLOODSTREAM IMAGE USING A PLANE WAVE

(54) 발명의 명칭 : 평면파를 이용한 기능성 혈류 영상 생성 방법 및 장치

[Fig. 2]



- 210 ... Pulsar
220 ... Transducer
230 ... Received Beam Collect Part
240 ... DC Elimination Filter Part
250 ... Perpendicular Demodulation Part
261 ... Clutter Filtering Part
262 ... Doppler Frequency Estimation Part
263 ... Speed Calculation Part
264 ... Dispersion Calculation Part
271 ... Data Buffering Part
272 ... Envelope Detection Part
273 ... Low Pass Filter
274 ... Cardiovascular Cycle Detection Part
275 ... Maximum/Minimum Value Detection Part
276 ... Index Calculation Part
280 ... Mapping Part
290 ... Display Part

(57) Abstract: The present invention relates to an apparatus for generating a functional bloodstream using a plane wave, which includes: a transducer for transmitting a plane wave to an object and receiving ultrasonic signals reflected from the object; a received beam collect part for collecting the ultrasonic signals as a beam by applying delayed reception time; a perpendicular demodulation part for generating same image components and different image components from the beam collected signal; a speed calculation part for calculating the bloodstream speed at a two-dimensional cross-sectional image point from the same and different image components; a mapping part for mapping the bloodstream speed on the image point; and a display part for displaying the bloodstream speed mapped on the image point, thereby securing many samples in order to improve the accuracy of the analysis of the bloodstream information, and displaying color images on the two-dimensional cross-section by using the bloodstream characteristics index with consuming less time.

(57) 요약서:

[다음 쪽 계속]



KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

규칙 4.17에 의한 선언서:

— 신규성을 해치지 아니하는 개시 또는 신규성 상실의 예외에 관한 선언 (규칙 4.17(v))

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

본 발명은 평면파를 이용한 기능성 혈류 영상 생성 장치에 관한 것으로서 평면파를 대상체로 송신하고, 대상체에서 반사된 초음파 신호를 수신하는 트랜스듀서; 초음파 신호를 수신 시간 지연을 적용하여 빔 집속하는 수신 빔 집속부; 빔 집속된 신호로부터 동상 성분 및 이상 성분을 생성하는 직각 복조부; 동상 성분 및 이상 성분으로부터 2차원 단면상의 영상점에서의 혈류 속도를 계산하는 속도 계산부; 혈류 속도를 영상점에 맵핑하는 맵핑부; 및 영상점에 맵핑된 혈류 속도를 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하는 것을 특징으로 하며, 혈류 정보 분석의 정확도를 높이기 위해 많은 샘플 수를 확보하고, 혈류 특성 지표를 이용하여 적은 시간을 소요하면서도 2차원 단면상에서 칼라 영상을 보여줄 수 있다.

명세서

발명의 명칭: 평면파를 이용한 기능성 혈류 영상 생성 방법 및 장치 기술분야

- [1] 본 발명은 기능성 혈류 영상 생성 장치에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 혈류 정보 분석의 정확도를 높이기 위해 많은 샘플 수를 확보하고, 혈류 특성 지표를 이용하여 2차원 단면상에서 칼라 영상을 보여주는 평면파를 이용한 기능성 혈류 영상 생성 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 초음파 의료영상 시스템(ultrasound medical imaging system)은 인체 내에 초음파 신호를 송수신한 후, 반사된 신호에 포함된 정보를 이용함으로써, 비침습적으로 인체 내부의 구조 및 특성을 영상화하는 장비이다. 초음파 의료영상장치는 다양한 형태의 임상정보를 제공하고 있는데, 이 중에서 인체 내의 혈류정보를 실시간으로 조사하기 위하여 사용되는 도플러 영상기법은 그 중요성이 날로 증대되고 있다.
- [3] 인체 내부의 혈류의 속도 및 변화, 1차원 또는 2차원적인 혈류의 분포, 혈관과 심장 내부의 단면 및 입체적인 형태에 대한 정량적인 정보는 심장 및 순환기 계통의 질병을 진단함에 있어서 매우 중요하다. 따라서, 다양한 방식으로 혈류에 대한 정보를 추출하는 기법들이 활발히 연구되고 있다.
- [4] 그러나, 대부분의 방법이 인체 내부의 특정 위치에서의 혈류정보를 분리하여 관찰할 수 없다는 문제점을 지니고 있다. 초음파 도플러 시스템은 최근 급속한 기술적인 진보를 이루어, 이러한 문제를 해결하고 혈류의 시간에 따른 동적인 정보를 제공할 수 있기 때문에 순환기 계통의 질병 진단에 필수적인 기기로서 널리 사용되고 있다.
- [5] 지난 수십 년간 기존 초음파 진단기기는 B-mode, Color flow, Doppler mode 기반으로 인체 내의 해부학적 구조를 보여주는 역할에 한정되어 있어, 질병을 진단하기 위해서는 해부학적 정보를 바탕으로 기능 검사를 수행해야 했다. 한편, 최근에는 기능성 혈류 영상(functional flow image) 기술이 많이 연구되고 있다. 기능성 혈류 영상이란 해부학적인 신호를 영상화하는 것뿐만 아니라, 혈류 신호의 특성을 분석한 뒤 정량화하여 지표로 나타내어 영상화하는 것을 의미한다. 기능성 혈류 영상은 인체 내에서 어떠한 현상이 발생하는지에 대한 기능적인 측면을 영상화하는 점에서 기존의 해부학적 영상과는 다르다.
- [6] 생체 신호의 특성을 제대로 분석하기 위해서는 생체 신호에 대한 정확한 정보가 제공되어야 한다. 제공되는 생체 신호는 도플러 주파수로부터 계산된 혈류 정보이다. 도플러 주파수를 구하기 위해서는 양상블 개수만큼의 송·수신과정이 필요하기 때문에, 칼라 도플러 영상의 프레임 레이트(Frame rate)가 제한되게 된다.

- [7] 이때, 칼라 도플러 영상의 프레임 레이트는 혈류정보의 샘플링 주파수가 된다. 혈류 정보 분석의 높은 정확성을 위해서는 충분한 혈류정보가 있어야 한다. 즉, 샘플링 레이트(Sampling rate)가 높아야 한다. 이러한 제한을 극복하기 위해서 많은 연구가 이루어지고 있으며, 인터리브(Interleave)와 같은 기법을 통하여 상용화된 장비에서는 실시간으로 평균 10~20Hz의 칼라 도플러 영상을 제공하고 있다. 하지만 초당 10~20개 내외의 샘플로 한 심장 주기 내의 혈류 속도의 특성을 분석하기에는 한계점이 있다. 그렇기 때문에 현재 상용화된 장비에서는 스펙트럴 도플러 모드에서만 혈류의 특성을 분석하는 기능을 제공하고 있다. 하지만 스펙트럴 도플러 모드는 1차원 상의 하나의 레인지 게이트(Range Gate)에서만 분석이 가능하다. 따라서, 사용 범위가 제한되며 임상에서 2차원 단면상에서의 정보를 얻기 위해서는 많은 시간을 소요하게 된다.
- [8] 따라서, 혈류 정보 분석의 정확도를 높이기 위해 많은 샘플 수를 확보하고, 혈류 특성을 혈류 특성 지표(flow Indices)를 이용하여 적은 시간을 소요하면서도 2차원 단면상에서 칼라 영상으로 보여주는 영상 기법이 필요한 실정이다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [9] 따라서, 본 발명이 해결하고자 하는 첫 번째 과제는 혈류 정보 분석의 정확도를 높이기 위해 많은 샘플 수를 확보하고, 혈류 특성 지표를 이용하여 적은 시간을 소요하면서도 2차원 단면상에서 칼라 영상을 보여줄 수 있는 기능성 혈류 영상 생성 장치를 제공하는 것이다.
- [10] 본 발명이 해결하고자 하는 두 번째 과제는 심전도 신호 없이 영상화된 신호만으로 심장 주기를 추정하고, 뿐만 아니라, 2차원 영상으로 제공이 되기 때문에 전체적인 경향을 한눈에 파악하여 질병 진단의 소요 시간 단축과 많은 샘플수로 진단의 정확도를 향상시켜 줄 수 있는 기능성 혈류 영상 생성 방법을 제공하는 것이다.
- [11] 또한, 상기된 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공하는데 있다.

과제 해결 수단

- [12] 본 발명은 상기 첫 번째 과제를 달성하기 위하여, 평면파를 대상체로 송신하고, 상기 대상체에서 반사된 초음파 신호를 수신하는 트랜스듀서; 상기 초음파 신호를 수신 시간 지연을 적용하여 빔 집속하는 수신 빔 집속부; 상기 빔 집속된 신호로부터 동상 성분 및 이상 성분을 생성하는 직각 복조부; 상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 2차원 단면상의 영상점에서의 혈류 속도를 계산하는 속도 계산부; 상기 혈류 속도를 상기 영상점에 맵핑하는 맵핑부; 및 상기 영상점에 맵핑된 혈류 속도를 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하는 기능성 혈류 영상 생성 장치를 제공한다.
- [13] 본 발명의 일 실시 예에 의하면, 상기 영상점에서 계산된 혈류 속도로부터 혈류

지표를 생성하는 혈류 지표 생성부를 더 포함하고, 상기 맵핑부는 상기 혈류 지표를 상기 영상점에 맵핑하고, 상기 디스플레이부는 상기 영상점에 맵핑된 혈류 지표를 디스플레이할 수 있다.

[14] 또한, 상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 파워 스펙트럼의 분산을 계산하는 분산 계산부를 더 포함하고, 상기 맵핑부는 상기 분산을 상기 영상점에 맵핑하고, 상기 디스플레이부는 상기 영상점에 맵핑된 분산을 디스플레이할 수 있다.

[15] 또한, 상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 생성되는 파워 스펙트럼의 평균 주파수를 추정하는 도플러 주파수 추정부를 더 포함하고, 상기 속도 계산부는 상기 추정된 평균 주파수로부터 상기 혈류 속도를 계산할 수 있다. 이때, 상기 도플러 주파수 추정부는 상기 파워스펙트럼의 평균 주파수를 시간축에서 연산할 수 있는 자기상관방식 또는 상호상관방식으로 추정하는 것이 바람직하다.

[16] 본 발명은 상기 첫 번째 과제를 달성하기 위한 다른 예로서, 평면파를 대상체로 송신하고, 상기 대상체에서 반사된 초음파 신호를 수신하는 트랜스듀서; 상기 초음파 신호를 수신 시간 지연을 적용하여 빔 집속하는 수신 빔 집속부; 상기 빔 집속된 신호로부터 동상 성분 및 이상 성분을 생성하는 직각 복조부; 상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 2차원 단면상의 영상점에서의 혈류 속도를 계산하는 속도 계산부; 상기 영상점에서 계산된 혈류 속도로부터 혈류 지표를 생성하는 혈류 지표 생성부; 상기 혈류 지표를 상기 영상점에 맵핑하는 맵핑부; 상기 영상점에 맵핑된 혈류 지표를 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하는 기능성 혈류 영상 생성 장치를 제공한다.

[17] 본 발명의 다른 실시 예에 의하면, 상기 혈류 지표 생성부는, 상기 영상점에 대응하여 저장된 혈류 속도로부터 포락선을 검출하는 포락선 검출부; 상기 포락선을 문턱값 필터를 통과시켜 상기 포락선의 적어도 2개의 최대값을 찾아 하나의 심장주기 신호를 검출하는 심장주기 검출부; 상기 검출된 심장주기 신호로부터 최대값, 최소값, 또는 평균값을 검출하는 최대/최소값 검출부; 및 상기 최대값, 최소값, 또는 평균값 중 적어도 하나 이상을 이용하여 혈류 지표를 생성하는 지표 생성부를 포함하고, 상기 지표 생성부는 생성된 혈류지표를 상기 맵핑부로 전달할 수 있다. 이때, 상기 혈류 지표는 저항지표와 맥박지표가 대표적이며, 그 외의 다양한 혈류 지표를 사용할 수 있다.

[18] 본 발명은 상기 두 번째 과제를 달성하기 위하여, 평면파를 대상체로 송신하고, 상기 대상체에서 반사된 초음파 신호를 수신하는 단계; 상기 초음파 신호를 수신 시간 지연을 적용하여 빔 집속하는 단계; 상기 빔 집속된 신호로부터 동상 성분 및 이상 성분을 생성하는 단계; 상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 2차원 단면상의 영상점에서의 혈류 속도를 계산하는 단계; 상기 혈류 속도를 상기 영상점에 맵핑하는 단계; 및 상기 영상점에 맵핑된 혈류 속도를 디스플레이하는 단계를 포함하는 기능성 혈류 영상 생성 방법을 제공한다.

