(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(51) 。Int. Cl. [7]
A61B 8/06

(11) 공개번호 특2002-0005111
(43) 공개일자 2002년01월17일

(21) 출원번호 10-2000-0039086
(22) 출원일자 2000년07월08일

(71) 출원인 주식회사 메디슨
이민화
강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자 김철안
서울특별시 성동구 행당2동 317-40 행당 대림아파트 106-1201호
방지훈
경기도 안양시 동안구 호계동 목련우성 아파트 309-303호

(74) 대리인 주성민
장수길

심사청구 : 있음

(54) 도플러 효과를 이용하여 혈류 속도를 측정하기 위한초음파 진단 장치 및 방법

요약

본 발명은 도플러 효과를 이용하여 혈류 속도를 측정하기 위한 초음파 진단 장치 및 방법에 관한 것이다. 본 발명에 초음파 진단 방법은 초음파 신호를 인체내로 송신하고 반사된 신호를 샘플링함으로써 샘플 데이터를 발생시키는 단계, 상기 샘플 데이터를 처리하여 혈류의 속도 분포를 나타내는 주파수 분포 데이터 - 상기 주파수 분포 데이터는 각각 해당하는 전력 레벨을 갖는 다수의 주파수 성분을 포함함 - 를 발생시키는 단계, 상기 주파수 분포 데이터로부터 혈류의 속도를 검출하는 단계, 및 상기 주파수 분포 데이터에서 에일리어싱이 발생하였는지를 감지하는 단계를 포함하며, 상기 에일리어싱 감지 단계는 상기 주파수 분포 데이터를 구성하는 다수의 혈류 속도 성분중에서 가장 빠른 혈류 속도 성분에 해당하는 인덱스인 피크 인덱스를 계산하고, 상기 주파수 분포 데이터의 양의 주파수 영역과 음의 주파수 영역중에서 주파수 성분의 전력 레벨의 합이 더 큰 영역의 부호를 상기 피크 인덱스의 부호와 비교하여 에일리어싱이 발생하였는지를 감지한다.

대표도
도 10

색인어

초음파 진단기, 혈류 속도 측정, 도플러 효과, 잡음 임계치, 에일리어싱, 펄스 반복 주파수

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 초음파 신호를 이용하여 혈류 속도를 측정하는 원리를 도시한 도면.

도 2는 혈류 속도를 측정하기 위한 전형적인 초음파 진단 시스템의 블록도.

도 3은 도 2에 도시된 디지털 신호 처리기(108)의 세부 구성을 도시하는 도면.

도 4는 전형적인 주파수 분포 데이터를 도시한 그래프.

도 5는 초음파 진단 장치에서 주파수 분포 데이터를 표시 장치에 표시하는 방법을 설명하기 위한 도면.

도 6은 동맥의 혈류 속도를 측정한 초음파 진단 장치의 표시 장치의 화면의 일례를 도시한 도면.

도 7은 에일리어싱이 발생한 경우에 동맥의 혈류 속도를 측정한 초음파 진단 장치의 표시 장치의 화면의 일례를 도시한 도면.

도 8은 피크 인덱스를 이용하여 펄스 반복 주파수(PRF)를 갱신하는 원리를 설명하기 위한 도면.

도 9는, 본 발명에 따른, 임의의 스캔 라인의 피크 인덱스를 계산하는 방법을 설명하기 위한 흐름도.

도 10은, 본 발명에 따른, 임의의 스캔 라인에 대하여 펄스 반복 주파수를 갱신하는 방법을 설명하기 위한 흐름도

< 도면의 주요 부분에 대한 부호의 설명 >

103 : 배열 변환자

301 : 클러터 필터부

302 : FFT부

304 : 최고 혈류 속도 검출 장치

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 도플러 효과를 이용하여 혈류 속도를 측정하는 초음파 진단 시스템에 관한 것으로, 특히 샘플 데이터에서 에일리어싱이 발생하였는지를 감지하고 에일리어싱이 발생하지 않도록 펄스 반복 주파수를 갱신할 수 있는 장치 및 방법에 관한 것이다.

혈류의 속도 검출에는 도플러 효과를 이용하는 초음파 진단 시스템이 널리 사용되고 있다. 이러한 시스템에서는 초음파 배열 변환자에서 초음파 신호를 적혈구와 같은 목표물로 송신하고 목표물에서 반사된 신호를 수신한 후, 목표물의 이동에 의한 수신 신호의 주파수 편이 또는 위상 편이를 검출하여 목표물의 속도를 결정한다.

도 1은 초음파 신호를 이용하여 혈류 속도를 측정하는 원리를 도시한 도면이다. 도 1에 도시된 바와 같이, 배열 변환자(transducer array; 103)에서 초음파 신호를 목표물(101)로 송신하고 목표물(101)에서 반사된 신호를 일정한 시점, 예를 들어서, $t=t_0$에서 샘플링하는 동작을 여러 차례, 예를 들어서, 2N회 반복한다. 목표물(101)이 이동한다면, 이에 따라 t_0에서 샘플링한 신호의 위상이 변화하게 된다. 위상의 변화량으로부터 목표물(101)의 이동속도 v를 수학식 1에 따라 계산할 수 있다.

수학식 1

$$v=\frac{\Delta_{\Theta}\lambda_0}{2\pi T_{PRF}}$$

여기서, T_{PRF} 는 초음파 신호를 송신하는 주기, 즉 펄스 반복 주파수(Pulse Repitition Frequncy, PRF)의 역수이며, λ_0는 송신되는 초음파 신호의 중심 주파수이며, Δ_{Θ}는 위상의 변화량이다. 수학식 1에서 알수 있는 바와 같이, 목표물의 이동 속도는 목표물에서 반사된 신호의 위상의 변화량에 비례한다. 또한, 신호의 주파수 편이는 위상의 변화량에 비례하므로, 목표물의 이동속도 v는 반사 신호의 주파수 편이량에 비례한다. 따라서, 목표물에서 반사된 신호의 주파수를 측정하여 목표물의 이동 속도를 계산할 수 있다.

도 2는 혈류 속도를 측정하기 위한 전형적인 초음파 진단 시스템의 블록도이다. 배열 변환자(transducer array; 103)는 초음파 신호를 목표물로 송신하고, 목표물에서 반사된 초음파 신호를 수신한다. 배열 변환자(103)에서 수신된 신호는 프리-앰프(pre-amp, 104)에서 증폭된다. TGC 앰프(105)에서는 인체 내에서 초음파의 이동 거리에 따른 감쇄를 보상하기 위하여 시간에 따른 이득(gain)을 변화시키면서 프리-앰프(104)로부터의 신호를 증폭한다. TGC 앰프(105)의 출력 신호는 A/D 변환기(107)에서 디지털 신호로 변환되어, 직교 복조기(quadrature demodulator, 106)에서 복조된 후, 디지털 신호 처리기(108)에 입력된다. 디지털 신호 처리기(108)는 2N회의 초음파 신호 송신으로부터 획득한 (2N)개의 샘플 데이터로부터 목표물의 속도를 검출하여, 이를 표시 장치(109)에 표시한다.

배열 변환자(103)에서 송신된 초음파 신호는 인체내의 혈액, 조직 및 근육 등으로부터 반사되며, 혈액에서는 서로 다른 속도를 가진 다수의 적혈구가 초음파 신호를 반사한다. 따라서, 디지털 신호 처리기(108)에 입력되는 샘플 데이터는 다수의 속도 성분을 포함하고 있으므로, 디지털 신호 처리기(108)는 샘플 데이터의 속도 분포 스펙트럼—이를 스펙트럴 도플러(spectral Doppler)라 함—를 계산하여 표시 장치(109)에 표시한다.

도 3은 도 2에 도시된 디지털 신호 처리기(108)의 세부 구성을 도시하는 도면이다. 클러터 필터부(301)는, 소위 클러터라 불리우는, 혈액 이외의 조직으로부터 반사되는 신호를 차단하기 위한 것이다. 혈액이외의 조직 및 근육은 혈액에 비하여 상대적으로 느리게 움직이기 때문에, 이들로부터 반사되는 신호는 주로 저주파 대역에 위치한다. 따라서, 클러터 필터부(301)는 고주파 통과 필터(high-pass filter)를 사용하는 것이 전형적이다. FFT 부(Fast Fourier Transforming part, 302)부는 2N개의 샘플 데이터를 푸리에 변환하여, 2N개의 주파수 성분을 갖는 주파수 분포 데이터를 생성한다. 이러한 주파수 분포 데이터는 목표물의 속도 분포 스펙트럼에 해당한다. 후처리 부(post-processing portion; 303)에서는 보다 좋은 영상을 얻기 위하여 주파수 분포 데이터에 대하여 로그압축(log compression) 및 기저선 천이(base line shifting)와 같은 공지된 신호 처리를 수행한다. 디지털 신호 처리기(108)에서 출력된 주파수 분포 데이터, 즉 목표물의 속도 분포 스펙트럼은 표시 장치(109)에 표시된다. 최고 혈류 속도 검출 장치(304)는 디지털 신호 처리기에서 출력된 2N개의 주파수 성분으로부터 최고 혈류 속도를 검출하여 표시 장치(109)에 표시한다.

