

(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl.⁷ (11) 공개번호 10-2005-0084366
A61B 8/02 (43) 공개일자 2005년08월26일

(21) 출원번호 10-2005-7011150
(22) 출원일자 2005년06월16일
 번역문 제출일자 2005년06월16일
(86) 국제출원번호 PCT/IB2003/005928 (87) 국제공개번호 WO 2004/054448
 국제출원일자 2003년12월12일 국제공개일자 2004년07월01일

(30) 우선권주장 02293134.9 2002년12월18일 유럽특허청(EPO)(EP)

(71) 출원인 코닌클리케 필립스 일렉트로닉스 엔.브이.
 네델란드왕국, 아인드호펜, 그로네보르스베그 1

(72) 발명자 게르몽루에, 로렌스
 프랑스, 파리 에프-75008, 불르바르 오스망 156
 봉느푸, 오딜르
 프랑스, 파리 에프-75800, 불르바르 오스망 156

(74) 대리인 문경진

심사청구 : 없음

(54) 동맥 벽의 움직임을 결정하는 초음파 도플러 시스템

요약

본 발명은 트랜스듀서 소자의 만족된 배열을 사용하여 동맥의 이미지를 디스플레이하기 위한 초음파 뷰잉 시스템으로서, 초음파 이미지 시퀀스와, 종축을 따라 찾은 동맥 부분의 도플러 컬러 시퀀스의 획득을 위한 수단(51)을 포함하고, 심장 사이클과 관련하여 움직이는 벽을 가지며, 도플러 컬러 초음파 스캐닝 라인을 따라 동맥 벽의 속도와 움직임 진폭을 추정(53, 54, 55)하고; 상기 동맥의 전체 축에 수직인 라인을 따라 상기 동맥 벽의 움직임을 추정(58)하기 위한 처리 수단을 포함하며; 사용자가 상호작용할 수 있는 전용 디스플레이 상에 이러한 마지막 동맥 벽 진폭의 곡선을 디스플레이하는 디스플레이 수단(60)을 더 포함하는, 초음파 뷰잉 시스템에 관한 것이다. 본 발명은 또한 이러한 시스템을 사용하여 수행될 단계를 가지는 이미지 처리 방법에 관한 것이다.

대표도

도 2a

명세서

기술분야

본 발명은 초음파 이미지 시스템, 및/또는 트랜스듀서(transducer) 소자의 만족된 배열을 사용하여 동맥 부분의 의료 이미지 시퀀스를 획득하기 위한 초음파 검사 장치에 관한 것이다. 본 발명은 또한 상기 시스템에 의해 생성된 이미지를 처리

하는 이미지 처리 방법에 관한 것으로, 특히 심장 사이클의 함수로서 동맥 파라미터의 표시로 동맥 부분의 초음파 이미지 시퀀스를 디스플레이하는 이미지 처리 방법에 관한 것이다. 본 발명은 동맥의 이상과 대동맥류와 같은 대동맥의 현저한 이상을 나타내는 것으로 의심되는 환자를 진찰하기 위한 심혈관 비침입성(cardio-vascular non-invasive) 의료용 도구를 제공하기 위해 초음파 이미지 분야에서 사용된다.

배경기술

동맥 부분에 관한 팽창 곡선을 계산하는 초음파 이미지 처리 방법은 특허 US-05,579,771(1996년 12월 3일 Bonnefous)로부터 이미 알려져 있다. US-05,579,771는 단면 프레임을 만드는 초음파 트랜스듀서의 배열을 사용하는 초음파 이미지에 의해 동맥 부분의 특징을 나타내는 방법을 기술하고, 이러한 단면 프레임은 동맥 축에 수직으로 연장하는 연속하는 다수의 평행 여기 라인의 이미지 라인에 의해 형성된다. 상기 배열은 송수신기 회로에 결합되고, 이러한 송수신기 회로는 신호 처리 시스템에 높은 주파수의 신호를 제공한다. 상기 시스템은 동맥 벽의 방사상 속도와, 변위 진폭 값을 결정하고, 더 나아가 위치와 시간의 함수로 동맥 팽창 곡선을 결정한다. 이러한 곡선은 심장 사이클 동안에, 여기 순간(t)의 함수로, 동맥의 세로 X축을 따라 있는 여기 라인에 대응하는 주어진 위치에서, 동맥 방사 방향(Z)으로 동맥 팽창 값을 나타내는 점들에 의해 구성된다. 따라서, US-05,579,771의 도 4C는 진찰한 동맥 부분에 대응하는 초음파 신호의 모든 여기 라인에 관련된 중첩되고, 상이한 팽창 곡선을 보여주고, 상기 라인은 동맥의 X축을 따라 규칙적으로 간격을 두고 배치된다.

문제점은 인용된 US-05,579,771가 동맥 축에 수직인 초음파 스캐닝 라인을 통한 이미지 획득에 기초한 이미지 처리 방법에 관련된다는 점이다. 이는 트랜스듀서 소자의 선형 배열을 가지고 초음파 데이터를 획득하는 초음파 시스템의 사용에 대응한다. 이러한 종류의 시스템은 경동맥과 같은 얇은 동맥과 동맥의 작은 부분을 연구하는 데 있어 적합하다. 이러한 종류의 시스템은 대동맥, 특히 배대동맥류(AAA)의 연구와 같은 깊은 두꺼운 동맥의 연구에 있어서는 부적합하다. 대동맥과 배대동맥류를 연구하는 데 있어, 트랜스듀서 소자의 만곡된 배열이 바람직하게 사용된다. 만곡된 배열을 가지고 초음파 데이터가 획득된다면, 스캐닝 라인들이 더 이상 동맥 축에 수직이지 않기 때문에, 동맥 팽창을 계산하기 위한 인용된 US-05,579,771에 개시된 방법이 직접적으로 사용될 수 없다.

