



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2010-0084717  
(43) 공개일자 2010년07월28일

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01) A61B 5/026 (2006.01)  
A61B 5/029 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2009-0004001

(22) 출원일자 2009년01월19일

심사청구일자 2009년01월19일

(71) 출원인

한국전기연구원

경남 창원시 성주동 28-1

(72) 발명자

배영민

경기도 성남시 분당구 서현동 91 시범한양아파트  
316동 2203호

강욱

경기 안산시 단원구 초지동 서해아파트 2016-1502  
(뒷면에 계속)

(74) 대리인

백남훈, 이학수

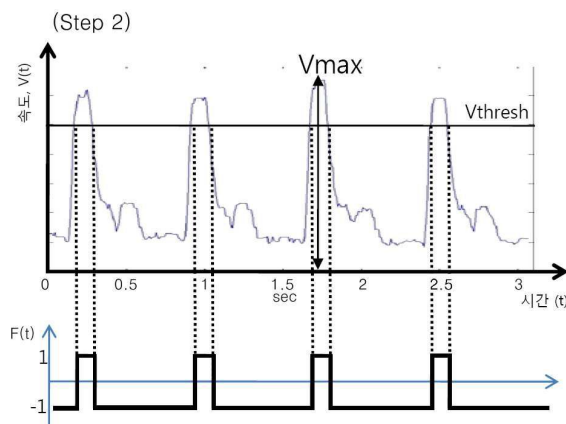
전체 청구항 수 : 총 6 항

(54) 도플러 효과를 이용한 초음파 혈류 평가 방법

(57) 요약

본 발명은 도플러 효과를 이용한 초음파 혈류 평가 방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 심장 박동의 각 주기 내에서 심장의 수축 및 이완으로 나타나는 혈류 속도의 최대값(심장 수축기의 최대 혈류 속도)과 최소값(심장 이완기의 최소 혈류 속도)을 검출하는 방법에 관한 것이다. 본 발명에서는 최대값과 최소값을 구하기 위해 기존의 미분과 같은 수학적 방법을 이용하지 않고 수집된 혈류 속도 데이터를 설정되는 속도 문턱값과 비교하여 심장 박동 각 주기의 시간을 혈류 속도의 최대값이 존재하는 최대값 영역과 혈류 속도의 최소값이 존재하는 최소값 영역으로 분리한 뒤 혈류 속도 데이터로부터 분리된 최대값 영역과 최소값 영역에서의 최대값과 최소값을 각각 검색하여 구하게 됨으로써, 전체 측정 시간 영역에서 각 주기별 최대 혈류 속도 및 최소 혈류 속도를 보다 정확히 구할 수 있는 방법에 관한 것이다.

대표도 - 도3



(72) 발명자

**김광훈**

부산 수영구 민락동 108 대우민락푸르지오  
102-2001

**김세르게이**

경기도 안산시 단원구 초지동 730 그린빌아파트  
1206동 403호

**루드밀라 에이. 마닐로**

러시아, 상트 페테르부르크, 피알.코라블레스트로  
이텔레이, 36, 코프.1 케이브이.535

## 특허청구의 범위

### 청구항 1

심장 박동의 각 주기 내에서 심장의 수축 및 이완으로 나타나는 혈류 속도의 최대값과 최소값을 검출하기 위한 과정으로서,

a) 인체에 초음파 신호를 입사하고 반사되는 신호를 수집하여 시간에 따른 혈류 속도 데이터를 획득하여 이용되, 상기 혈류 속도 데이터를 속도 문턱값과 비교하여, 상기 각 주기의 시간 영역을 혈류 속도의 최대값이 존재하는 시간 대역과 혈류 속도의 최소값이 존재하는 시간 대역으로 분리하는 영역 분리 단계와;

b) 상기 각 주기의 분리된 두 시간 대역에서 상기 혈류 속도 데이터로부터 각각 주기별 혈류 속도의 최대값과 최소값을 검색하여 찾아내는 검색 단계;

를 포함하는 도플러 효과를 이용한 초음파 혈류 평가 방법.

### 청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 속도 문턱값은, 측정이 이루어진 전체 시간 영역에서 획득된 혈류 속도 데이터로부터 최대값  $V_{max}$ 을 검색하여 구한 뒤 상기 최대값  $V_{max}$ 와 미리 설정된 설정값  $p$ 로부터 하기 식(E1)에 의해 구해지는 것을 특징으로 하는 도플러 효과를 이용한 초음파 혈류 평가 방법.

$$E1: V_{thresh} = V_{max} \times p(0 < p < 1)$$

### 청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 영역 분리 단계에서, 시간에 따른 혈류 속도 데이터를 속도 문턱값과 비교하여, 각 주기에서 혈류 속도가 속도 문턱값 이상이 되는 시간 대역을 최대값이 존재하는 시간 대역으로, 혈류 속도가 속도 문턱값 미만이 되는 나머지 시간 대역을 최소값이 존재하는 시간 대역으로 분리하는 것을 특징으로 하는 도플러 효과를 이용한 초음파 혈류 평가 방법.