- [19] 본 발명은 상기 두 번째 과제를 달성하기 위한 다른 예로서, 평면파를 대상체로 송신하고, 상기 대상체에서 반사된 초음파 신호를 수신하는 단계; 상기 초음파 신호를 수신 시간 지연을 적용하여 빔 집속하는 단계; 상기 빔 집속된 신호로부터 동상 성분 및 이상 성분을 생성하는 단계; 상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 2차원 단면상의 영상점에서의 혈류 속도를 계산하는 단계; 상기 영상점에서 계산된 혈류 속도로부터 혈류 지표를 생성하는 단계; 상기 혈류 지표를 상기 영상점에 맵핑하는 단계; 및 상기 영상점에 맵핑된 혈류 지표를 디스플레이하는 단계를 포함하는 기능성 혈류 영상 생성 방법을 제공한다.
- [20] 상기 다른 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명은 상기된 기능성 혈류 영상 생성 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체를 제공한다.

발명의 효과

- [21] 본 발명에 따르면, 혈류 정보 분석의 정확도를 높이기 위해 충분한 샘플 수를 확보하고, 혈류 특성 지표를 이용하여 적은 시간을 소요하면서도 2차원 단면상에서 칼라 영상을 보여줄 수 있다. 또한, 본 발명에 따르면, 심전도 신호 없이 영상화된 신호만으로 심장 주기를 추정하고, 뿐만 아니라, 2차원 영상으로 제공이 되기 때문에 전체적인 경향을 한눈에 파악하여 질병 진단의 소요 시간 단축과 많은 샘플수로 진단의 정확도를 향상시켜 줄 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [22] 도 1은 기능성 혈류 지표 영상을 획득하는 개념을 도시한 도면이다.
- [23] 도 2는 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 기능성 혈류 영상 생성 장치의 구성도이다.
- [24] 도 3은 일반적인 송신 빔집속 방법과 본 발명에 따른 평면파 송신 방법을 도시한 것이다.
- [25] 도 4는 본 발명의 실시 예에 따른 기능성 혈류 지표 생성 방법의 흐름도이다.
- [26] 도 5는 본 발명의 실시 예에 따른 혈류 속도 및 분산 계산 방법의 흐름도이다.
- [27] 도 6은 본 발명의 실시 예에 따른 혈류 지표 생성 방법의 흐름도이다.
- [28] 도 7은 본 발명의 실시 예에 따른 혈류 지표 생성 방법의 각 단계에서의 신호를 도시한 것이다.
- [29] 도 8은 2 차원 칼라 플로우 영상의 구성을 도시한 것이다.
- [30] 도 9는 2차원 칼라 플로우 영상의 혈류 속도 맵핑 방법을 도시한 것이다.
- [31] 도 10은 본 발명에 따른 기능성 혈류 영상 생성 장치의 송·수신 과정을 보여주는 도면이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [32] 본 발명에 관한 구체적인 내용의 설명에 앞서 이해의 편의를 위해 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안의 개요 혹은 기술적 사상의 핵심을 우선 제시한다.

- [33] 본 발명의 일 실시 예에 따른 기능성 혈류 영상 생성 장치는 평면파를 대상체로 송신하고, 상기 대상체에서 반사된 초음파 신호를 수신하는 트랜스듀서; 상기 초음파 신호를 수신 시간 지연을 적용하여 빔 집속하는 수신 빔 집속부; 상기 빔 집속된 신호로부터 동상 성분 및 이상 성분을 생성하는 직각 복조부; 상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 2차원 단면상의 영상점에서의 혈류 속도를 계산하는 속도 계산부; 상기 혈류 속도를 상기 영상점에 맵핑하는 맵핑부; 및 상기 영상점에 맵핑된 혈류 속도를 디스플레이하는 디스플레이부를 포함한다.

발명의 실시를 위한 형태

- [34] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 용이하게 실시할 수 있는 바람직한 실시 예를 상세히 설명한다. 그러나 이들 실시 예는 본 발명을 보다 구체적으로 설명하기 위한 것으로, 본 발명의 범위가 이에 의하여 제한되지 않는다는 것은 당업계의 통상의 지식을 가진 자에게 자명할 것이다.
- [35] 본 발명이 해결하고자 하는 과제의 해결 방안을 명확하게 하기 위한 발명의 구성을 본 발명의 바람직한 실시 예에 근거하여 첨부 도면을 참조하여 상세히 설명하되, 도면의 구성요소들에 참조번호를 부여함에 있어서 동일 구성요소에 대해서는 비록 다른 도면상에 있더라도 동일 참조번호를 부여하였으며 당해 도면에 대한 설명시 필요한 경우 다른 도면의 구성요소를 인용할 수 있음을 미리 밝혀둔다. 아울러 본 발명의 바람직한 실시 예에 대한 동작 원리를 상세하게 설명함에 있어 본 발명과 관련된 공지 기능 혹은 구성에 대한 구체적인 설명 그리고 그 이외의 제반 사항이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우, 그 상세한 설명을 생략한다.
- [36] 덧붙여, 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 '연결'되어 있다고 할 때, 이는 '직접적으로 연결'되어 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 '간접적으로 연결'되어 있는 경우도 포함한다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다(comprises)" 또는 "포함하는(comprising)"은 언급된 구성요소, 단계, 동작, 또는 소자 외에 하나 이상의 다른 구성요소, 단계, 동작, 또는 소자의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.
- [37]
- [38] 이하, 본 발명에서 언급하는 기능성 혈류 영상은 기능성 혈류 지표 영상과 칼라 도플러 영상을 포함하기로 한다.
- [39] 기능성 혈류 지표 영상은 여러 프레임의 칼라 도플러 영상으로부터 각 영상점의 혈류의 특성을 분석함으로써 생성되는 영상이다. 이때 심장 주기를 기준으로 하나의 혈류 특성 지표가 계산된다.
- [40] 도 1은 기능성 혈류 지표 영상을 획득하는 개념을 도시한 도면이다.
- [41] 도 1을 참조하면, 기능성 혈류 지표 영상을 획득하기 위해서는 첫 번째로, 현재

연은 칼라 도플러 영상에서 에일리어싱(Aliasing)없이 정상적으로 심장 주기 신호를 표현할 수 있는지를 확인해야 한다. 이를 검증하기 위해서 나이퀴스트 샘플링 이론(Nyquist Sampling Theorem)을 이용한다. 칼라 도플러 영상의 프레임 레이트는 혈류 속도 신호의 샘플링 주파수(Sampling Frequency)를 이용하며, 초당 심장 박동 수는 신호의 주요 주파수(Dominant Frequency)라고 가정할 수 있다.

[42] 칼라 도플러 영상에서는 도플러 효과를 이용하기 위하여 여러 번의 송·수신을 거치게 된다. 이로 인하여 칼라 도플러 영상에서의 프레임 레이트가 제한되게 되는데 이는 샘플링 주파수가 제한되는 것을 의미한다. 샘플링 주파수가 제한되면 복원 가능한 신호의 주파수도 제한되기 때문에, 에일리어싱 발생 여부를 검토해야 한다. 만약 에일리어싱이 발생한다면, 칼라 도플러 영상에서 제공되는 혈류 정보만으로는 혈류의 특성 분석이 불가능하며, 심전도와 같이 외부 신호들을 이용하여 에일리어싱이 없는 신호로 복원한 뒤에 혈류 속도 분석이 이루어져야 한다.

[43] 사람의 최대 심장 박동 수는 갓 태어난 신생아는 분당 210~220회이며, 이 후 사람이 나이가 들수록 심장 박동수가 줄어든다. 최고로 빠르게 심장이 박동할 경우에는 분당 대략 220회로 3.67Hz의 주파수를 가진다. 신호의 대역폭을 BW(BandWidth)라고 하고, 에일리어싱 여부를 확인하기 위해 나이퀴스트 샘플링 이론에 적용시키면 $7.34(+BW)\text{Hz}$ 이상의 샘플링 주파수를 가져야 에일리어싱이 발생하지 않음을 확인할 수 있다. 만약, 에일리어싱이 발생한 경우에는 시야 범위(View depth)를 제한을 두고, 칼라 도플러 영상의 프레임 레이트를 올려서 에일리어싱을 없앨 수 있다.

[44] 일반적인 성인 남성의 경우 심장 박동은 60~150회 정도이므로 최대 2.5Hz 주파수를 갖는다. 일반적인 칼라 도플러에서의 프레임 레이트가 10Hz~20Hz이기 때문에 주요 주파수의 4배 이상의 값을 가지게 되므로 에일리어싱이 발생하지 않는다고 가정할 수 있다. 따라서 현재의 칼라 도플러 영상에서는 혈류 스펙트럼에서 에일리어싱이 발생하지 않고, 혈류의 흐름을 정상적으로 모델링하여 혈류 특성의 추출이 가능하다고 할 수 있다. 따라서, 현재 상용화된 칼라 도플러 영상의 프레임 레이트로는 에일리어싱은 발생하지 않는다고 볼 수 있다.

[45] 하지만, 이는 혈류에 이상이 없을 경우를 예로 든 것이며, 혈관장애 등을 가지게 될 경우, 국소적으로는 혈류 신호가 더 넓은 주파수 대역을 가지게 되는 경우도 발생할 수 있다. 따라서, 더욱 정확한 기능성 혈류 지표 정보를 취득하기 위해서는, 기존 상용화된 장비의 컬러 도플러 영상보다 높은 프레임 레이트(기능성 혈류 지표 영상의 샘플링 주파수)를 가지는 것이 바람직하다.

[46]

[47] 이하에서 설명할 본 발명의 일 실시 예에 따른 기능성 혈류 영상 생성 장치는 특히 평면파(Plain wave)를 이용하여 일정한 데이터 취득 속도로 하나의 심장 주기 내의 충분한 혈류 속도 정보를 확보하여 정확한 도플러 지표를 얻을 수

있다. 또한, 한번 송·수신하여 한 프레임을 만들어내는 방법을 사용함으로써, 도플러 영상의 프레임 레이트를 높일 수 있다. 이를 통하여, 보다 많은 수의 샘플 수를 확보하여 정확한 혈관 내의 기능성 혈류지표를 계산할 수 있다.

- [48] 도 2는 본 발명의 바람직한 일 실시 예에 따른 기능성 혈류 영상 생성 장치의 구성도이다.
- [49] 도 2를 참조하면, 본 실시 예에 따른 기능성 혈류 영상 생성 장치는 펄서(210), 트랜스듀서(220), 수신 빔집속부(230), DC 제거 필터부(240), 직각 복조부(250), 도플러부(260), 혈류 지표 생성부(270), 맵핑부(280) 및 디스플레이부(290)로 구성된다.
- [50] 펄서(Pulser, 210)는 평면파(Plain wave)를 생성하여 트랜스듀서(220)로 전달한다.
- [51] 우선 일반적인 평면파를 예를 들어 설명하면, 한 번의 송수신을 통하여 하나의 프레임을 생성할 수 있다. 그러나 기존의 집속 영상 기법과 비교하면 영상의 SNR이나 해상도가 떨어진다. 그러나, 평면파 송수신 장치를 간단하게 구현할 수 있으며, 높은 프레임 레이트를 제공하기 때문에 낮은 깊이를 요구하는 경동맥 등에서 사용할 수 있다.
- [52] 한편, 평면파를 이용하면 송신 집속이 이루어지지 않기 때문에 SNR이 기존의 집속 영상 기법에 비하여 낮게 된다. 따라서, 깊은 깊이를 영상화하기 위하여 코드화 여기 기법을 이용할 수 있다.
- [53] 코드화 여기 기법을 이용하면 송신 침투 전압을 증가시키지 않고서도 송신 에너지를 15~20dB 정도 향상시켜 SNR이 높아지게 된다.
- [54] 코드화 여기 기법에 사용하는 코드는 처프(Chirp), 골레이(Golay), 바커(Barker) 등이며, SNR을 향상시키기 위해서는 긴 길이의 코드를 사용해야 한다. 바커 코드의 경우 가장 긴 길이는 13bits의 길이를 갖는다.
- [55] 코드화 여기 기법을 이용할 경우에, 수신단에 길게 코드화된 신호를 디코딩하는 필터가 필요하다. 이 필터를 디코딩 필터 또는 컴프레스 필터라고 하는데, Matched 필터나 Mismatched 필터 형태로 구성할 수 있다. 디코딩 필터는 DC 제거 필터부와 직각 복조부 사이에 위치하는 것이 바람직하다.
- [56] 또한, 컴파운딩(compounding) 기법을 평면파 송신시에 이용할 수 있다. 컴파운딩 기법은 송신시 여러 각도로 평면파를 송수신한 뒤, 이를 합성하여 하나의 영상을 만들어 내는 것이다. 컴파운딩 기법은 여러 차례 평면파를 송수신하여 영상화를 하여야 하기 때문에 합성한 횟수만큼 프레임레이트는 떨어진다. 반면에 합성횟수가 늘어날수록 영상의 품질과 신뢰도는 높아지므로 트레이드오프가 필요하다. 컴파운딩 기법을 이용하더라도 기존의 집속 영상 기법에 비해서는 수배 내지 수십 배의 프레임레이트가 확보되므로 충분한 프레임레이트를 확보할 수 있다.
- [57] 트랜스듀서(220)는 펄서(210)로부터 수신한 평면파를 대상체로 송신하고, 대상체에서 반사된 초음파 신호를 수신한다.

