

(19) 대한민국특허청(KR) (12) 공개특허공보(A)

(51) Int. Cl. ⁷
A61B 8/02

(11) 공개번호 특2000-0036350
(43) 공개일자 2000년07월05일

(21) 출원번호	10-2000-0008018
(22) 출원일자	2000년02월19일
(71) 출원인	신상훈
(72) 발명자	부산광역시 부산진구 개금1동 신영아파트 B동 103호 신상훈
(74) 대리인	부산광역시 부산진구 개금1동 신영아파트 B동 103호 구성진

심사청구 : 있음

(54) 초음파를 이용한 경동맥의 협착증 진단방법

요약

본 발명은 초음파를 이용하여 경동맥의 협착증을 진단하는 방법에 관한 것으로, 종래의 패턴인식에 의한 협착증 진단방법이 많은 시간이 소요되며, 많은 비용이 드는 문제점을 해결한 것이다. 이를 위해 본 발명에 따른 초음파를 이용한 경동맥의 협착증 진단방법은, 경동맥에 수 MHz의 초음파신호를 소정의 각도로 투사하는 과정과; 경동맥의 혈관에서 반사된 신호를 심장의 수축기와 이완기가 다수번 진행되는 수 초 동안 샘플링하는 과정과; 상기 샘플링값 중 임의의 이완기 동안의 데이터에 대해 적당한 크기의 윈도우를 사용하여 웨이브렛 변환을 시행하는 과정과; 상기 웨이브렛 변환 후 협착증에 대한 정보를 담고 있는 특정 프레임과 기준 프레임의 에너지의 비를 구하는 과정과; 상기 에너지의 비에 따라 정상 또는 협착증으로 판단하는 과정을 포함하여 구성됨을 특징으로 한다. 이러한 본 초음파를 이용한 협착증 진단방법은, 저렴한 장치를 이용하여 협착증을 정확하고 빠르게 진단할 수 있으며, 진단시스템의 소형화가 가능하기 때문에 가정용 협착증 진단시스템에 적용할 수 있는 이점이 있다.

대표도

도3

색인어

협착증, 경동맥, 초음파, 웨이브렛, 도플러, 진단시스템

명세서

도면의 간단한 설명

- 도1은 정상인과 협착증환자의 혈액 흐름도.
- 도2는 본 발명에 따른 협착증 진단시스템의 블록도.
- 도3은 본 발명에 따른 협착증 진단방법의 순서도.
- 도4는 정상인과 협착증환자의 경동맥의 혈관에서 반사된 신호의 파형.
- 도5~도10은 6인의 환자로부터 추출한 도플러 신호의 웨이브렛 변환결과.
- 도11~도12는 4탭 필터를 사용한 full tree 웨이브렛 변환결과.
- 도13~도14는 16탭 필터를 사용한 full tree 웨이브렛 변환결과.

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 초음파를 이용하여 경동맥의 협착증을 진단하는 방법에 관한 것으로 더욱 상세하게는, 경동맥의 혈관에서 반사된 도플러신호를 웨이브렛 변환(wavelet transform)을 이용하여 분석함으로써 경동맥의 협착증을 정확하고 빠르게 진단하여 실시간으로 진단에 대한 결과를 환자에게 알려 줄 수 있는 방법에 관한 것이다.

경동맥은 심장에서부터 뇌로 혈액을 전달하는 동맥이다. 경동맥에서 협착증인 arteriosclerosis 는 동맥내에 여러 침전물에 의하여 발생하는 뇌혈관에 관한 질병이다. 여러가지 이유로 발생된 침전물들은 동맥 관내에

응고되어 정상적인 혈액의 흐름을 방해한다. 이 결과로 뇌졸중, 심장병, 뇌에 관련된 병을 유발시킬 수 있다.

도1은 정상인과 혈관내에 침전물이 쌓인 협착증 환자의 혈액의 흐름 모습을 나타낸 것이다. 도1을 살펴보면, 혈관이 있고, 이 혈관내의 혈액의 흐름이 화살표로 표시되어 있다. 도1의 (a)는 정상인의 경우이고, 도1의 (b)는 협착증 환자의 경우이다. 도1-(a)는 도시된 바와 같이 혈액이 평행인 반면, 도1-(b)는 침전물에 의해 혈액이 난류(turbulence)를 형성한다.

도1과 같이 혈관내에 침전물이 쌓이면 뇌졸중이나 심장병과 같은 생명에 치명적인 병을 유발할 수 있다. 따라서, 이러한 경동맥의 협착증을 진단하는 방법이 개발되었으며, 개발된 방법의 한 예로 패턴인식에 의한 방법이 있다.(미국특허번호: 5,327,893)

그러나 종래의 패턴인식에 의한 진단방법은 협착증을 분석하는데 많은 시간이 소요되며, 많은 비용이 드는 문제점이 있다.

발명이 이루고자하는 기술적 과제

따라서, 상기 문제점을 해결하기 위하여 본 발명은 웨이브렛 변환에 의한 신호분석기술을 이용하여 간단하며 빠르고 정확하게 경동맥의 협착증을 진단하는 방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

발명의 구성 및 작용

상기 목적을 달성하기 위하여 본 발명에 따른 초음파를 이용한 경동맥의 협착증 진단방법은, 경동맥에 수 MHz의 초음파신호를 소정의 각도로 투사하는 과정과; 경동맥의 혈관에서 반사된 신호를 심장의 수축기와 이완기가 다수번 진행되는 수 초 동안 샘플링하는 과정과; 상기 샘플링값 중 임의의 이완기 동안의 데이터에 대해 적당한 크기의 윈도우를 사용하여 웨이브렛 변환을 시행하는 과정과; 상기 웨이브렛 변환 후 협착증에 대한 정보를 담고 있는 특정 프레임과 기준 프레임의 에너지의 비를 구하는 과정과; 상기 에너지의 비에 따라 정상 또는 협착증으로 판단하는 과정을 포함하여 구성됨을 특징으로 한다.

또한, 상기 웨이브렛 변환시 사용하는 윈도우의 크기는 2048 ~ 4096 인 것을 특징으로 한다.

또한, 상기 윈도우를 적용시, 샘플링값 중 가장 작은 3개의 데이터를 취하고, 이들 3개의 데이터중 중간크기의 값을 취하고, 이 중간값을 갖는 데이터를 윈도우의 시점으로 정하는 것을 특징으로 한다.

또한, 상기 웨이브렛 변환 과정은, 16탭 Daubechies 필터를 사용하는 것을 특징으로 한다.

