



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2014-0057895
(43) 공개일자 2014년05월14일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/14 (2006.01) G01N 29/24 (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0124223
(22) 출원일자 2012년11월05일
심사청구일자 2012년11월05일

(71) 출원인
광운대학교 산학협력단
서울특별시 노원구 광운로 20 (월계동, 광운대학교)
(72) 발명자
김형석
서울 송파구 올림픽로 435, 229동 3202호 (신천동, 잠실파크리오아파트)
허서원
서울 구로구 개봉로20길 6, 116동 1501호 (개봉동, 현대아파트)
(74) 대리인
이평우

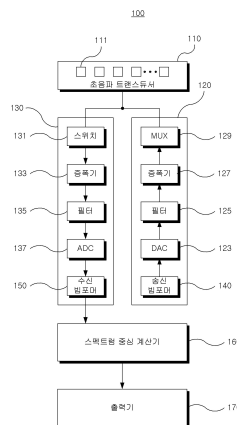
전체 청구항 수 : 총 20 항

(54) 발명의 명칭 스펙트럼 중심을 계산하는 초음파 진단 장치 및 신호 처리 장치, 그리고 스펙트럼 중심 계산 방법

(57) 요약

본 발명은 초음파 진단 장치에 관한 것이다. 본 발명의 초음파 진단 장치는, 초음파 트랜스듀서, 초음파 트랜스듀서에 신호를 공급하는 송신기, 초음파 트랜스듀서로부터 신호를 수신하는 수신기, 그리고 수신기로부터 출력되는 수신 신호에 기반하여 수신 신호의 스펙트럼 중심을 계산하도록 구성되는 스펙트럼 중심 계산기로 구성된다. 스펙트럼 중심 계산기는 수신 신호의 샘플들의 값들 및 일부 샘플들의 값들에 기반하여 스펙트럼 중심을 계산한다.

대표도 - 도1



특허청구의 범위

청구항 1

초음파 트랜스듀서;

상기 초음파 트랜스듀서에 신호를 공급하는 송신기;

상기 초음파 트랜스듀서로부터 신호를 수신하는 수신기; 그리고

상기 수신기로부터 출력되는 수신 신호에 기반하여, 상기 수신 신호의 스펙트럼 중심을 계산하도록 구성되는 스펙트럼 중심 계산기를 포함하고,

상기 스펙트럼 중심 계산기는, 상기 수신 신호의 샘플들의 값들 및 일부 샘플들의 값들에 기반하여 상기 스펙트럼 중심을 계산하도록 구성되는 초음파 진단 장치.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 스펙트럼 중심 계산기는,

상기 샘플들의 값들에 기반하여 제 1 모멘텀을 계산하도록 구성되는 제 1 모멘텀 계산부;

상기 일부 샘플들의 값들에 기반하여 제 2 모멘텀을 계산하도록 구성되는 제 2 모멘텀 계산부; 그리고

상기 제 2 모멘텀을 상기 제 1 모멘텀으로 나누어 상기 스펙트럼 중심을 계산하도록 구성되는 나눗셈부를 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 3

제 2 항에 있어서,

상기 제 1 모멘텀 계산부는,

상기 샘플들의 값들의 절대값들을 계산하도록 구성되는 절대값 계산부;

상기 계산된 절대값들의 제곱값들을 계산하도록 구성되는 곱셈부; 그리고

상기 곱셈값들의 누적합을 계산하도록 구성되는 덧셈부를 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 4

제 2 항에 있어서,

상기 제 2 모멘텀 계산부는,

상기 수신 신호의 샘플들 중 상기 일부 샘플들을 선택하도록 구성되는 샘플 선택부;

상기 일부 샘플들의 값들의 자기상관값들을 계산하도록 구성되는 자기 상관 계산부;

상기 일부 샘플들에 대응하는 계수들을 저장하도록 구성되는 계수 저장부;

상기 자기 상관값들 및 상기 계수들의 곱셈값들을 각각 계산하도록 구성되는 곱셈부;

상기 곱셈값들의 누적 합을 계산하도록 구성되는 덧셈부; 그리고

상기 누적합의 절반값을 계산하도록 구성되는 나눗셈부를 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 계수 저장부는, 상승 구간 및 하강 구간을 갖는 삼각형의 주파수 응답을 갖는 필터의 탭(tab)들을 시간 도메인으로 전개한 계수들 중 일부 계수들을 저장하도록 구성되는 초음파 진단 장치.

청구항 6

제 5 항에 있어서,
 상기 샘플 선택부는 상기 일부 계수들의 위치들에 기반하여 상기 일부 샘플들을 선택하도록 구성되는 초음파 진단 장치.

청구항 7

제 5 항에 있어서,
 상기 일부 계수들은 상기 계수 저장부에 저장되지 않는 계수들의 값들에 따라 조절된 값들을 갖는 초음파 진단 장치.