### 청구항 4

청구항 3에 있어서,

시간(t)에 따른 혈류 속도 데이터를 속도 문턱값과 비교하여, 하기 식(E2)로 정의되는 시간에 따른 함수  $F(t)$ 를 생성하고, 각 주기마다 하기 함수  $F(t)$ 의 값이 1이 되는 시간 대역을 상기 최대값이 존재하는 시간 대역  $t_{j,1} < t < t_{j,2}$ ( $j$ 는 주기 인덱스임,  $j=1,2,3,\dots$ )으로, 함수  $F(t)$ 의 값이 -1이 되는 시간 대역을 상기 최소값이 존재하는 시간 대역  $t_{j,2} < t < t_{j+1,1}$ 로 분리하는 것을 특징으로 하는 도플러 효과를 이용한 초음파 혈류 평가 방법.

$$E2: F(t) = \begin{cases} 1, & V(t) \geq V_{thresh} \\ -1, & V(t) < V_{thresh} \end{cases}$$

여기서,  $V(t)$ 는 시간에 따른 혈류 속도이고,  $V_{thresh}$ 는 속도 문턱값이며,  $F(t)$ 는 시간 분리 함수임.

### 청구항 5

청구항 4에 있어서,

주기별 혈류 속도의 최대값과 최소값은 하기 식(E3)으로 정의되는 검색 알고리즘에 의해 검색되는 것을 특징으로 하는 도플러 효과를 이용한 초음파 혈류 평가 방법.

$$V_{D,j} = \text{Max}[V(t)], \quad t_{j,1} < t < t_{j,2}$$

E3:  $V_{S,j} = \text{Min}[V(t)], \quad t_{j,2} < t < t_{(j+1),1}$

여기서,  $V_{D,j}$ 는 주기별 혈류 속도의 최대값,  $V_{S,j}$ 는 주기별 혈류 속도의 최소값임.

## 청구항 6

청구항 4에 있어서,

심장 박동의 주기 T가 상기 함수 F(t)를 이용해 하기 식(E4)에 의해 계산되는 것을 특징으로 하는 도플러 효과를 이용한 초음파 혈류 평가 방법.

E4:  $T = t_{j+1,1} - t_{j,1}$

## 명세서

### 발명의 상세한 설명

#### 기술 분야

[0001] 본 발명은 도플러 효과를 이용한 초음파 혈류 평가 방법에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 심장 박동의 각 주기 내에서 심장의 수축 및 이완으로 나타나는 혈류 속도의 최대값(심장 수축기의 최대 혈류 속도)과 최소값(심장 이완기의 최소 혈류 속도)을 보다 정확히 검출할 수 있는 방법에 관한 것이다.

#### 배경 기술

[0002] 일반적으로 혈관 내 혈류의 속도 측정이 질병의 진단을 위해 널리 활용되고 있으며, 혈류의 속도 검출에는 도플러 효과(doppler effect)를 이용한 초음파 진단 시스템이 널리 사용되고 있다.

[0003] 초음파의 도플러 효과를 이용한 혈류 측정 방법은 비침습적으로 실시간에 혈류 속도를 측정할 수 있다는 특징을 가지고 있는 바, 현대 의학의 진단에 널리 활용되고 있다.

[0004] 도플러 효과를 이용한 초음파 진단 시스템에서는 초음파 탐촉자에서 초음파 신호를 적혈구와 같은 목표물로 송신하고 목표물에서 반사된 신호를 수신한 뒤 목표물의 이동에 의한 수신 신호의 주파수 편이를 검출하여 목표물의 속도를 결정한다.

[0005] 즉, 특정 주파수를 가지는 초음파를 인체에 입사시키고 혈관을 흐르는 적혈구에 의해 반사된 초음파를 검출하게 되는데, 검출되는 초음파의 주파수는 입사시킨 초음파의 주파수와 다른 주파수를 가지는 바, 이러한 주파수의 변화량을 검출하여 혈류 속도를 측정하게 되는 것이다.

[0006] 초음파 신호를 이용해 혈류 속도를 측정하는 원리를 간단히 설명하면, 초음파 탐촉자를 통해 초음파 신호를 목표물로 송신하고 목표물에서 반사되는 초음파 신호를 다시 초음파 탐촉자를 통해 획득한다.

[0007] 이때, 목표물이 이동한다면, 반사된 신호의 중심주파수가 송신된 신호의 중심주파수로부터 변화하는데, 반사된 신호의 중심주파수 변화량으로부터 목표물의 이동속도 V를 수학적 식 1에 따라 계산할 수 있다.

#### 수학적 식 1

$$V = \frac{f_d \times c}{2 \times f}$$

[0008]

[0009]

여기서,  $f_d$ 는 송신된 초음파의 중심주파수로부터 반사된 초음파의 중심주파수의 변화량으로서 도플러 이동(doppler shift)으로 정의되고,  $c$ 는 초음파 송수신되는 매질에서의 초음파 속도이며,  $f$ 는 송신된 초음파의 중심주파수이다. 수학적 식 1에서 알 수 있는 바와 같이, 목표물의 이동속도는 목표물에서 반사되는 신호의 도플러 이동에 비례한다.