도 4는 전형적인 주파수 분포 데이터를 도시한 그래프이다. 도 4에서 x축은 각각의 주파수 성분의 주파수를 나타내며, y축은 각 주파수 성분의 전력을 나타낸다. 본 명세서에서는 주파수 분포 데이터가 각 주파수 성분의 전력을 나타내는 경우를 예시하고 있지만, 주파수 분포 데이터는 다른 값, 예를 들어서, 전력의 제곱근을 나타낼 수도 있다. 도 4의 그래프에서 양의 주파수와 음의 주파수 성분은 서로 반대방향으로 이동하는 목표물에서 반사된 신호 성분을 표시한다. 도

4의 그래프에서는 음의 주파수 성분의 전력이 양의 주파수 성분의 전력보다 큰 값을 갖는 경향이 있는데, 이는 혈류가 전체적으로 한 방향, 예를 들어서 배열 변환자에서 멀어지는 방향으로 움직이고 있음을 의미한다.

초음파 진단 시스템에서는 혈류의 평균 속도 및 최고 속도를 측정하는 것이 바람직하다. 이때, 샘플 데이터는 잡음까지 포함하고 있으므로, 이 중에서 잡음과 적혈구로부터 반사된 실제 신호 성분을 분리할 필요가 있다. 예를 들어서, 도 4에서 음의 최고 주파수(401)나 양의 최고 주파수(402)를 갖는 주파수 성분은 적혈구로부터 반사된 신호가 아닌 단순한 잡음으로부터 발생하였을 확률이 높으므로, 이를 실제 신호와 구별할 필요가 있는 것이다. 잡음과 실제 신호를 구별하기 위하여 잡음 임계치(noise threshold)를 정하고, 임계치 이하의 전력 레벨을 갖는 주파수 성분은 잡음으로 취급하는 것이 전형적이다. 즉, 도 4에서 잡음 임계치 이상의 전력 레벨을 갖는 주파수 성분중에서 주파수의 절대값이 가장 큰 주파수 성분(403)의 주파수(f_p)에 해당하는 속도를 최대 혈류 속도로 결정하는 것이다. 혈류의 평균 속도 역시 잡음 임계치 이상의 전력 레벨을 갖는 주파수 성분으로부터 계산하는 것이 전형적이다.

전술한 바에 따르면, 혈류의 평균 속도 및 최고 속도를 측정하기 위해서는 잡음과 실제 신호를 구별할 수 있는 전력 레벨, 즉 잡음 임계치를 정확하게 결정하는 것이 중요하다.

공지된 방법중 하나는 주파수의 상하 한계치 부근에서 미리 결정된 개수의 주파수 성분의 전력 레벨의 평균치를 구하고, 이로부터 잡음 임계치를 결정하는 방법이다. 예를 들어, 양의 고주파 성분중에서 미리 결정된 개수의 주파수 성분의 전력 레벨의 평균치로부터 잡음 임계치를 결정한다.

그러나, 전술한 바와 같은 종래의 방법에서는, 도 4에 도시된 바와 같이, 실제 신호는 중간 주파수 영역에만 위치하고 고주파 영역에는 잡음만이 존재한다고 가정한다. 그러나, 이러한 가정은 샘플링 주파수, 즉, 배열 변환자에서 초음파 신호를 송신하고 수신하는 주파수인 펄스 반복 주파수(Pulse Repetition frequency, PRF)가 혈류의 속도에 비하여 충분히 높은 경우에만 유용하다.

샘플링 주파수가 충분히 높지 않다면, 디지털 신호 처리 분야에서 주지된 바와 같이, 에일리어싱(aliasing) 현상이 발생하여, 예를 들어서 음의 주파수 영역에 존재하는 고주파 성분이 양의 주파수 영역의 고주파 영역에도 나타나게 된다. 이러한 경우에, 종래의 방법에 따른 잡음 임계치 결정 방법은 잡음의 전력 레벨만의 평균을 계산하는 것이 아니라, 실제 신호의 전력 레벨도 포함하여 평균을 계산하므로, 정확한 잡음 임계치를 결정할 수 없게 된다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

따라서, 본 발명의 목적은 샘플 데이터에서 에일리어싱이 발생하였는지를 감지할 수 있는 혈류 속도 측정용 초음파 진단기 및 혈류 속도 측정 방법을 제공하는 것이다. 본 발명의 또다른 목적은 에일리어싱이 발생하지 않도록 펄스 반복 주파수를 갱신할 수 있는 혈류 속도 측정용 초음파 진단기 및 혈류 속도 측정 방법을 제공하는 것이다.

발명의 구성 및 작용

본 발명에 따른 도플러 효과를 이용하여 혈류 속도를 측정하기 위한 초음파 진단 방법은 초음파 신호를 인체내로 송신하고 반사된 신호를 샘플링함으로써 샘플 데이터를 발생시키는 단계, 상기 샘플 데이터를 처리하여 혈류의 속도 분포를 나타내는 주파수 분포 데이터 - 상기 주파수 분포 데이터는 각각 해당하는 전력 레벨을 갖는 다수의 주파수 성분을 포함함 - 를 발생시키는 단계, 상기 주파수 분포 데이터로부터 혈류의 속도를 검출하는 단계, 및 상기 주파수 분포 데이터에서 에일리어싱이 발생하였는지를 감지하는 단계를 포함하며, 상기 에일리어싱 감지 단계는 상기 주파수 분포 데이터를 구성하는 다수의 혈류 속도 성분중에서 가장 빠른 혈류 속도 성분에 해당하는 인덱스인 피크 인덱스를 계산하고, 상기 주파수 분포 데이터의 양의 주파수 영역과 음의 주파수 영역중에서 주파수 성분의 전력 레벨의 합이 더 큰 영역의 부호를 상기 피크 인덱스의 부호와 비교하여 에일리어싱이 발생하였는지를 감지한다.

본 발명의 다른 실시예에 따르면, 상기 초음파 진단 방법은 상기 에일리어싱 감지 단계에서 에일리어싱을 감지한 경우에는 상기 피크 인덱스를 사용하여 상기 샘플 데이터를 발생시키는 주파수인 펄스 반복 주파수를 에일리어싱이 발생하지 않도록 갱신하는 펄스 반복 주파수 갱신 단계를 더 포함한다.

도 5는 초음파 진단 장치에서 주파수 분포 데이터를 표시 장치에 표시하는 방법을 설명하기 위한 도면이다. 도 5에서 각각의 스캔 라인은 초음파 신호를 송신하고 반사된 신호를 샘플링하는 동작을 순차적으로 2N회 반복하여 획득한 2N개의 샘플 데이터를 전술한 바와 같이 처리하여 발생시킨 2N개의 주파수 분포 데이터로 구성된다. 도 5에 도시된 바와 같이, M번째 스캔 라인을 특정한 시점 t_M 에서 획득한 2N개의 주파수 분포 데이터 집합으로 정의하고, M번째 스캔 라인에서 주파수 성분 f_i의 전력 레벨을 $x(i, t_M)$이라 정의한다. 다시 말하면, $x(i, t_M)$은 시간 t_M 에서 주파수 f_i에 해당하는 속도 성분을 갖는 혈류의 세기를 표시한다. 실제 표시 장치에서 이 값은 그레이 스케일로 표시하는 것이 일반적이다.

도 5에 도시된 바와 같이, 하나의 스캔 라인에 대한 데이터를 발생시키고 이를 표시하는 동작을 순차적으로 반복함으로써, 표시장치에 시간에 따른 혈류의 속도분포가 표시되는 것이다. 각각의 스캔 라인에 대하여 전술한 바와 같이 잡음 임계치를 결정하고, 이를 이용하여 각각의 스캔 라인에서의 최고 혈류 속도, 평균 혈류 속도등을 계산하여 표시할 수 있다. 도 5에서는 각각의 스캔 라인이 서로 떨어져 있는 것으로 도시되었지만, 이는 설명의 편의를 위한 것이다. 실제 초음파 진단 장치에서는 각각의 스캔 라인이 인접하는 것이 일반적이다.

본 명세서에서, 주파수 인덱스는 주파수 분포 데이터에서 각각의 주파수 성분의 순서를 표시한다. 예를 들어서, 도 5에 도시된 주파수 분포 데이터에서 주파수 성분 f_i의 주파수 인덱스는 i가 된다. 2N개의 주파수 분포 데이터의 주파수 인덱스는 -N에서 N-1까지 분포하는 것이 전형적이다. 여기서 주파수 인덱스의 한계치, 즉, 가장 높은 주파수 성분의 주파수 인덱스의 절대값은 N으로 주파수 분포 데이터의 개수의 절반이 된다.

도 6은 동맥의 혈류 속도를 측정한 초음파 진단 장치의 표시 장치의 화면의 일례를 도시한 도면이다. 도 6에서 각 주파수 성분의 전력 레벨은 그레이 스케일로 표시되어 있다. 도 6에서 양의 주파수 영역에는 강한 전력 레벨을 갖는 주파수 성분이 거의 존재하지 않는데, 이는 동맥내의 혈액이 한 방향으로만 이동함을 의미한다. 음의 주파수 영역에서 시간축인 x축을 따라서 주기적으로 발생하는 피크는 심장의 박동에 따라서 혈액의 속도가 상승하는 부분을 표시한다. 도 6에서 음의 주파수 영역에 주로 실제 신호가 존재하고, 양의 주파수 영역에는 주로 잡음만이 존재함을 알 수 있다.