또한, 상기 에너지의 비를 구하는 과정에서 특정 프레임은, 4프레임인 것을 특징으로 한다.

또한, 상기 에너지의 비를 구하는 과정에서 기준 프레임은, 7프레임인 것을 특징으로 한다.

또한, 상기 샘플링하는 과정은, 3 ~ 7초동안 샘플링하는 것을 특징으로 한다.

또한, 상기 웨이브렛 변환시 full tree 웨이브렛 변환을 이용하는 것을 특징으로 한다.

이하 첨부한 도면을 참조하여 본 발명을 상세히 설명한다.

도2는 본 발명에 따른 초음파를 이용한 경동맥의 협착증 진단을 위한 시스템의 구성을 간략히 도시한 것이고, 도3은 본 발명에 따른 협착증 진단방법의 일 실시예에 따른 순서도이다.

도2에서 트랜스미터(transmitter)와 트랜스듀서(transducer)는 초음파신호를 발생하기 위한 장치로서 트랜스미터가 출력한 전기적 신호가 트랜스듀서에서 초음파신호(f(t))로 변환되어 경동맥의 혈관으로 발사된다. 그리고 경동맥의 혈관에 의해 반사된 신호(g(t))는 다시 트랜스듀서에 의해 전기적인 신호로 변환되고, 변환후 증폭기(Amplifier)에 의해 증폭되고, 디텍터(detector)와 필터(filter)를 거쳐 잡음 등이 제거된 후 신호분석과정(signal analysis)을 거쳐 최종적으로 협착증의 여부를 출력한다. 상기 경동맥의 혈관에서 반사된 신호(g(t))는 A/D 컨버터에 의해 샘플링된 후 컴퓨터에 의해 분석된다.

본 발명의 일 실시예에 따른 협착증 진단방법은 일단, 경동맥에 5MHz의 초음파신호를 주사한다.(S1) 다음으로, 경동맥의 혈관에서 반사된 신호를 5초간 10kHz로 샘플링한다.(S2)

경동맥의 혈관에서 반사된 신호는 도플러효과(Doppler effect)로 인해 경동맥의 혈액의 흐름에 대한 정보를 담고 있다. 앞서 설명한 바 있지만 혈관내에 침전물이 쌓이면 난류가 형성되고 이에 따라 혈액의 흐름속도에 영향을 미친다. 도플러효과에 따라 혈관에서 반사된 도플러신호의 주파수는 트랜스미터에서 혈관내로 투사된 초음파신호의 주파수로부터 약간 이동된다. 반사된 신호의 주파수를 f_r 이라 하고, 도플러 효과에 의한 주파수 이동을 f_s 라 할 때 다음과 같은 관계가 성립한다.

$$f_s = (2f_r v/c)\cos\theta$$

상기 식(1)에서 c는 소리의 속도이며, θ 는 혈류의 방향과 초음파 빔 사이의 각도이다. f_r 은 θ 의 변화에 따라 변하며 $\theta = 90$ 일 때 $\cos\theta = 0$ 이고, 이때 도플러효과에 의한 주파수이동은 없다. 그리고 초음파 빔의 입사각이 직각일 때 반사된 신호의 크기인 R은 다음 식과 같다.

$$R = (Z_2 - Z_1)/(Z_2 + Z_1)$$

상기 식(2)에서 Z1은 반사된 빔이 물질 내에서 순환할 때 발생하는 임피던스이고, Z2는 입사 빔이 물질 내에서 순환할 때 발생하는 임피던스이다. 상기 식(2)에서 Z1과 Z2의 차이가 크면 클수록 보다 많은 에너지가 반

사되고 반향도 커진다. 이상과 같은 연유로 혈관에서 반사된 도플러신호를 분석하면 경동맥의 협착증 정도를 알 수 있다.

도플러효과 때문에 반사된 신호는 보통 사람이 들을 수 있을 정도의 낮은 주파수요소를 지닌다. 따라서, 본 실시예에서는 혈관에서 반사된 신호를 5초동안 10kHz로 샘플링하였다. 샘플링한 결과를 타임 도메인(time domain)상에 나타내면 도4의 (a) 또는 (b)와 같은 형태를 지니게 된다.

도4의 (a)는 경동맥의 혈관내에 침전물이 쌓이지 않은 정상인의 경우이고, 도4의 (b)는 침전물이 쌓인 협착증 환자의 경우이다. 그리고 t_1 , t_3 구간은 심장의 수축기이고, t_2 , t_4 구간은 심장의 이완기이다. 도4의 (a)는 파형이 일정한 주기를 가진다. 즉, t_1 구간과 t_3 구간이 유사한 형태를 띠고, t_2 구간과 t_4 구간이 유사한 형태를 띤다. 반면, 도4의 (b)는 파형이 일정한 주기를 갖지 않으면 그래프만으로는 수축기와 이완기구간이 불분명하다.

혈액의 순환계는 혈압의 에너지형태에 따라 두가지의 상태로 구분할 수 있다. 즉, 심장의 수축기인 systolic 주기와 이완기인 diastolic 주기로 구분할 수 있다. 심장의 수축기동안 혈액은 심장의 펌핑 작용에 의해 동맥으로 흘러 들어가며, 이때 동맥에서 혈류의 속도는 매우 높게 된다. 반대로 이완기에서 심장은 혈액을 동맥으로 펌핑하지 않는다. 따라서, 이때 정상적인 동맥에서 혈류의 속도는 매우 낮다. 그러나, 만약 경동맥내에 침전물이 존재한다면 혈류속도는 이완기동안 여러 형태의 침전물에 의해 난류가 발생하게 된다. 혈류의 속도는 반사된 신호의 크기로 나타나며 대체적으로 수축기 동안에는 혈류의 속도가 빠르므로 도4의 t_1 구간과 같이 신호의 크기가 크고, 이완기 동안에는 혈류의 속도가 상대적으로 느리므로 도4의 t_2 구간과 같이 신호의 크기가 작다.

본 실시예에서는 5MHz의 초음파신호를 사용하였으나 트랜스미트되는 초음파신호의 주파수는 사용하는 트랜스미터에 따른 것이다. 보통의 트랜스미터는 수 MHz를 사용한다.

다음으로, 2048 크기의 윈도우와 16탭 Daubechies 필터를 사용하여 반사된 신호를 웨이브렛 변환시킨다. (S3)

혈관에서 반사된 신호를 5초동안 10kHz로 샘플링하면 샘플링 데이터수는 50,000개가 된다. 사람의 심장박동은 50~100박동수/분이며, 이는 0.8~1.6초당 1회의 심장박동에 해당한다. 반사된 신호를 분석하기 위해서는 하나의 완전한 심장박동 주기가 필요하며, 8192 개의 데이터는 1개의 심장박동 주기를 표현할 수 있다.