[0010]

그리고, 도플러 효과를 이용한 통상의 초음파 진단 시스템은, 검체(혈관의 혈액)에 초음파 신호를 입사시키고 반사된 신호를 획득하기 위해 인체에 접촉시키는 탐촉자와, 탐촉자를 구동하기 위한 고주파 신호를 발생시키고 반사된 신호를 처리하여 혈류 속도 데이터를 연산하며 취득된 혈류 속도 데이터를 디스플레이부에 전송하는 신호처리 및 제어부와, 혈류 속도 데이터를 포함한 측정 결과를 사용자가 확인할 수 있도록 표시하여 주는 디스플레이부 등으로 구성되어 있다.

[0011]

한편, 심장의 박동에 따라 혈류 속도는 일정한 주기를 가지면서 변화하며, 한 주기 내의 혈류 속도의 최대값과 최소값을 이용해 진단에 활용할 수 있는 파라미터를 계산하기 때문에, 도플러 초음파 기기에서 이들 최대값과 최소값을 연산하는 것은 매우 중요한 프로세스이다.

[0012]

첨부한 도 1은 도플러 효과를 이용한 초음파 진단 시스템(도플러 초음파 기기)에서 수집된 혈류 속도 데이터의 일 예를 나타낸 도면으로, 시간에 따른 혈류 속도 변화 그래프를 나타낸 것이다.

[0013]

도시된 바와 같이, 혈류 속도는 심장의 박동에 따라 일정한 주기를 가지면서 변화하며, 심장의 박동에 따른 혈류 속도의 변화 그래프로부터 한 주기에서의 혈류 속도의 최대값과 최소값을 계산하게 된다.

[0014]

또한 혈류 속도의 변화 그래프로부터 한 주기에서의 혈류 속도의 최대값과 최소값을 이용해 PI(Pulsatility Index)와 RI(Resistance Index)를 계산할 수 있는데, 각 인덱스는 병원에서 진단을 위해 검토되는 파라미터로서, 아래의 수학적 식 2와 수학적 식 3에 의해 계산될 수 있다.

**수학적 식 2**

$$PI = \frac{V_S - V_D}{V_M}$$

[0015]

**수학적 식 3**

$$RI = \frac{V_S - V_D}{V_S}$$

[0016]

[0017]

여기서,  $V_S$ 는 최대 혈류 속도(심장 수축기의 혈류 속도)를,  $V_D$ 는 최소 혈류 속도(심장 이완기의 혈류 속도)를 나타낸다. 또한  $V_M$ 은 심장 이완기와 수축기로 이루어지는 한 주기당 평균 혈류 속도를 의미하는데, 이는 다음의 수학적 식 4에 의해 계산된다.

**수학적 식 4**

$$V_M = \frac{\int^T V(t)}{T}$$

[0018]

[0019]

여기서,  $V(t)$ 는 시간에 따른 혈류 속도 함수이며,  $T$ 는 심장의 박동 주기를 나타낸다.

- [0020] 따라서, PI와 RI를 계산하기 위해서는 혈류 속도 그래프로부터 각 주기당 최대 속도 값과 최소 속도 값을 평가하여야 하며, 이를 컴퓨터로 계산하기 위한 알고리즘이 개발되어야 한다.
- [0021] 기존에 널리 활용되고 있는 방법으로는 혈류 속도 그래프의 데이터를 미분하는 방식이 활용되고 있으며, 이론적으로 혈류 속도 그래프를 시간에 대해 미분한 후에 미분 값이 0이 되는 부분을 찾아 각 주기당 최대값과 최소값을 결정할 수 있다.
- [0022] 그러나, 상기와 같은 종래의 방법에서는 다음과 같은 문제점이 있었다.
- [0023] 심장의 박동 및 이완으로 구성되는 한 주기 내에서 혈관의 저항에 기인하여 최대값보다는 작은 피크가 발생할 수 있으며, 이러한 피크에서의 미분 값 또한 0이기 때문에 최대값을 선정하는데 오차가 발생할 수 있다.
- [0024] 또한 자연 현상으로부터 측정되는 시계열 데이터는 오차 성분을 가지고 있으며, 이러한 데이터의 미분은 오차를 확대시키는 경향이 있기 때문에 복잡한 전처리 과정이 요구된다. 이로 인해 정밀한 최대 및 최소값의 위치를 찾아내는데 한계를 가지고 있다.

**발명의 내용**

**해결 하고자하는 과제**

- [0025] 따라서, 본 발명은 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여 발명한 것으로서, 심장 박동의 각 주기 내에서 심장의 수축 및 이완으로 나타나는 혈류 속도의 최대값(심장 수축기의 최대 혈류 속도)과 최소값(심장 이완기의 최소 혈류 속도)을 보다 정확히 검출할 수 있는 방법을 제공하는데 그 목적이 있는 것이다.