- [58] 수신 빔 집속부(230)는 대상체에서 반사되어 수신된 초음파 신호를 수신 시간 지연을 적용하여 빔 집속을 한다. 즉, 펄서(210)에서 발생된 전기신호가 트랜스듀서(Transducer)를 통해 초음파 신호로 바뀌어 대상체 내로 송·수신 되게 되고, 수신된 신호는 수신 빔 집속부(220)를 통하여 적절한 수신 시간 지연을 적용하여 빔을 집속하게 된다.
- [59] DC 제거 필터부(240)는 ADC(analog to digital converter)에 의해 발생하는 DC 성분을 제거한다.
- [60] 직각 복조부(250)는 기저 대역의 동상 성분(Inphase) 및 이상 성분(Quadrature)을 생성한다. 생성된 동상 성분과 이상 성분을 이용하여 수신 신호의 포락선 검출 및 도플러 성분을 검출할 수 있다.
- [61] 도플러부(260)는 기저대역의 동상 및 이상 성분 신호를 이용하여 혈류 속도와 분산을 계산한다.
- [62] 도플러부(260)는 제한된 주기의 버스트(burst) 펄스파를 사용하여 검사하고자 하는 이차원 단면상의 모든 영상점에서 혈류 정보를 획득한다. 이후, 맵핑부(280)는 획득한 혈류 정보를 칼라로 맵핑하고, 디스플레이부(290)가 맵핑된 칼라를 표시하여 실시간으로 화면에 표시할 수 있다. 이때, 혈류의 속도 정보는 초음파와 혈류 내의 움직이는 적혈구간의 도플러 현상을 이용하여 얻을 수 있게 된다.
- [63] 도플러부(260)는 클러터 필터링부(261), 도플러 주파수 추정부(262), 속도 계산부(263) 및 분산 계산부(264)로 구성된다.
- [64] 클러터 필터링부(Clutter Filtering, 261)는 클러터 필터를 이용하여 측정하고자 하는 혈류(적혈구)로부터 반사되어 오는 신호가 아닌, 혈관벽이나 인체조직으로부터 반사되어 오는 신호(Clutter)를 제거한다. 클러터 신호는 주파수 스펙트럼 상 매우 낮은 대역에서 존재하는 신호이다. 이때, 무한 임펄스 응답 필터(IIR Filter)를 이용하여 클러터 필터를 설계할 수 있다. 클러터 필터(Clutter Filter)는 클러터 성분을 제거하여 혈류의 도플러 주파수 추정의 오차를 줄이기 위해서 필요하다.
- [65] 도플러 주파수 추정부(262)는 앙상블 단위의 수신된 초음파 신호의 평균 주파수를 시간축에서 연산할 수 있는 자기상관방식 또는 상호상관방식으로 평균주파수를 추정한다.
- [66] 도플러 주파수 추정부(262)가 평균 주파수를 추정하는 방법을 자기상관방식을 예로 들어 상세히 살펴보면 다음과 같다.
- [67] 도플러 주파수 추정부(262)의 입력이 $z(k)=i(k)+jq(k)$ 이라고 하면, 도플러 신호의 평균 주파수를 구하는 것은 $z(k)$ 의 파워 스펙트럼의 평균주파수를 구하는 것과 같다.
- [68] 파워 스펙트럼의 평균 주파수를 시간축에서 연산할 수 있는 자기상관방식으로 평균주파수를 추정하는 과정은 다음과 같다.
- [69] 가상적으로 $z(k)$ 에 해당하는 연속 시간함수를 $z(t)=i(t)+jq(t)$ 라고 하기로 한다.

$z(t)$ 의 파워 스펙트럼을 $S(f)$ 로 표시하면, 구하고자 하는 평균주파수는 다음과 같다.

[70] 수학식 1

$$\hat{f} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} f S(f) df}{\int_{-\infty}^{\infty} S(f) df}$$

[71] $S(f)$ 는 $z(t)$ 의 자기상관 함수 $R(\tau)$ 의 푸리에(Fourier) 변환으로 이 함수들 사이의 관계는 다음과 같다.

[72] 수학식 2

$$R(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} z(t) z^*(t - \tau) dt$$

[73] 수학식 3

$$S(f) = \int_{-\infty}^{\infty} R(\tau) e^{-j2\pi f \tau} d\tau$$

[74] 수학식 4

$$R(\tau) = \int_{-\infty}^{\infty} S(f) e^{j2\pi f \tau} df$$

[75] 수학식 5

$$\begin{aligned} R^*(-\tau) &= \int_{-\infty}^{\infty} z^*(t) z(t + \tau) dt \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} z(t) z^*(t' - \tau) dt' \quad (t + \tau = t') \\ &= R(\tau) \end{aligned}$$

[76] 수학식 2로부터 다음의 관계들을 유도할 수 있다.

[77] 수학식 6

$$\int_{-\infty}^{\infty} S(f) df = R(\tau)|_{\tau=n}$$

[78] 수학식 7

$$\int_{-\infty}^{\infty} f S(f) df = \frac{1}{j2\pi} - \frac{\partial}{\partial \tau} R(\tau)|_{\tau=n}$$

- [79] 따라서, 수학식 1은 수학식 6과 수학식 7로부터 다음과 같이 표현될 수 있다.
 [80] 수학식 8

$$\hat{f} = \frac{1}{j2\pi} \frac{\frac{\partial}{\partial \tau} R(\tau)}{R(\tau)} \Big|_{\tau=n}$$

- [81] 이제 $R(\tau)$ 를 다음과 같이 표현하면,
 [82] 수학식 9

$$R(\tau) = A(\tau)e^{j\Phi(\tau)} \quad (A(\tau), \Phi(\tau) : \text{실수})$$

- [83] 수학식 5로부터 다음의 관계가 성립한다.
 [84] 수학식 10

$$A(-\tau)e^{-j\Phi(-\tau)} = A(\tau)e^{j\Phi(\tau)}$$

- [85] 즉, $A(\tau)$ 와 $\Phi(\tau)$ 는 다음과 같은 대칭성을 갖는다.
 [86] 수학식 11

$$A(\tau) = A(-\tau) : \text{even symmetric}$$

$$\Phi(\tau) = -\Phi(-\tau) : \text{odd symmetric}$$

- [87] 이제, 수학식 9와 수학식 11을 이용하여 수학식 8을 다시 쓰면 다음과 같다.
 [88] 수학식 12

$$\begin{aligned} \hat{f} &= \frac{1}{j2\pi} \frac{A'(0)e^{j\Phi(0)} + j\Phi'(0)A(0)e^{j\Phi(0)}}{A(0)e^{j\Phi(0)}} \\ &= \frac{j\Phi'(0)}{j2\pi} \quad (\because A'(0) = 0, \Phi(0) = 0) \\ &= \frac{1}{2\pi} \Phi'(0) \end{aligned}$$

- [89] 도플러 주파수 추정부(262)는 $z(k)$ 를 입력으로 사용하고, $R(\tau)$ 도 $\tau=nT$ (T 는 $1/PRF$)에서 정의되는 자기상관 함수(sequence)이므로 수학식 12를 계산할 수 없으며, 대신 그 근사값을 다음과 같이 이용한다.
 [90] 수학식 13

$$\begin{aligned} \hat{f} &\approx \frac{1}{2\pi} \frac{\Phi(T) - \Phi(0)}{T} = \frac{PRF}{2\pi T} \Phi(T) \\ &= \frac{PRF}{2\pi} \tan^{-1} \frac{\text{Im}[R(T)]}{\text{Re}[R(T)]} \end{aligned}$$

[91] 이제 R(T)는 다음과 같이 정의되므로,

[92] 수학식 14

$$\begin{aligned} R(T) &= E[z(k)z^*(k-1)] \\ &= E[\{i(k) + jq(k)\}\{i(k-1) - jq(k-1)\}] \\ &= E[\{i(k)i(k-1) + q(k)q(k-1)\} \\ &\quad + j\{q(k)i(k-1) - i(k)q(k-1)\}] \end{aligned}$$

[93] 수학식 14는 다음과 같이 고쳐쓸 수 있다.

[94] 수학식 15

$$\hat{f} = \frac{PRF}{2\pi} \tan^{-1} \frac{\sum_{k=1,J} \{q(k)i(k-1) - i(k)q(k-1)\}}{\sum_{k=1,J} \{i(k)i(k-1) + q(k)q(k-1)\}}$$

[95] 수학식 15를 참조하면, 동상 및 이상 입력신호인 i(k) 신호 및 q(k) 신호의 1개 샘플의 시간 지연을 갖는 자기 상관 값을 구한 뒤, 계산된 자기 상관 값의 위상을 구하여 실제 주파수에 매칭하기 위해

$\hat{f}$

를 구하는 식을 나타내고 있다.

[96] 수학식 15에서 $\tan^{-1}()$ 은 위상 값이므로 $-\pi \sim +\pi$ 의 값을 가진다. 따라서 추정된 주파수

$\hat{f}$

는 다음과 같은 영역을 가짐을 알 수 있다.

[97] 수학식 16

$$-\frac{PRF}{2} \leq \hat{f} \leq \frac{PRF}{2}$$

[98] 수학식 16에서부터 측정 가능한 도플러 주파수의 영역은 $-PRF/2 < f_d < PRF/2$ 임을 알 수 있다.

[99] 속도 계산부(263)는 추정된 도플러 주파수로부터 혈류의 속도를 추정한다.

[100] 혈관 내 혈액이 흐르는 방향에 대하여 어떤 각도(θ)로 초음파가 입사되고 혈구의 이동속도를 V[m/sec]라 하며 입사주파수 f_0 , 반사주파수 f_r 그리고 초음파의 속도를 C[m/sec]라 하면 도플러 편향(Doppler shift) f_D 는 다음과 같이 근사값으로 주어진다.

[101] 수학적식 17

$$f_D = f_r - f_0 = \frac{2f_0 V}{C} \cos \theta$$

[102] 음의 입사가 θ 가 90° 가 되면 $\cos 90^\circ$ 는 0이 되므로 이 경우에는 도플러 편향 주파수는 측정되지 않는다. 여기서, 혈구의 이동속도를 $V[\text{m/sec}]$ 는 대개 $0.2\text{cm/sec} \sim 2\text{m/sec}$ 의 범위를 갖는다. 초음파 도플러 시스템에서는 수신된 신호로부터 도플러 편이 주파수 f_D 를 추정함으로써, 혈류의 속도를 측정할 수 있다.

[103] 한편, 추정된 도플러 주파수 f_d 가 $\text{PRF}/2 + \Delta$ 일 경우에, 수학적식 15에 의하여 추정되는 평균 주파수는 $-\text{PRF}/2 + \Delta$ 가 될 것이다. 즉, 정(forward) 방향의 혈류의 속도가 PRF (Pulse Repetition Frequency)의 1/2 이상의 도플러 주파수에 해당하는 경우, 이 혈류는 역(reverse) 방향으로 흐르고 있다고 추정될 것이다. 이 현상을 속도 에일리어싱(velocity aliasing)이라고 부른다. 이러한 현상이 발생하는 이유는, 나이퀴스트 샘플링 이론(Nyquist sampling theorem)으로 설명된다.

[104] 분산 계산부(264)는 혈류의 난류화 정도를 추정하기 위하여 파워 스펙트럼의 분산을 계산한다.

[105] 이 혈류의 난류화 정도는 파워 스펙트럼의 분산에 비례하는 값이다. 파워 스펙트럼의 분산 σ^2 은 다음과 같이 주어진다.

[106] 수학적식 18

$$\sigma^2 = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} (f - \hat{f})^2 S(f) df}{\int_{-\infty}^{\infty} S(f) df}$$

$$= E(f^2) - (\hat{f})^2$$

[107] $A(\tau)$ 를 2차항까지 파워 시리즈(power series) 전개한 다음의 근사식을 이용하고 수학적식 12를 얻는 과정과 유사한 방법으로 분산은 수학적식 19와 같이 근사화할 수 있다.

[108] 수학적식 19

$$\sigma^2 \approx \frac{2}{T^2} \left\{ 1 - \frac{|R(T)|}{R(0)} \right\}$$

[109] 이상에서 살펴본 자기 상관 방식을 이용한 속도 계산 및 분산 계산 방법의 다른 실시 예를 설명하기로 한다.

[110] 충분히 클러터가 제거된 동상 및 이상 입력신호인 $i(k)$ 신호 및 $q(k)$ 신호의 1개 샘플만큼의 시간 지연을 갖는 자기 상관(1-lag auto correlation)의 차 연산 및 합

연산을 통하여 수학식 15의 분모(denominator), 분자(numerator) 값을 얻을 수 있게 된다.

