



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2008-0087408
(43) 공개일자 2008년10월01일

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2007-0029583

(22) 출원일자 2007년03월27일

심사청구일자 2007년03월27일

(71) 출원인

한국전기연구원

경남 창원시 성주동 28-1

(72) 발명자

배영민

경기 성남시 분당구 서현동 96 우성아파트 228동 1608호

김세르게이

서울시 관악구 봉천3동 대우 프루지오 아파트 12 0동 2302호

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

백남훈, 이학수

전체 청구항 수 : 총 4 항

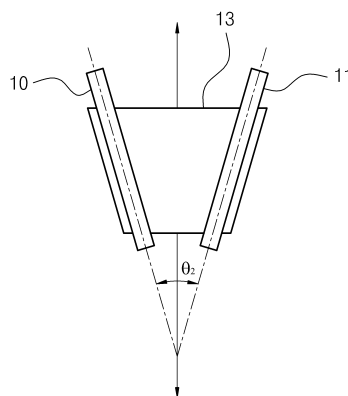
(54) 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템

(57) 요약

본 발명은 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 혈류 속도를 측정하기 위한 도플러 초음파 장치에 있어서, 혈류 속도 측정 단계에서 탐촉자와 접촉 표면과의 입사각을 일정하게 유지하기 어려워서 측정 오차가 발생하는 문제점을 개선하기 위해, 탐촉자의 배치와 기구부를 조합하고, 수학적인 모형화 함으로써, 탐촉자와 접촉 표면과의 입사각의 불안정성에 영향을 받지 않도록 하여 혈류 속도를 정확하게 측정할 수 있도록 한 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템에 관한 것이다.

이를 위해, 본 발명은 초음파를 혈관 내에 입사시키고 일정한 시간 후에 혈관으로부터 반사된 초음파를 측정하는 제1초음파 변환기; 상기 초음파가 혈관을 향하여 입사되도록 상기 제1초음파 변환기가 일정한 각도(θ_1)로 기울어지게 설치된 변환기 홀더; 및 상기 변환기 홀더에 상기 제1초음파 변환기와 일정한 각도(θ_2)를 유지하도록 설치된 제2초음파 변환기;를 포함하여 구성되고, 상기 각각의 초음파 변환기로부터 도플러 효과에 의한 반사된 초음파의 도플러 이동(f_{1d}, f_{2d})과 제1 및 제2초음파 변환기 간의 각도(θ_2)를 이용하여 혈관 내 유속(v)을 계산하는 것을 특징으로 하는 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템을 제공한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

임근희

경남 창원시 성주동 153 유니온빌리지 105동 303호

김광훈

부산 수영구 민락동 대우푸르지오 APT 102동 2001호

강욱

경기 안산시 단원구 초지동 서해아파트 2016동 1502호

특허청구의 범위

청구항 1

혈관 내의 유속을 측정하기 위한 초음파 탐촉자 시스템에 있어서,

초음파를 혈관 내에 입사시키고 일정한 시간 후에 혈관으로부터 반사된 초음파를 측정하는 제1초음파 변환기(10);

상기 초음파가 혈관을 향하여 입사되도록 상기 제1초음파 변환기가 일정한 각도(θ_1)로 기울어지게 설치된 변환기 홀더(13); 및

상기 변환기 홀더에 상기 제1초음파 변환기와 일정한 각도(θ_2)를 유지하도록 설치된 제2초음파 변환기(11);

를 포함하여 구성되고, 상기 각각의 초음파 변환기로부터 도플러 효과에 의한 반사된 초음파의 도플러 이동(f_{1d}, f_{2d})과 제1 및 제2초음파 변환기 간의 각도(θ_2)를 이용하여 혈관 내 유속(v)을 계산하는 것을 특징으로 하는 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 제1 및 제2초음파 변환기가 $\theta_1 + \theta_2 > 90^\circ$, and $\theta_1 < 90^\circ$ 의 위치에 있을 경우에 상기 도플러 이동은 혈관 내 유속과 다음 식

$$f_{1d} = \frac{2 \times f \times v \times \cos \theta_1}{c}$$

$$f_{2d} = -\frac{2 \times f \times v \times \cos (180^\circ - (\theta_1 + \theta_2))}{c}$$

와 같은 관계를 갖고,

상수 A 및 B는 측정된 도플러 이동의 값과 다음 식

$$A = \frac{c \times f_{1d}}{2 \times f}, \quad B = \frac{c \times f_{2d}}{2 \times f}$$