**과제 해결수단**

- [0026] 상기한 목적을 달성하기 위해, 본 발명은,
- [0027] 심장 박동의 각 주기 내에서 심장의 수축 및 이완으로 나타나는 혈류 속도의 최대값과 최소값을 검출하기 위한 과정으로서,
- [0028] a) 인체에 초음파 신호를 입사하고 반사되는 신호를 수집하여 시간에 따른 혈류 속도 데이터를 획득하여 이용하되, 상기 혈류 속도 데이터를 속도 문턱값과 비교하여, 상기 각 주기의 시간 영역을 혈류 속도의 최대값이 존재하는 시간 대역과 혈류 속도의 최소값이 존재하는 시간 대역으로 분리하는 영역 분리 단계;
- [0029] b) 상기 각 주기의 분리된 두 시간 대역에서 상기 혈류 속도 데이터로부터 각각 주기별 혈류 속도의 최대값과 최소값을 검색하여 찾아내는 검색 단계;
- [0030] 를 포함하는 도플러 효과를 이용한 초음파 혈류 평가 방법을 제공한다.
- [0031] 여기서, 상기 속도 문턱값은, 측정이 이루어진 전체 시간 영역에서 획득된 혈류 속도 데이터로부터 최대값  $V_{max}$  을 검색하여 구한 뒤 상기 최대값  $V_{max}$  와 미리 설정된 설정값  $p$ 로부터 하기 식(E1)에 의해 구해지는 것을 특징으로 한다.
- [0032] E1:  $V_{thresh} = V_{max} \times p(0 < p < 1)$
- [0033] 또한 상기 영역 분리 단계에서, 시간에 따른 혈류 속도 데이터를 속도 문턱값과 비교하여, 각 주기에서 혈류 속도가 속도 문턱값 이상이 되는 시간 대역을 최대값이 존재하는 시간 대역으로, 혈류 속도가 속도 문턱값 미만인 되는 나머지 시간 대역을 최소값이 존재하는 시간 대역으로 분리하는 것을 특징으로 한다.
- [0034] 또한 시간(t)에 따른 혈류 속도 데이터를 속도 문턱값과 비교하여, 하기 식(E2)로 정의되는 시간에 따른 함수  $F(t)$ 를 생성하고, 각 주기마다 하기 함수  $F(t)$ 의 값이 1이 되는 시간 대역을 상기 최대값이 존재하는 시간 대역  $t_{j,1} < t < t_{j,2}$  (j는 주기 인덱스임,  $j=1,2,3,\dots$ )으로, 함수  $F(t)$ 의 값이 -1이 되는 시간 대역을 상기 최소값이 존재하는 시간 대역  $t_{j,2} < t < t_{j+1,1}$ 로 분리하는 것을 특징으로 한다.

$$F(t) = \begin{cases} 1, & V(t) \geq V_{\text{thresh}} \\ -1, & V(t) < V_{\text{thresh}} \end{cases}$$

E2:

여기서,  $V(t)$ 는 시간에 따른 혈류 속도이고,  $V_{\text{thresh}}$ 는 속도 문턱값이며,  $F(t)$ 는 시간 분리 함수임.

또한 주기별 혈류 속도의 최대값과 최소값은 하기 식(E3)으로 정의되는 검색 알고리즘에 의해 검색되는 것을 특징으로 한다.

$$V_{D,j} = \text{Max}[V(t)], \quad t_{j,1} < t < t_{j,2}$$

$$V_{S,j} = \text{Min}[V(t)], \quad t_{j,2} < t < t_{(j+1),1}$$

여기서,  $V_{D,j}$ 는 주기별 혈류 속도의 최대값,  $V_{S,j}$ 는 주기별 혈류 속도의 최소값임.

또한 심장 박동의 주기  $T$ 가 상기 함수  $F(t)$ 를 이용해 하기 식(E4)에 의해 계산되는 것을 특징으로 한다.

$$E4: T = t_{j+1,1} - t_{j,1}$$

### 효과

이에 따라, 도플러 초음파 기기의 신호 처리 방법으로서 본 발명의 최대, 최소 혈류 속도 검출 방법에 의하면, 최대값과 최소값을 구하기 위해 기존의 미분과 같은 수학적 방법을 이용하지 않고 수집된 혈류 속도 데이터를 설정되는 속도 문턱값과 비교하여 심장 박동 각 주기의 시간을 혈류 속도의 최대값이 존재하는 최대값 영역과 혈류 속도의 최소값이 존재하는 최소값 영역으로 분리한 뒤 혈류 속도 데이터로부터 분리된 최대값 영역과 최소값 영역에서의 최대값과 최소값을 각각 검색하여 구하게 됨으로써, 전체 측정 시간 영역에서 각 주기별 최대 혈류 속도 및 최소 혈류 속도를 보다 정확히 구할 수 있게 된다.

상기와 같은 본 발명의 방법에 따르면, 심장 박동 주기에 존재하는 혈류 속도의 2차 피크의 영향을 받지 않고 정확한 혈류 속도의 최대값과 최소값을 구할 수 있으며, 측정상의 오차가 확대되는 영향을 줄일 수 있다.

결국, 검출된 혈류 속도의 최대값과 최소값을 사용하여 진단을 위해 검토되는 정확한 파라미터 값, 즉 PI(Pulstality Index) 및 RI(Resistance Index)를 산출할 수 있게 된다.

또한 부가적으로 생성된 시간 분리 함수를 이용하여 심장의 박동 주기도 계산할 수 있게 된다(수학식 8 참조).

### 발명의 실시를 위한 구체적인 내용

이하, 첨부한 도면을 참조하여 본 발명에 대해 더욱 상세히 설명하면 다음과 같다.