- [111] 그리고, 동상 및 이상 입력 신호의 시간지연을 가지지 않는 자기 상관 값의 연산(0-lag auto correlation)을 통해서 신호의 파워를 구할 수 있다. 이는 혈류의 파워를 화면의 밝기로 표현하는 파워 도플러의 출력 및 수학식 19의 연산에 필요한 값으로써, 분산 계산부(264)가 분산값을 구하는데 쓰이게 된다. 이 분자, 분모 및 파워 값을 이하에서 각각 N, D, P로 표현하기로 한다.

- [112] 수학식 20

$$N = \sum_{k=0}^{k=2} \{q(k)i(k-1) - i(k)q(k-1)\}$$

- [113] 수학식 21

$$D = \sum_{k=0}^{k=2} \{i(k)i(k-1) + q(k)q(k-1)\}$$

- [114] 수학식 22

$$P = \sum_{k=0}^{k=1} \{i(k)^2 + q(k)^2\}$$

- [115] 도플러 주파수 추정부(262)를 통하여 구해진 N, D, P 값들은 혈류의 속도 및 분산 값을 구하기 위해 속도 계산부(263)에서 수학식 23의 연산을, 분산 계산부(264)에서 수학식 24의 연산을 하게 된다.

- [116] 수학식 23

$$\Phi = \tan^{-1}\left(\frac{D}{N}\right)$$

- [117] 수학식 24

$$\sigma^2 = 1 - \frac{\sqrt{N^2 + D^2}}{P}$$

- [118] 혈류 지표 생성부(270)는 혈류의 속도를 이용하여 혈류 지표를 생성한다. 심장 주기의 검출을 위해서 속도 계산부(263)에서 추정된 혈류의 속도를 이용한다. 혈류의 속도(Velocity)값은 심장의 움직임인 이완-수축을 표현하기에 적합하기 때문이다.

- [119] 혈류 지표 생성부(270)는 데이터 버퍼부(271), 포락선 검출부(272), 저역통과필터(273), 심장 주기 검출부(274), 최대/최소값 검출부(275) 및 지표 계산부(276)로 구성된다.

- [120] 데이터 버퍼부(271)는 도플러부(260)에서 각 지점에서 구해진 혈류의 속도를 데이터 버퍼를 통해 저장한다.

- [121] 포락선 검출부(272)는 저장해 놓은 혈류의 속도로부터 포락선 검파(Envelop detection)를 이용하여 수신 신호의 포락선을 검출한다.
- [122] 저역통과필터(273)는 검출된 포락선 신호를 저역 통과 필터에 통과시켜 고주파 노이즈 신호를 제거한다.
- [123] 심장 주기 검출부(274)는 문턱 값 필터(Threshold Filter)를 이용하여 저역 통과 필터를 통과한 심장 주기 신호의 최대값을 찾아 여러 심장 사이클 중 하나의 심장주기 신호(Cardiac cycle)을 찾는다.
- [124] 최대/최소값 검출부(275)는 하나의 심장 사이클 안에서 최대값, 최소값, 평균값을 검출한다.
- [125] 지표 계산부(276)는 기능성 혈류 지표인 저항지표와 맥박지표 및 사용자가 지정한 임의의 혈류 지표를 계산한다. 대표적인 기능성 혈류 지표인 맥박 지표(Pulsatility Index, PI)와 저항 지표(Resistive)를 구하기 위해서는 하나의 심장 주기 내에서의 평균속도, 최대값, 최소값이 필요하다. 한편, 혈류의 특성 지표를 계산하기 위하여, 여러 샘플의 심장 주기의 신호를 합성하여 혈류 특성 지표를 계산할 수 있다.
- [126] 맥박 지표(PI)는 혈류 속도 파형의 박동성을 정량화하여 나타낸 것으로, 혈류 속도 파형의 전체 진동 에너지를 평균 속도 에너지값으로 나눈 것을 의미한다. 맥박지수(PI)는 다음과 같이 정의된다.
- [127] 수학적식 25

$$\text{맥박지표}(PI_{\text{original}}) = \frac{\text{최대속도(수축기)} - \text{최소속도(확장기)}}{\text{평균 속도}} = \frac{\sum_{n=1}^{\infty} a_n^2}{M^2}$$

- [128] M은 심장주기 내에서의 평균 속도를 말하고, a_n 은 n번째 하모닉 성분의 크기를 의미한다. 하지만, 계산상의 어려움이 있기 때문에 다음과 같이 간단하게 다시 정의한다.
- [129] 수학적식 26

$$\text{맥박지표}(PI) = \frac{S - D}{M}$$

- [130] S는 혈류 속도 파형의 최대속도, D는 최소값을 의미하며, M은 하나의 심장 주기 내에서의 평균 속도를 의미한다. 상기 수학적식들은 정확하게 같은 값을 가지지는 않지만 서로 상관관계를 가지고 있다.
- [131] 저항 지표는 경동맥 상의 혈액 순환의 저항성 지표로 사용되며, 다음과 같이 정의된다.
- [132] 수학적식 27

$$\text{저항지표}(RI) = \frac{\text{최대 속도} - \text{최소속도}}{\text{최대 속도}} = \frac{S - D_{\text{end}}}{S}$$

- [133] S는 혈류 속도 파형의 최대속도, D_{end} 는 심장 이완기(확장기)의 마지막 값의 높이를 의미한다. 이 경우 RI값은 0~1의 값을 가지게 된다. 또한 검시자에 따라 D_{end} 를 맥박지표에서와 마찬가지로 파형의 최소값으로 정의하는 경우도 있다. 이 경우에는 혈류에서 역류하는 흐름이 있을 경우 D_{end} 가 음의 값을 가지게 되므로 1보다 큰 값을 가지게 된다. 이 밖에도 S/D와 D/S 비율, 고정 유속 비율(Constant Flow Ratio)등 다양한 혈류 특성 지표가 있다. 이러한, 혈류 특성 지표는 질병의 진단에 많이 활용되고 있다. 예를 들면 혈관 협착증(Stenosis)이 있을 경우에 혈류 속도의 증가와 함께 맥박지표가 증가하게 되며, 두개골 내 압력(IntraCranial Pressure, ICP)이 증가하는 경우는 혈류의 속도는 감소하고, 맥박지표는 증가하게 된다. 그 외에도 임상에서 질병 진단의 기준으로 혈류 특성 지표가 다양하게 사용되고 있다.
- [134] 맵핑부(280)는 각 영상점에서 구해진 혈류의 속도와 분산값 및 혈류 지표를 선택적으로 각 영상점에 맵핑할 수 있다. 이때, 혈류의 속도가 정방향이면, 위상의 부호가 +값을 갖고, 혈류의 속도가 역방향이면 -값을 갖는다. 따라서, 혈류 속도의 칼라 맵핑시에 위상의 부호가 양이면 빨간색으로 결정하고, 음이면 파란색으로 결정한다. 위상의 크기를 각 해당색의 크기에 맵핑하는데 각각의 색은 6~8 비트로 되어 있으므로 간단히 비트 이동을 통해서 구할 수 있다. 혈류의 위상은 앙상블 신호의 위상을 구함으로써, 산출될 수 있으며, 산출된 앙상블 신호로부터 속도를 추정하고, 추정된 속도로부터 혈류 지표를 계산할 수도 있다. 분산값은 녹색으로 맵핑하는데 같은 식의 비트 이동으로 간단히 구현 가능하다.
- [135] 디스플레이부(290)는 각 영상점에 대해 계산된 기능성 혈류 지표인 맥박 지표와 저항지표 값을 칼라로 맵핑한 결과 및 각 영상점에서 구해진 도플러 속도(또는 위상)와 분산값을 칼라로 맵핑한 결과를 디스플레이한다.
- [136] 본 발명에서는 7~8 kHz 정도를 갖는 평면파 B-모드 영상을 이용하여, 샘플을 건너뛰면서 앙상블을 만들어 칼라 도플러 영상에서 프레임 레이트(Frame rate)가 2~3 kHz를 갖도록 하였다. 한편, 이차원 칼라 플로우 시스템에서는 프레임을 구성하는 모든 영상점에서의 혈류 정보를 구해야 하므로 한 영상점(Pixel) 대하여 8~16 개로 제한된 수의 데이터만을 이용해야 하는데, 이 데이터의 개수를 앙상블(ensemble) 길이라고 부른다.
- [137]
- [138] 도 3은 일반적인 송신 빔집속 방법과 본 발명에 따른 평면파 송신 방법을 도시한 것이다.
- [139] 도 3(a)에 도시된 일반적인 송신 빔집속 방법에 따르면, 이차원 칼라 도플러 시스템이 도플러 주파수를 구하기 위해서는 많은 횡수의 송·수신에 많은 시간이 소요되어 칼라 도플러 영상의 프레임 레이트가 제한되게 된다. 따라서, 한 프레임을 얻기 위해서 소요되는 시간은 $L(\text{주사선 수}) \times N(\text{앙상블의 길이})$ 번의 송·수신 시간에 해당한다. 따라서, 혈류 정보 분석의 높은 정확성을 위해서는 높은 샘플링 레이트, 즉 칼라 도플러 영상의 프레임 레이트가 높아야 한다.

- [140] 상용화된 장비에서는 실시간으로 10~20Hz의 칼라 도플러 영상을 제공하고 있다. 하지만 초당 10~20개 내외의 샘플로는 한 심장 주기내의 혈류 속도의 특성을 분석하기에는 부족하다. 기존의 2차원 기능성 혈류 영상 기법은 적은 샘플 개수로부터 보다 정확한 심장 주기를 복원하기가 어렵기 때문에, 여러 심장 주기의 혈류 정보를 취득한 후 이를 합성하는 방법으로 정량적인 정보를 제공하였다.
- [141] 하지만, 이는 데이터 취득 시간이 불균일하고, 움직임에 의해 그 정확성이 제한된다. 도 2(a)에서 보듯이 일반적인 송수신 빔 집속을 할 경우 한 번의 송·수신을 통하여 하나의 주사선(N)을 얻기 때문에 한 프레임을 얻기 위해서는 송·수신을 N번 반복해야 한다.
- [142] 하지만, 도 3(b)에 도시된 평면파(Plane Wave)를 이용하면, 한번의 송·수신 과정을 통하여 한 프레임을 얻는다. 도 3(a)와 비교하였을 때, N배만큼의 프레임 레이트가 향상된다. 즉, 평면파를 이용하여 칼라 도플러 영상의 높은 프레임 레이트 즉, 샘플링 레이트를 높여 하나의 심장 주기 내의 충분한 혈류 속도 정보를 확보하여 정확한 도플러 지표를 얻을 수 있다. 하지만 단순한 평면파를 이용할 경우, 신호대잡음비가 떨어지기 때문에 추정된 결과의 신뢰도가 떨어질 수 있다. 이를 보완하기 위해서 바커코드(Barker Code)와 같은 코드 여기 기법(Code Excitation)이나 영상 합성 기법(Compounding) 등과 같은 기술을 보완하여 사용하는 것이 바람직하다.
- [143]
- [144] 도 4는 본 발명의 실시 예에 따른 기능성 혈류 지표 생성 방법의 흐름도이다.
- [145] 도 4를 참조하면, 본 실시 예에 따른 기능성 혈류 지표 생성 방법은 도 2에 도시된 혈류 지표 생성부(270)에서 시계열적으로 처리되는 단계들로 구성된다. 따라서, 이하 생략된 내용이라 하더라도 도 2에 도시된 혈류 지표 생성부(270)에 관하여 이상에서 기술된 내용은 본 실시 예에 따른 기능성 혈류 지표 생성 방법에도 적용된다.
- [146] 400 단계에서 펄서(210)는 평면파(Plain wave)를 생성하고, 트랜스듀서(220)는 생성된 평면파를 대상체로 송신하고, 상기 대상체에서 반사된 초음파 신호를 수신한다.
- [147] 410 단계에서 수신 빔 집속부(230)는 대상체에서 반사되어 수신된 신호를 수신 시간 지연을 적용하여 빔 집속을 한다.
- [148] 420 단계에서 DC 제거 필터부(240)는 ADC에 의해 발생하는 DC 성분을 제거하고, 직각 복조부(250)는 기저 대역의 동상 성분(Inphase) 및 이상 성분(Quadrature)을 생성한다.
- [149] 430 단계에서 도플러부(260)는 자기 상관 방식 또는 상호 상관 방식을 이용하여 상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 혈류의 속도와 분산을 계산한다.
- [150] 도플러부(260)의 도플러 주파수 추정부(262)가 추정한 도플러 평균 주파수로부터 수학식 17을 이용하여 속도를 계산할 수 있으며, 도플러 위상 역시

계산할 수 있다.