을 이용하여 얻을 수 있고,

$$v^2 = \frac{A^2 - 2 \times A \times B \times \cos \theta_2 + B^2}{(\sin \theta_2)^2}$$

수학적 을 이용하여 혈류속도(v)를 계산하며,

상기 f_{1d} 는 제1초음파 변환기에서 측정되는 도플러 이동, f_{2d} 는 제2초음파 변환기에서 측정되는 도플러 이동, v 는 혈관 내 유속, θ_1 는 제1초음파 변환기의 입사각, θ_2 는 제1 및 제2초음파 변환기 사이의 각도, c 는 조직 내에서의 초음파 속도인 것을 특징으로 하는 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 제1 및 제2초음파 변환기가 $\theta_1 + \theta_2 < 90^\circ$ 의 위치에 있을 경우에 상기 도플러 이동은 혈관 내 유속과 다음 식

$$f_{1d} = \frac{2 \times f \times v \times \cos \theta_1}{c}$$

$$f_{2d} = \frac{2 \times f \times v \times \cos (\theta_1 + \theta_2)}{c}$$

와 같은 관계를 갖고,

상수 A 및 B는 측정된 도플러 이동의 값과 다음 식

$$A = \frac{c \times f_{1d}}{2 \times f}, \quad B = \frac{c \times f_{2d}}{2 \times f}$$

을 이용하여 얻을 수 있고,

$$v^2 = \frac{A^2 - 2 \times A \times B \times \cos \theta_2 + B^2}{(\sin \theta_2)^2}$$

수학식 을 이용하여 혈류속도(v)를 계산하며,

상기 f_{1d} 는 제1초음파 변환기에서 측정되는 도플러 이동, f_{2d} 는 제2초음파 변환기에서 측정되는 도플러 이동, v 는 혈관 내 유속, θ_1 는 제1초음파 변환기의 입사각, θ_2 는 제1 및 제2초음파 변환기 사이의 각도, c 는 조직 내에서의 초음파 속도인 것을 특징으로 하는 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템.

청구항 4

혈관 내의 유속을 측정하기 위한 초음파 탐촉자 시스템에 있어서,

초음파를 혈관 내에 입사시키고 일정한 시간 후에 혈관으로부터 반사된 초음파를 측정하는 초음파 변환기(20);

상기 초음파가 일정한 각도로 혈관을 향하여 입사되도록 상기 초음파 변환기가 수직선(홀더의 중심선;0-0)상에 서 일정한 각도(θ)로 기울어지게 설치된 변환기 홀더(13); 및

중심축을 매개로 상기 변환기 홀더와 결합되어 상기 제1초음파 변환기를 회전시켜주는 회전기(14);

를 포함하여 구성되고, 혈류 속도 측정시 상기 초음파 변환기를 180° 회전시키면 수직선을 중심으로 대칭된 초음파 변환기로부터 도플러 효과에 의한 반사된 초음파의 도플러 이동(f_{1d}, f_{2d})과 초음파 변환기 간의 각도(2θ)를 이용하여 혈관 내 유속(v)을 계산하는 것을 특징으로 하는 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템.

명세서

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

- <9> 본 발명은 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템에 관한 것으로서, 더욱 상세하게는 혈류 속도를 측정하기 위한 도플러 초음파 장치에 있어서, 혈류 속도 측정 단계에서 탐촉자와 접촉 표면과의 입사각을 일정하게 유지하기 어려워서 측정 오차가 발생하는 문제점을 개선하기 위해, 탐촉자의 배치와 기구부를 조합하고, 수학적인 모형화 함으로써, 탐촉자와 접촉 표면과의 입사각의 불안정성에 영향을 받지 않도록 하여 혈류 속도를 정확하게 측정할 수 있도록 한 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템에 관한 것이다.
- <10> 일반적으로 혈관 내 혈류 속도 측정은 질병의 진단을 위해 널리 활용되고 있으며, 혈류의 속도 검출에는 도플러 효과를 이용하는 초음파 진단 시스템이 널리 사용되고 있다.
- <11> 이러한 시스템에서는 초음파 탐촉자에서 초음파 신호를 적혈구와 같은 목표물로 송신하고 목표물에서 반사된 신호를 수신한 후, 목표물의 이동에 의한 수신 신호의 주파수 편이를 검출하여 목표물의 속도를 결정한다.
- <12> 도 5는 초음파 신호를 이용하여 혈류 속도를 측정하는 원리를 도시한 도면으로서, 초음파 탐촉자(103)를 통해 초음파 신호를 목표물(101)로 송신하고 목표물(101)에서 반사된 신호를 다시 초음파 탐촉자(103)를 통해 획득한다.
- <13> 목표물(101)이 이동한다면, 이에 따라, 반사되는 신호의 중심주파수가 송신된 신호의 중심주파수로부터 변화한다. 반사된 신호의 중심주파수 변화량으로부터 목표물(101)의 이동속도 v 를 수학식 1에 따라 계산할 수 있다.