샘플링 주파수, 즉 초음파 신호를 송신하는 주파수인 펄스 반복 주파수 (PRF, Pulse Repitition Frequency)가 혈류의 속도에 비하여 충분히 높지 않다면, 디지털 신호 처리 분야에서 공지된 바와 같이, 에일리어싱이 발생할 수 있다. 도 7는 에일리어싱이 발생한 경우에 동맥의 혈류 속도를 측정한 초음파 진단 장치의 표시 장치의 화면의 일례를 도시한 도면이다. 도 7에 도시된 바와 같이, 에일리어싱이 발생한 경우에는 음의 주파수 영역의 고주파 성분이 양의 주파수 영역의 고주파 영역으로 연장된다. 에일리어싱이 발생한 경우에 전술한 바와 같이 양의 주파수 영역 또는 음의 주파수 영역의 고주파 성분의 전력 레벨로부터 잡음 임계치를 계산하면, 계산된 잡음 임계치는 잡음의 전력 레벨뿐 아니라 실제 신호 성분의 전력 레벨도 사용하여 잡음 임계치를 계산한 것이 된다. 이러한 잡음 임계치는 잡음과 실제 신호를 구별하기 위하여 사용될 수 없다.

따라서, 하나의 스캔 라인에 대한 샘플 데이터에서 에일리어싱이 발생하였는지를 감지할 수 있는 방법과 에일리어싱이 발생한 경우에 에일리어싱이 발생하지 않도록 펄스 반복 주파수를 갱신할 수 있는 방법이 필요하다.

본 발명은 에일리어싱이 발생하였는지를 감지하고, 에일리어싱이 발생한 경우에 에일리어싱이 발생하지 않도록 펄스 반복 주파수(PRF)를 조정할 수 있는 방법을 제공한다. 본 발명에 따른 펄스 반복 주파수 조정 방법은 피크 인덱스와 양

의 주파수 영역의 주파수 성분의 전력 레벨의 합과 음의 주파수 영역의 주파수 성분의 전력 레벨의 합을 계산한다. 피크 인덱스의 부호와 전력 레벨의 합이 더 큰 주파수 영역의 부호를 비교하여 에일리어싱이 발생하였는지를 결정한다. 에일리어싱이 감지되면, 피크 인덱스의 값에 따라서 에일리어싱이 발생하지 않도록 펄스 반복 주파수를 갱신한다.

도 8은 본 발명에 따른, 피크 인덱스를 이용하여 에일리어싱을 감지하고 펄스 반복 주파수(PRF)를 갱신하는 원리를 설명하기 위한 도면이다. 도 8은 도 5에서 설명한 방식으로 혈류 속도를 표시한 표시장치의 화면의 일례인데, x축은 시간을 나타내며, y축은 주파수 인덱스를 나타낸다. 도 8에서 빗금으로 표시된 부분은 전력 레벨이 잡음 임계치보다 큰 주파수 성분을 표시한다. 피크 인덱스는 하나의 스캔 라인을 구성하는 다수의 혈류 속도 성분중에서 가장 빠른 혈류 속도 성분에 해당하는 인덱스로서, 하나의 스캔 라인에서 발생한 에일리어싱의 정도를 표시한다. 에일리어싱이 발생하지 않은 경우에는, 하나의 스캔 라인의 주파수 성분중에서 전력 레벨이 잡음 임계치를 넘는 가장 높은 주파수 성분이 가장 빠른 혈류 속도 성분에 해당한다. 에일리어싱이 발생한 경우에는, 고주파 영역이 다른 부호의 주파수 영역으로 연장되므로, 가장 빠른 혈류 속도 성분에 해당하는 주파수 성분은 가장 빠른 혈류 속도 성분의 실제 부호와 반대가 된다. 그러므로, 실제 혈류의 방향을 알아내고 이를 피크 인덱스의 부호와 비교하여 에일리어싱이 발생하였는지를 알 수 있다. 다시 말하면, 양의 주파수 영역과 음의 주파수 영역 중에서 주파수 성분의 전력 레벨의 합이 더 큰 주파수 영역의 부호—이 부호는 실제 혈류의 방향을 나타냄—와 피크 인덱스의 부호를 비교하여 에일리어싱이 발생하였는지를 알 수 있다.

예를 들어서, 도 8에서 j번째 스캔 라인의 피크 인덱스는 80이다. j번째 스캔 라인의 경우에는 양의 주파수 영역의 신호의 전력 레벨의 합이 음의 주파수 영역보다 크며, 피크 인덱스가 양수이므로 에일리어싱이 발생하지 않았음을 알 수 있다. i번째 스캔라인의 경우에는 에일리어싱이 발생하여 양의 주파수 성분이 음의 주파수 영역으로 연장되었으므로, 피크 인덱스는 -80이 된다. i번째 스캔 라인의 경우에도 양의 주파수 영역의 신호의 전력 레벨의 합이 음의 주파수 영역보다 큰데, 피크 인덱스는 -80으로 음수이므로 에일리어싱이 발생하였음을 알 수 있다.

본 발명의 또다른 실시예에 따르면, 전술한 바와 같이 양의 주파수 영역과 음의 주파수 영역 중에서 주파수 성분의 전력 레벨의 합이 더 큰 주파수 영역의 부호와 피크 인덱스의 부호를 비교하여 에일리어싱이 감지된 경우에는 검출된 혈류 속도의 신뢰성이 낮은 것으로 평가한다.

도 8에서, 주파수 인덱스의 한계치, 즉 주파수 분포 데이터의 개수인 2N의 절반인 N은 128이다. 혈류 속도가 주파수 인덱스의 한계치에 해당하는 속도를 초과하지 않는 경우에는 에일리어싱이 발생하지 않는다. 도 8에 도시된 바와 같이, j번째 스캔 라인의 경우에는 에일리어싱이 발생하지 않았으므로 펄스 반복 주파수를 증가시킬 필요가 없다. 그러나, 에일리어싱이 발생한 i번째 스캔 라인의 경우에는, 에일리어싱을 방지하기 위해서는, 펄스 반복 주파수를 증가시켜서 주파수 인덱스의 한계치를 증가시켜야 한다. 에일리어싱을 방지하기 위한 주파수 인덱스의 한계치는 다음 수학식 3와 같이 결정된다.

수학식 3

$$N_{new}=N_{old}+(N_{old}-abs(peak\_index))=2N_{old}-abs(peak\_index)$$

수학식 3에서 N_{new} 는 에일리어싱을 방지하기 위한 새로운 주파수 인덱스의 한계치이며, N_{old} 는 현재의 주파수 인덱스의 한계치이다. 도 8에서 N_{old} 는 128이며, i번째 스캔 라인의 피크 인덱스는 -80이므로, N_{new} 는 176가 된다. 즉, 에일리어싱을 방지하기 위해서는 주파수 인덱스의 한계치를 N_{new} 인 176로 증가시켜야 하는 것이다.

주파수 인덱스의 한계치는 펄스 반복 주파수에 비례하므로, 에일리어싱을 방지할 수 있는 펄스 반복 주파수는 다음 수학식 4와 같이 결정된다.

수학식 4

$$PRF_{new} = PRF_{old} \times \frac{N_{new}}{N_{old}}$$

수학식 4에 수학식 3을 대입하면 정리하면, 에일리어싱이 발생되지 않도록 하기 위하여 펄스 반복 주파수는 다음 수학식 5에 따라서 갱신될 수 있다.

수학식 5

$$PRF_{new} = PRF_{old} \times \left(2 - \frac{abs(peak\_index)}{N_{old}}\right)$$

여기서 PRF_{new} 는 에일리어싱이 발생하지 않도록 갱신된 펄스 반복 주파수이며, PRF_{old} 는 갱신되기 전의 펄스 반복 주파수이며, peak_index는 피크 인덱스이며, N_{old} 는 갱신되기 전의 펄스 반복 주파수로부터 발생한 주파수 분포 데이터의 주파수 인덱스의 한계치이다.

도 9는 임의의 스캔 라인의 피크 인덱스를 계산하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다. 도 9에서 i는 주파수 인덱스를 표시하며, x[i]는 i번째 주파수 성분의 전력 레벨을 표시한다. 스캔 라인의 양의 주파수 인덱스의 상한은 N-1이며, 음의 주파수 인덱스의 하한은 -N이다. 단계 1210에서 실제 신호가 주로 양의 주파수 영역에 존재하는지 음의 주파수 영역에 존재하는지를 판단하다. 실제 신호가 양의 주파수 영역에 존재한다면, 주파수 인덱스 0에서 N-1까지, 그리고 -N에서 -1까지의 순서로 주파수 인덱스를 1씩 증가시키면서 모든 주파수 인덱스를 검색한다. 단계 1220에서 x[i]가 잡음 임계치(Noise_Threshold)를 초과했는지를 판단한다. x[i]가 잡음 임계치를 초과했다면 단계 1225에서 피크 인덱스(peak_index)를 i로 갱신한다. 단계 1230에서 i가 -1인지를 판단한다. i가 -1이라면 이는 모든 주파수 인덱스를 검사하였음을 의미하므로 검색을 종료한다. 단계 1231에서 양의 주파수 인덱스의 상한인 N-1에 도달하였는지를 판단하여, 그렇다면 단계 1232에서 i를 -N으로 설정하고 검색을 계속한다.

도 8의 j번째 스캔 라인을 참조하여 설명하자면, i가 0에서 80까지 진행하는 동안에는, 단계 1220에서 x[i]가 잡음 임계치를 초과한다고 판단하므로, peak_index가 갱신된다. i가 81에서 N-1까지 진행하고, 이어서 -N에서 -1까지 진행하는 동안에는, 단계 1220에서 x[i]가 잡음 임계치를 초과하지 않는다고 판단하므로, peak_index가 갱신되지 않는다. 따라서, 모든 주파수 인덱스를 검사한 뒤에 peak_index의 값은 80이 된다. i번째 스캔 라인의 경우에는, i가 0에서 N-1까지 진행하고, 이어서 -N에서 -80까지 진행하는 동안에는 peak_index가 갱신되고, 이후에는 갱신되지 않는다. 따라서, 모든 주파수 인덱스를 검사한 뒤에 peak_index의 값은 -80이 된다.