청구항 8

제 4 항에 있어서,
 상기 스펙트럼 중심 계산기는 계수 그룹 선택부를 더 포함하고,
 상기 계수 저장부는 복수의 계수 그룹들을 저장하도록 구성되고,
 상기 계수 그룹 선택부는 사용자의 선택에 따라 외부로부터 수신되는 신호에 응답하여 상기 복수의 계수 그룹들 중 하나를 선택하도록 구성되고,
 상기 계수 저장부는 상기 계수 그룹 선택부에 의해 선택된 계수 그룹의 계수들을 상기 곱셈부로 출력하도록 구성되는 초음파 진단 장치.

청구항 9

제 1 항에 있어서,
 상기 수신기로부터 출력되는 수신 신호에 기반하여, 이미지 처리를 수행하도록 구성되는 이미지 처리기를 더 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 10

제 9 항에 있어서,
 상기 초음파 진단 장치는 B 모드 이미지를 처리하도록 구성되는 초음파 진단 장치.

청구항 11

제 1 항에 있어서,
 상기 스펙트럼 중심 계산기에 의해 계산되는 상기 스펙트럼 중심을 출력하도록 구성되는 출력기를 더 포함하는 초음파 진단 장치.

청구항 12

제 1 항에 있어서,
 상기 스펙트럼 중심 계산기는 시간 도메인에서 상기 스펙트럼 중심을 계산하도록 구성되는 초음파 진단 장치.

청구항 13

외부로부터 수신되는 수신 신호의 샘플들에 기반하여 제 1 모멘텀을 계산하도록 구성되는 제 1 모멘텀 계산부;
 상기 수신 신호의 샘플들 중 일부 샘플들에 기반하여 제 2 모멘텀을 계산하도록 구성되는 제 2 모멘텀 계산부;
 그리고
 상기 제 2 모멘텀을 상기 제 1 모멘텀으로 나누어, 상기 수신 신호의 스펙트럼 중심을 계산하도록 구성되는 나눗셈부를 포함하는 신호 처리 장치.

청구항 14

제 13 항에 있어서,

상기 제 1 모멘텀 계산부 및 상기 제 2 모멘텀 계산부는 상기 제 1 모멘텀 및 제 2 모멘텀을 시간 도메인에서 각각 계산하도록 구성되는 신호 처리 장치.

청구항 15

외부 장치로부터 수신 신호를 수신하는 단계;

상기 수신 신호의 샘플들에 기반하여 제 1 모멘텀을 계산하는 단계;

상기 샘플들 중 일부 샘플들에 기반하여 제 2 모멘텀을 계산하는 단계; 그리고

상기 제 2 모멘텀 및 상기 제 1 모멘텀을 연산하여 상기 수신 신호의 스펙트럼 중심을 계산하는 단계를 포함하는 스펙트럼 중심 계산 방법.

청구항 16

제 15 항에 있어서,

상기 제 1 모멘텀을 계산하는 단계는,

상기 수신 신호의 샘플의 절대값을 계산하는 단계;

상기 계산된 절대값의 제곱값을 계산하는 단계;

상기 계산된 제곱값의 누적합을 계산하는 단계; 그리고

상기 샘플이 마지막 샘플이 아니면 상기 수신 신호의 다음 샘플에 대해 상기 절대값, 제곱값 및 누적합을 계산하는 단계들을 다시 수행하고, 상기 샘플이 마지막 샘플이면 상기 누적합을 상기 제 1 모멘텀으로 선택하는 단계를 포함하는 스펙트럼 중심 계산 방법.

청구항 17

제 15 항에 있어서,

상기 제 2 모멘텀을 계산하는 단계는,

상기 수신 신호의 샘플이 선택된 샘플인지 판별하는 단계;

상기 샘플이 상기 선택된 샘플이 아니면 상기 샘플을 무시하고, 상기 샘플이 상기 선택된 샘플이면 상기 샘플의 자기 상관값을 계산하는 단계;

상기 계산된 자기 상관값 및 미리 저장된 계수들 중 대응하는 계수의 곱셈값을 계산하는 단계;

상기 계산된 곱셈값의 누적합을 계산하는 단계; 그리고

상기 샘플이 마지막 샘플이 아니면 상기 수신 신호의 다음 샘플에 대해 상기 판별하는 단계와 상기 자기 상관값, 제곱값 및 누적합을 계산하는 단계들을 다시 수행하고, 상기 샘플이 마지막 샘플이면 상기 누적합의 절반값을 상기 제 2 모멘텀으로 선택하는 단계를 포함하는 스펙트럼 중심 계산 방법.

청구항 18

제 15 항에 있어서,

상기 스펙트럼 중심을 계산하는 단계는,

상기 제 2 모멘텀을 상기 제 1 모멘텀으로 나누는 단계를 포함하는 스펙트럼 중심 계산 방법.

청구항 19

제 15 항에 있어서,

상기 제 1 모멘텀을 계산하는 단계 및 제 2 모멘텀을 계산하는 단계는 시간 도메인에서 수행되는 스펙트럼 중심

계산 방법.