- [151] 각 영상점에서 혈류의 속도 정보를 검출하기 위해서 사용되는 데이터의 개수가 매우 적기 때문에, 혈류의 도플러 평균 주파수를 추정하는 기법의 높은 효율성은 대단히 중요하다. 제한된 개수의 샘플 데이터들로부터 도플러 평균 주파수를 구하는 방법은 위상 이동(phase shift)을 이용한 자기 상관(auto-correlation) 방식과 시간 이동 time shift)을 이용한 상호 상관 (cross-correlation) 방식이 있다. 상호 상관 방식이 자기 상관 방식에 비해 혈류 속도 제한의 극복 및 축방향 해상도 증가라는 장점이 있지만, 자기 상관 방식이 RF 복조된 에코 데이터에서 이루어지는데 반해 상호 상관 방식은 RF 데이터상에서 처리되므로 훨씬 더 많은 데이터들을 빠르게 신호 처리해야 한다는 단점이 있다.
- [152] 440 단계에서 혈류 지표 생성부(270)는 혈류의 속도를 이용하여 혈류 지표를 생성한다.
- [153] 450 단계에서 맵핑부(280)는 각 영상점에서 구해진 혈류의 속도와 분산값 및 혈류 지표를 각 영상점에 맵핑한다.
- [154] 460 단계에서 디스플레이부(290)는 각 영상점에 대해 계산된 기능성 혈류 지표인 맥박 지표와 저항지표 값을 칼라로 맵핑한 결과 및 각 영상점에서 구해진 속도와 분산값을 칼라로 맵핑한 결과를 디스플레이한다.
- [155]
- [156] 도 5는 본 발명의 실시 예에 따른 혈류 속도 및 분산 계산 방법의 흐름도이다.
- [157] 500 단계에서 클러터 필터링부(261)는 클러터 필터를 이용하여 측정하고자 하는 혈류(적혈구)로부터 반사되어 오는 신호가 아닌, 혈관벽이나 인체조직으로부터 반사되어 오는 신호(Clutter)를 직각 복조부(250)가 출력한 동상 성분 및 이상 성분(Quadrature)으로부터 제거한다.
- [158] 510 단계에서 도플러 주파수 추정부(262)는 파워 스펙트럼의 평균 주파수를 시간축에서 연산할 수 있는 자기상관방식 또는 상호상관방식으로 평균 도플러 주파수를 추정한다.
- [159] 520 단계에서 속도 계산부(263)는 추정된 도플러 주파수로부터 혈류의 속도를 계산한다. 계산된 혈류의 속도는 530 단계와 600 단계로 전달된다.
- [160] 530 단계에서 분산 계산부(264)는 혈류의 난류화 정도를 추정하기 위하여 파워 스펙트럼의 분산을 계산한다. 계산된 혈류의 속도와 분산은 450 단계로 전달된다.
- [161]
- [162] 도 6은 본 발명의 실시 예에 따른 혈류 지표 생성 방법의 흐름도이다.
- [163] 600 단계에서 데이터 버퍼부(271)는 속도 계산부(263)에서 각 영상점에서 구해진 혈류의 속도를 데이터 버퍼를 통해 저장을 한다.
- [164] 610 단계에서 포락선 검출부(272)는 저장해 놓은 혈류의 속도로부터 포락선 검파(Envelop detection)를 이용하여 수신 신호의 포락선을 검출한다.
- [165] 620 단계에서 저역통과필터(273)는 검출된 포락선을 저역통과 필터링한다.

- [166] 630 단계에서 심장 주기 검출부(274)는 문턱 값 필터를 이용하여 저역 통과 필터를 통과한 심장 주기 신호의 최대값을 찾아 여러 심장 사이클 중 하나의 심장 사이클을 찾는다.
- [167] 640 단계에서 최대/최소값 검출부(275)는 하나의 심장 사이클 안에서 최대속도, 최소속도, 평균속도를 검출한다.
- [168] 650 단계에서 지표 계산부(276)는 기능성 혈류 지표인 저항지표와 맥박지표를 계산한다. 계산된 혈류지표는 450 단계로 전달된다.
- [169]
- [170] 도 7은 본 발명의 실시 예에 따른 혈류 지표 생성 방법의 각 단계에서의 신호를 도시한 것이다.
- [171] 도 7(a)는 도 6의 610 단계에서 검출된 포락선 신호를 도시한 것이다. 혈류 속도로부터 검출된 포락선 신호는 심장 주기 신호이다.
- [172] 도 7(b)는 도 7(a)의 심장 주기 신호를 저역통과 필터링한 신호를 도시한 것으로, 문턱값 이상에 해당하는 값들 중에서 최대값을 검출하는 과정을 도시한 것이다. 검출된 최대값과 최대값 사이가 심장 주기라고 볼 수 있다.
- [173] 도 7(c)는 검출된 최대값과 최대값 사이에서 최소값과 평균값을 검출하는 것을 나타낸 것이다.
- [174]
- [175] 도 8은 2 차원 칼라 플로우 영상의 구성을 도시한 것이다.
- [176] 본 발명에 따른 기능성 혈류 영상 생성 장치는 혈류의 공간적, 시간적 변화를 초당 6~30 프레임의 2 차원 칼라 도플러 영상을 제공한다.
- [177] 도 8을 참조하면, 영상의 단면은 L 개의 주사선(scanline)들로 구성되어 있으며, 각 주사선은 M 개의 영상점(pixel)들로 구성되어 있다. 이 단면 영상의 경우 총 $L \times M$ 개의 영상점들로 구성된다. 각 영상점은 단면 영상의 해당하는 위치에서 평균 혈류 속도의 크기와 방향에 따른 색으로 변환되어 화면에 표시된다. 혈류가 없다고 판단되는 영상점에서는 흑백의 B-mode 영상이 나타나게 된다.
- [178]
- [179] 도 9는 2차원 칼라 플로우 영상의 혈류 속도 맵핑 방법을 도시한 것이다.
- [180] 도 9를 참조하면, 본 발명에 따른 기능성 혈류 영상 생성 장치에서 평균 속도를 색상으로 변환하는 방법을 보여주고 있다. 혈류에 대한 속도의 크기를 N 등분하여 명도로 나누었고, 전방향 혈류는 빨간색으로 후방향 혈류는 파란색으로 표시하고 있다. 또한, 혈류의 난류화(turbulence) 정도를 나타내기 위하여 녹색을 사용하는데, 이 정보는 심장 계통의 순환기 질병의 진단에 유용하게 사용된다.
- [181]
- [182] 도 10은 본 발명에 따른 기능성 혈류 영상 생성 장치의 송·수신 과정을 보여주는 도면이다.
- [183] l_n 은 n 번째 주사선(scan line)을 표시한다. 이때 송신 파형은 스펙트럴 도플러와

마찬가지로 버스트 펄스를 사용한다.

- [184] 여기서 transmit burst 수는 각 주사선에 대한 송신 인덱스를 나타낸다. 도 10에서 보듯이, 각 주사선마다 N 번씩의 송·수신 과정이 필요함을 알 수 있다. 한번의 송·수신시 같은 주사선상의 모든 영상점들의 데이터를 구할 수 있으므로, 한 프레임을 얻기 위해서 소요되는 시간은 L (주사선의 수) $\times$ N (영상블의 길이)번의 송·수신 시간에 해당한다. 따라서, 칼라 플로우 영상의 프레임 레이트(frame rate) F 는 다음과 같이 구할 수 있다.

- [185] 수학식 28

$$F = PRF / (L \times N)$$

- [186] 여기서, PRF 는 버스트 펄스의 송신 주기의 역수로서 영상의 최대 깊이($Z_{\max}$)에 대해 초음파가 왕복하는 시간을 고려해서 구해진다.

- [187] 수학식 29

$$PRF = c / (2 \cdot Z_{\max})$$

- [188] 임상에서 요구되는 높은 프레임 레이트를 얻기 위해서는 PRF 를 높이든지 또는 주사선의 개수나 한 주사선당 송·수신의 횟수 즉, 영상블 길이를 줄여야 함을 알 수 있다. 그러나 PRF 를 높이면 관찰할 수 있는 영상의 최대 깊이가 얕아지게 되고, 주사선 수를 감소시키면 측방향 폭이 한정되며, 송·수신의 횟수를 줄이면 혈류 속도 추정 시 오차가 커지게 된다. 따라서 이러한 제한 때문에 이차원 칼라 플로우 영상 장치는 주사선당 송·수신 횟수는 8~16 회, 프레임 레이트는 10~20Hz 정도가 바람직하다.

- [189] 또한 기능성 혈류 지표 영상 장치는 송·수신 횟수가 기존의 도플러 칼라 플로우에 비해 월등히 높다. 즉, 초당 수십~수천회 이상 수행을 하여 수십~수천Hz의 도플러 영상의 프레임 레이트를 가지는 것이 바람직하다. 이때, 실시간 기능성 혈류 지표 영상의 프레임 레이트는 심장주기마다 값이 나오기 때문에, 심장주기와 비슷하게 설정이 되며, 보통 1~3Hz 정도의 영상으로 표현이 된다. 영상의 가독성을 올리기 위해서, 중간의 값을 채워넣어 표현하는 방식도 가능하다.

- [190]

- [191] 본 발명에 따른 기능성 혈류 영상 생성 장치는 혈류의 특성을 도플러 지표(예, 저항 지표, 맥박 지표 등)를 이용하여 2차원 평면에 대한 정량적인 정보를 제공하여, 심장 및 순환기 계통의 질병 진단의 효율을 크게 향상시켜준다. 기존의 칼라 도플러 기반의 2차원 기능성 혈류 영상 기법은 여러 심장 주기의 혈류 정보를 취득한 후 이를 합성함으로써 정량적인 정보를 제공하였지만, 이는 데이터 취득 시간의 불균일 및 움직임에 의해 그 정확성이 제한된다.

- [192] 그러나 본 발명에서는 평면파(Plane wave)를 이용하여 일정한 데이터 취득 속도로 하나의 심장 주기 내의 충분한 혈류 속도 정보를 고속으로 확보하여 정확한 혈류의 특성을 도플러 지표를 이용하여 영상화하는 방법을 개시하였다.

- [193] 또한, 본 발명에 따른 기능성 혈류 지표 영상 생성 방법은 혈류의 속도를 이용하여 심장의 주기를 추정하였으며, 추정된 여러 심장 주기에서 하나의 심장 주기를 얻을 수 있다. 뿐만 아니라 2차원 영상 위의 각 영상점마다의 도플러 지표값을 계산하여 칼라를 맵핑시켜 실시간으로 2차원 영상화할 수 있다.
- [194] 이로 인해, 하나의 레인지 게이트 안에서의 혈류 지표 특성을 볼 수 있었던 스펙트럴 도플러에 비해 본 발명은 2차원 평면의 모든 영상점에 대해 도플러 지표 값을 제공한다. 이로 인해, 심장 및 순환기 계통의 질병 진단의 효율을 크게 향상시킬 수 있다.
- [195]
- [196] 본 발명의 실시 예들은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 본 발명을 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 본 발명의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.
- [197] 이상과 같이 본 발명에서는 구체적인 구성 요소 등과 같은 특정 사항들과 한정된 실시 예 및 도면에 의해 설명되었으나 이는 본 발명의 보다 전반적인 이해를 돕기 위해서 제공된 것일 뿐, 본 발명은 상기의 실시 예에 한정되는 것은 아니며, 본 발명이 속하는 분야에서 통상적인 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 따라서, 본 발명의 사상은 설명된 실시 예에 국한되어 정해져서는 아니되며, 후술하는 특허청구범위뿐 아니라 이 특허청구범위와 균등하거나 등가적 변형이 있는 모든 것들은 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

청구범위

- [청구항 1] 평면파를 대상체로 송신하고, 상기 대상체에서 반사된 초음파 신호를 수신하는 트랜스듀서;
상기 초음파 신호를 수신 시간 지연을 적용하여 빔 집속하는 수신 빔 집속부;
상기 빔 집속된 신호로부터 동상 성분 및 이상 성분을 생성하는 직각 복조부;
상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 2차원 단면상의 영상점에서의 혈류 속도를 계산하는 속도 계산부;
상기 혈류 속도를 상기 영상점에 맵핑하는 맵핑부; 및
상기 영상점에 맵핑된 혈류 속도를 디스플레이하는 디스플레이부를 포함하는 기능성 혈류 영상 생성 장치.
- [청구항 2] 제1 항에 있어서,
상기 영상점에서 계산된 혈류 속도로부터 혈류 지표를 생성하는 혈류 지표 생성부를 더 포함하고,
상기 맵핑부는 상기 혈류 지표를 상기 영상점에 맵핑하고,
상기 디스플레이부는 상기 영상점에 맵핑된 혈류 지표를 디스플레이하는 것을 특징으로 하는 기능성 혈류 영상 생성 장치.
- [청구항 3] 제1 항에 있어서,
상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 파워 스펙트럼의 분산을 계산하는 분산 계산부를 더 포함하고,
상기 맵핑부는 상기 분산을 상기 영상점에 맵핑하고,
상기 디스플레이부는 상기 영상점에 맵핑된 분산을 디스플레이하는 것을 특징으로 하는 기능성 혈류 영상 생성 장치.
- [청구항 4] 제1 항에 있어서,
상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 생성되는 파워 스펙트럼의 평균 주파수를 추정하는 도플러 주파수 추정부를 더 포함하고,
상기 속도 계산부는 상기 추정된 평균 주파수로부터 상기 혈류 속도를 계산하는 것을 특징으로 하는 기능성 혈류 영상 생성 장치.
- [청구항 5] 제4 항에 있어서,
상기 도플러 주파수 추정부는 상기 파워 스펙트럼의 평균 주파수를 시간축에서 연산할 수 있는 자기상관방식 또는 상호상관방식으로 추정하는 것을 특징으로 하는 기능성 혈류 영상 생성 장치.
- [청구항 6] 평면파를 대상체로 송신하고, 상기 대상체에서 반사된 초음파 신호를 수신하는 트랜스듀서;

상기 초음파 신호를 수신 시간 지연을 적용하여 빔 집속하는 수신
빔 집속부;

상기 빔 집속된 신호로부터 동상 성분 및 이상 성분을 생성하는
직각 복조부;

상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 2차원 단면상의
영상점에서의 혈류 속도를 계산하는 속도 계산부;

상기 영상점에서 계산된 혈류 속도로부터 혈류 지표를 생성하는
혈류 지표 생성부;

상기 혈류 지표를 상기 영상점에 맵핑하는 맵핑부; 및

상기 영상점에 맵핑된 혈류 지표를 디스플레이하는
디스플레이부를 포함하는 기능성 혈류 영상 생성 장치.