수학식 1

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

<14>

<15>

여기서, f_d 는 송신되는 초음파의 중심 주파수로부터 반사되는 초음파의 중심주파수의 변화량으로서 도플러 이동(Doppler shift)으로 정의되고, c 는 초음파 송수신되는 매질에서의 초음파 속도이며, f 는 송신되는 초음파의 중심주파수이다.

<16>

수학식 1에서 알 수 있는 바와 같이, 목표물의 이동 속도는 목표물에서 반사되는 신호의 도플러 이동에 비례한다.

<17>

종래의 도플러 효과를 이용한 초음파 측정장치는 인체 내에 초음파를 입사시키고 반사된 신호를 획득하기 위해 인체에 접촉하는 탐촉자와, 탐촉자를 구동하기 위한 고주파 신호를 발생시키고, 반사된 신호를 처리하여 디스플레이부에 전송하는 신호 처리 및 제어부와, 사용자가 확인할 수 있도록 해 주는 디스플레이부 등으로 구성되어 있다.

<18>

상기 구성요소 중 초음파 탐촉자 시스템과 관련된 기술로서, 미국특허 제5,562,098호에는 혈류 속도 측정을 위한 초음파 혈류 속도계에 관한 것이고, 하나의 초음파 전송용 탐촉자와 에코 신호를 측정할 수 있는 탐촉자가 개시되어 있다.

<19>

유럽특허 제0,538,885호에는 초음파 도플러 흐름 진단 시스템에 관한 것으로서 카테터(catheter)를 이용하여 초음파 2개의 탐촉자로 구성된 프로브를 혈관 내로 삽입하는 침습적 구조의 프로브가 개시되어 있다.

<20>

한편, 혈류 속도 측정 단계에서, 인체 내에 초음파를 입사시키기 위해서 탐촉자를 인체에 접촉시키며, 측정 오차를 줄이기 위해 탐촉자와 접촉 표면과의 입사각을 일정하게 유지시켜야 한다.

<21>

그러나, 종래의 도플러 초음파 장치의 탐촉자 시스템의 경우에 초음파 변환기 하나로 측정하게 되므로, 혈류 속도 측정을 위해 초음파 변환기의 접촉 시 일정한 입사각을 유지하기가 실질적으로 어려우며, 이로 인해 혈류 속도의 측정 오차가 발생한다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

<22>

본 발명은 상기와 같은 점을 감안하여 안출한 것으로서, 두 개의 초음파 변환기가 변환기 홀더를 매개로 일정한 각도를 유지하는 구조로 이루어짐으로써, 각 초음파 변환기로부터 도플러 효과에 의한 반사된 초음파의 도플러 이동과 두 초음파 변환기 간의 각도를 이용하여 초음파 변환기와 접촉 표면과의 입사각의 불안정성에 영향을 받지 않으며 혈관 내의 유속을 보다 정확하게 측정할 수 있도록 한 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템을 제공하는데 그 목적이 있다.

<23>

또한, 본 발명은 초음파 변환기가 변환기 홀더를 통해 일정한 각도로 설치되고, 변환기 홀더에 결합된 회전기에 의해 초음파 변환기가 180도 회전하게 되면 혈류 속도 측정시 두 개의 초음파 변환기가 설치된 것과 동일한 효과를 얻을 수 있도록 한 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템을 제공하는데 그 목적이 있다.