대동맥에서의 동맥류를 초기 진단하기 위해서는, 의료 분야는 대동맥 팽창의 명확한 한정된 표시와 함께 대동맥 이미지를 제공하는 비침입성 수단에 대한 필요성을 가진다.

발명의 상세한 설명

배대동맥류(AAA)를 나타내는 것으로 의심되는 환자의 추적을 위한 새로운 진단 정보를 찾는 문제를 해결하기 위한, 본 발명의 목적은 트랜스듀서 소자의 만곡된 배열을 사용하여 동맥 부분의 의료 이미지 시퀀스를 획득하는 초음파 이미지 시스템을 제안하는 것이다. 이러한 시스템은 동맥 벽 이상을 눈에 띄게 시각적으로 설정하기 위한 일정한 패턴을 가진 동맥 벽 이미지의 시퀀스를 생성하기 위한 처리 수단과 디스플레이 수단을 가진다. 본 발명의 시스템은 대동맥과 같은 깊은 동맥의 비침입성 이상 연구를 위한 도구를 구성하도록 특별히 설계된다.

이러한 초음파 이미지 시스템은 청구항 1에서 주장되고 있다.

본 발명의 또 다른 목적은 그러한 초음파 이미지 시스템을 가지는 초음파 장치를 제안하는 것이다. 본 발명의 또 다른 목적은 깊은 동맥의 이미지 시퀀스를 디스플레이하는 이미지 처리 방법을 제안하는 것이다. 특히, 본 발명의 목적은 대동맥의 동맥류의 신장(tension)과 긴장(strain)에 관련된 파라미터의 평가를 위한 이미지 처리 방법을 제안하는 것이다. 본 발명은 대동맥 동맥류 벽의 움직임에 대한 정보를 임상에게 제공하도록 특별히 설계되는 배대동맥류에 관해 개발된 방법을 제안한다. 이러한 이미지 처리 방법은 대동맥 벽 거동이 이들 배대동맥류의 연구에서 임상에게 유용한 파라미터와 함께 명확하게 보일 수 있게 된다는 장점을 제공한다.

본 발명의 특정 실시예는 이후 첨부한 도면을 참조하여 상세히 설명된다.

도면의 간단한 설명

도 1은 대동맥 동맥류와 배대동맥류(AAA)의 개략도.

도 2a는 본 발명의 방법의 주요 단계를 도시하는 블록도.

- 도 2b는 본 방법의 방법을 수행하는 처리 및 디스플레이 수단을 가지는 뷰잉 시스템을 구비한 검사 장치의 블록도.
- 도 3은 스캐닝의 기하학적 구조물과 원색 데이터 저장 순서를 도시하는 도면.
- 도 4는 컬러 라인과 구조물 사이의 교차부에 관한 최상의 깊이를 구하기 위해 적용된 무게를 도시하는 도면.
- 도 5는 컬러 라인과 구조물을 구비한 초음파 이미지와, 컬러 라인과 구조물 사이의 교차부를 도시하는 도면.
- 도 6은 심장 사이클 사이의 연속성에 관한 움직임 진폭 보정의 원리를 도시하는 도면.
- 도 7은 기준으로부터의 각각의 각도를 구비한 컬러 라인과 투영 라인을 나타내는 도면.
- 도 8은 동맥 벽의 디스플레이와, 시퀀스의 각 프레임에 관한 움직임을 도시하는 도면.
- 도 9는 상이한 라인과 섹션의 의미에 대한 정보를 제공하기 위한 주석을 구비한, 대동맥 거동을 요약하기 위한 사용자 인터페이스를 도시하는 도면.

실시예

도 1a를 참조하면, 배대동맥류(AAA)는 신장하(infra-renal) 대동맥(A)의 일반적인 지름에 2를 곱해서 한정된다. 심장은 H로 표기된다. 배대동맥류 이상은 65세를 넘은 남자의 5%에서 존재한다. 배대동맥류의 가장 흔한 합병증인 동맥류의 파열은 이러한 연령대의 그룹의 남자 사망률의 2%를 차지하고, 유럽에서의 남자들의 10번째 사인이다. 대부분의 배대동맥류는 파열이 발생할 때까지 자각 증상이 없고, 모든 배대동맥류의 50%까지만이 응급 수술로서 치유가 이루어진다. 파열된 배대동맥류에 관한 수술 실패는 약 50%이고, 파열 배대동맥류를 가진 환자의 소수만이 살아서 병원에 도착하며, 파열 배대동맥류에 관한 전체적인 군집 사망률(community mortality)은 90%를 넘는 것으로 추정된다. 이러한 이유로, 배대동맥류에 관한 대량 선별 프로그램의 임상적인 면 및 비용 효율 면에 대한 관심이 증가하고 있다. 발병한 배대동맥류는 일반적으로 해부학적 대동맥 가장자리의 불평행성을 특징으로 하고, 이것은 팽창되고 때리는 복부의 덩어리 부분으로 된다. 생리 병리학상으로는 파열의 위험을 포함하는 혈관 쟁탈(vascular contention) 손실로 이루어진다. 게다가, 대동맥은 혈액 조직 분포, 펄스 파의 댐핑(damping) 등의 몇 가지 혈액동태학적(haemodynamic) 기능을 수행한다. 가장 기본적인 이들 기능은 동맥 관강(lumen) 내의 높은 압력의 혈액을 포함한다. 동맥 벽 동맥류 질환은, 팽창이라고 불리는 무결성의 부분적인 손실이나 파열에 대응하는 무결성 상태의 총체적인 손실을 특징으로 한다. 그러므로 대동맥의 동맥류 초기 진단을 위해서, 의료 분야는 대동맥 팽창성의 명확하고 정량화된 징후와 함께 대동맥 이미지를 제공하는 비침입성 수단에 관한 필요성을 가진다. 또, 침입성 수단 대신 비침입성 수단을 사용하는 것이 중요한데, 이는 침입성 수단이 대동맥 압력을 변경하고 따라서 실제 대동맥 팽창성을 변경하기 때문이다.