본 실시예에서는 진단의 정확성을 향상시키기 위해 적어도 3번의 수축기와 이완기가 진행되는 5초동안 샘플링하였다. 그러나 본 실시예를 따르지 않고 더욱 정확성을 향상시키기 위해 샘플링시간을 6초 등으로 늘리거나, 4초 등으로 줄이는 것도 가능하다. 샘플링시간을 증가시키면 샘플링데이터를 저장하기 위한 메모리가 많이 필요하고 또한, 진단결과가 나오기까지의 진단시간을 증가시킨다. 메모리가 풍부한 데스크탑 컴퓨터를 이용하여 진단시스템을 구성할 경우에는 메모리의 양이 문제되지 않지만 본 발명을 DSP를 이용한 소형 진단시스템에 적용할 경우에는 메모리의 양이 문제된다. 따라서, 메모리의 양과 정확성, 진단시간 등을 적절히 고려하여 샘플링시간을 정하는 것이 바람직하다.

다음으로, 본 실시예에서는 샘플링된 데이터값 중 가장 작은 3개의 값을 취한 후 이들 3개의 값중 중간크기를 갖는 값을 취하였다. 그리고 취한 중간크기의 값으로부터 시작하여 2048 크기의 윈도우를 사용하여 웨이브렛 변환을 시행하였다.

웨이브렛 변환은 최근 수학과 공학 및 의학 분야 등 다방면의 연구에 널리 응용되고 있다. 웨이브렛 변환의 기본 개념은 임의의 함수 $f(x)$ 를 시간-주파수 공간에서 동시에 지역성을 갖는 웨이브렛 기저함수(base function)의 선형결합으로 표현하는 것이다. 원형 웨이브렛 함수 $\Psi(x)$ 를 이용하여

$$\Psi_{a,b}(x) = \frac{1}{\sqrt{2}} \Psi\left(\frac{x-b}{a}\right)$$

$$a \in \mathbb{R}^+, b \in \mathbb{R}$$

와 같은 웨이브렛 변환식을 얻을 수 있다. 여기서 a 는 스케일변수(scale variable)로서 확장/축소에 관계되는 변수이고, b 는 이동 변수(translation variable)로서 천이에 관계되는 변수이다.

푸리에 변환은 신호를 처리함에 있어 전구간에 걸쳐 적분을 행하므로 국부적인 특성(locality)을 만족하지 못한다. 비정체성(nonstationary)신호에 대해서는 주파수의 축상 전체에 대해 신호를 처리하므로 생체신호처리에 적합하지 못하다. 이와 같은 단점을 개선하기 위한 방법으로 STFT(Short Time Fourier Transformation)가 나오게 되었다. 기본 윈도우 함수 $w(t-\tau)$ 를 통한 STFT의 신호해석은 시간 및 주파수에 관계없이 항상 일정한 크기의 윈도우를 사용하게 되므로, 일반적 신호의 특징인, 고주파성분은 어떤 특정한 시간축상 또는 공간영역에서 국부화되고, 저주파성분은 다수의 시간 및 공간영역에 분포하는 성질을 만족시키지 못한다. 이러한 STFT의 단점을 개선한 것이 웨이브렛 변환이며, 이는 일반적 신호특성을 제공한다. 웨이브렛 변환은 신호가 급격하게 변화하는 부분은 아주 짧은 고주파 기저를 이용하고, 저주파 신호에 대해서는 긴 윈도우를 적용한다. 이러한 특성때문에 신호처리 분야에서 상기 웨이브렛 변환은 유용한 tool이 된다. 따라서, 본 실시예에서는 혈관에서 반사된 신호를 웨이브렛 변환후 분석하는 방법을 이용하였다.

본 실시예에서는 웨이브렛 변환시 걸리는 변환시간을 최소화하기 위해 2048 크기의 윈도우를 사용하였다. 또한, 본 실시예에서는 앞서 설명한 바와 같이 샘플링된 데이터값 중 가장 작은 3개의 값을 취한 후 이들 3개 값중 중간크기의 값을 취하였다.

윈도우를 적용시, 변환시간을 최소화하고 본 발명의 정확성을 높이기 위해 본 실시예에서는 이완기동안에 윈도우를 적용하였으며, 윈도우의 시작점을 가장 작은 3개의 샘플링값중 중간크기의 값으로 하였다.

이완기때는 도4에서 살펴본 바와 같이 신호의 크기가 작다. 따라서, 상기 가장 작은 값들은 이완기구간에서 발생한다. 도4에서 살펴본 바와 같이 정상인과 협착증 환자는 수축기와 이완기의 주기에서 차이를 보이며 특

히, 협착증 환자는 이완기의 구분이 모호하다. 따라서, 협착증을 진단하기 위해서는 이 이완기구간의 신호를 분석할 필요가 있으며, 이 이완기구간에 윈도우를 적용하였다.

본 실시예에서는 이완기구간을 연산을 통해서 정확히 찾아내기 위해 샘플링된 값중 가장 작은 3개의 값을 취하고, 이들 값중 중간크기의 값을 가지는 데이터부터 이완기라 규정하여 윈도우의 시작점을 상기 중간값으로 정하였다.

트리 구조 단계와 프레임 사이의 관계는 \log_2 로 나타낼 수 있기 때문에 웨이브렛 변환시 윈도우의 길이는 base 2 이어야만 한다. 그리고 윈도우 길이는 수행되는 필터보다는 커야 한다. 트리 단계들의 수를 L이라 할 때 다음 식이 성립한다.

$$L = \log_2 W - \log_2 N + 1$$

상기 식(4)에서 W는 입력 데이터에 사용되는 윈도우 길이이고, N은 필터계수의 수이다. 윈도우 길이는 웨이브렛 트리 구조 알고리즘의 복잡성에 비례한다. 즉, 윈도우가 길면 웨이브렛 변환시 계산시간이 오래 걸린다. 윈도우의 길이를 감소시키면 계산시간은 짧아지나 시간에 대한 해상도가 감소하므로 본 발명을 적용하는 환경에 맞게 적당한 크기로 윈도우를 결정하는 것이 바람직하다. 본 실시예에서는 2048 ~ 4096 크기의 윈도우를 사용가능하나 계산시간을 최소화하기 위하여 2048 크기의 윈도우를 사용하였다.