도 9의 단계 1210에서 실제 신호성분이 양의 주파수 영역이 아닌 음의 주파수 영역에 존재한다고 판단되는 경우에는 주파수 인덱스의 검색 방향이 반대가 된다. 즉, i가 0에서 출발하여 1씩 감소하면서 -N까지 진행하고, 이어서 N-1에서 1까지 진행하는 것이다.

도 10은, 본 발명에 따른, 임의의 스캔 라인에 대하여 펄스 반복 주파수를 갱신하는 방법을 설명하기 위한 흐름도이다. 단계 1310에서 양의 주파수 성분의 전력 레벨의 합, 음의 주파수 성분의 전력 레벨의 합, 피크 인덱스를 계산한다. 피크 인덱스는 도 9에서 설명된 방법으로 구할 수 있다. 단계 1320에서 실제 신호성분이 주로 양의 주파수 영역에 존재하는지 음의 주파수 영역에 존재하는지를 판단한다. 실제 신호 성분이 주로 양의 주파수 영역에 존재한다고 결정되면, 단계 1330에서 피크 인덱스의 부호를 판단한다. 실제 신호 성분이 주로 양의 주파수 영역에 존재하고 피크 인덱스가 양수라면, 이는 에일리어싱이 발생하지 않았음을 의미한다. 따라서, 펄스 반복 주파수를 갱신하지 않고 종료한다. 단계 1330에서 피크 인덱스가 음수라면, 이는 에일리어싱이 발생하였음을 의미한다. 따라서, 단계 1350에서 수학식 3에 따라서 새로운 주파수 인덱스의 한계치(N_{new})를 구하고, 단계 1360에서 수학식 4에 따라서 에일리어싱이 발생하지 않는 새로운 펄스 반복 주파수(PRF_{new})를 구한 후 종료한다.

도 10에 도시된 실시예에서는 단계 1350에서 수학식 3을 계산하고, 단계 1360에서 수학식 4를 계산하는 것으로 도시되었으나, 수학식 3과 수학식 4를 결합시켜 수학식 5만을 계산할 수도 있다.

본 발명에 따른, 에일리어싱을 감지하고, 에일리어싱이 발생한 경우에는 이를 방지하도록 펄스 반복 주파수를 갱신할 수 있는 초음파 진단 장치 및 방법에 관하여 설명하였다. 상술한 실시예는 본 발명의 원리를 응용한 다양한 실시예의 일부를 나타낸 것에 지나지 않음을 이해해야 한다. 본 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명의 본질로부터 벗어남이 없이 여러가지 변형이 가능함을 명백히 알 수 있을 것이다.

발명의 효과

본 발명에 따른 초음파 진단 장치 및 혈류 속도 검출 방법은 에일리어싱이 발생하였는지를 알아내고, 에일리어싱이 발생한 경우에는 이를 방지하도록 펄스 반복 주파수를 갱신할 수 있다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

도플러 효과를 이용하여 혈류 속도를 측정하기 위한 초음파 진단 장치에 있어서,

초음파 신호를 인체내로 송신하고 반사된 신호를 샘플링함으로써 샘플 데이터를 발생시키기 위한 샘플 데이터 발생 수단,

상기 샘플 데이터를 처리하여 혈류의 속도 분포를 나타내는 주파수 분포 데이터 - 상기 주파수 분포 데이터는 각각 해당하는 전력 레벨을 갖는 다수의 주파수 성분을 포함함 - 를 발생시키기 위한 변환 수단,

상기 주파수 분포 데이터로부터 혈류의 속도를 검출하는 혈류 속도 검출 수단, 및

상기 변환 수단에서 발생시킨 주파수 분포 데이터에서 에일리어싱이 발생하였는지를 감지하는 에일리어싱 감지 수단을 포함하며,

상기 에일리어싱 감지 수단은 상기 주파수 분포 데이터를 구성하는 다수의 혈류 속도 성분중에서 가장 빠른 혈류 속도 성분에 해당하는 인덱스인 피크 인덱스를 계산하고, 상기 주파수 분포 데이터의 양의 주파수 영역과 음의 주파수 영역 중에서 주파수 성분의 전력 레벨의 합이 더 큰 영역의 부호를 상기 피크 인덱스의 부호와 비교하여 에일리어싱이 발생하였는지를 감지하는 초음파 진단 장치.

청구항 2.

제1항에 있어서, 상기 에일리어싱 감지 수단에서 에일리어싱을 감지한 경우에는 상기 샘플 데이터를 발생시키는 주파수인 펄스 반복 주파수를 에일리어싱이 발생하지 않도록 다음 수학식에 따라서 갱신하는 펄스 반복 주파수 갱신 수단을 더 포함하며, 펄스 반복 주파수를 갱신하기 위한 상기 수학식은 다음과 같으며,

$$PRF_{new} = PRF_{old} \times \left(2 - \frac{abs(peak\_index)}{N_{old}}\right)$$

여기서 PRF_{new} 는 에일리어싱이 발생하지 않도록 갱신된 펄스 반복 주파수이며, PRF_{old} 는 갱신되기 전의 펄스 반복 주파수이며, peak_index는 피크 인덱스이며, N_{old} 는 갱신되기 전의 펄스 반복 주파수로부터 발생한 주파수 분포 데이터의 주파수 인덱스의 한계치인 초음파 진단 장치.

청구항 3.

제1항에 있어서, 상기 혈류 속도 검출 수단은 상기 에일리어싱 감지 수단에서 에일리어싱을 감지한 경우에는 검출된 혈류 속도의 신뢰성이 낮다고 평가하는 초음파 진단 장치.

청구항 4.

도플러 효과를 이용하여 혈류 속도를 측정하기 위한 초음파 진단 방법에 있어서,

초음파 신호를 인체내로 송신하고 반사된 신호를 샘플링함으로써 샘플 데이터를 발생시키는 단계,

상기 샘플 데이터를 처리하여 혈류의 속도 분포를 나타내는 주파수 분포 데이터 - 상기 주파수 분포 데이터는 각각 해당하는 전력 레벨을 갖는 다수의 주파수 성분을 포함함 - 를 발생시키는 단계,

상기 주파수 분포 데이터로부터 혈류의 속도를 검출하는 단계, 및

상기 주파수 분포 데이터에서 에일리어싱이 발생하였는지를 감지하는 단계를 포함하며,

상기 에일리어싱 감지 단계는 상기 주파수 분포 데이터를 구성하는 다수의 혈류 속도 성분중에서 가장 빠른 혈류 속도 성분에 해당하는 인덱스인 피크 인덱스를 계산하고, 상기 주파수 분포 데이터의 양의 주파수 영역과 음의 주파수 영역중에서 주파수 성분의 전력 레벨의 합이 더 큰 영역의 부호를 상기 피크 인덱스의 부호와 비교하여 에일리어싱이 발생하였는지를 감지하는 초음파 진단 방법.

청구항 5.

제4항에 있어서, 상기 에일리어싱 감지 단계에서 에일리어싱을 감지한 경우에는 상기 샘플 데이터를 발생시키는 주파수인 펄스 반복 주파수를 에일리어싱이 발생하지 않도록 수학식에 따라서 갱신하는 펄스 반복 주파수 갱신 단계를 더 포함하며, 펄스 반복 주파수를 갱신하기 위한 상기 수학식은 다음과 같으며,