배대동맥류의 중대성(severity)은, 일반적으로 그것의 최대 지름을 고려함으로써 임상적으로 추정된다. 벽의 긴장(stress)이 동맥 벽의 세기를 초과하게 되면, 파손이 발생한다. 선택적인 배대동맥류 치유를 위한 유효한 징후는 일반적으로 지름에 있어서 4.5 내지 5cm보다 큰 동맥류 크기에 기초하므로, 가장 빈번하게 사용된 의료 접근법은 주의 깊은 대기(watchful waiting)로, 이를 통해 동맥류 지름이 주기적으로 재측정되어 환자의 수술을 보장하는 크기까지의 확장을 검출한다. 이제, 5cm 미만의 지름을 가진 배대동맥류는 파열이 일어날 수 있음이 또한 알려져 있다. 그러므로 팽창과 관련된 추가적인 진단 정보에 관한 명확한 필요성이 존재한다.

본 발명은 동맥류 벽의 신장과 긴장의 평가를 위한 대동맥 파라미터를 제공하는 이미지 처리 방법을 제안한다. 이 방법은 배대동맥류에 관해 개발되었고, 대동맥 동맥 벽의 거동에 관한 정보를 임상에게 제공하도록 특별히 설계된다. 이 방법은 동맥 팽창과 팽창률을 추정하기 위해, 자동으로 또는 제한된 사용자 상호작용을 가지고 이미지 시퀀스로 임의의 시각에서, 동맥 벽 위치의 평가를 허락한다.

도 2a의 블록도를 참조하면, 이미지 시퀀스의 처리는 다음 주요 단계를 포함한다:

- 1) 이미지 시퀀스(51)의 획득:

이러한 배대동맥류 벽 움직임(AAAWM) 도구는, 먼저 선형의 만족된 배열을 사용하여 동맥의 부분, 예를 들어 대동맥 부분의 초음파 이미지의 시퀀스를 획득하는 수단을 포함한다. 상기 동맥 부분은 세로 방향의 축을 가지고, 도 5 또는 도 9에서 그레이스케일(grayscale) 이미지로 표현된다. 일 예로, 배대동맥류(AAA)의 처리된 시퀀스는 C5-2 탐침과 필립스사의 HDI5000 스캐너를 사용하여 획득되었다.

도 2b는 이후 설명된 이미지 처리 방법의 단계를 수행하기 위한, 본 발명에 따른 의료 뷰잉 시스템(150)을 도시하는 도면이다. 이 시스템은 이미지 시퀀스의 디지털 이미지 데이터를 획득하는 수단(151)을 가지고, 이러한 이미지 처리 방법에 따라 이들 데이터를 처리하는 컴퓨터 수단(153)에 결합된다.

데이터 처리 디바이스(153)는 본 발명에 따른 의료 이미지 데이터를 처리하는 방법을 구현하도록 프로그램된다. 특히 데이터 처리 디바이스(153)는, 본 방법의 단계를 수행하기 위한 계산 수단과 메모리 수단을 가진다. 본 방법을 수행하기 위한 미리 프로그램된 명령어들을 가지는 컴퓨터 프로그램 제품이 또한 구현될 수 있다.

컴퓨터 수단(153)은 시퀀스 이미지를 처리하기 위해 중재실(intervention room) 또는 중재실 가까이에서 사용될 수 있다. 본 방법의 단계는, 예를 들어 의료 파라미터를 추정하기 위해 저장된 의료 이미지에 적용될 수 있다. 의료 뷰잉 시스템은 시스템(153)으로의 연결(157)에 의한 이미지 데이터를 제공한다. 이 시스템은 처리된 이미지 데이터를 디스플레이 수단 및/또는 저장 수단에 제공한다. 디스플레이 수단(154)은 스크린일 수 있다. 저장 수단은 시스템(153)의 메모리일 수 있다. 상기 저장 수단은 대안적으로 외부 저장 수단일 수 있다. 이러한 이미지 뷰잉 시스템(153)은 본 발명에 따른 방법 단계들의 기능을 수행하도록 배치되는 적절히 프로그래밍된 컴퓨터 또는 LUT, 메모리, 필터, 논리 연산자와 같은 회로 수단을 가지는 특별한 목적의 프로세서를 포함할 수 있다. 시스템(153)은 또한 키보드(155)와 마우스(156)를 포함할 수 있다. 마우스-클릭에 의해 활성화되는 아이콘이 스크린 상에 제공될 수 있거나, 사용자가 본 방법의 선택된 단계(stage)에서 시스템의 처리 수단을 작동시키는 제어 수단(158)을 구성하도록 특별한 푸시버튼(pushbutton)이 시스템에 제공될 수 있다.

이미지 시퀀스의 디지털 이미지 데이터를 획득하는 수단(151)은 이러한 의료 뷰잉 시스템(150)에 결합된 초음파 검사 장치일 수 있다. 이러한 의료 검사 장치(151)는 환자가 누워있는 침대, 또는 장치에 대해 환자를 국한하는 또 다른 소자를 포함할 수 있다. 이러한 초음파 검사 장치(151)에 의해 만들어진 이미지 데이터는 의료 뷰잉 시스템(150)에 공급된다.