윈도우를 결정한 다음으로, 이산 웨이브렛 변환(discrete wavelet transform)을 한다.

이산 웨이브렛 변환은 상기 식(3)에서 $a = 2^m$, $b = n2^m$ 으로 이산화시킨 것으로 이산 웨이브렛 변환은 다음과 같이 주어진다.

$$F(m,n) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)\Psi_{m,n}(x)dx$$

웨이브렛 변환에는 Dyadic Wavelet Transform(DWT), Reverse Dyadic Wavelet Transform(RDWT), Energy Zoom Wavelet Transform(EZWT), Full Tree Wavelet Transform(FTWT) 등이 있다.

상기 DWT는 단지 연속적인 필터와 다운샘플링(down sampling)에 의해 dyadic scale내로 frequency domain을 분리한다. 이 DWT는 첫번째 트리단계 계산 후 배열은 smooth 구성요소와 detail 구성요소로 나뉘어지며, 두번째 트리단계에서는 단지 smooth 구성요소의 서브어레이(sub-array)만이 서브밴드 코딩된다. 그러므로 detail 부분의 정보를 가지는 서브어레이 구성요소는 더 이상 서브밴드 코딩되지 않는다. smooth 구성요소의 정보는 계속해서 smooth와 detail 구성요소로 나뉘어진다. 최종적으로 변환된 출력 배열들과 이 배열에 있는 모든 요소는 웨이브렛 계수처럼 명명된다.

상기 RDWT는 앞서의 DWT와 비슷하지만 고주파에서는 좋은 주파수해상도를 가지고 저주파에서는 좋은 시간해상도를 가진다. 서브밴드 코딩기술을 사용할 때 트리구조는 하이패스필터 방향으로 실행된다.

상기 EZWT는 가장 높은 에너지를 가지는 프레임에 초점을 맞춘다. 이 EZWT의 첫번째 트리단계에서는 smooth와 detail구성요소로 나뉜다. 그리고 이중 많은 에너지를 가지는 프레임만이 다음의 서브밴드 코딩단계로 진행된다. 만약 중요한 정보가 에너지에 의존할 때 EZWT를 이용하면 트리의 모든 단계에 대해서 서브밴드 코딩을 실행하는 것보다 많은 시간을 절약할 수 있다.

상기 FTWT은 완전한 스펙트럼 분석에 대해 뛰어난 해상도를 제공한다. 이 FTWT는 트리의 모든 단계에서 서브밴드 코딩을 실행한다. 이는 앞서의 DWT, RDWT, EZWT 보다 상당히 복잡하다. 각 단계의 프레임수는 필터의 길이에 의존하며, L번째 트리단계에서 프레임수를 M이라 할 때 다음식이 성립한다.

$$M = 2^L$$

다음으로, 도5 ~ 도10은 본 발명이 아닌 다른 진단방법에 의해 경동맥의 협착증 여부가 이미 판명된 3명의 정상인 환자와 3명의 협착증 환자에 대해 본 발명을 적용하여 경동맥의 혈관에서 반사된 신호를 4탭 필터를 사용하여 웨이브렛 변환한 결과를 그래프로 나타낸 것이다. 도5 ~ 도10에서 각 도의 (a)는 FTWT, (b)는 EZWT, (c)는 DWT한 결과이다. 그리고 도5는 ksri, 도6은 wfri, 도7은 ksli, 도8은 lbri, 도9는 eali, 도10은 chli 라는 환자의 경우이다.

도5 ~ 도10을 전체적으로 살펴보면, 각 환자마다 파형의 크기가 다른 것을 알 수 있다. 이는 환자마다 경동맥을 둘러싸고 있는 조직의 두께가 모두 다르기 때문이다. 따라서, 이 파형의 크기는 협착증의 정도를 나타내는 기준으로 삼을 수 없다.

도11은 도5 ~ 도7을 비교하기 위한 도면으로서 가장 좋은 해상도를 갖는 FTWT 파형만을 모은 것이다. 그리고 도12는 도8 ~ 도10을 비교하기 위한 도면으로서 FTWT 파형만을 모은 것이다. 도11과 도12를 살펴보면, 도11의 경우는 3명의 환자 모두 1000 이후의 파형이 거의 제로에 가깝다. 그러나 도12의 경우는 1000 이후의 파형이 작으나마 크기를 갖는다.

보통 생체에서 발생하는 신호는 낮은 주파수를 가지며, 경동맥의 혈관에서 반사된 신호는 1.5 ~ 3kHz 영역에서 더 많은 에너지를 가진다. 즉, 이 1.5 ~ 3kHz 대에서 협착증에 대한 정보가 많이 포함되어 있다. 한편, 1kHz 보다 낮은 주파수영역에서는 비교적 일정한 에너지형태를 가진다.

도13은 도11에 나타낸 3명의 정상인 환자에 대해 16탭 필터를 사용하여 FTWT를 시행한 결과를 그래프로 나타

년 것이고, 도14는 도12에 나타난 3명의 협착증 환자에 대해 16탭 필터를 사용하여 FTWT를 시행한 결과이다.

도13과 도14를 비교해보면, 도13은 500 이후의 파형 즉, 4프레임 이후의 파형이 거의 제로에 가까운 반면, 도14는 500 이후의 파형이 상당한 크기를 가진다. 도11과 도13 또는 도12와 도14를 비교하면, 4탭 필터를 웨이브렛 변환시 사용한 경우와 16탭 필터를 사용한 경우를 비교할 수 있다. 본 실시예에서는 16탭 필터를 사용하였다. 이는 16탭 필터를 사용하는 것이 주파수 분해능이 좋기 때문이다.

웨이브렛 기저함수의 해상도는 그 기저함수를 표현하기 위하여 사용된 필터의 길이 즉, 탭 수에 비례한다. 필터의 길이가 너무 크면 계산이 너무 복잡해져 비효율적이다. 따라서, 계산시간과 해상도를 고려하여 믿을 만한 결과를 산출할 수 있도록 필터의 탭 수를 선정하는 것이 필요하다. 그리고 필터의 종류는 여러가지가 있을 수 있겠으나 본 실시예에서는 16탭 Daubechies 필터를 사용하였다.

경동맥의 혈관에서 반사된 신호에 2048 크기의 윈도우와 16탭 Daubechies 필터를 사용하여 웨이브렛 변환한 다음으로, 협착증에 대한 정보를 담고 있는 4 프레임과 7 프레임의 에너지의 비(E_7 / E_4)를 구한다.(S4) 그리고 이 에너지의 비에 따라 협착증 여부를 판단한다.(S5)

다음의 표1은 앞서 도5 ~ 도10에 나타난 6명의 환자를 포함하여 20명의 환자에 대해 도13과 도14의 4 프레임과 7 프레임의 에너지의 비를 구하고, 이 에너지 비에 X 100 한 결과이다.