$$PRF_{new}=PRF_{old}\times\left(2-\frac{abs(peak\_index)}{N_{old}}\right)$$

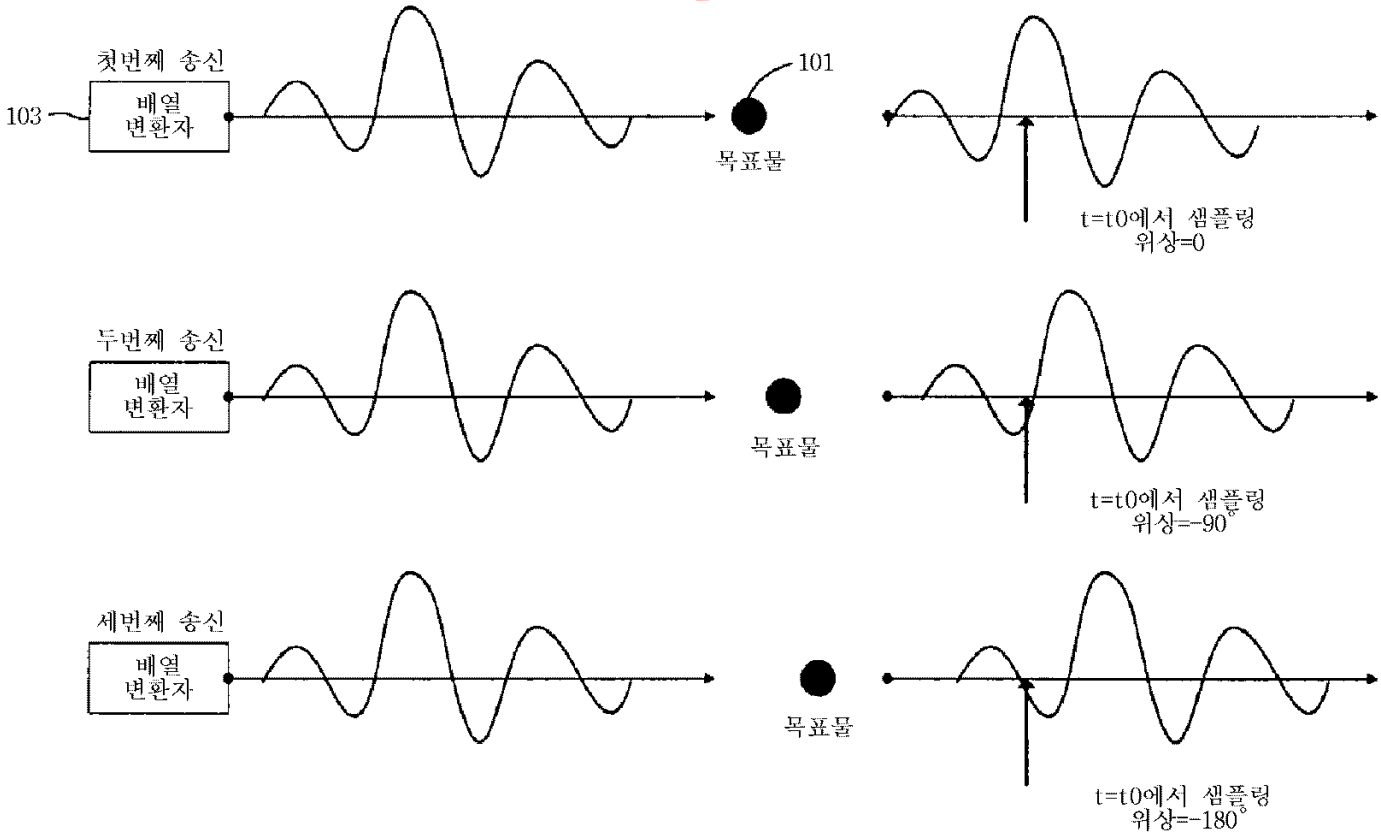
여기서 PRF_{new} 는 에일리어싱이 발생하지 않도록 갱신된 펄스 반복 주파수이며, PRF_{old} 는 갱신되기 전의 펄스 반복 주파수이며, peak_index는 피크 인덱스이며, N_{old} 는 갱신되기 전의 펄스 반복 주파수로부터 발생한 주파수 분포 데이터의 주파수 인덱스의 한계치인 초음파 진단 방법.

청구항 6.

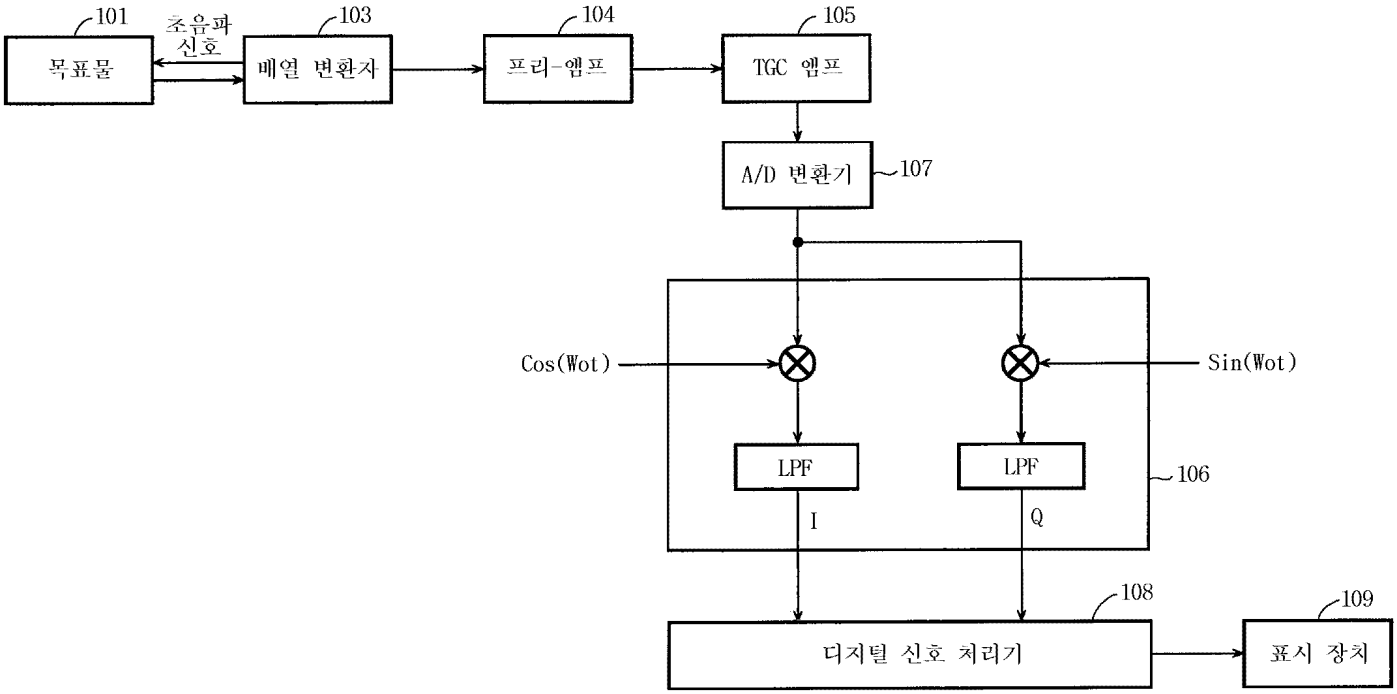
제4항에 있어서, 상기 에일리어싱 감지 단계에서 에일리어싱을 감지한 경우에는 상기 혈류 속도 검출 단계에서 검출된 혈류 속도의 신뢰성이 낮다고 평가하는 단계를 더 포함하는 초음파 진단 방법.

도면

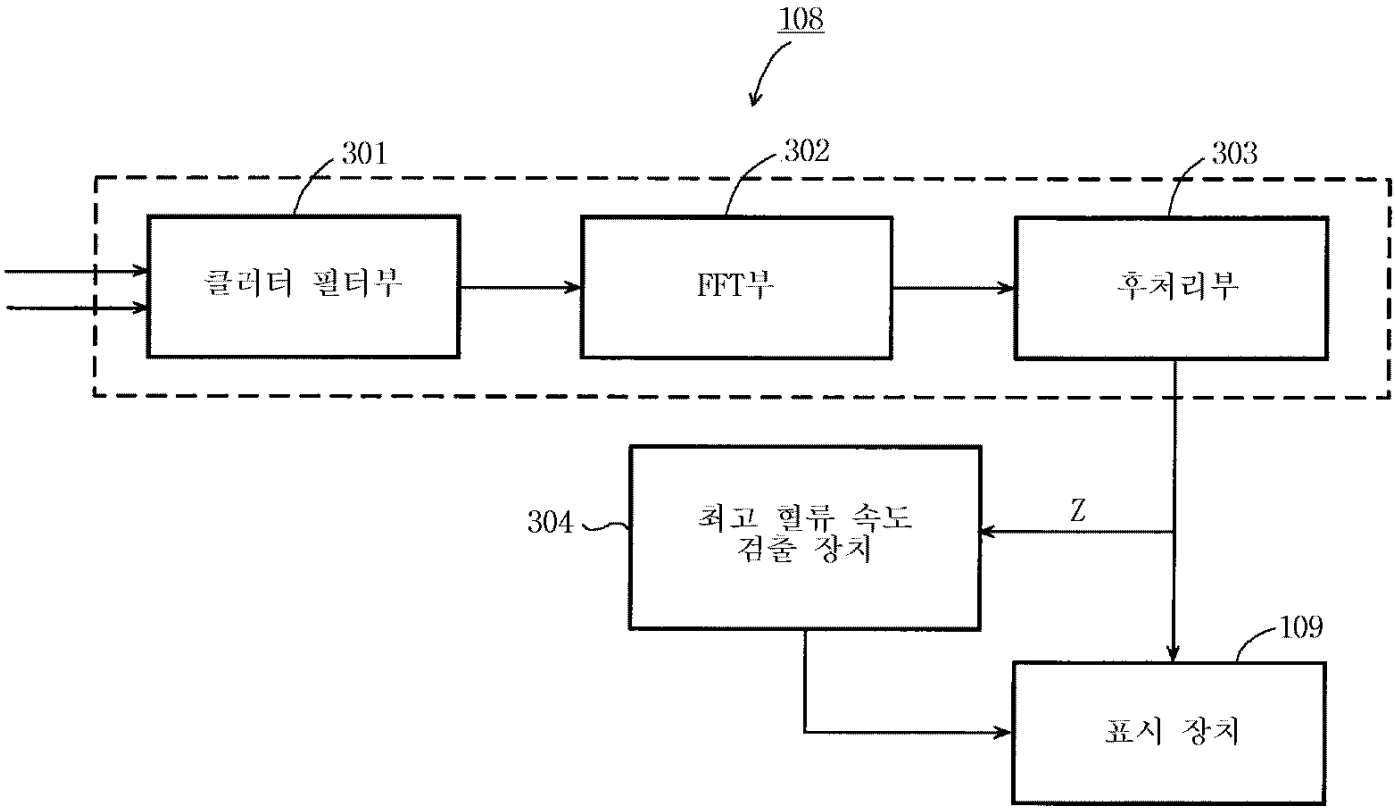
도면 1


첫번째 송신
배열
변환자
103
101
목표물
t=t0에서 샘플링
위상=0
두번째 송신
배열
변환자
목표물
t=t0에서 샘플링
위상=-90°
세번째 송신
배열
변환자
목표물
t=t0에서 샘플링
위상=-180°