본 발명은 도플러 효과를 이용한 초음파 혈류 평가 방법에 관한 것으로서, 도플러 초음파 진단 시스템의 신호 처리 방법에 관한 것이다. 특히, 심장 박동의 각 주기 내에서 심장의 수축 및 이완으로 나타나는 혈류 속도의 최대값(심장 수축기의 최대 혈류 속도)과 최소값(심장 이완기의 최소 혈류 속도)을 보다 정확히 검출할 수 있는 방법에 관한 것이다.

이러한 본 발명의 방법에 따라 검출되는 각 주기당 혈류 속도의 최대값과 최소값은 병원에서 진단을 위해 검토되는 파라미터, 즉 수학식 2와 수학식 3에 의해 계산되는 PI(Pulstality Index) 및 RI(Resistance Index)를 구하는데 유용하게 사용될 수 있으며, 정확한 파라미터 값을 산출하는데 기여할 수 있게 된다.

본 발명에서는, 혈류 속도 데이터의 각 주기당 좀더 정확한 혈류 속도의 최대값과 최소값을 구하기 위해, 각 주기 내에서 혈류 속도 데이터의 미분과 같은 수학적 방법을 이용해 최대값과 최소값을 구하는 종래의 방법과 달리, 시간에 따른 혈류 속도 데이터를 이용해 각 주기의 시간 대역을 분리한 뒤 해당 주기의 분리된 시간 대역에서 검색 알고리즘을 이용해 혈류 속도의 최대값과 최소값을 구하는 방법이 개시된다.

[0050] 좀더 구체적으로, 본 발명에 따른 주기당 혈류 속도의 최대값 및 최소값 검출 과정은, 탐촉자를 이용해 인체에 초음파 신호를 입사시키고 반사되는 신호를 수집하여 획득되는 혈류 속도 데이터를 기초로 각 주기를 시간에 따라 최대 혈류 속도 값이 존재하는 시간 대역과 최소 혈류 속도 값이 존재하는 시간 대역으로 분리하는 영역 분리 단계와, 각 주기의 분리된 시간 대역의 혈류 속도 데이터에서 최대값과 최소값을 비교 검색하여 찾아내는 검색 단계를 포함하여 구성된다.

[0051] 우선, 영역 분리 단계에서는 도플러 초음파 진단 시스템의 신호처리 및 제어부가 초음파 탐촉자를 통해 획득된 시간에 따른 혈류 속도 데이터를 기초로 하여 혈류 속도가 설정속도 이상이 되는 시간 대역, 즉 혈류 속도의 최대값이 존재하는 시간 대역과, 혈류 속도가 설정속도 미만이 되는 그 나머지 시간 대역, 즉 혈류 속도의 최소값이 존재하는 시간 대역으로 분리하게 된다.

[0052] 이를 첨부한 도면을 참조하여 설명하면, 첨부한 도 2에 도시된 바와 같이, 영역 분리 단계에서는, 각 주기마다 혈류 속도의 최대값이 존재하는 시간 대역과 혈류 속도의 최소값이 존재하는 시간 대역을 분리하기 위해서, 주어진 시간 영역, 즉 측정이 이루어진 전체 시간 영역에서 초음파 탐촉자를 통해 획득된 시간(t)에 따른 혈류 속도 데이터로부터 최대값  $V_{max}$ 을 검색하여 구한다.

[0053] 이어 속도 문턱값  $V_{thresh}$ 를 계산하는데, 속도 문턱값  $V_{thresh}$ 은 하기 수학적 식 5에 따라 최대값  $V_{max}$ 로부터 계산되어 진다.

**수학적 식 5**

[0054] 
$$V_{thresh} = V_{max} \times p$$

[0055] 여기서, p는 신호처리 및 제어부에 미리 입력 설정되는 설정값으로,  $0 < p < 1$ 의 값으로 설정되며,  $V_{max}$ 는 전체 측정 데이터에서의 최대값이다.

[0056] 상기와 같이 속도 문턱값이 계산되고 나면, 전체 시간 영역에서의 시간(t)에 따른 혈류 속도 데이터를 상기 속도 문턱값과 비교하여 시간에 따른 함수 F(t)를 생성한다.

[0057] 여기서, 함수 F(t)는 하기 수학적 식 6과 같이 정의되는데, 하기 수학적 식 6에 따라 함수 F(t)의 값은 시간 대역별로 1 또는 -1의 값이 되며, 이때 첨부한 도 3에 나타난 바와 같이 1의 값과 -1의 값이 번갈아 반복되는 형태가 된다.

**수학적 식 6**

[0058] 
$$F(t) = \begin{cases} 1, & V(t) \geq V_{thresh} \\ -1, & V(t) < V_{thresh} \end{cases}$$

[0059] 상기 V(t)는 시간(t)에 따른 혈류 속도이고,  $V_{thresh}$ 는 속도 문턱값이며, F(t)는 시간 분리 함수(time segmentation function)이다.

[0060] 결국, 전체 측정 시간의 영역은 함수 F(t)의 값이 1인 시간 대역과, 함수 F(t)의 값이 -1인 시간 대역으로 분리되며, 이때 각 주기는 시간 영역이 두 개의 분리된 시간 대역, 즉 F(t)의 값이 1인 시간 대역과, 함수 F(t)의 값이 -1인 나머지 시간 대역으로 분리되어 구성된다.