발명의 구성 및 작용

<24>

상기한 목적을 달성하기 위한 본 발명은 혈관 내의 유속을 측정하기 위한 초음파 탐촉자 시스템에 있어서,

<25>

초음파를 혈관 내에 입사시키고 일정한 시간 후에 혈관으로부터 반사된 초음파를 측정하는 제1초음파 변환기; 상기 초음파가 혈관을 향하여 입사되도록 상기 제1초음파 변환기가 일정한 각도(θ_1)로 기울어지게 설치된 변환기 홀더; 및 상기 변환기 홀더에 상기 제1초음파 변환기와 일정한 각도(θ_2)를 유지하도록 설치된 제2초음파 변환기;를 포함하여 구성되고, 상기 각각의 초음파 변환기로부터 도플러 효과에 의한 반사된 초음파의 도플러 이동(f_{1d}, f_{2d})과 제1 및 제2초음파 변환기 간의 각도(θ_2)를 이용하여 혈관 내 유속(v)을 계산하는 것을 특징으로 한다.

<26>

바람직한 구현예로서, 상기 제1 및 제2초음파 변환기가 $\theta_1 + \theta_2 > 90^\circ$, and $\theta_1 < 90^\circ$ 의 위치에 있을 경우에 상기

도플러 이동은 혈관 내 유속과 다음 식

$$f_{1d} = \frac{2 \times f \times v \times \cos \theta_1}{c}$$

$$f_{2d} = -\frac{2 \times f \times v \times \cos (180^\circ - (\theta_1 + \theta_2))}{c}$$

<27> 와 같은 관계를 갖고,

<28> 상수 A 및 B는 측정된 도플러 이동의 값과 다음 식

$$A = \frac{c \times f_{1d}}{2 \times f}, \quad B = \frac{c \times f_{2d}}{2 \times f}$$

<29> 을 이용하여 얻을 수 있고,

$$v^2 = \frac{A^2 - 2 \times A \times B \times \cos \theta_2 + B^2}{(\sin \theta_2)^2}$$

<30> 수학적 을 이용하여 혈류속도(v)를 계산하며, 상기 f_{1d} 는 제1초음파 변환기에서 측정되는 도플러 이동, f_{2d} 는 제2초음파 변환기에서 측정되는 도플러 이동, v 는 혈관 내 유속, θ_1 는 제1초음파 변환기의 입사각, θ_2 는 제1 및 제2초음파 변환기 사이의 각도, c는 조직 내에서의 초음파 속도인 것을 특징으로 한다.

<31> 더욱 바람직한 구현예로서, 상기 제1 및 제2초음파 변환기가 $\theta_1 + \theta_2 < 90^\circ$ 의 위치에 있을 경우에 상기 도플러 이동은 혈관 내 유속과 다음 식

$$f_{1d} = \frac{2 \times f \times v \times \cos \theta_1}{c}$$

$$f_{2d} = \frac{2 \times f \times v \times \cos (\theta_1 + \theta_2)}{c}$$

<32> 와 같은 관계를 갖고,

<33> 상수 A 및 B는 측정된 도플러 이동의 값과 다음 식

$$A = \frac{c \times f_{1d}}{2 \times f}, \quad B = \frac{c \times f_{2d}}{2 \times f}$$

<34> 을 이용하여 얻을 수 있고,

$$v^2 = \frac{A^2 - 2 \times A \times B \times \cos \theta_2 + B^2}{(\sin \theta_2)^2}$$

<35> 수학적 을 이용하여 혈류속도(v)를 계산하는 것을 특징으로 하는 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템.

<36> 본 발명의 바람직한 다른 실시예로서, 혈관 내의 유속을 측정하기 위한 초음파 탐촉자 시스템에 있어서,

<37> 초음파를 혈관 내에 입사시키고 일정한 시간 후에 혈관으로부터 반사된 초음파를 측정하는 초음파 변환기; 상기 초음파가 일정한 각도로 혈관을 향하여 입사되도록 상기 제1초음파 변환기가 수직선(홀더의 중심선)상에서 일정한 각도(θ)로 기울어지게 설치된 변환기 홀더; 및 중심축을 매개로 상기 변환기 홀더와 결합되어 상기 제1초음파 변환기를 회전시켜주는 회전기;를 포함하여 구성되고, 혈류 속도 측정시 상기 초음파 변환기를 180° 회전시키면 수직선을 중심으로 대칭된 초음파 변환기로부터 도플러 효과에 의한 반사된 초음파의 도플러 이동(f_{1d}, f_{2d})과 초음파 변환기 간의 각도(2θ)를 이용하여 혈관 내 유속(v)을 계산하는 것을 특징으로 한다.