배대동맥류 벽 움직임(AAAWM) 도구를 형성하기 위한, 본 발명의 이미지 처리 방법이 이후 좀더 상세히 설명된다. 다음에, 동맥 벽 경계와 "구조물(structure)"이라는 용어는 동일한 의미를 가지고 분할된 물체를 나타낸다. 이러한 이미지 처리 방법은

2) 원색 정보 획득 및 디스플레이 좌표로 투영 52:

동맥의 부분은 트랜스듀서 소자의 만족된 배열을 사용하여 추가로 컬러 스캐닝된다. 트랜스듀서 배열이 만족되므로, 인 용된 종래 기술에 기재된 방법은 직접적으로 사용될 수 없다. 예를 들어 조직 도플러 이미지(TDI) 양식으로 초음파 컬러 모드에서 만족된 배열로 스캐닝하는 것은 조직의 움직임에 관련된 초음파 컬러 데이터를 획득하는 것을 허락한다. 초음파 원색 데이터는 동맥 벽 움직임을 처리하기 위해 초음파 정보를 제공한다. 초음파 정보는 초음파 컬러 스캐닝 라인 또는 빔과, 각 초음파 라인에 관해 깊이 방향으로 상기 초음파 컬러 라인을 따라 동맥 벽의 속도 추정치로 이루어진다. 스캐닝과, 컬러 획득의 순서를 저장하는 원색 데이터의 컬러 기하학이 도 3에 나타나 있다. 도 3을 참조하면, AAA에 관해 개발된 방법에서, 초음파 원색 데이터의 인덱스(각도 인덱스, 깊이 인덱스)는, 동맥 벽의 위치와 초음파 컬러 정보를 매칭시키기 위해, 디스플레이 좌표(X, Y)로 변환되어야 한다. 초음파 컬러 원색 영역에서의 인덱스(각도 인덱스, 깊이 인덱스)의 픽셀(X, Y)로 된 디스플레이 영역으로의 변환을 위한 변환 등식(1a, 1b)이 이후 제시된다. 도 3에서, C는 스캐닝 중심이고, X0와 Y0는 C의 디스플레이 영역의 디스플레이 좌표로 나타난 위치이고, A1은 시작 각도, A2는 정지 각도, CL은 현재의 컬러 라인이며, Ref는 기준 각도=0°이다. 이러한 등식에서,

StopAngle과 StartAngle은 초음파 컬러 정보 또는 초음파 컬러 빔을 라디안으로 표시한 정지 각도와 시작 각도를 가리키고,

NumAngles는 컬러 데이터에서의 빔 각도의 개수이며,

δa는 2개의 각 각도에서의 2개의 연속하는 컬러 빔 사이의 라디안으로 나타난 간격이고,

δdepth는 각 각도에서의 주어진 빔에 대한 2개의 연속하는 컬러 추정치 사이의 픽셀에서의 간격이며,

α 는 컬러 영역에서의 각도 인덱스에 대응하는 전류 빔의 라디안으로 나타낸 현재 각도이고,
 depth는 컬러 영역에서의 깊이 인덱스에 대응하는 픽셀에서의 깊이이며,
 (X, Y)는 픽셀에서의 디스플레이 영역에서의 (각도 인덱스, 깊이 인덱스)의 위치이다.

$$\delta\alpha = (\text{StopAngle} - \text{StartAngle}) / \text{NumAngles}$$

$$\delta\text{depth} = (\text{StopDepth} - \text{StartDepth}) / \text{NumDepths}$$

$$\alpha = \text{StartAngle} + \text{angle_index} * \delta\alpha$$

$$\text{depth} = \text{StartDepth} + \text{depth_index} * \delta\text{depth}$$

$$X = X_0 - \sin(\alpha) * \text{depth}$$

$$Y = Y_0 + \cos(\alpha) * \text{depth}$$

3) 구조물 사이의 교차점 평가와 컬러 정보 53:

이러한 구조물은, 예를 들어 인용된 종래 기술에서 설명된 방법을 사용하여 미리 결정될 동맥 벽의 2개의 내부 경계이다. 이러한 구조물은 그레이 스케일 이미지를 사용하여 결정된다. 이러한 구조물은 원색 데이터 프레임에서 보고된다.

이제부터, 디스플레이에서 사용되는 컬러 라인은, 그 각도가 초음파 컬러 라인으로부터 위에서와 같이 계산되는 디스플레이 컬러 라인이다. 각 깊이에서 초음파 컬러 추정치는 다음과 같이 디스플레이를 위한 컬러 라인에 대해 계산되고 보고된다.

구조물과 컬러 라인과의 교차부에 대응하는 인덱스는 초음파 컬러 영역에서의 원색 데이터 프레임으로 결정된다. 각 프레임과 각 구조물에 있어서, 구조물의 포인트는 가장 가까운 컬러 추정치와의 거리와 연관된다. 구조물의 각 픽셀은 컬러 영역에서의 가장 가까운 라인 각도와 연관된다. 이후, 동일한 컬러 라인 각도와 연관된 모든 픽셀에 있어서, 그 깊이는 다음과 같이 추정되는데, 즉 컬러 영역에서의 최종 깊이는 고려된 픽셀 깊이의 무게중심이다. 무게(W)는 컬러 영역에서의 가장 가까운 라인 각도와, 픽셀과 스캐닝 중심(C) 사이의 라인 각도 사이의 R로 표시되는 나머지의 역으로서 한정된다. 작은 나머지들에 있어서, 무게 함수는 도 4에 도시된 바와 같은 임계치이고, 이는 컬러 라인과 구조물 사이의 교차부에 관한 최상의 깊이를 계산하기 위해 적용되는 무게(W)를 나타낸다. 도 4에서, $\delta\alpha$ 는 라디안으로 표시된 2개의 연속하는 컬러 라인 각도 사이의 라디안으로 나타나는 거리이고, $(\delta\alpha/2)$ 는 최대 나머지(R)이다.

컬러 라인과 구조물 사이의 교차부의 추정 결과는 도 5에 도시되어 있다. 작은 가느다란 라인의 말단은 기준 구조물이라고 불리는 동맥 벽 경계와 컬러 라인 사이의 교차부를 나타낸다. 컬러 라인과 교차부 사이의 공통 부분이 존재하지 않을 때, 또는 기준 구조물 중 오직 하나와 교차부가 존재하지 않을 때에는 대응하는 라인의 컬러 정보는 동맥 팽창을 평가하는데 사용될 수 있고, 따라서 추가 처리가 고려되지 않는다.