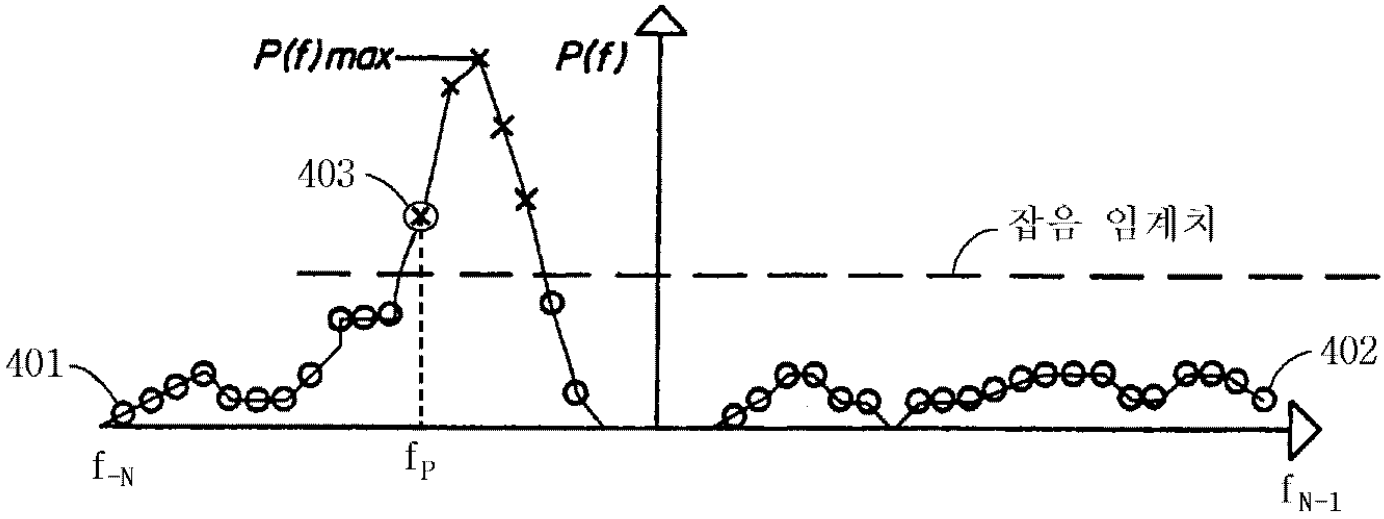
도면 2


101
목표물
초음파
신호
103
배열 변환자
104
프리-앰프
105
TGC 앰프
A/D 변환기
107
Cos(Wot)
Sin(Wot)
LPF
LPF
106
I
Q
108
디지털 신호 처리기
109
표시 장치