<38> 이하, 본 발명의 바람직한 실시예를 첨부도면을 참조로 상세하게 설명한다.

<39> 첨부한 도 1에 본 발명의 일 실시예에 따른 이중 변환기 탐촉자 시스템이 도시되어 있다.

<40> 본 발명의 바람직한 일 실시예에 따른 이중 변환기 초음파 탐촉자 시스템은 두 개의 제1 및 제2초음파 변환기(10,11)가 변환기 홀더(13)에서 일정한 각도(θ_2)를 유지한 형태를 가진다.

<41> 각각의 초음파 변환기(10,11)는 초음파를 입사시키고 일정한 시간 후에 혈관(12)으로부터 반사된 초음파를 측정

한다. 각 초음파 변환기(10,11)로부터 도플러 효과에 의한 반사된 초음파의 도플러 이동과 제1 및 제2 초음파 변환기(10,11) 간의 각도(θ_2)를 이용하여 혈관(12) 내 유속을 계산할 수 있다.

<42> 다음은 초음파 혈관(12) 내 유속의 계산식의 유도 과정을 보여준다.

<43> 도 2는 초음파 탐촉자 시스템이 $\theta_1 + \theta_2 > 90^\circ$, and $\theta_1 < 90^\circ$ 의 위치에 있을 경우이다.

수학식 2a

$$f_{1d} = \frac{2 \times f \times v \times \cos \theta_1}{c}$$

$$f_{2d} = - \frac{2 \times f \times v \times \cos(180^\circ - (\theta_1 + \theta_2))}{c}$$

<44>

<45> f_{1d} 는 제1초음파 변환기에서 측정되는 도플러 이동, f_{2d} 는 제2초음파 변환기에서 측정되는 도플러 이동, v 는 혈관 내 유속, θ_1 는 제1초음파 변환기의 입사각, θ_2 는 제1 및 제2초음파 변환기 사이의 각도, c 는 조직 내에서의 초음파 속도이고, f 는 송신되는 초음파의 중심주파수이다.

<46> 이때, 상기 θ_1 의 각도는 혈관(12)과 평행한 축(X-X)을 기준으로 제1초음파 변환기(10)로부터 혈관(12) 초음파가 입사되는 각이다.

<47> 수학식 3과 같이 A와 B를 가정하면,

수학식 3

$$A = \frac{c \times f_{1d}}{2 \times f}, \quad B = \frac{c \times f_{2d}}{2 \times f}$$

<48>

<49> 수학식 2a는 수학식 4과 수학식 5로 쓸 수 있다.

수학식 4

$$\cos \theta_1 = \frac{A}{v},$$

<50>

수학식 5

$$\cos(\theta_1 + \theta_2) = \frac{B}{v}$$

<51>

<52> 수학식 5로부터 삼각함수의 공식에 따라 수학식 6을 얻을 수 있으며,

수학식 6

$$\frac{B}{v} = \cos \theta_1 \times \cos \theta_2 - \sin \theta_1 \times \sin \theta_2$$

<53>

<54> 수학식 6에 수학식 4를 넣으면, 수학식 7을 얻을 수 있다.

수학식 7

$$\frac{B}{v} = \frac{A}{v} \times \cos \theta_2 - \frac{\sqrt{v^2 - A^2}}{v} \times \sin \theta_2$$

$$B = A \cos \theta_2 - \sqrt{v^2 - A^2} \times \sin \theta_2$$

$$\sqrt{v^2 - A^2} \times \sin \theta_2 = A \cos \theta_2 - B$$

<55>

<56> 수학식 7의 양변을 제곱하면, 수학식 8을 얻을 수 있고,

수학식 8

$$(v^2 - A^2) \times (1 - \cos^2 \theta_2) = (A \cos \theta_2 - B)^2$$

$$v^2 - A^2 - v^2 \cos^2 \theta_2 + A^2 \cos^2 \theta_2 = A^2 \cos^2 \theta_2 - 2 \times AB \cos \theta_2 + B^2$$

$$(1 - \cos^2 \theta_2) \times v^2 = A^2 - 2 \times AB \cos \theta_2 + B^2$$

<57>

<58> 수학식 8로부터, 최종적으로 수학식 9를 얻을 수 있다.