4) 속도 평균화 54

각 구조물에 있어서, 각 컬러 라인과 연관된 속도는 소수의 속도의 평균화 결과이다. 평균화를 위해 선택된 인덱스의 개수는 mm로 나타낸 벽의 폭에 의존한다. 벽 두께에 관한 일상적인 값은 예를 들어 1mm이다. 속도가 동맥 경계에 너무 가까운 위치에서 추정될 때에는 잡음 데이터의 영향을 제한하기 위해, 벽의 좀더 안쪽에 있는 위치에 대응하는 속도에 대해 평균

화가 수행될 수 있다. 오프셋 변수는 벽의 안쪽 부분 쪽으로의 변위의 진폭을 명시하기 위해 한정되었다. 또한, 어떠한 오프셋도 요구되지 않는다면 0으로 설정될 수 있다. 각 구조물에 있어서 속도를 전체적으로 평균화하면 전체 시퀀스에 관한 심장 사이클 시작을 추정하는 수단을 제공하게 된다.

5) 벽 움직임 추정 55

각 컬러 라인에 있어서, 각 구조물의 속도는 시간, 예를 들어 심장 사이클에 대해 적분되는데, 이는 심장 사이클 시작이 이전에 결정되었고, 이것은 심장 사이클 지속 시간의 결정을 허용하기 때문이다. 이는 시간에 대한 각 컬러 라인에 따른 구조물의 움직임 정보를 제공한다. 적분 상수가 알려지지 않은 채로 있으므로, 구조물의 움직임은 완벽하게 주기적(cyclic)이지 않고, 심장 사이클의 끝에서의 움직임의 진폭은 0과는 다르며, 따라서 이동(S)을 보여준다. 동맥 벽의 움직임에 대한 이해 가능한 정보를 제공하기 위해, 각 심장 사이클의 끝에서 움직임의 진폭을 0으로 재설정하기 위한 선택이 이루어진다. 움직임의 연속성을 유지하기 위해, 데이터의 미세한 정정이 각 심장 사이클에서 수행된다. 도 6은 심장 사이클 사이의 연속성에 관한 움직임 진폭 정정의 원리를 예시한다. 정정 전의 움직임의 진폭은 곡선(C1)으로 나타난다. 정정 후의 움직임의 진폭은 곡선(C2)에 의해 나타난다.

6) 도플러 각도 정정 56

벽 움직임의 진폭은 도플러 각도를 보정하기 위해 정정된다. 도 7은 기준(Ref)으로 표시된 기준 각도로부터의 각각의 각도를 가지는 컬러 라인과 투영 라인의 도면이다. 도 7에서, 기준 각도(Ref)는 수직 라인으로 나타난다. CL로 표시된 컬러 라인의 각도는 점선으로 나타나고, 그것의 값은 α 로 불린다. MD로 표시된 추정된 움직임 방향의 각도는 굵은 라인으로 나타나고, 그것의 값은 β 라고 불린다. 이 각도는 삼각 지향(trigonometric orientation)으로 취해지고 부호가 매겨진다. 그러므로 컬러 라인(CL)과 투영 라인 사이의 그 결과 도플러 각도는 α 와 β 의 차이이다.

정정된 움직임 진폭은 다음 수학적식(2)을 사용하여 계산되고, 이는 도플러 각도를 사용하여 움직임 진폭 정정을 하며, 여기서 WM은 측정된 움직임 진폭(WM_{TDI})의 정정된 움직임 진폭을 나타낸다.

$$WM = \frac{WM_{TDI}}{\cos(\alpha - \beta)}$$

7) 팽창 추정 57

팽창 추정은 각 컬러 라인(CL)에 관한 2개의 구조물(동맥 벽 경계) 사이의 움직임의 차이 결과이다. 팽창은 애플리케이션의 인터페이스에 입력 데이터를 제공하기 위해 계산된다. 팽창률은 팽창과 동맥의 지름의 비율이다.

8) 움직임 표현 58

이미지에서의 움직임을 나타내기 위해, 추정된 움직임 방향에 관한 선택이 행해져야 한다. 이러한 적용에서, 동맥 벽의 움직임이 동맥 주축에 수직이라는 가정이 이루어진다. 이는 도 8에 예시되어 있고, 도 8은 기준 구조물 외부에서 전체 동맥 축에 수직인 것으로 나타나는 각 구조물의 움직임 추정을 보여준다.

9) 시퀀스의 프레임에서의 디스플레이 59

도 8을 참조하면, 시퀀스의 각 프레임에 제공된 디스플레이는 2가지 타입의 정보로 제한된다. 첫 번째 타입은 구조물 위치이다. 근접 벽과 멀리 있는 벽은 사용자가 좀더 쉽게 볼 수 있게 하기 위해 컬러로 나타난다. 예를 들어, 2개의 벽 구조물은 동일한 컬러로 나타난다. 이후, 각 컬러 라인을 따른 각 벽의 움직임은 사용자에게 의해 좀더 쉽게 구별되도록 제 2 컬러로 나타난다. 움직임이 없는 것에 관한 기준 라인은 구조물 그 자체로 기준 구조물이라고 불리고, 움직인 진폭은 기준 구조물의 위치로부터 시작하는 것으로 나타난다. 각 움직임 진폭에 관한 제 2 컬러의 라인과 동맥 축에 수직인 방향의 표현은 선택되는 투영 방향의 이해를 허용한다. 상기 제 2 컬러의 라인은 제 2 컬러의 라인 사이의 움직임의 전체 형태를 나타내기 위해 상호연결된다. 도 9는 동맥 벽과, 시퀀스의 각 프레임에 관한 움직임의 디스플레이를 보여준다.