[표 1]

번호	환자명(정상)	stenosis 정도	환자명(비정상)	stenosis 정도
1	ksri	9.02	lbri	168.60
2	wfri	2.95	eali	371.60
3	ksli	4.19	chli	309.74
4	ajdli	17.23	mmri	301.13
5	ajdri	24.99	wstri	40.73
6	pari	1.62	abli	715.28
7	abri	3.27	ahli	174.13
8	amri	6.47	ahri	437.70
9	cheeri	16.02	amli	182.32
10	defrli	5.72	gusli	74.55

상기 7프레임은 협착증의 정도를 수치로 나타내는데 있어서 어떠한 기준을 제공하기 위해 본 실시예에서 도입한 것이다. 앞서 도13과 도14를 통해 알 수 있듯이 정상인과 협착증 환자는 4프레임 이후의 파형에서 큰 차이를 보인다. 따라서, 각 환자마다 4프레임의 에너지에 대한 7프레임의 에너지의 비를 구하면 협착증의 정도를 정확하게 알 수 있다.

각 프레임의 에너지는 웨이브렛 계수들을 제공한 뒤 이들 제공한 값들을 합산하여 구한다. 그러나 이와 같이 에너지비를 구하면 수치가 낮아 분별력이 떨어진다. 따라서, 본 실시예에서는 X 100을 하여 수치를 높여 분별력을 향상시켰다.

상기 표1을 살펴보면, 정상인 환자의 경우는 수치가 대략 30이하인 반면 협착증 환자의 경우는 수치가 매우 높다. 따라서, 4프레임과 7프레임의 에너지비가 30이하이면 정상으로 판단하고, 30이상이면 협착증 환자로 판단할 수 있다.

상기 '30' 이라는 판단치는 본 실시예에 따른 실험의 결과이므로 실험의 환경이 달라지면 이 분별치가 바뀔 수 있다. 따라서, 상기 판단치는 진단시스템의 환경에 따라 변할 수 있으므로 본 발명을 이용하여 협착증을 진단할 때는 수회의 실험을 통해 적당한 판단치를 구하고, 추후에 시행하는 진단에는 이 판단치를 적용하여 정상인지 협착증인지를 판단하는 것이 바람직하다.

상기와 같이 본 발명은 판단치를 이용하여 정상과 협착증여부를 판단한다. 따라서, 본 발명을 적용할 시에는 앞서 본 발명을 설명하기 위해 첨부한 도면과 같은 파형을 확인할 필요가 없다. 이러한 연유로 본 발명은 일반 데스크탑 컴퓨터가 아닌 DSP를 이용한 소형의 분석시스템에 적용할 수 있다. 본 발명을 적용할 시에는 DSP가 5초 동안의 샘플링과, 샘플링후의 웨이브렛 변환과, 웨이브렛 변환 후의 4프레임과 7프레임의 에너지의 비 산출과, 산출된 비에 따라 협착증 여부를 판단하고 최종적으로 정상신호와 협착증 신호를 출력하도록 구성하는 것이 바람직하다. 최종신호에 따라 환자는 실시간으로 협착증 여부를 확인하는 것이 가능하다.

발명의 효과

이상 살펴본 바와 같이 본 발명에 따른 초음파를 이용한 경동맥의 협착증 진단방법은, 웨이브렛 변환 후 협착증에 대한 정보를 가지는 프레임과 기준프레임의 에너지의 비를 구하고, 이 비를 협착증 판단을 위한 판단치로 이용함으로써 종래의 패턴인식에 의한 진단방법보다 간단하고 빠르며 정확하게 진단할 수 있다. 본 발명을 이용하여 진단시스템을 구성시에는 시스템의 소형화, 가격의 저렴화가 가능해서 가정에서도 진단시스템을 이용할 수 있다는 이점이 있다.

(57) 청구의 범위

청구항 1

경동맥에 수 MHz의 초음파신호를 소정의 각도로 투사하는 과정과;

경동맥의 혈관에서 반사된 신호를 심장의 수축기와 이완기가 다수번 진행되는 수 초 동안 샘플링하는 과정과; 상기 샘플링값 중 임의의 이완기 동안의 데이터에 대해 적당한 크기의 윈도우를 사용하여 웨이브렛 변환을 시행하는 과정과;

상기 웨이브렛 변환 후 협착증에 대한 정보를 담고 있는 특정 프레임과 기준 프레임의 에너지의 비를 구하는 과정과;

상기 에너지의 비에 따라 정상 또는 협착증으로 판단하는 과정을 포함하여 구성되는 초음파를 이용한 협착증 진단방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 웨이브렛 변환시 사용하는 윈도우의 크기는 2048 ~ 4096 인 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 협착증 진단방법.

청구항 3

제 1 항 또는 제 2 항에 있어서, 상기 윈도우를 적용시, 샘플링값 중 가장 작은 3개의 데이터를 취하고, 이들 3개의 데이터중 중간크기의 값을 취하고, 이 중간값을 갖는 데이터를 윈도우의 시점으로 정하는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 협착증 진단방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서, 상기 웨이브렛 변환 과정은, 16탭 Daubechies 필터를 사용하는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 경동맥의 협착증 진단방법.

청구항 5

제 4 항에 있어서, 상기 에너지의 비를 구하는 과정에서 특정 프레임은, 4프레임인 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 경동맥의 협착증 진단방법.

청구항 6

제 4 항 또는 제 5 항에 있어서, 상기 에너지의 비를 구하는 과정에서 기준 프레임은, 7프레임인 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 경동맥의 협착증 진단방법.

청구항 7

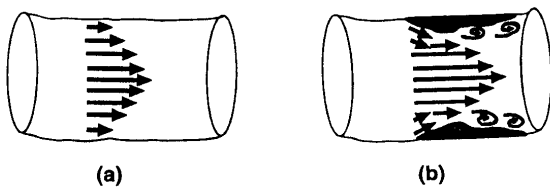
제 6 항에 있어서, 상기 샘플링하는 과정은, 3 ~ 7초동안 샘플링하는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 협착증 진단방법.