수학식 9

$$v^2 = \frac{A^2 - 2 \times A \times B \times \cos \theta_2 + B^2}{(\sin \theta_2)^2}$$

<59>

<60> 여기서, 상수 A, B는 측정된 도플러 이동(f_{1d}, f_{2d})의 값과 수학식 3을 이용하여 계산할 수 있으며, θ_2 는 초음파 변환기 사이의 각으로서, 이미 알려진 값이다.

<61> 따라서, 상기 수학식 9를 이용하여 혈류속도(v)를 계산할 수 있다.

<62> 도 3은 초음파 탐촉자 시스템이 $\theta_1 + \theta_2 < 90^\circ$ 의 위치에 있을 경우이다. 여기서, 앞서 도시된 도면에서와 동일한 참조부호는 동일한 기능을 하는 동일한 부재를 가리킨다.

<63> 상기 초음파 탐촉자 시스템이 도 3과 같은 위치에 있을 경우에 도플러 이동(f_{1d}, f_{2d})과 혈관내 속도(v)는 수학식 2-1의 관계를 가진다.

수학식 2b

$$f_{1d} = \frac{2 \times f \times v \times \cos \theta_1}{c}$$

$$f_{2d} = \frac{2 \times f \times v \times \cos (\theta_1 + \theta_2)}{c}$$

<64>

<65> 상기 수학식 2b를 전술한 계산식에 의해 다시 정리하면 상기 수학식 9를 얻을 수 있고, 혈관 내 속도를 계산할 수 있다.

<66> 도 4는 본 발명의 바람직한 다른 실시예에 따른 단일 변환기 초음파 탐촉자 시스템이 도시되어 있다.

<67> 본 발명은 입사각의 영향을 받지 않는 초음파 탐촉자 시스템으로서, 단일 초음파 변환기(20)와 이 초음파 변환기(20)로부터 나오는 초음파가 일정한 점(혈류 속도의 측정을 위한 지점)을 공통으로 지나도록 초음파 변환기를 회전시킬 수 있는 구조로 이루어진다.

<68> 도 4에 도시한 바와 같이 초음파 변환기(20)가 변환기 홀더(13)에 고정되어 있으며, 변환기 홀더(13)는 모터 등의 회전기(14)에 연결되어 변환기 홀더(13)를 회전시킬 수 있다. 이때, 초음파 변환기(20)는 초음파 변환기로부터 나오는 초음파가 일정한 위치를 통과할 수 있도록 변환기 홀더(13)의 중심축으로부터 일정한 각도(θ)로 기울어져 있다.

<69> 이러한 구조의 초음파 탐촉자 시스템을 이용하여 혈류를 측정할 때, 초음파 변환기(20)를 180° 회전시키면 이중 변환기 초음파 탐촉자 시스템과 동일한 효과를 얻을 수 있으며, 이를 이용하여 혈관(12) 내 혈류 속도를 계

산할 수 있다.

<70> 이 경우에는 초음파 변환기(20)를 통해 혈관(12)에 초음파를 입사시킨 다음, 변환기 홀더 회전기(14)에 의해 변환기 홀더(13)가 회전되면서 초음파 변환기(20)를 180° 회전시키게 되면 이중 변환기의 θ_1 및 θ_2 을 얻을 수 있고, 이를 이용하여 전술한 계산과정에 의해 혈류 속도를 계산할 수 있다.

<71> 이상에서는 본 발명을 특정의 바람직한 실시예에 대하여 도시하고 설명하였으나, 본 발명은 이러한 실시예에 한정되지 않으며, 당해 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 특허청구범위에서 청구하는 본 발명의 기술적 사상을 벗어나지 않는 범위내에서 실시할 수 있는 다양한 형태의 실시예들을 모두 포함한다.

발명의 효과

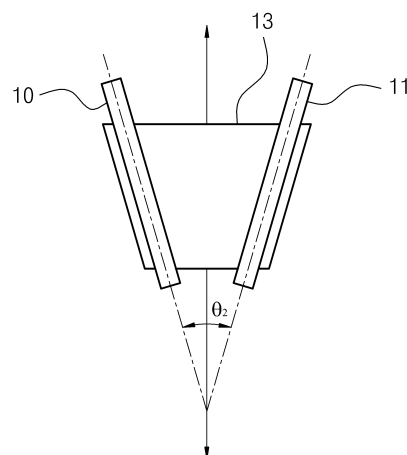
<72> 이상에서 본 바와 같이, 본 발명에 따른 도플러 초음파 진단용 초음파 탐촉자 시스템에 의하면, 종래의 경우에 하나의 초음파 변환기를 사용하게 되므로 혈류 속도의 측정시 초음파 변환기와 혈관과의 일정한 각도를 유지하여야 했던 점을 개선하여, 변환기 홀더를 매개로 두개의 초음파 변환기가 일정한 각도를 유지하는 구조(또는 하나의 초음파 변환기가 회전가능한 구조)를 채용함으로써, 초음파 변환기와 접촉 표면과의 입사각의 불안정성에 영향을 받지 않으며 혈류 속도를 보다 정확하게 측정할 수 있다.