[청구항 7]

제6 항에 있어서,

상기 혈류 지표 생성부는,

상기 영상점에 대응하여 저장된 혈류 속도로부터 포락선을
검출하는 포락선 검출부;

상기 포락선을 문턱값 필터를 통과시켜 상기 포락선의 적어도
2개의 최대값을 찾아 하나의 심장주기 신호를 검출하는 심장주기
검출부;

상기 검출된 심장주기 신호로부터 최대값, 최소값, 또는 평균값을
검출하는 최대/최소값 검출부; 및

상기 최대값, 최소값, 또는 평균값 중 적어도 하나 이상을 이용하여
혈류 지표를 생성하는 지표 생성부를 포함하고,

상기 지표 생성부는 생성된 혈류지표를 상기 맵핑부로 전달하는
것을 특징으로 하는 기능성 혈류 영상 생성 장치.

[청구항 8]

제6 항에 있어서,

상기 혈류 지표는 저항지표와 맥박지표인 것을 특징으로 하는
기능성 혈류 영상 생성 장치.

[청구항 9]

평면파를 대상체로 송신하고, 상기 대상체에서 반사된 초음파
신호를 수신하는 단계;

상기 초음파 신호를 수신 시간 지연을 적용하여 빔 집속하는 단계;

상기 빔 집속된 신호로부터 동상 성분 및 이상 성분을 생성하는
단계;

상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 2차원 단면상의
영상점에서의 혈류 속도를 계산하는 단계;

상기 혈류 속도를 상기 영상점에 맵핑하는 단계; 및

상기 영상점에 맵핑된 혈류 속도를 디스플레이하는 단계를
포함하는 기능성 혈류 영상 생성 방법.

[청구항 10]

제9 항에 있어서,

상기 영상점에서 계산된 혈류 속도로부터 혈류 지표를 생성하는 단계를 더 포함하고,
 상기 영상점에 맵핑하는 단계는,
 상기 혈류 지표를 상기 영상점에 맵핑하는 것을 특징으로 하고,
 상기 디스플레이하는 단계는,
 상기 영상점에 맵핑된 혈류 지표를 디스플레이하는 것을 특징으로 하는 기능성 혈류 영상 생성 방법.

[청구항 11]

제9 항에 있어서,
 상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 생성되는 파워 스펙트럼의 평균 주파수를 추정하는 단계를 더 포함하고,
 상기 혈류 속도를 계산하는 단계는,
 상기 추정된 평균 주파수로부터 상기 혈류 속도를 계산하는 것을 특징으로 하는 기능성 혈류 영상 생성 방법.

[청구항 12]

평면파를 대상체로 송신하고, 상기 대상체에서 반사된 초음파 신호를 수신하는 단계;
 상기 초음파 신호를 수신 시간 지연을 적용하여 빔 집속하는 단계;
 상기 빔 집속된 신호로부터 동상 성분 및 이상 성분을 생성하는 단계;
 상기 동상 성분 및 상기 이상 성분으로부터 2차원 단면상의 영상점에서의 혈류 속도를 계산하는 단계;
 상기 영상점에서 계산된 혈류 속도로부터 혈류 지표를 생성하는 단계;
 상기 혈류 지표를 상기 영상점에 맵핑하는 단계; 및
 상기 영상점에 맵핑된 혈류 지표를 디스플레이하는 단계를 포함하는 기능성 혈류 영상 생성 방법.

[청구항 13]

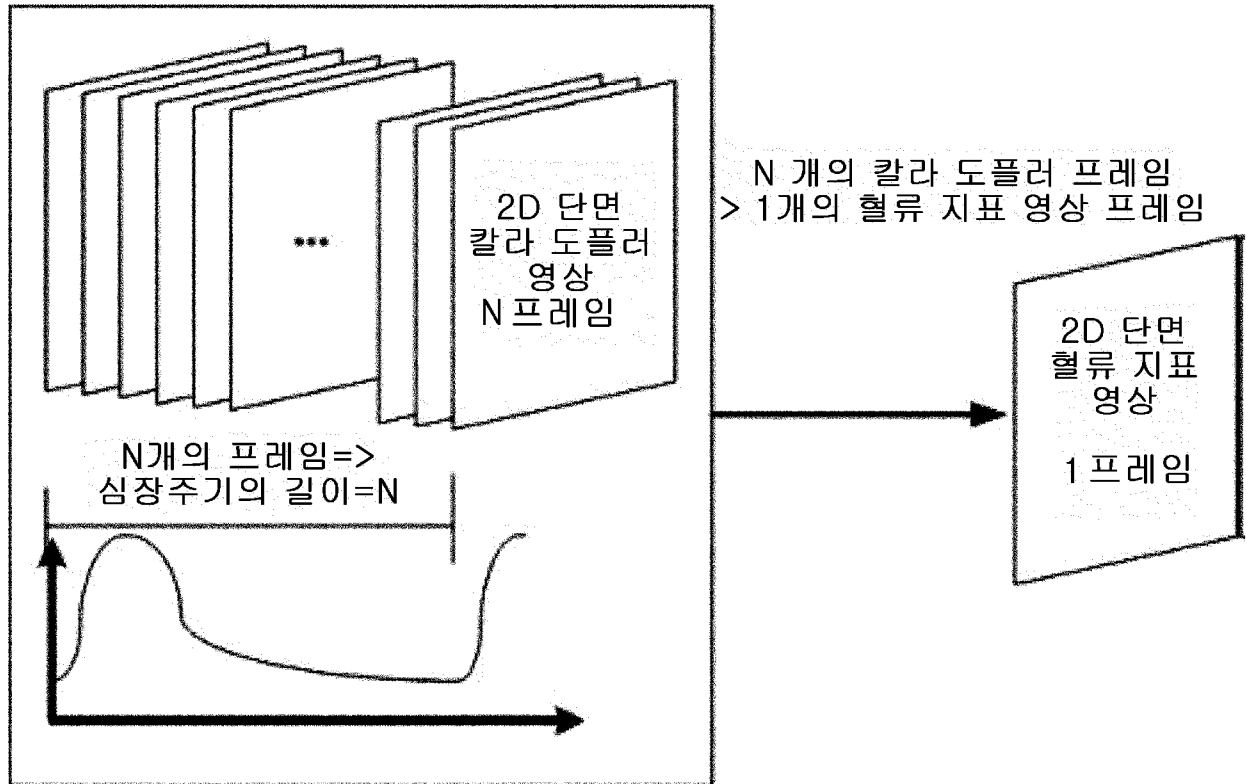
제12 항에 있어서,
 상기 혈류 지표를 생성하는 단계는,
 상기 영상점에 대응하여 저장된 혈류 속도로부터 포락선을 검출하는 단계;
 상기 포락선을 문턱값 필터를 통과시켜 상기 포락선의 적어도 2개의 최대값을 찾아 하나의 심장주기 신호를 검출하는 단계;
 상기 검출된 심장주기 신호로부터 최대값, 최소값, 또는 평균값을 검출하는 단계; 및
 상기 최대값, 최소값, 또는 평균값 중 적어도 하나 이상을 이용하여 혈류 지표를 생성하는 단계를 포함하는 기능성 혈류 영상 생성 방법.

[청구항 14]

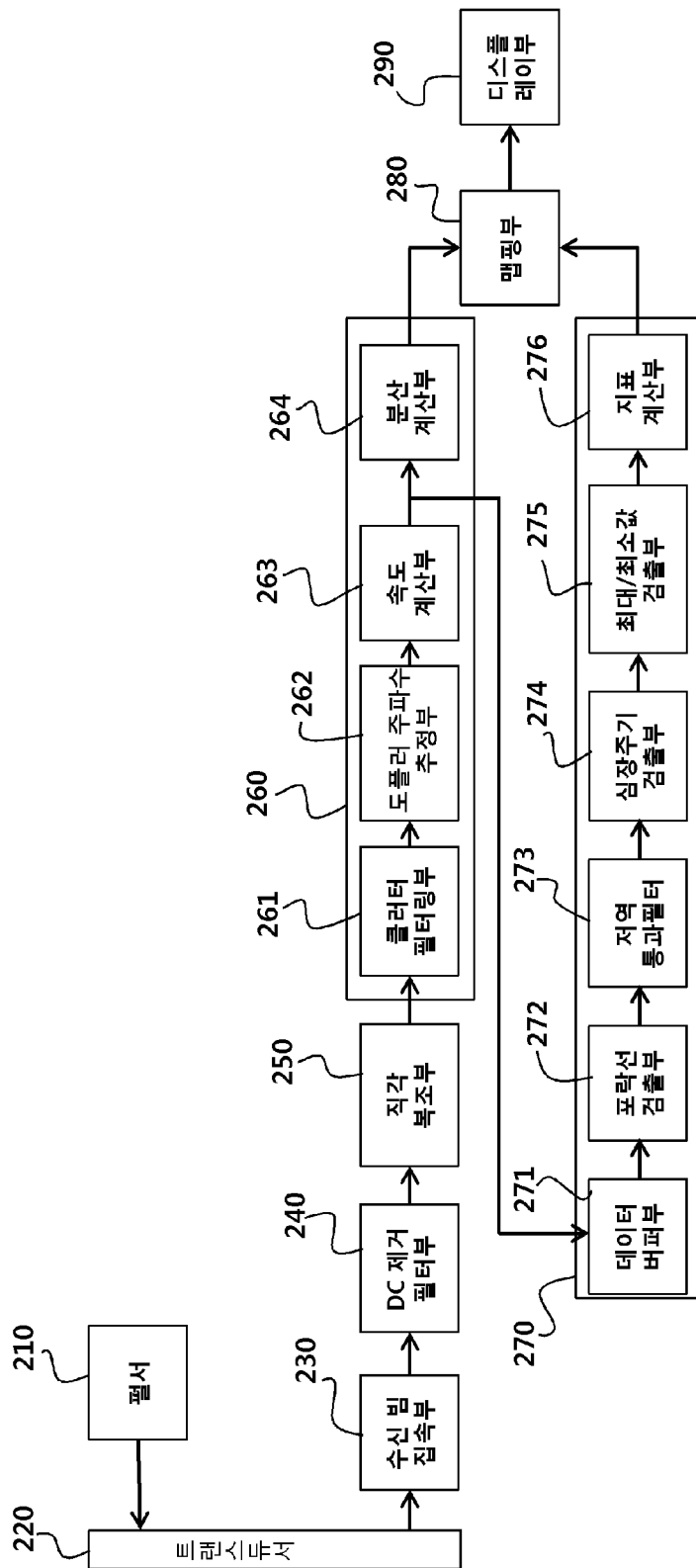
제 9 항 내지 제 13 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는

기록매체.