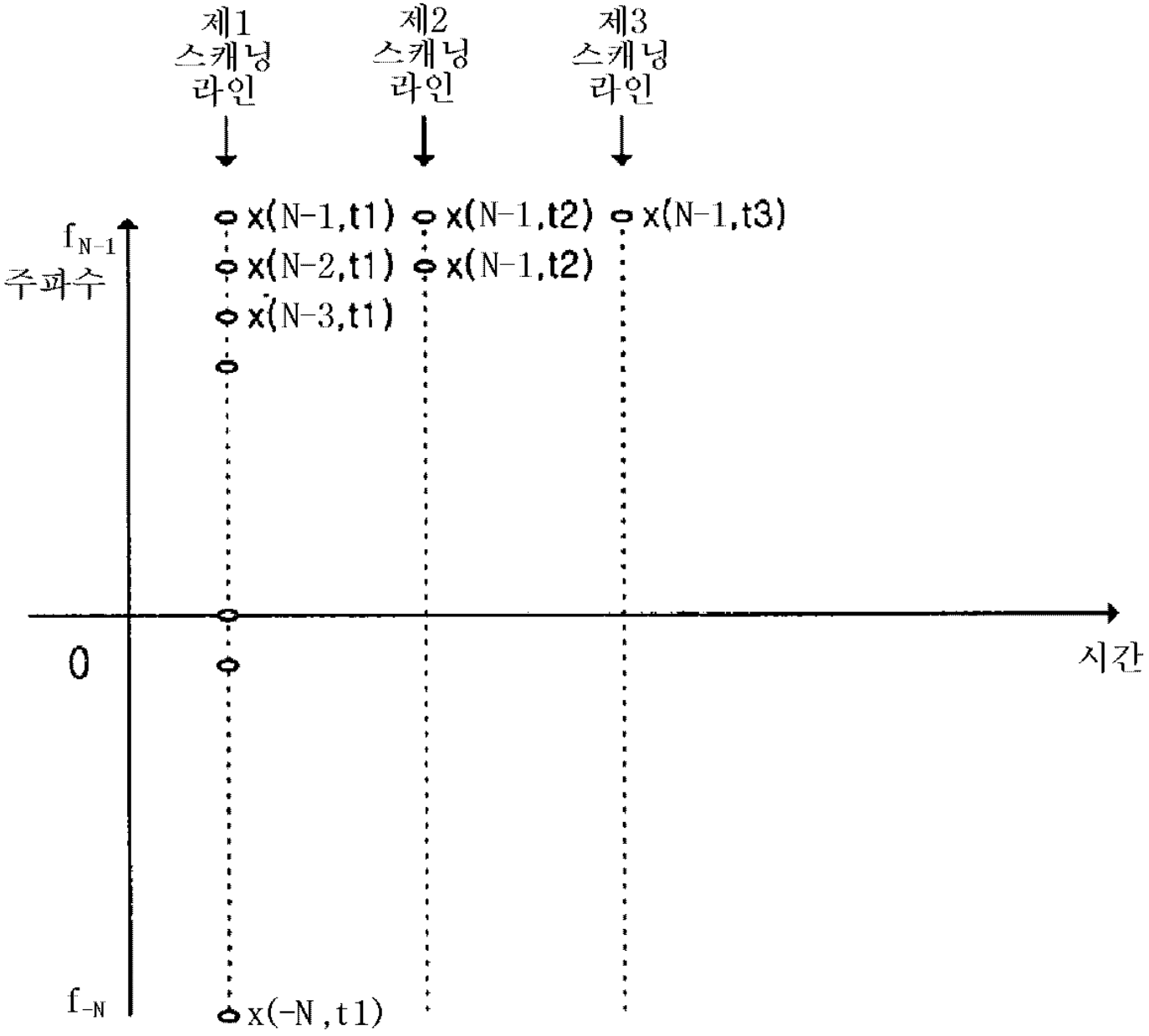
도면 3


108
301
302
303
클러터 필터부
FFT부
후처리부
304
최고 혈류 속도
검출 장치
Z
109
표시 장치

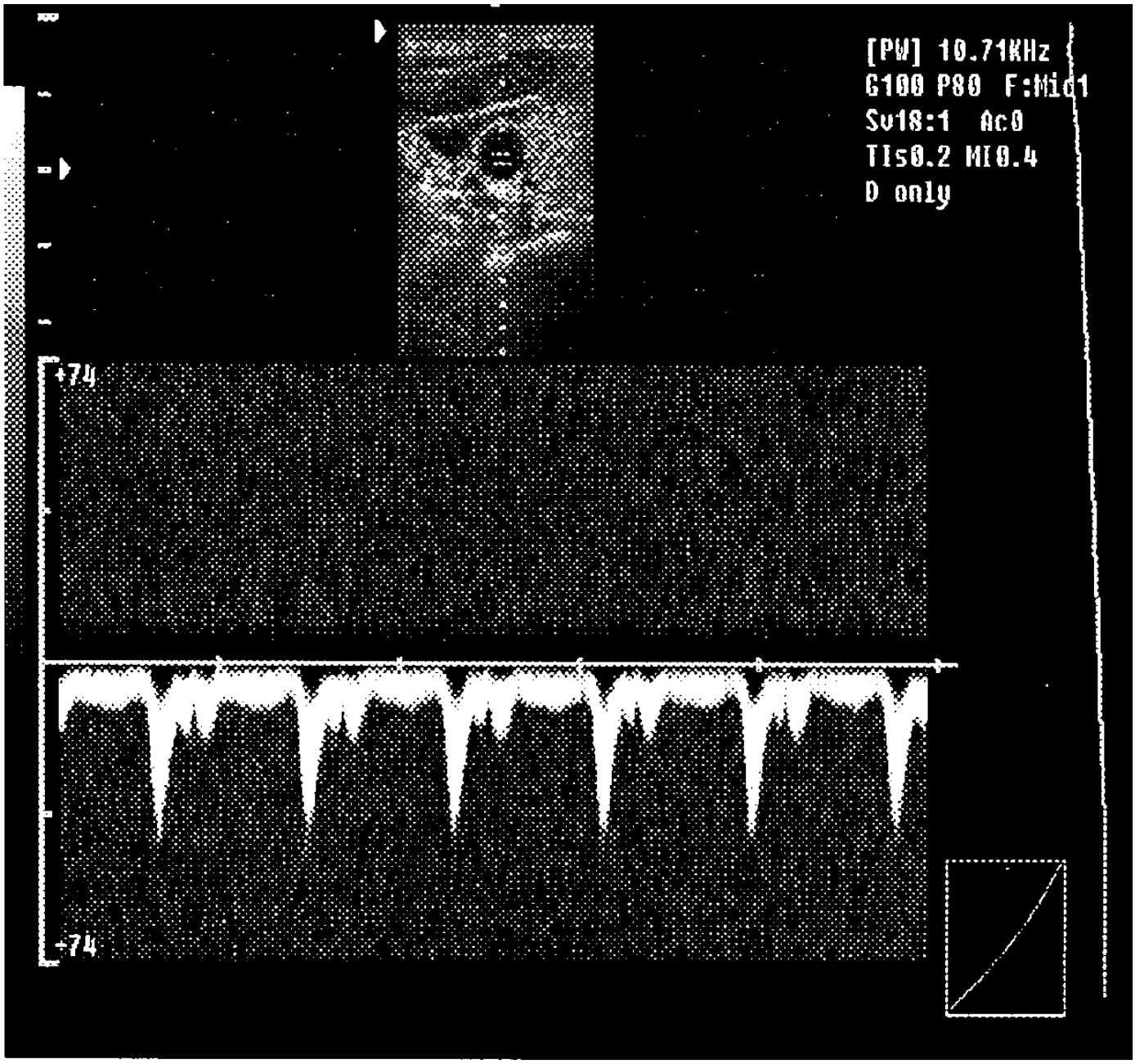
도면 4


P(f)max
P(f)
403
잡음 임계치
401
402
f-N
fP
fN-1

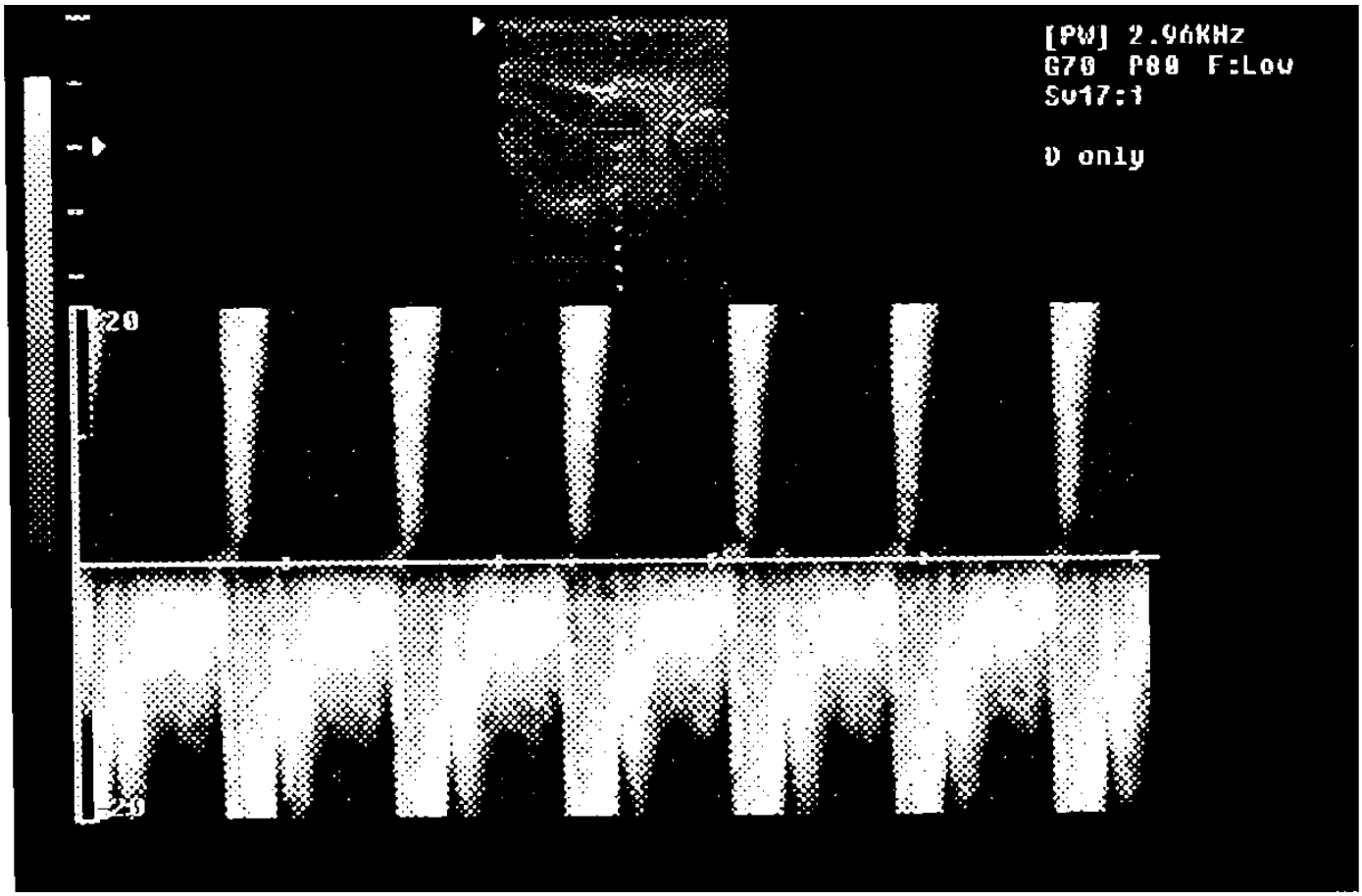
도면 5


제1
스캐닝
라인
제2
스캐닝
라인
제3
스캐닝
라인
x(N-1,t1)
x(N-1,t2)
x(N-1,t3)
x(N-2,t1)
x(N-1,t2)
x(N-3,t1)
f_{N-1}
주파수
0
시간
f_{-N}
x(-N,t1)