도면의 간단한 설명

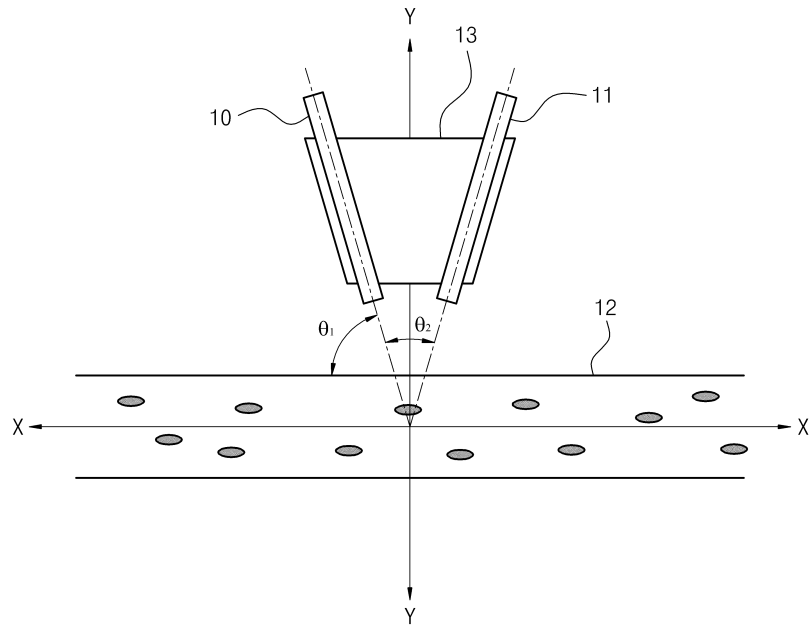
- <1> 도 1은 본 발명의 바람직한 일 실시예에 따른 초음파 탐촉자 시스템을 나타내는 구성도이고,
- <2> 도 2 및 도 3은 도 1의 이중 초음파 변환기의 위치에 따른 혈류 속도 측정을 설명하기 위한 도면이고,
- <3> 도 4는 본 발명의 바람직한 다른 실시예에 따른 초음파 탐촉자 시스템을 나타내는 구성도이고,
- <4> 도 5는 종래의 초음파 신호를 이용하여 혈류 속도를 측정하는 원리를 설명하기 위한 도면이다.
- <5> <도면의 주요부분에 대한 부호의 설명>
- <6> 10 : 제1초음파 변환기 11 : 제2초음파 변환기
- <7> 12 : 혈관 13 : 변환기 홀더
- <8> 14 : 회전기