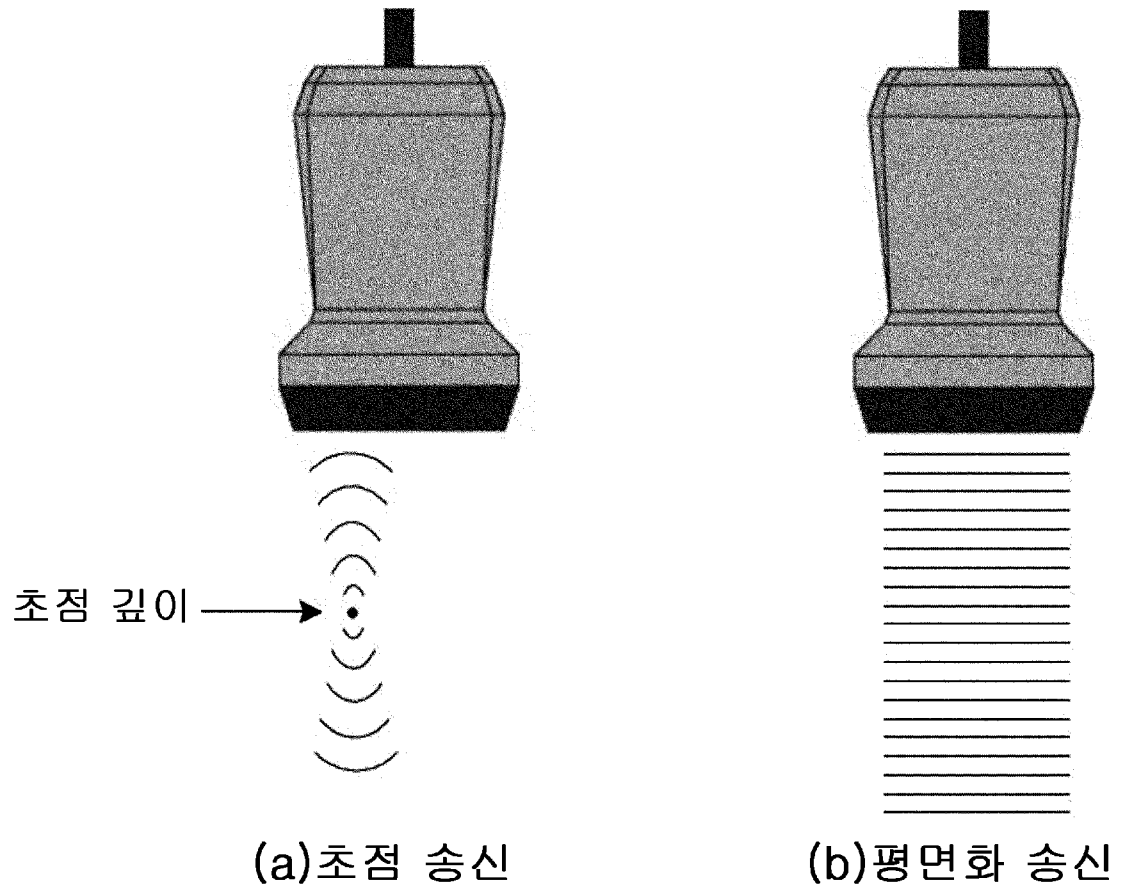
[Fig. 1]



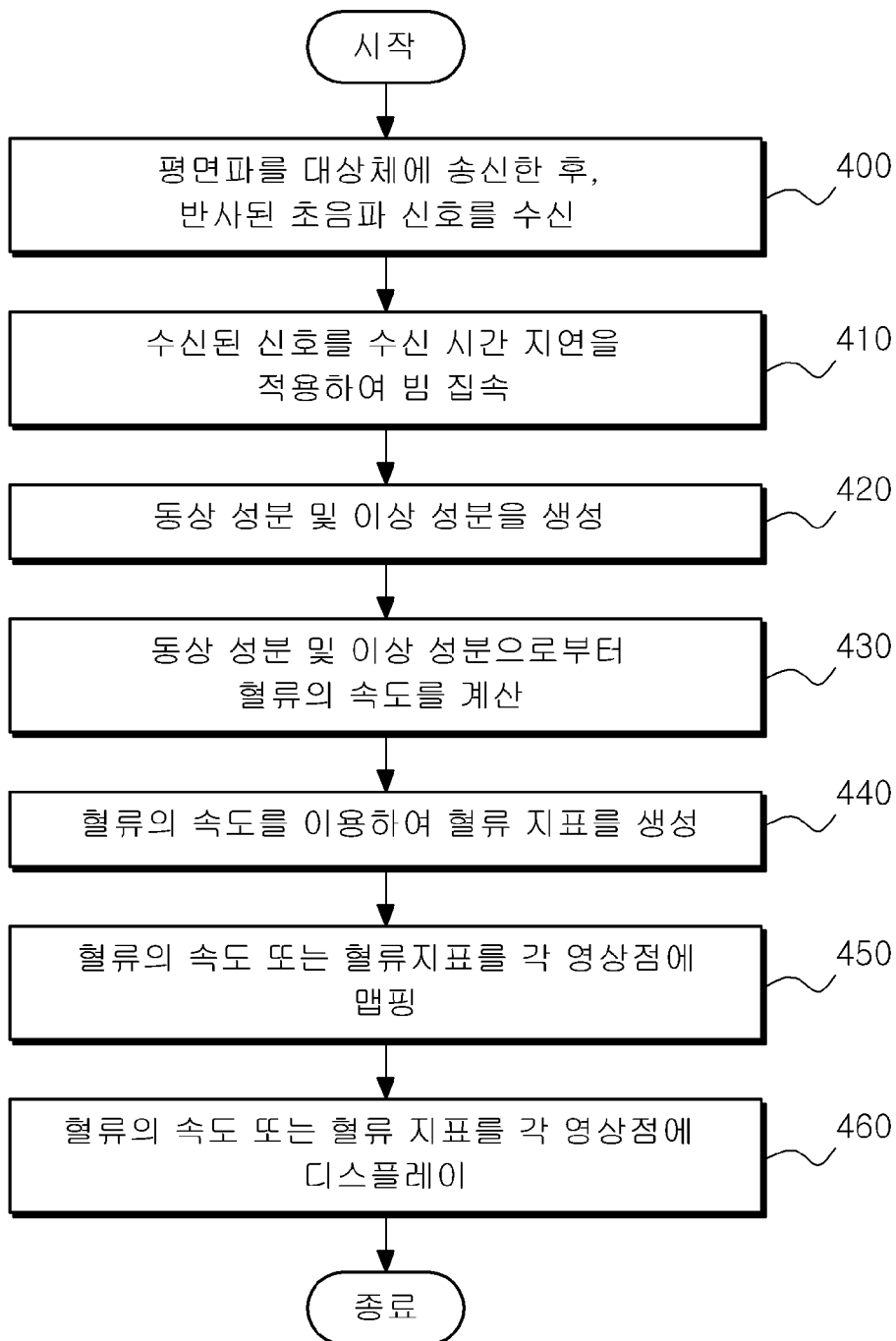
[Fig. 2]



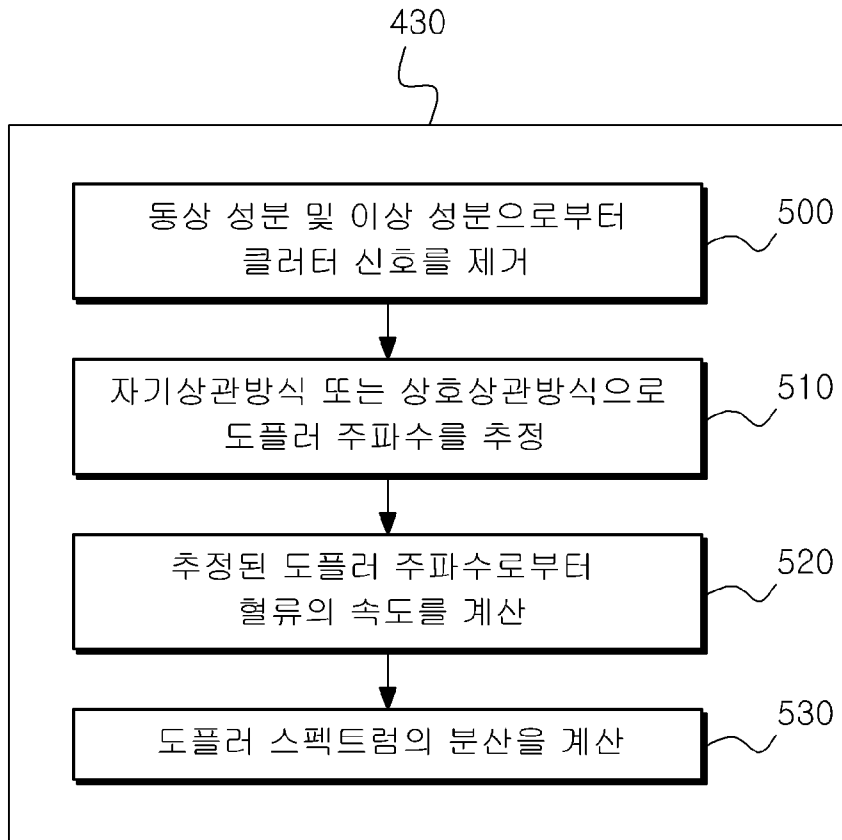
[Fig. 3]



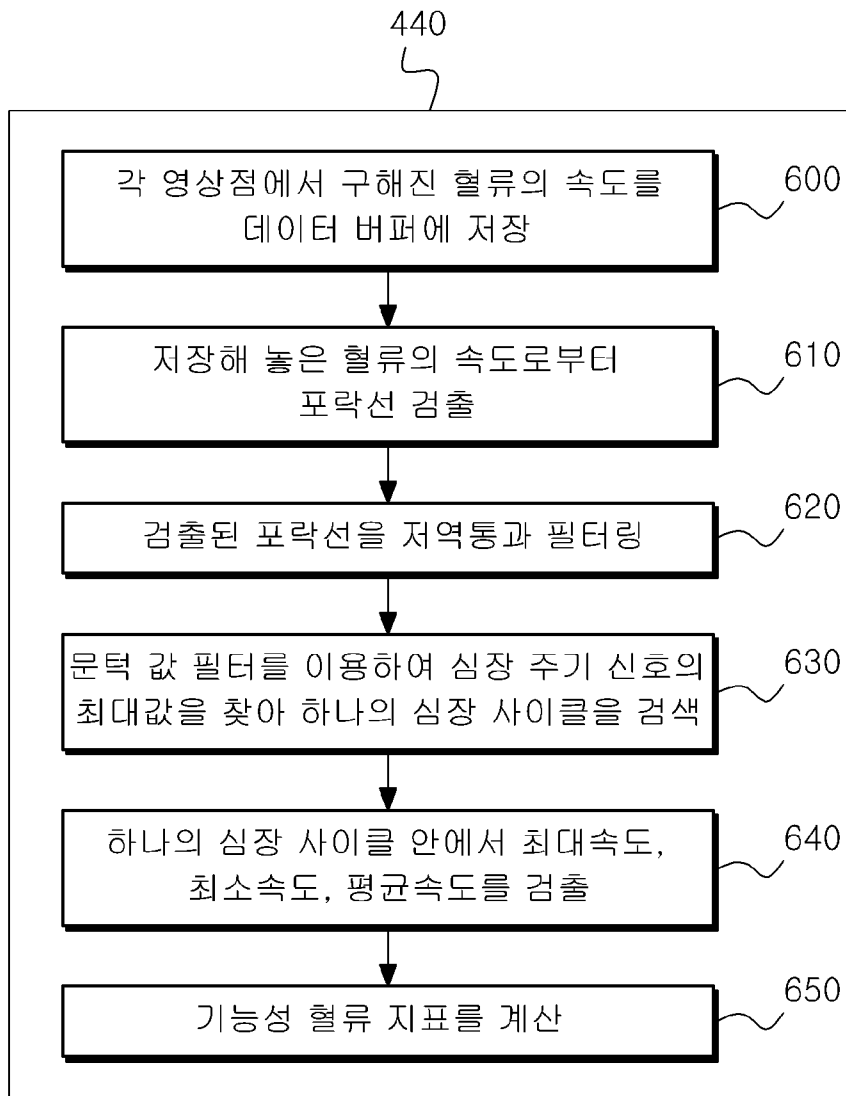
[Fig. 4]