10) 전용 인터페이스 상에 디스플레이 60

처리 후, 그 결과는 도 9에 도시된 바와 같이 전용 인터페이스 상에 요약된다. 도 9는 상이한 라인과 선택의 의미에 대한 정보를 제공하기 위해, 상자에 주석이 달린 대동맥 거동을 요약하기 위한 사용자 인터페이스이다.

인터페이스의 상부 좌측 부분은, 근접 벽과 멀리 있는 벽에 대한 분할 결과와, 상기 근접 벽과 멀리 있는 벽에 대한 움직임의 팽창 진폭과 조합된 사용자 선택된 프레임에 대응하는 10으로 표시된 반향 이미지를 나타낸다. 선택된 현재의 컬러 라인에서,

11은 선택된 컬러의 한계선이고;

12는 근접 벽과 멀리 있는 벽의 분할을 나타내며;

13은 근접 벽과 멀리 있는 벽의 움직임이고,

CL은 현재의 컬러 라인이다.

20으로 표시된 가운데 좌측 부분은, 컬러 라인의 함수로서 주어진 심장 사이클에 관한 팽창의 최대 진폭과 최소 진폭의 곡선을 디스플레이한다. 선택된 현재의 컬러 라인은 반향 이미지(10)에서의 동일한 컬러 라인의 디스플레이와 연관된다.

Max는 현재의 심장 사이클에서의 라인당 최대 팽창이고;

Min은 현재의 심장 사이클에서의 라인당 최소 팽창이다.

디스플레이의 하부 좌측 부분에서, 30으로 표시된 팽창의 진폭은 시간의 함수로서 디스플레이된다. 이는 상이한 컬러 라인 사이의 팽창의 진폭 비교를 허용한다.

31은 시퀀스에서 선택된 시간(t)이고;

32는 현재의 심장 사이클이다.

상부 우측 부분은, 사용자에게 의해 선택된 심장 사이클에 관해 40으로 표시된 팽창 진폭을 나타낸다.

41은 현재 심장 사이클에 관한 평균 팽창이고;

42는 현재 심장 사이클에 관해 선택된 컬러 라인의 팽창이다.

사용자는 디스플레이(10 또는 20 또는 40)에서 컬러 라인(CL)을 선택하거나, 도 9의 디스플레이(30)에서 31로 나타낸 시간(t)을 선택하기 위해 초음파 시스템의 마우스 클릭과의 상호작용을 가질 수 있다.

산업상 이용 가능성

본 발명은 동맥 벽의 의료 이미지 시퀀스를 획득하기 위한 초음파 검사 장치 및 초음파 이미지 분야에서 사용된다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

트랜스듀서 소자의 만족된 배열을 사용하여 동맥의 이미지를 디스플레이하기 위한 초음파 뷰잉 시스템으로서, 초음파 이미지 시퀀스와, 중축을 따라 찾고 심장 사이클과 관련하여 움직이는 벽을 가지는 동맥 부분의 도플러 컬러 시퀀스의 획득을 위한 수단(51)을 포함하고,

도플러 컬러 초음파 스캐닝 라인을 따라 동맥 벽의 속도와 움직임 진폭을 추정하고(53, 54, 55);

상기 동맥의 전체 축에 수직인 라인을 따라 상기 동맥 벽의 움직임 진폭을 추정(58)하기 위한 처리 수단을 포함하며;

사용자가 상호작용할 수 있는 전용 디스플레이 상에 이러한 마지막 동맥 벽 진폭의 곡선을 디스플레이(60)하는 디스플레이 수단을 더 포함하는, 초음파 뷰잉 시스템.

청구항 2.

제 1항에 있어서, 상기 동맥 전체 축에 수직인 라인을 따라 동맥 벽 움직임 진폭을 추정(56)하는 상기 처리 수단은

상기 도플러 각도를 보상하기 위해 정정된 상기 도플러 컬러 라인을 따라 측정된 움직임 진폭(WM_{TDP})의 함수에서 움직임의 방향(MD)으로 상기 동맥 벽 움직임 진폭(WM)을 추정하는 수단을 포함하는, 초음파 뷰잉 시스템.

청구항 3.

제 2항에 있어서, 도플러 컬러 초음파 스캐닝 라인을 따라 상기 동맥 벽 움직임 진폭을 추정하는 상기 처리 수단(53, 54, 55)은, 상기 동맥 벽을 분할하고 벽 구조물(P1, P2)을 제공하는 수단과,

상기 도플러 컬러 라인과 상기 구조물 사이의 교차부를 계산(53)하고,

벽 움직임 추정(55)을 제공하기 위해, 2개의 시간 기준 사이의 시간 지연에 걸쳐 각 구조물의 시간 기준을 추정하고, 각 구조물의 속도를 적분하는 수단을 포함하는, 초음파 뷰잉 시스템.

청구항 4.

제 3항에 있어서, 상기 벽 움직임 추정(55)은 상기 벽이 움직이지 않을 때 상기 시간 지연 순간에서 상기 진폭을 0으로 재설정하기 위해, 움직임의 진폭의 한 시프트(shift)만큼 정정되는, 초음파 뷰잉 시스템.

청구항 5.

제 1항 내지 제 4항 중 어느 한 항에 있어서, 각 도플러 컬러 라인에 관한 상기 동맥의 2개의 구조물의 움직임 차이로서 동맥 팽창을 평가하는 수단(57)을 포함하는, 초음파 뷰잉 시스템.

청구항 6.

제 5항에 있어서, 몇 가지 속도를 평균화하는 결과로서 각 도플러 컬러 라인에 연관된 속도(54)를 제공하고;

상기 심장 사이클의 시작으로 상기 시간 기준을 추정하기 위해 각 구조물에 관해 상기 속도의 전체적인 평균을 제공하는 수단을 포함하는, 초음파 뷰잉 시스템.

청구항 7.