청구항 8

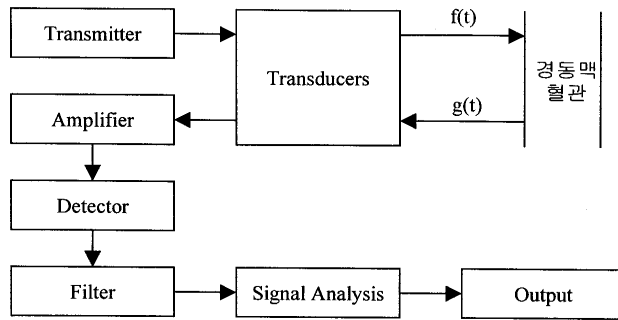
제 7 항에 있어서, 상기 웨이브렛 변환시 full tree 웨이브렛 변환을 이용하는 것을 특징으로 하는 초음파를 이용한 협착증 진단방법.

도면

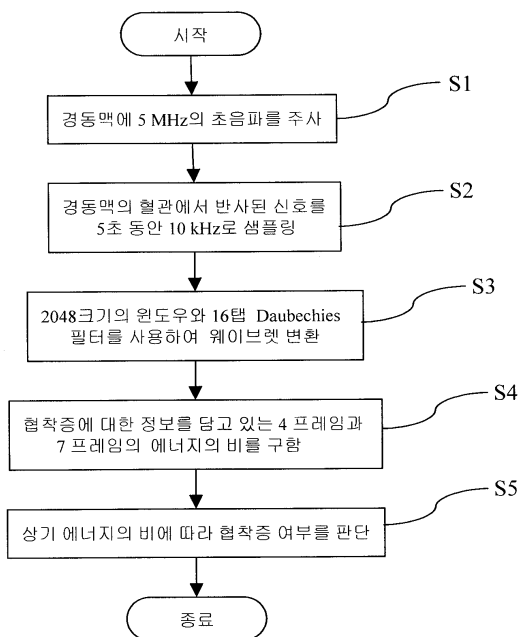
도면1



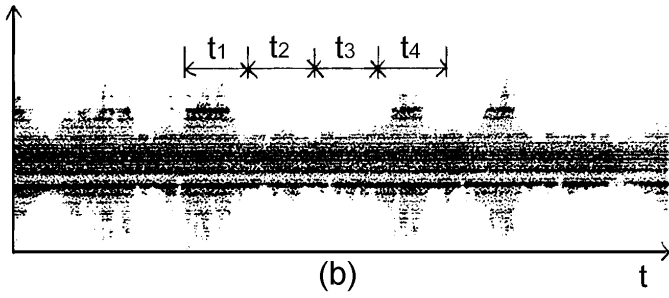
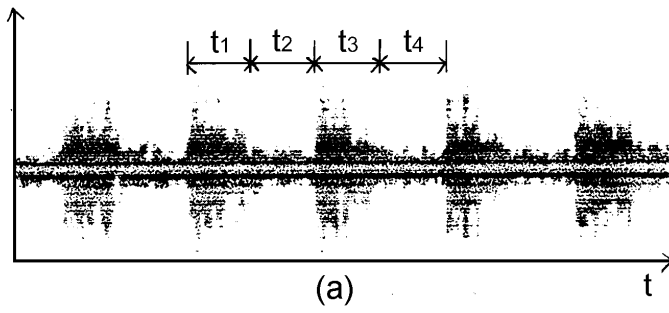
도면2



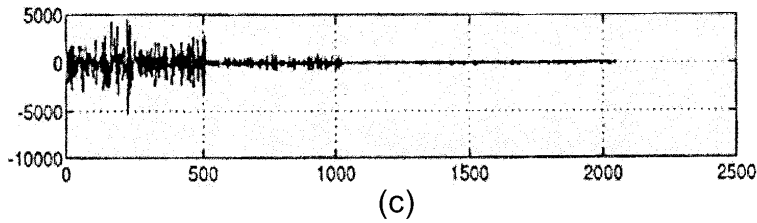
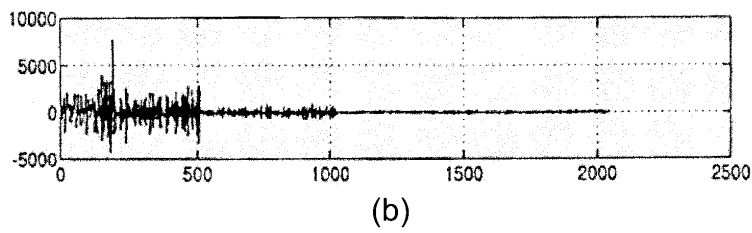
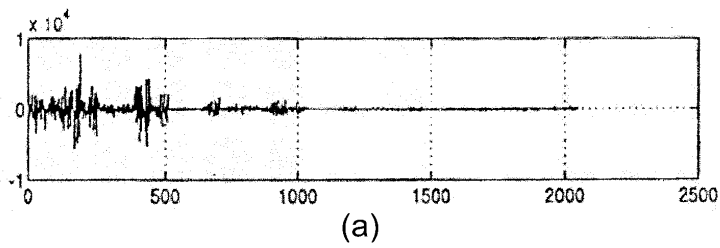
도면3



도면4

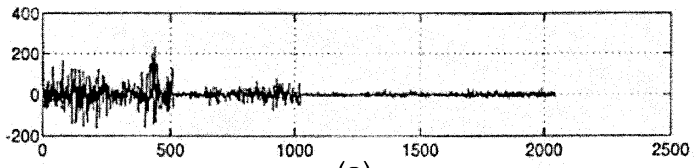


도면5

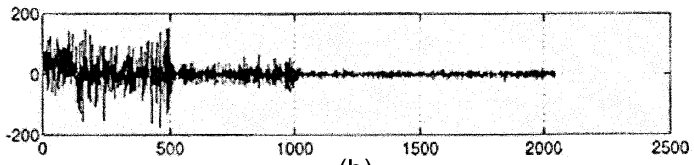


ksri, 4-tap, diastolic cycle

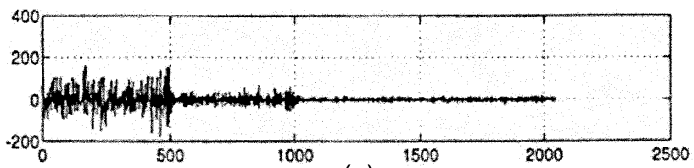
도면6



(a)



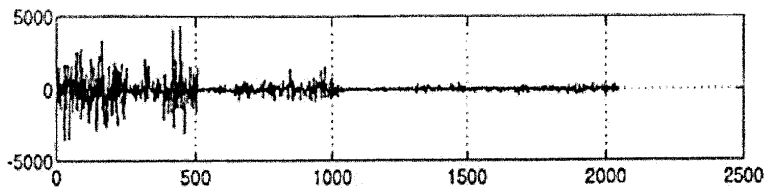
(b)