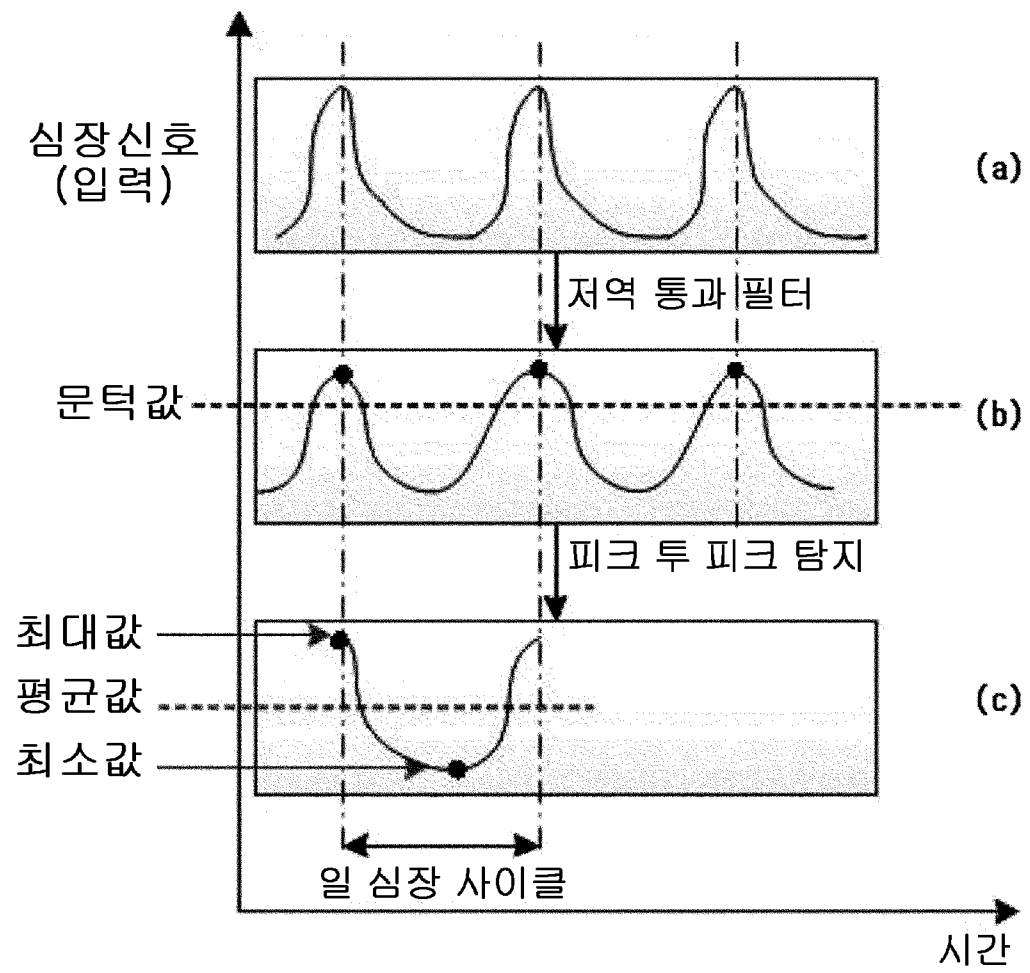
[Fig. 5]



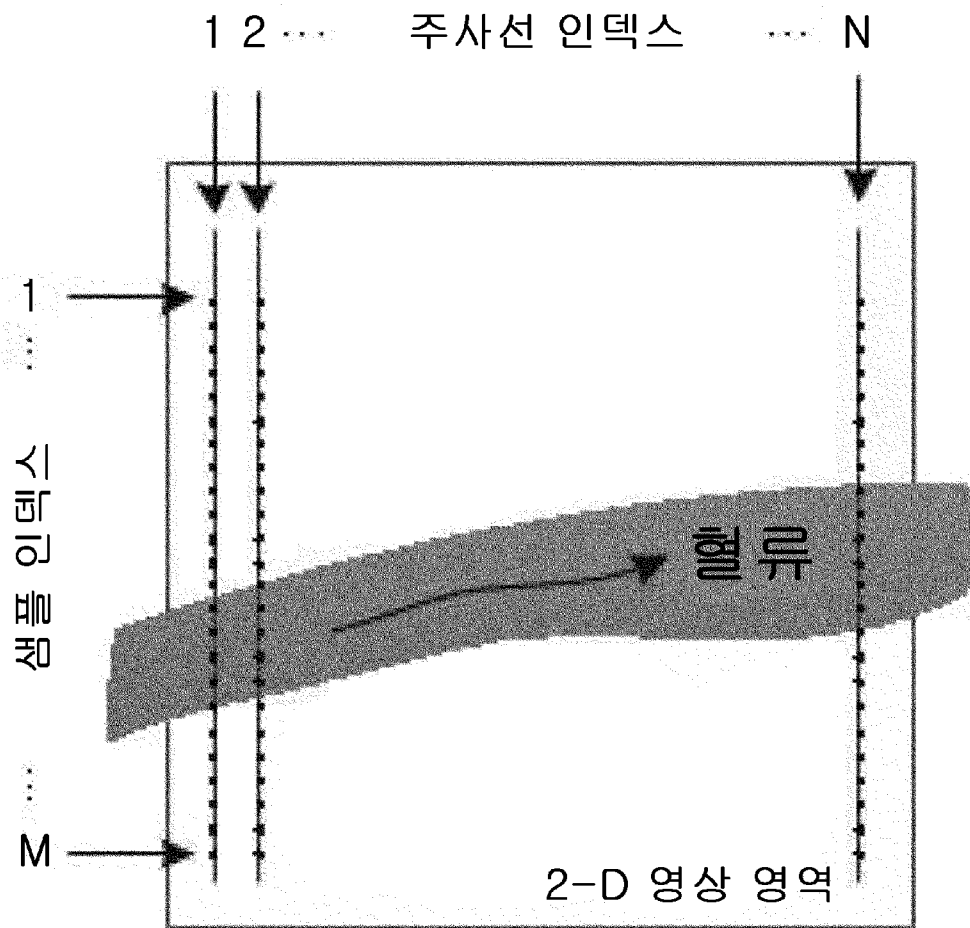
[Fig. 6]



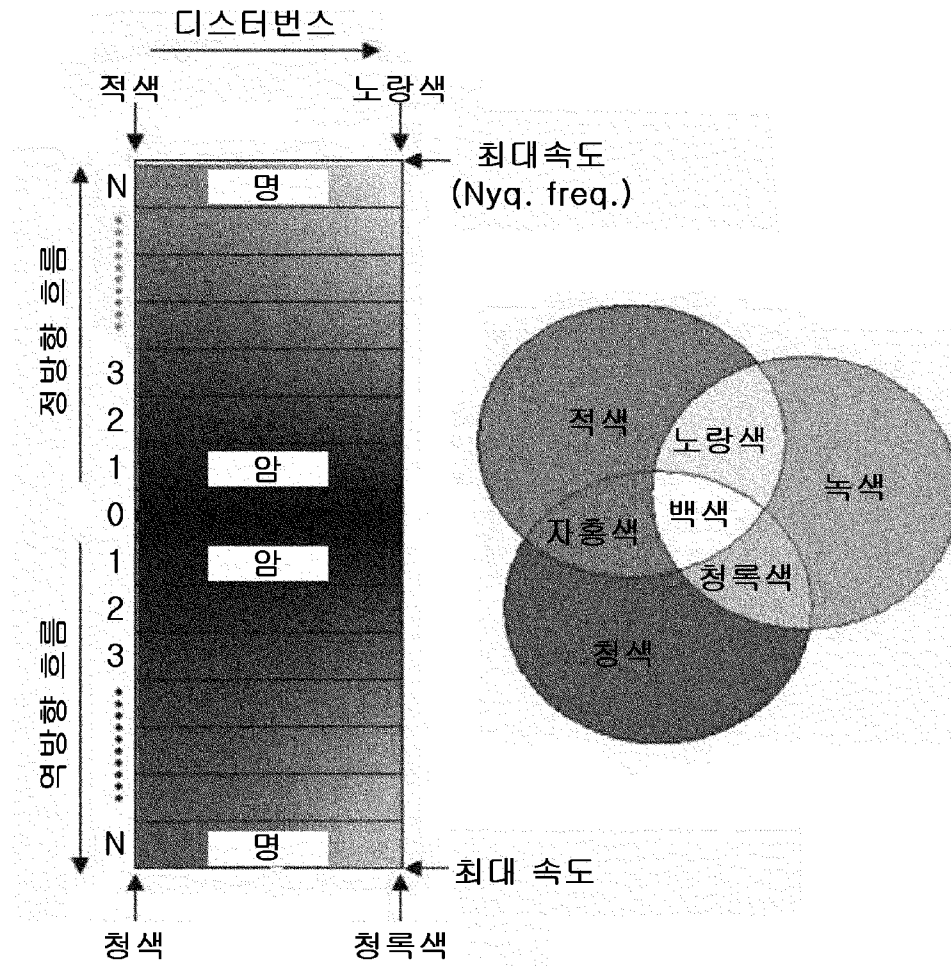
[Fig. 7]



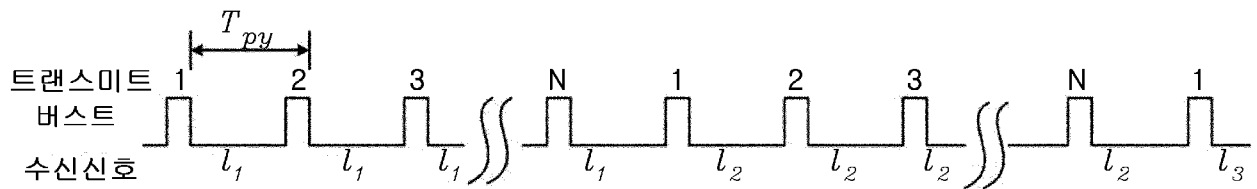
[Fig. 8]



[Fig. 9]



[Fig. 10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2012/005169**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER*****A61B 8/06(2006.01)i, A61B 8/14(2006.01)i, G06T 7/20(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 8/06; A61B 8/14; A61B 8/08

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: plain wave, functional flow image, flow index, average frequency, flow speed, power spectrum

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	KR 10-2011-0027806 A (VERASONICS, INC.) 16 March 2011 See paragraphs [0048]-[0050],[0095]-[0096], figures 2,6.	1,9,14 2-8,10-13
Y	JP 2008-212542 A (TOSHIBA CORP. et al.) 18 September 2008 See paragraphs [0029]-[0032], figure 4.	1,9,14
A	KR 10-2011-0090202 A (SAMSUNG MEDISON CO.,LTD.) 10 August 2011 See paragraphs [0004],[0015],[0021],[0026] and [0027], figures 1,2.	1-14



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

08 JANUARY 2013 (08.01.2013)

Date of mailing of the international search report

10 JANUARY 2013 (10.01.2013)

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon, 189 Seonsa-ro, Daejeon 302-701,
Republic of Korea

Facsimile No. 82-42-472-7140

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/KR2012/005169

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
KR 10-2011-0027806 A	16.03.2011	CA 2728998 A1	30.12.2009
		CN 102123668 A	13.07.2011
		EP 2303131 A1	06.04.2011
		JP 2011-526181 A	06.10.2011
		US 2009-0326379 A1	31.12.2009
JP 2008-212542 A	18.09.2008	DE 602008000490 D1	25.02.2010
		EP 1967866 A1	10.09.2008
		EP 1967866 B1	06.01.2010
		JP 04-928989 B2	17.02.2012
		US 2008-0221449 A1	11.09.2008
		US 8021302 B2	20.09.2011
KR 10-2011-0090202 A	10.08.2011	NONE	

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC)) A61B 8/06(2006.01)i, A61B 8/14(2006.01)i, G06T 7/20(2006.01)i		
B. 조사된 분야 조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재) A61B 8/06; A61B 8/14; A61B 8/08 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: 평면파, 기능성 혈류 영상, 혈류 지표, 평균 주파수, 혈류 속도, 파워 스펙트럼		
C. 관련 문헌		
카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
Y A	KR 10-2011-0027806 A (베라소닉스, 인코포레이티드) 2011.03.16 문단번호 [0048]-[0050],[0095]-[0096], 도면 2, 6 참조.	1,9,14 2-8,10-13
Y	JP 2008-212542 A (TOSHIBA CORP. 외 1명) 2008.09.18 문단번호 [0029]-[0032], 도면 4 참조.	1,9,14
A	KR 10-2011-0090202 A (삼성메디슨 주식회사) 2011.08.10 문단번호 [0004],[0015],[0021],[0026],[0027], 도면 1,2 참조.	1-14
☐ 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 “E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌 “L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌 “O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌 “P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌 “T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌 “X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다. “Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다. “&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌		
국제조사의 실제 완료일 2013년 01월 08일 (08.01.2013)		국제조사보고서 발송일 2013년 01월 10일 (10.01.2013)
ISA/KR의 명칭 및 우편주소  대한민국 특허청 (302-701) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사) 팩스 번호 82-42-472-7140		심사관 박승배 전화번호 82-42-481-5393 

국제조사보고서에서
인용된 특허문헌

공개일

대응특허문헌

공개일

KR 10-2011-0027806 A

2011.03.16

CA 2728998 A1

2009.12.30

CN 102123668 A

2011.07.13

EP 2303131 A1

2011.04.06

JP 2011-526181 A

2011.10.06

US 2009-0326379 A1

2009.12.31

JP 2008-212542 A

2008.09.18

DE 602008000490 D1

2010.02.25

EP 1967866 A1

2008.09.10

EP 1967866 B1

2010.01.06

JP 04-928989 B2

2012.02.17

US 2008-0221449 A1

2008.09.11

US 8021302 B2

2011.09.20

KR 10-2011-0090202 A

2011.08.10

없음