[0061] 여기서, 함수 F(t)의 값이 1인 시간 대역은 혈류 속도의 최대값이 존재하는 영역(이하, 최대값 영역이라 함)이 되며, 함수 F(t)의 값이 -1인 시간 대역은 혈류 속도의 최소값이 존재하는 영역(이하, 최소값 영역이라 함)이 된다.

[0062] 그리고, 상기의 측정된 혈류 속도 데이터와 속도 문턱값으로부터 시간 분리 함수 F(t)를 생성한 후에, F(t)의 검색을 통해, 첨부한 도 4에 나타난 바와 같이  $t_{j,1}$ ,  $t_{j,2}(j=1,2,3\cdots)$ 을 결정한다.

[0063] 도 4를 참조하면, 각 주기마다 최대값 영역은  $t_{j,1} < t < t_{j,2}$ (j는 주기 인덱스임,  $j=1,2,3,\dots$ )의 영역이 되고, 최소값 영역은  $t_{j,2} < t < t_{j+1,1}$ 의 영역이 되며, 각 주기의 시간 영역은 함수 F(t)의 값이 1이 되는 최대값 영역인

$t_{j,1} < t < t_{j,2}$ 의 영역과, 함수  $F(t)$ 의 값이  $-1$ 이 되는 최소값 영역인  $t_{j,2} < t < t_{j+1,1}$ 의 영역으로 명확히 구분되게 된다.

[0064] 결국, 이후 단계로서 혈류 속도 데이터로부터 각 주기마다 혈류 속도의 최대값과 최소값을 구하는 단계에서는, 각 주기의 분리된 시간 영역, 즉  $t_{j,1} < t < t_{j,2}$ 의 영역과  $t_{j,2} < t < t_{j+1,1}$ 의 영역에 대해서 혈류 속도 데이터로부터 아래의 알고리즘에 따라 해당 주기에서의 최대값  $V_{D,j}$ 와 최소값  $V_{S,j}$ 를 각각 검색하여 구하게 된다.

**수학식 7**

$$V_{D,j} = \text{Max}[V(t)], \quad t_{j,1} < t < t_{j,2}$$

$$V_{S,j} = \text{Min}[V(t)], \quad t_{j,2} < t < t_{(j+1),1}$$

[0065]

[0066] 이와 같이 하여, 본 발명에서는 기존의 미분과 같은 수학적 방법이 이용되지 않고 혈류 속도 데이터와 속도 문턱값을 비교하여 심장 박동 각 주기의 시간 영역을 혈류 속도의 최대값이 존재하는 최대값 영역과 혈류 속도의 최소값이 존재하는 최소값 영역으로 분리한 뒤 분리된 최대값 영역과 최소값 영역에서 각 주기별 혈류 속도의 최대값과 최소값을 각각 구하게 됨으로써, 전체 측정 시간 영역에서 각 주기별 혈류 속도의 최대값과 최소값을 보다 정확히 구할 수 있게 된다.

[0067] 특히, 상기와 같은 본 발명의 방법에 따르면, 심장 박동의 주기에 존재하는 혈류 속도의 2차 피크의 영향을 받지 않고 정확한 주기별 혈류 속도의 최대값과 최소값을 구할 수 있으며, 측정상의 오차가 확대되는 영향을 줄일 수 있다.

[0068] 또한 부가적으로 생성된 시간 분리 함수를 이용하여 아래의 수학식에 의해 심장의 박동 주기도 계산할 수 있게 된다.

**수학식 8**

$$T = t_{j+1,1} - t_{j,1}$$

[0070] 상기와 같이 구해진 각 주기별 혈류 속도의 최대값과 최소값은 수학식 2와 수학식 3에서 진단을 위해 검토되는 파라미터 PI와 RI를 계산하는데 사용되며, 결국 초음파 탐촉자를 통해 측정된 혈류 속도 데이터를 기초로 하여 각 주기별 혈류 속도의 최대값과 최소값을 구한 뒤 그로부터 파라미터 PI와 RI를 계산하여 대상 인체의 혈류 평가가 이루어질 수 있게 된다.

[0071] 이상으로 본 발명에 따른 최대 혈류 속도 및 최소 혈류 속도의 검출 과정에 대해 첨부된 도면을 참조로 하여 상세히 설명하였으며, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이하의 특허청구범위에 기재된 본 발명의 기술적 사상의 요지를 벗어남이 없이 얼마든지 다양하게 변경 실시할 수 있을 것이다.