도면

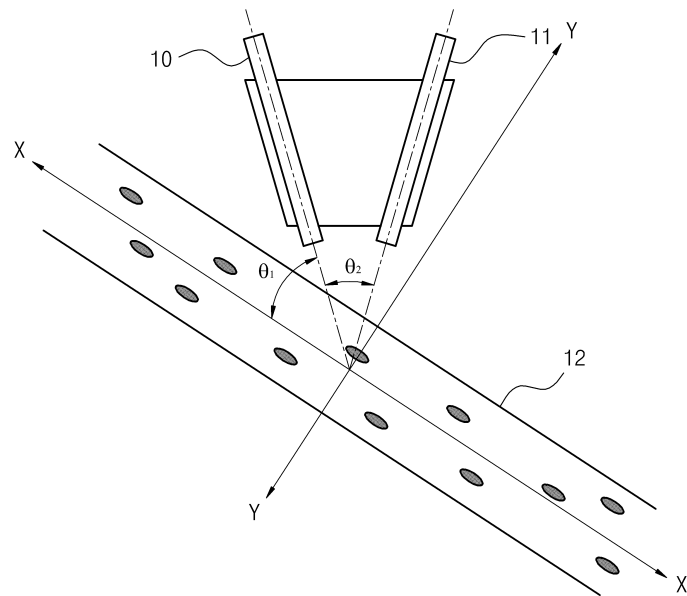
도면1



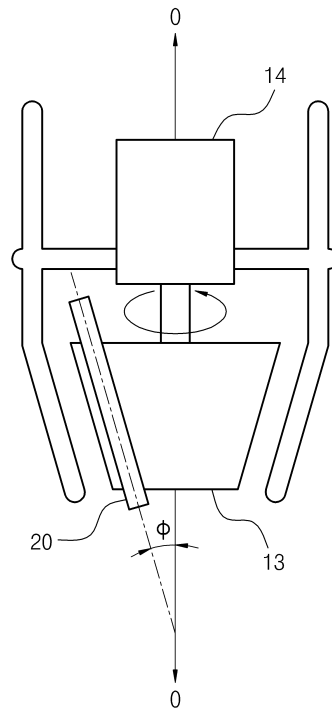
도면2



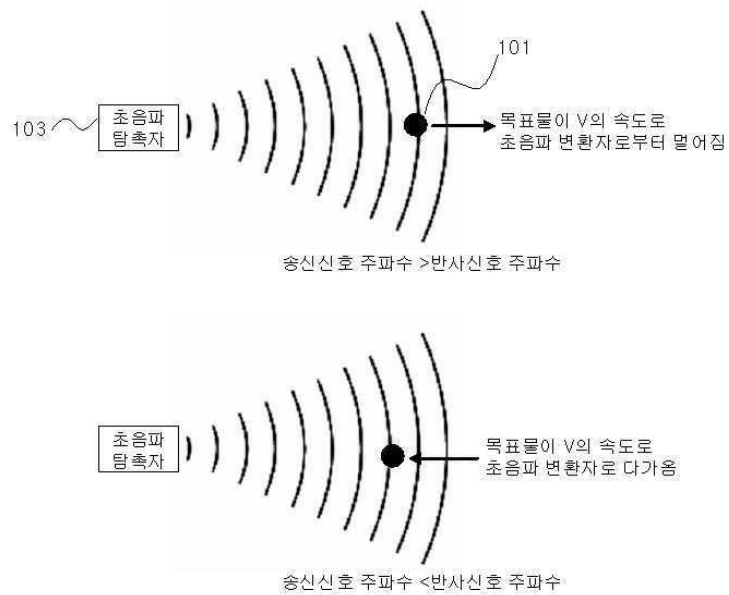
도면3



도면4



도면5



专利名称(译)	多普勒超声诊断超声探头系统		
公开(公告)号	KR1020080087408A	公开(公告)日	2008-10-01
申请号	KR1020070029583	申请日	2007-03-27
[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 KIM SERGEY 김세르게이 RIM GEUN HIE 임근희 KIM GUANG HOON 김광훈 KANG UK 강욱		
发明人	배영민 김세르게이 임근희 김광훈 강욱		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/4209		
代理人(译)	LEE , HAK SOO		
其他公开文献	KR100861992B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及多普勒超声波诊断超声换能器系统。更具体地说，它是关于多普勒超声波诊断超声换能器系统，为了在血流速率评估阶段难以定期保持探头和接触表面之间的入射角，它改善了测量误差的问题用于测量血流速率的多普勒超声波装置产生探针的布置和位置，并且它不会影响探针和接触表面的入射角的不稳定性，并且准确地测量血流速率。建模箱数学。为此，本发明提供了使超声波入射的多普勒超声波诊断超声换能器系统在血管内，由第一超声换能器组成，测量在固定时间后从血管反射的超声，转换器支架和第二超声换能器，并计算血管内部来自每个超声换能器的通量 (v) 利用多普勒效应反射超声波的多普勒频移 ($f(SB)1d(1/SB)$ ， $f(SB)2d(1/SB)$) 之间的角度 ($\theta(SB)2(1/SB)$) 和第二超声换能器。安装转换器支架使得第一超声换能器倾斜到一定角度 ($\theta(SB)1(1/SB)$)，使得超声波收入血管。安装第二超声换能器以便保持第一超声换能器和甚至转换器支架的特定角度 ($\theta(SB)2(1/SB)$)。超声波，转换器，血管，多普勒，探测。