제 1항 내지 제 6항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 구조물 위치;

상기 컬러 라인을 따라 측정되고 상기 동맥 축에 수직인 방향을 따라 디스플레이되는 각 구조물의 움직임;

상기 움직임의 전반적인 형태를 나타내는 라인을 포함하는 상기 시퀀스의 각 프레임으로 정보를 디스플레이하는 수단을 가지는, 초음파 뷰잉 시스템.

청구항 8.

제 1항 내지 제 7항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 인터페이스 디스플레이는

상기 동맥 벽에 관한 분할 결과(11)와, 상기 벽에 관한 움직임의 상기 팽창 진폭(12)과 결합된 선택된 사용자 프레임에 대응하는 반향 이미지의 디스플레이(10);

상기 반향 이미지의 디스플레이에서 선택된 컬러 라인의 함수로서 주어진 심장 사이클에 관한 팽창의 최대 및 최소 진폭 곡선의 디스플레이(20);

여러 개의 심장 사이클에 걸쳐 시간의 함수로서 팽창 진폭의 디스플레이(30);

상기 사용자에게 의해 선택된 심장 사이클에 관한 시간의 함수로서 팽창 진폭의 디스플레이(40) 중 디스플레이를 포함하는, 초음파 뷰잉 시스템.

청구항 9.

제 8항에 있어서, 상기 동맥 벽에 관한 채색된 구조물과, 상기 초음파 이미지 상에 중첩된 상기 벽 팽창에 관한 채색된 패턴을 디스플레이하는 컬러 디스플레이 수단을 가지는, 초음파 뷰잉 시스템.

청구항 10.

이미지 처리 방법으로서, 초음파 이미지 시퀀스와, 종축을 따라 찾고 상기 심장 사이클과 관련하여 움직이는 벽을 가지는 동맥 부분의 도플러 컬러 시퀀스를 획득하는 단계(51)를 포함하고,

도플러 컬러 초음파 스캐닝 라인을 따라 동맥 벽의 속도와 움직임 진폭을 추정하는 단계(53, 54, 55);

상기 동맥의 전체 축에 수직인 라인을 따라 상기 동맥 벽의 움직임 진폭을 추정하는 단계(58)를 포함하며;

사용자가 상호작용할 수 있는 전용 디스플레이 상에 이러한 마지막 동맥 벽 진폭의 곡선을 디스플레이하는 단계(60)를 더 포함하는 처리 단계를 포함하는, 이미지 처리 방법.

청구항 11.

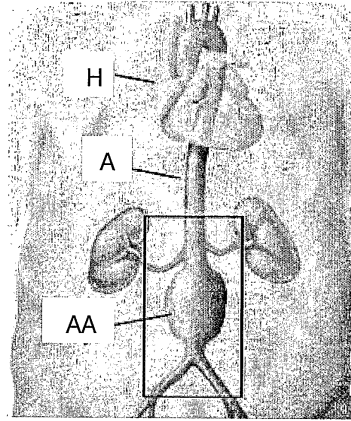
제 1항 내지 제 9항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 방법에 따른 초음파 이미지를 처리하도록 배치되는 회로 수단, 상기 방법에 따라 처리된 이미지를 디스플레이하는 수단, 및 상기 동맥 벽에 관련된 정량화된 파라미터를 디스플레이하기 위해 상기 시퀀스의 각 이미지에 대해서 사용자가 상호작용하는 것을 허락하기 위해 마우스나 키보드와 같은 사용자 인터페이스를 가지는 적절히 프로그래밍된 워크스테이션의 컴퓨터 또는 특별한 목적의 처리기를 포함하는, 초음파 뷰잉 시스템.

청구항 12.

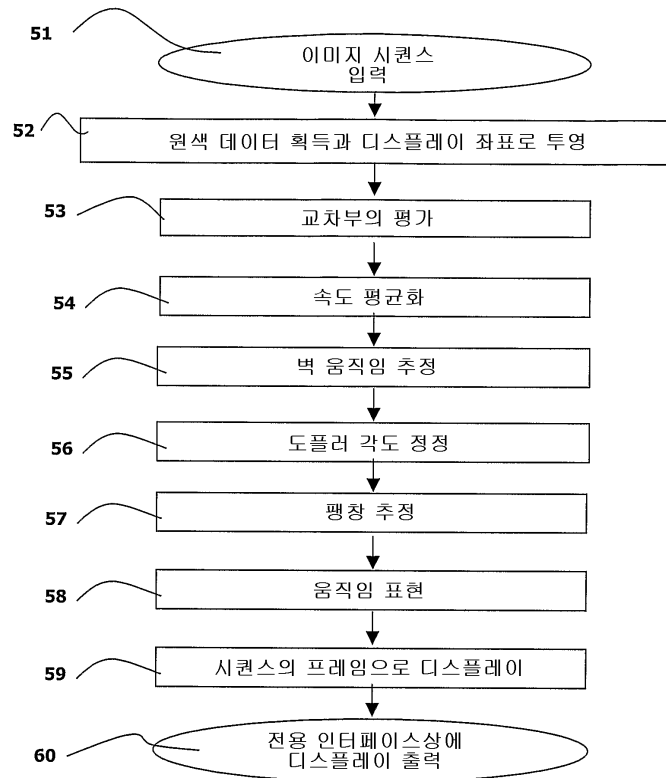
제 10항에 따른 방법을 수행하는 한 세트의 지령을 포함하는 컴퓨터 프로그램 제품.