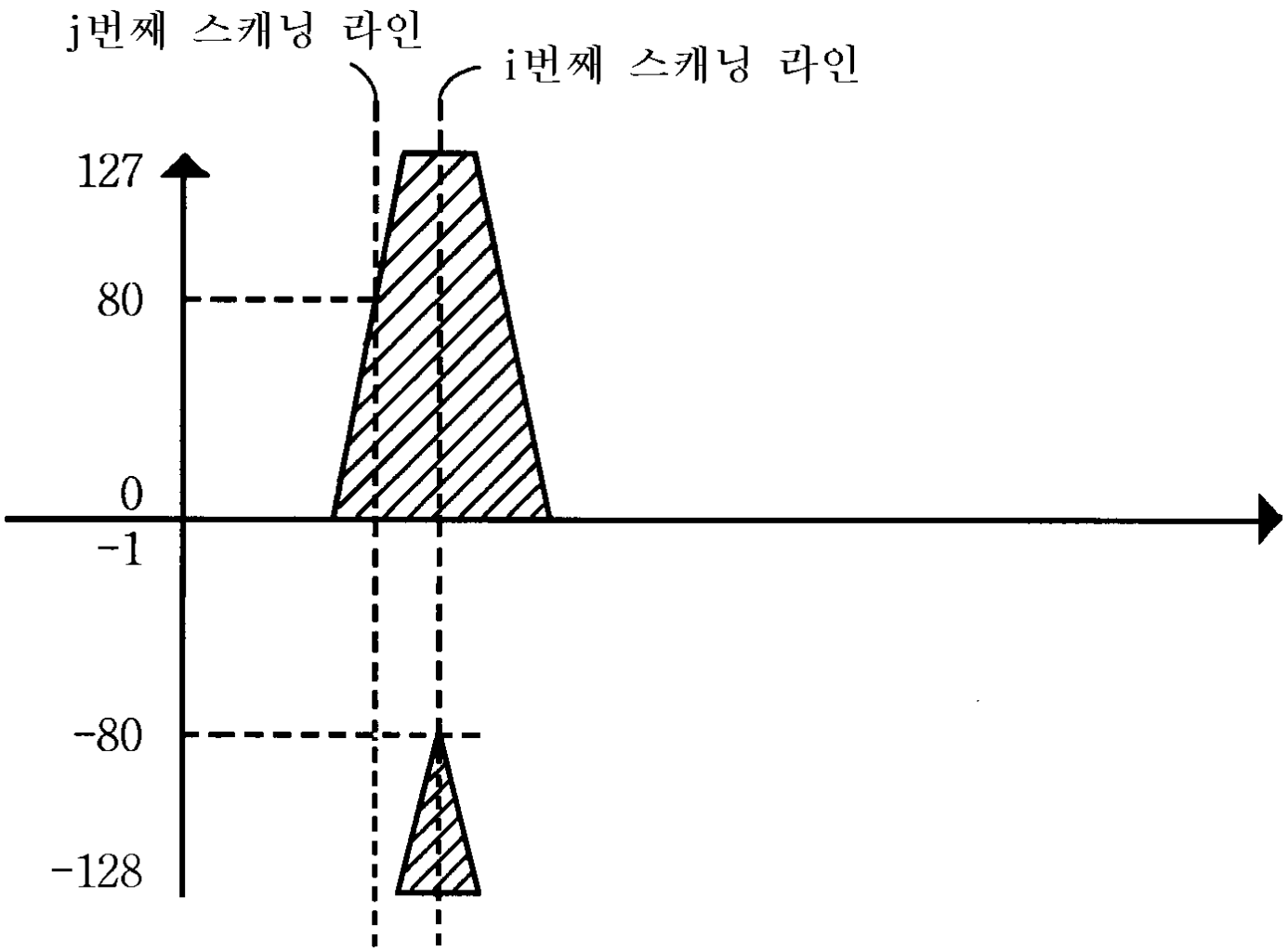
도면 6



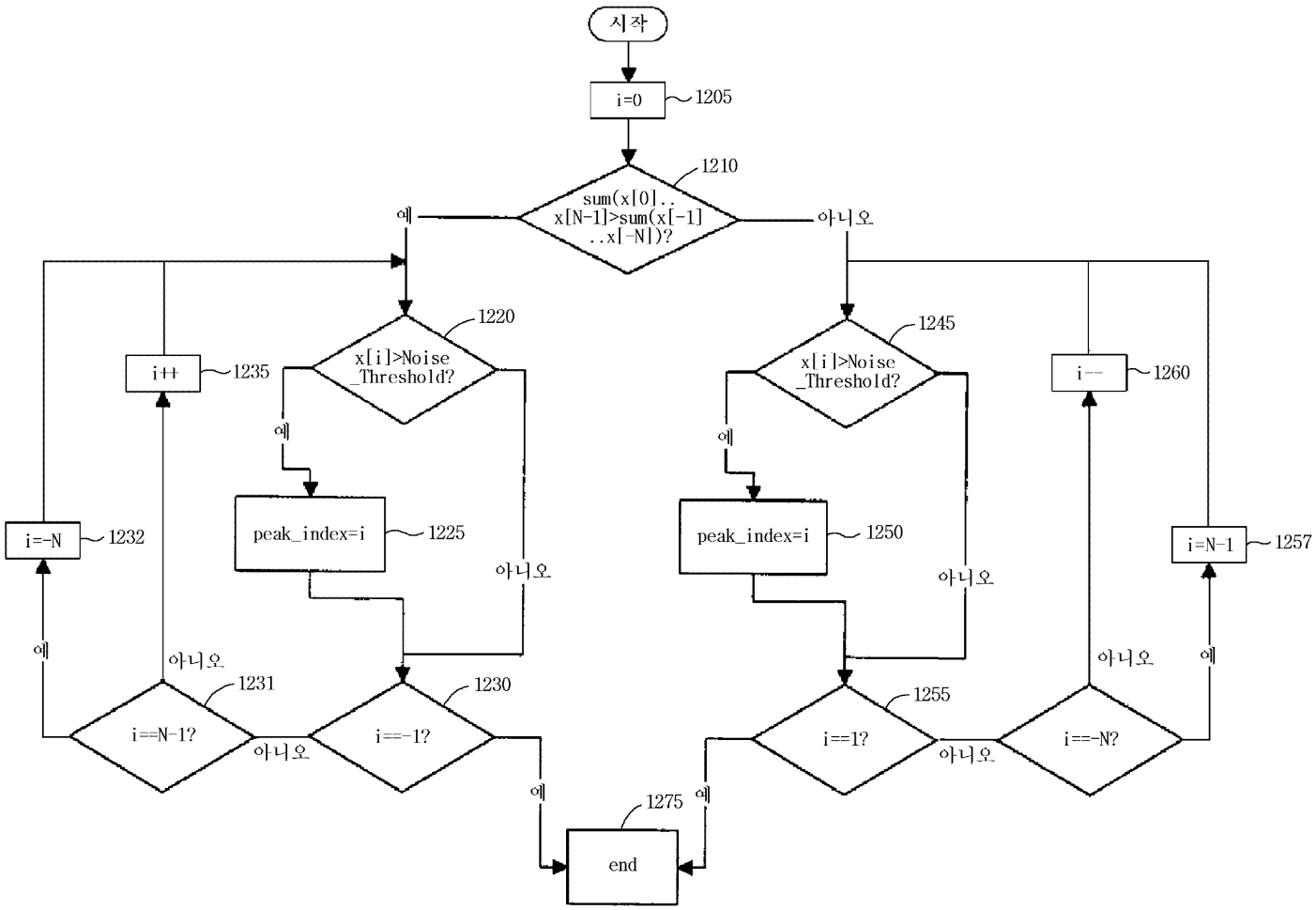
도면 7



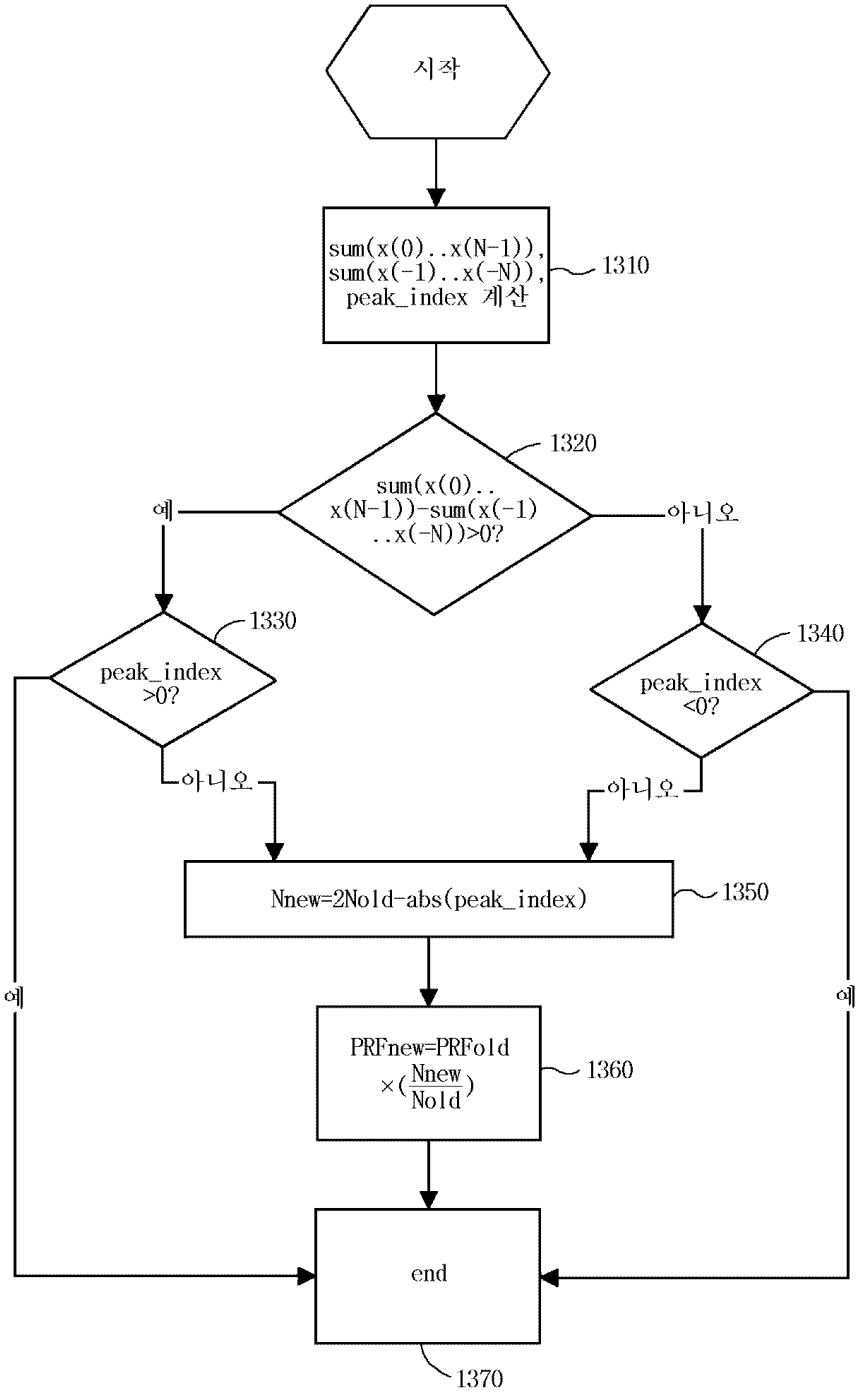
도면 8



도면 9


시작
i=0
1205
sum(x[0]..x[N-1]>sum(x[-1]..x[-N])?
1210
예
아니오
x[i]>Noise_Threshold?
1220
peak_index=i
1225
i++
1235
i=-N
1232
i==N-1?
1231
i==-1?
1230
x[i]>Noise_Threshold?
1245
peak_index=i
1250
i--
1260
i=N-1
1257
i==1?
1255
i==-N?
end
1275

도면 10


시작
sum(x(0)..x(N-1)),
sum(x(-1)..x(-N)),
peak_index 계산
1310
1320
sum(x(0)..
x(N-1))-sum(x(-1)
..x(-N))>0?
예
아니오
1330
peak_index
>0?
아니오
1340
peak_index
<0?
아니오
Nnew=2Nold-abs(peak_index)
1350
예
예
PRFnew=PRFold
×(Nnew/Nold)
1360
end
1370

专利名称(译)	使用多普勒效应测量血流速度的超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	KR1020020005111A	公开(公告)日	2002-01-17
申请号	KR1020000039086	申请日	2000-07-08
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	KIM CHEOL AN 김철안 BANG JI HOON 방지훈		
发明人	김철안 방지훈		
IPC分类号	G01S7/524 A61B8/06 G01S15/50 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/06 G01S15/8979		
代理人(译)	CHU，晟敏 CHANG, SOO KIL		
其他公开文献	KR100381874B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及超声诊断设备和使用多普勒效应测量血流速率的方法。根据本发明的血流速度测量方法包括产生其样本的样本数据的步骤，检测包括产生的步骤的步骤，以及来自频率分布数据的血流速率，多个频率分量处理样本数据并具有各自对应于功率电平，而频率分布数据 - 样本数据的频率分布数据显示多个血流速率分量，以及感测是否在频率分布数据中产生混叠的步骤和在感知情况下的脉冲重现频率更新阶段来自混叠感测阶段的混叠更新预定的脉冲重现频率，以便产生混叠。超声诊断装置，血流速率测量，多普勒效应，噪声阈值，混叠，脉冲重现频率。