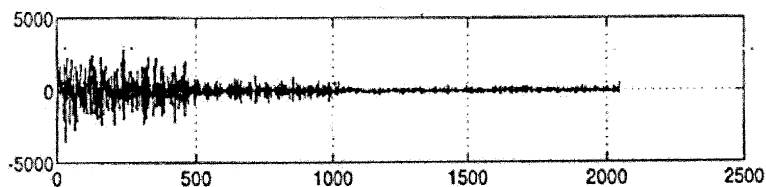
(c)

wfri, 4-tap, diastolic cycle

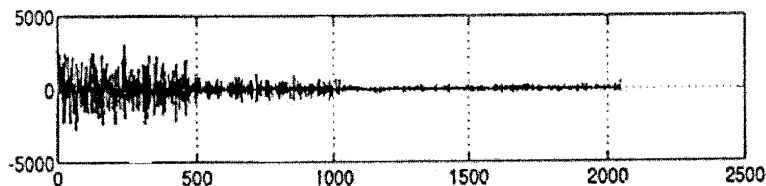
도면7



(a)



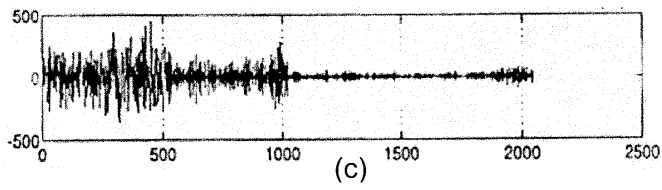
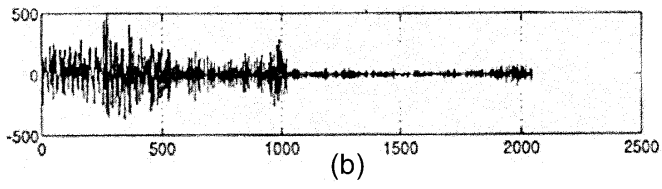
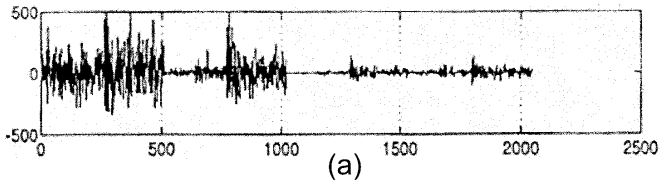
(b)



(c)

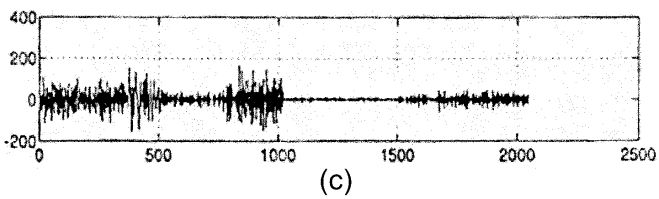
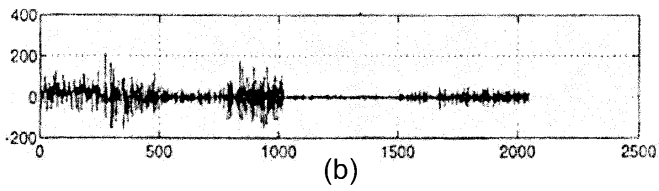
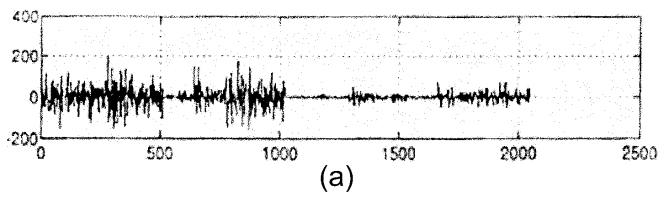
ksli, 4-tap, diastolic cycle

도면8



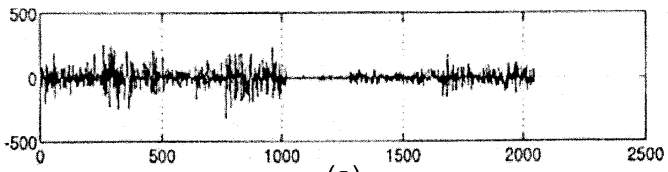
lbr, 4-tap, diastolic cycle

도면9

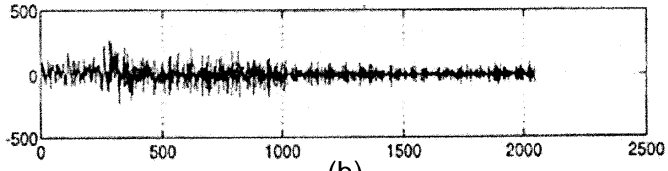


eali, 4-tap, diastolic cycle

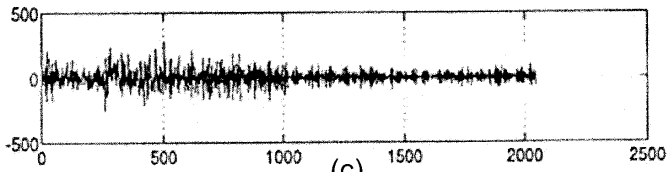
도면10



(a)



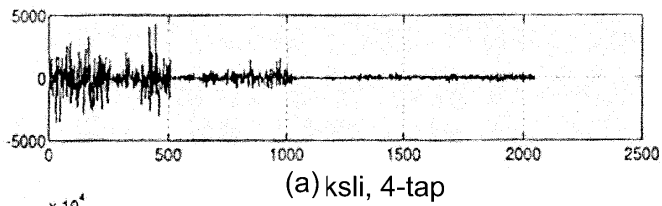
(b)