**도면의 간단한 설명**

[0072] 도 1은 도플러 효과를 이용한 초음파 진단 시스템(도플러 초음파 기기)에서 수집된 혈류 속도 데이터의 일 예를 나타낸 도면,

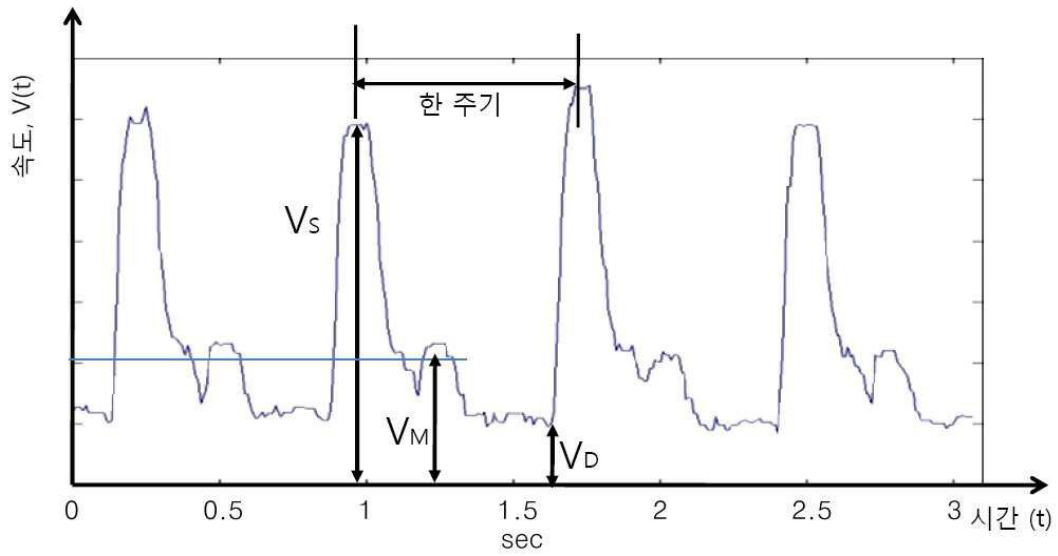
[0073] 도 2는 본 발명에서 혈류 속도 데이터의 최대값과 속도 문턱값을 보여주는 도면,

[0074] 도 3은 본 발명에서 시간 분리 함수를 보여주는 도면,

[0075] 도 4는 본 발명에서 최대값 영역 및 최소값 영역에 대한 시간의 레이블링을 설명하기 위한 도면.