도면

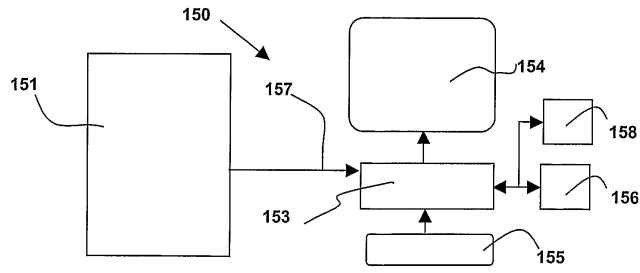
도면1



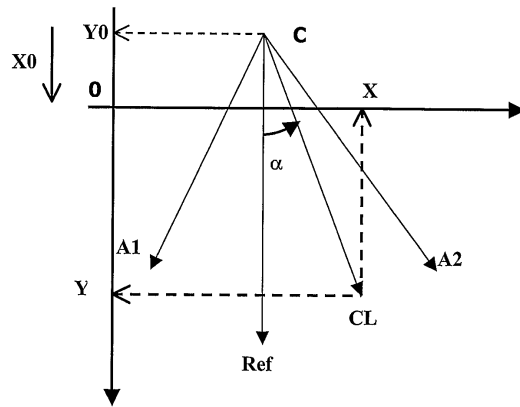
도면2a



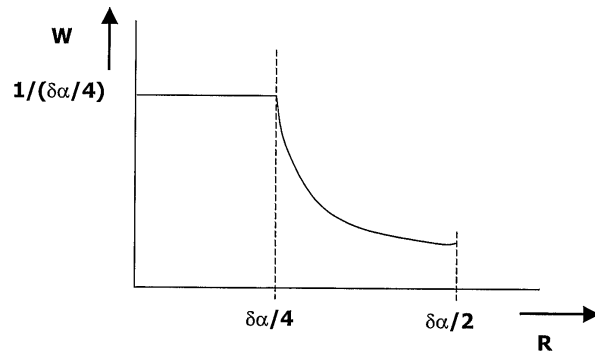
도면2b



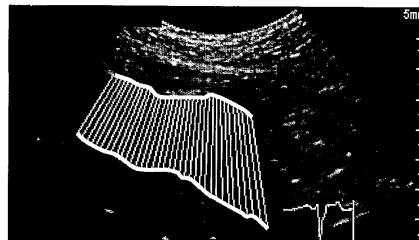
도면3



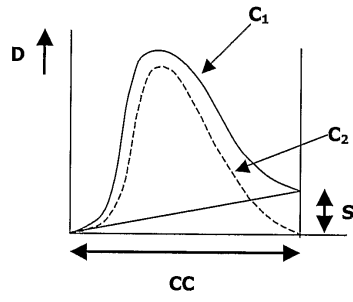
도면4



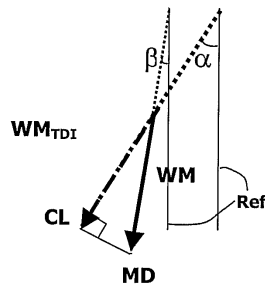
도면5



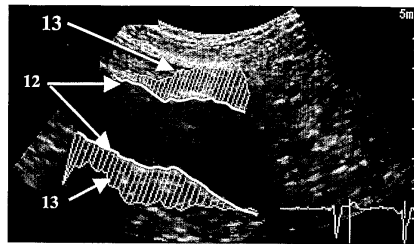
도면6



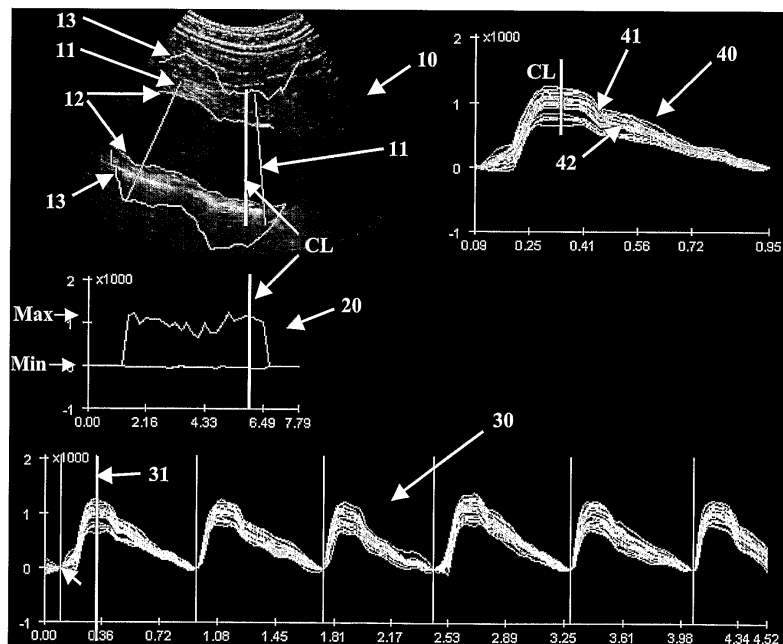
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	超声多普勒系统确定动脉壁运动		
公开(公告)号	KR1020050084366A	公开(公告)日	2005-08-26
申请号	KR1020057011150	申请日	2003-12-12
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	科宁欣克利凯恩菲利普斯日元.V.		
当前申请(专利权)人(译)	科宁欣克利凯恩菲利普斯日元.V.		
[标]发明人	GERMONDROUET LAURENCE 게르몽루에로렌스 BONNEFOUS ODILE 봉느푸오딜르		
发明人	게르몽루에,로렌스 봉느푸,오딜르		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/02		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/08		
代理人(译)	MOON , KYOUNG金		
优先权	2002293134 2002-12-18 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明包括的超声波观察系统用于使用弯曲阵列来显示动脉，超声波图像序列的图像，包括：用于获得沿着换能器元件的纵向轴线51定位在动脉部分的多普勒彩色序列沿着多普勒彩色超声扫描线（53,54,55）估计动脉壁的速度和运动幅度，其中移动壁与心动周期相关；处理装置，用于沿垂直于动脉整个轴线的线估计（58）动脉壁的移动幅度；还包括显示装置（60），用于在专用显示器上显示该最后动脉壁幅度的曲线，用户能够在该专用显示器上进行交互。本发明还涉及一种图像处理方法，其具有使用这种系统执行的步骤。图2a