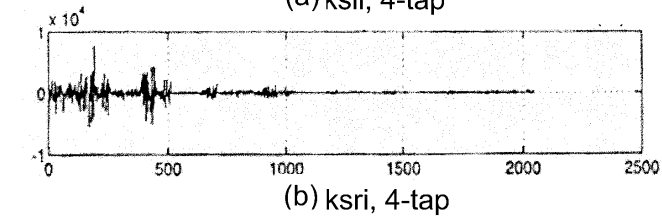
(c)

chli, 4-tap, diastolic cycle

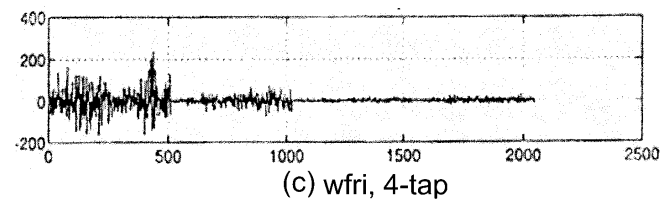
도면11



(a) ksli, 4-tap

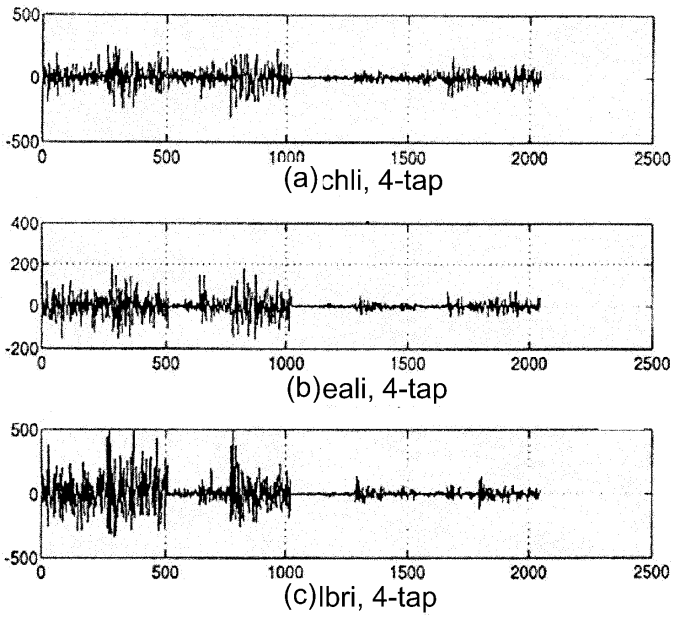


(b) ksri, 4-tap

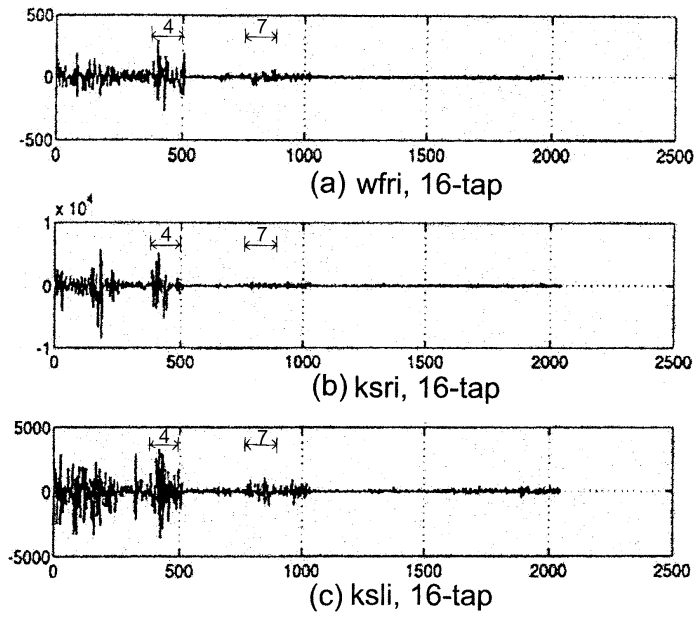


(c) wfri, 4-tap

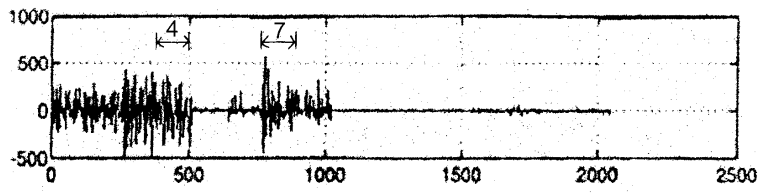
도면 12



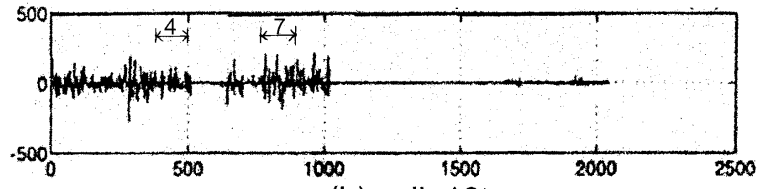
도면 13



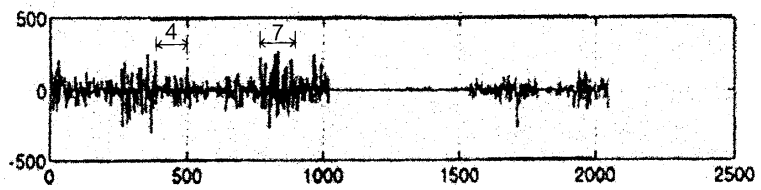
도면 14



(a) lbri, 16-tap



(b) eali, 16tap



(c) chli, 16-tap

专利名称(译)	超声诊断颈动脉狭窄		
公开(公告)号	KR1020000036350A	公开(公告)日	2000-07-05
申请号	KR1020000008018	申请日	2000-02-19
[标]申请(专利权)人(译)	宋茜SHE 申, 桑 - 勋		
申请(专利权)人(译)	申, 桑 - 勋		
当前申请(专利权)人(译)	申, 桑 - 勋		
[标]发明人	SIN SANG HUN		
发明人	SIN, SANG HUN		
IPC分类号	A61B8/02		
代理人(译)	KOO SEONG JIN		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及用常规的模式识别方法费时诊断使用超声波，该狭窄的数量，诊断颈动脉狭窄的方法，将解决此问题昂贵。对于这一点，使用根据本发明的超声波的颈动脉狭窄诊断方法是一种用于以规定的角度和突出几MHz到颈动脉的超声信号的处理;从颈动脉血管反射的信号采样几秒钟，在此期间心脏的收缩和舒张时间提前;在采样值的任意时段期间使用适当大小的窗口对数据执行小波变换;获得特定帧的能量比和包含小波变换后的狭窄信息的参考帧的信息;并根据能量比确定正常或狭窄。使用超声这个狭窄的诊断，也可以使用廉价的装置正确且迅速地诊断狭窄，存在这样的优点，可以适用于家庭狭窄诊断系统，因为它可以减少诊断系统的大小。3 指数方面 狭窄，颈动脉，超声，小波，多普勒，诊断系统