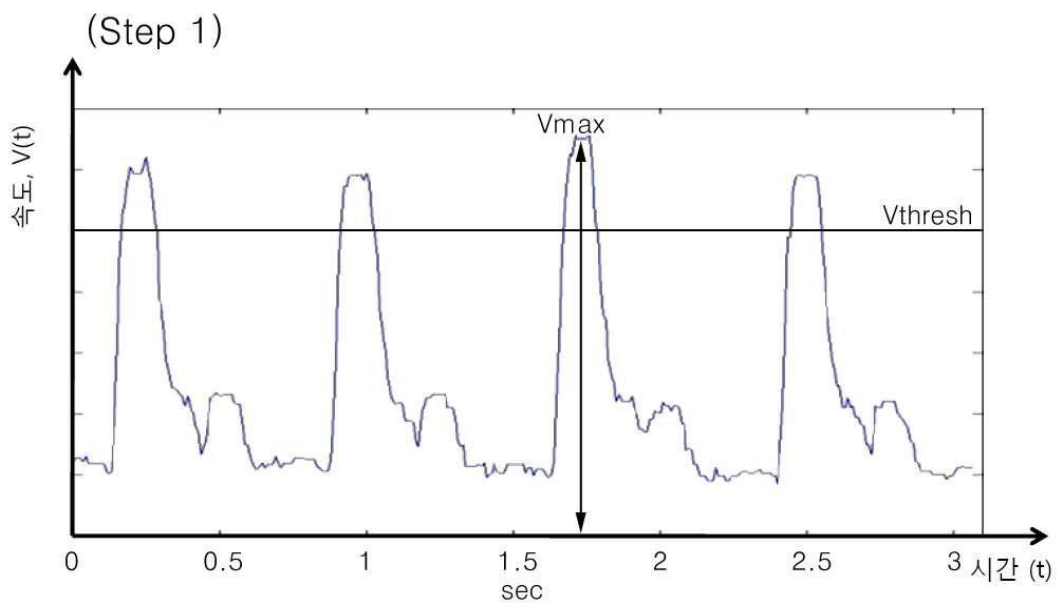
도면

도면1

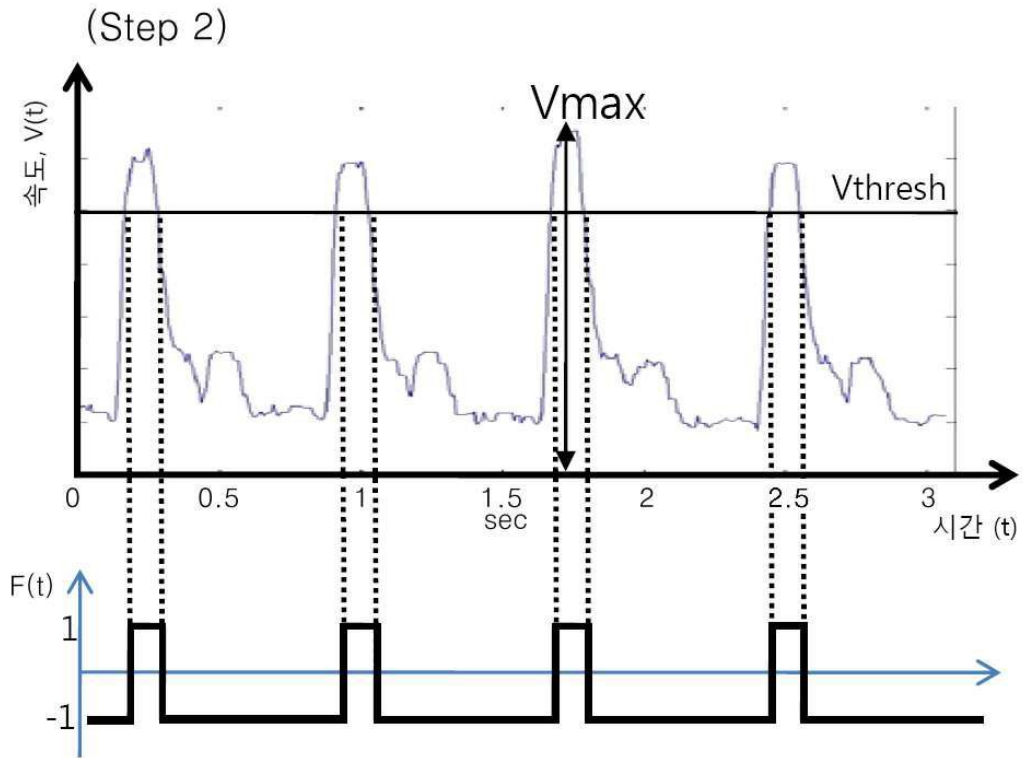


V(t) : 시간에 따른 혈류 속도 함수

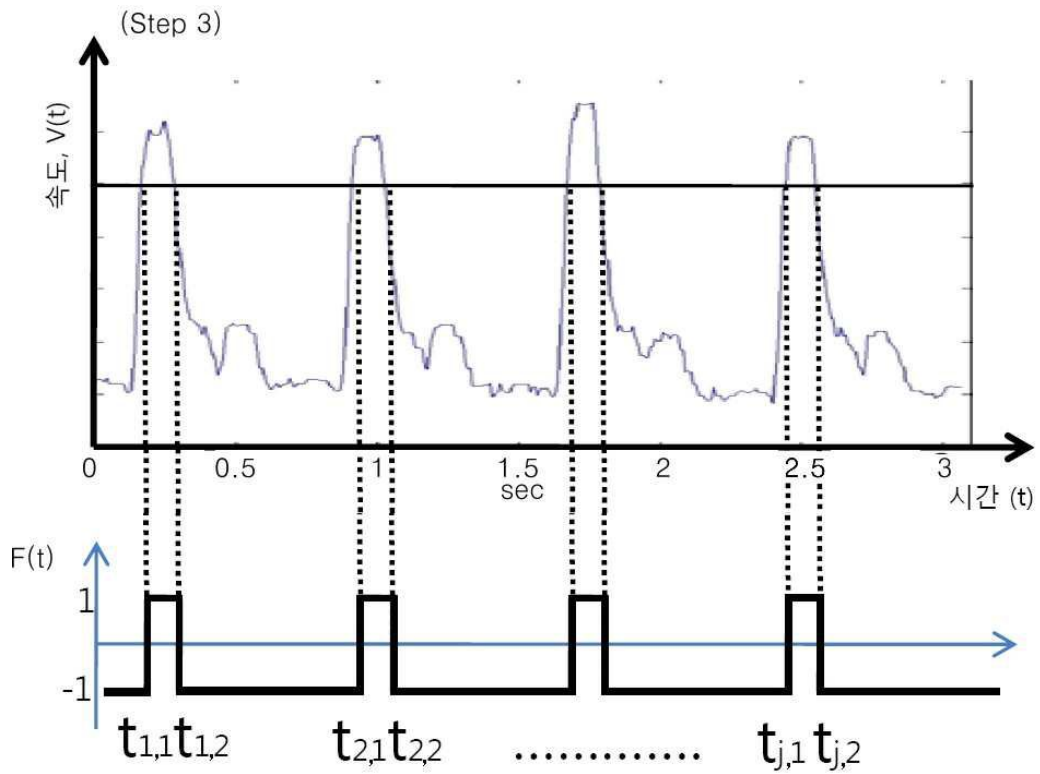
도면2



도면3



도면4



专利名称(译)	多普勒效应的超声血流评估方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR1020100084717A</a>	公开(公告)日	2010-07-28
申请号	KR1020090004001	申请日	2009-01-19
[标]申请(专利权)人(译)	韩国电气研究院		
申请(专利权)人(译)	韩国电工研究所		
当前申请(专利权)人(译)	韩国电工研究所		
[标]发明人	BAE YOUNG MIN 배영민 KANG UK 강욱 KIM GUANG HOON 김광훈 KIM SERGEY 김세르게이 LUDMILA A MANILO 루드밀라에이마닐로		
发明人	배영민 강욱 김광훈 김세르게이 루드밀라에이.마닐로		
IPC分类号	A61B8/06 A61B5/026 A61B5/029		
CPC分类号	A61B5/029 A61B8/065 A61B8/488 A61B8/5223		
代理人(译)	LEE , HAK SOO		
其他公开文献	KR100977457B1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明涉及使用多普勒效应的超声血流评估方法。更具体地，它是关于检测作为收缩和放松的血流速率的最大值（心室收缩的最大血流速率）和最小值（心脏舒张的最小血流速率）的方法。在心跳的每个周期中的心脏。在本发明中，关于在其搜索的整个测量时间区域中针对每个时段最大血流速率和最小血流速率更准确地保存每个的方法。多普勒，超声波，血流速率，阈值，时间分离功能。