청구항 20

제 15 항에 있어서,

상기 제 1 모멘텀을 계산하는 단계 및 제 2 모멘텀을 계산하는 단계는 병렬적으로 수행되는 스펙트럼 중심 계산 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 전자 장치에 관한 것으로, 더 상세하게는 스펙트럼 중심을 계산하는 초음파 진단 장치 및 신호 처리 장치, 그리고 스펙트럼 중심 계산 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 진단의학 분야에서, 초음파 진단 장치는 널리 사용되고 있다. 초음파 진단 장치는 인체에 초음파를 방출하고, 인체로부터 반사되는 초음파를 이용하여 B 모드(Brightness Mode) 이미지와 같은 영상을 제공한다. 다른 진단 장치들과 비교할 때, 초음파 진단 장치는 부작용이 적고 제조 비용이 저렴하다는 장점을 갖는다.

[0003] 통상적인 초음파 진단 장치는 진단 결과를 B 모드 이미지로만 표시한다. 그러나, 인체로부터 반사되는 초음파는 B 모드 이미지에 사용되는 정보 외에도, 인체에 대한 다양한 정보를 포함한다. 반사되는 초음파가 포함하는 인체에 대한 다양한 정보 중 하나는 스펙트럼 중심(spectrum centroid)이다. 초음파의 전송 거리(깊이)에 따라 인체로부터 반사되는 초음파의 스펙트럼 중심이 계산되면, 주파수 선택적 감쇠에 따른 스펙트럼 중심의 이동이 측정될 수 있다. 스펙트럼 중심의 이동은 초음파가 방출된 인체에 대한 유용한 정보를 제공한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명의 목적은, 스펙트럼 중심의 계산에 소모되는 시간이 감소된 초음파 진단 장치 및 신호 처리 장치, 그리고 스펙트럼 중심 계산 방법을 제공하는 데에 있다.

과제의 해결 수단

[0005] 본 발명의 실시 예에 따른 초음파 진단 장치는, 초음파 트랜스듀서; 상기 초음파 트랜스듀서에 신호를 공급하는 송신기; 상기 초음파 트랜스듀서로부터 신호를 수신하는 수신기; 그리고 상기 수신기로부터 출력되는 수신 신호에 기반하여, 상기 수신 신호의 스펙트럼 중심을 계산하도록 구성되는 스펙트럼 중심 계산기를 포함하고, 상기 스펙트럼 중심 계산기는, 상기 수신 신호의 샘플들의 값들 및 일부 샘플들의 값들에 기반하여 상기 스펙트럼 중심을 계산하도록 구성된다.

[0006] 실시 예로서, 상기 스펙트럼 중심 계산기는, 상기 샘플들의 값들에 기반하여 제 1 모멘텀을 계산하도록 구성되는 제 1 모멘텀 계산부; 상기 일부 샘플들의 값들에 기반하여 제 2 모멘텀을 계산하도록 구성되는 제 2 모멘텀 계산부; 그리고 상기 제 2 모멘텀을 상기 제 1 모멘텀으로 나누어 상기 스펙트럼 중심을 계산하도록 구성되는 나눗셈부를 포함한다.

[0007] 실시 예로서, 상기 제 1 모멘텀 계산부는, 상기 샘플들의 값들의 절대값들을 계산하도록 구성되는 절대값 계산부; 상기 계산된 절대값들의 제곱값들을 계산하도록 구성되는 곱셈부; 그리고 상기 제곱값들의 누적합을 계산하도록 구성되는 덧셈부를 포함한다.

[0008] 실시 예로서, 상기 제 2 모멘텀 계산부는, 상기 수신 신호의 샘플들 중 상기 일부 샘플들을 선택하도록 구성되는 샘플 선택부; 상기 일부 샘플들의 값들의 자기상관값들을 계산하도록 구성되는 자기 상관 계산부; 상기 일부 샘플들에 대응하는 계수들을 저장하도록 구성되는 계수 저장부; 상기 자기 상관값들 및 상기 계수들의 곱셈값들을 각각 계산하도록 구성되는 곱셈부; 상기 곱셈값들의 누적 합을 계산하도록 구성되는 덧셈부; 그리고 상기 누적합의 절반값을 계산하도록 구성되는 나눗셈부를 포함한다.

[0009] 실시 예로서, 상기 계수 저장부는, 상승 구간 및 하강 구간을 갖는 삼각형의 주파수 응답을 갖는 필터의 탭

(tab)들을 시간 도메인으로 전개한 계수들 중 일부 계수들을 저장하도록 구성된다.

- [0010] 실시 예로서, 상기 샘플 선택부는 상기 일부 계수들의 위치들에 기반하여 상기 일부 샘플들을 선택하도록 구성된다.
- [0011] 실시 예로서, 상기 일부 계수들은 상기 계수 저장부에 저장되지 않는 계수들의 값들에 따라 조절된 값들을 갖는다.
- [0012] 실시 예로서, 상기 스펙트럼 중심 계산기는 계수 그룹 선택부를 더 포함하고, 상기 계수 저장부는 복수의 계수 그룹들을 저장하도록 구성되고, 상기 계수 그룹 선택부는 사용자의 선택에 따라 외부로부터 수신되는 신호에 응답하여 상기 복수의 계수 그룹들 중 하나를 선택하도록 구성되고, 상기 계수 저장부는 상기 계수 그룹 선택부에 의해 선택된 계수 그룹의 계수들을 상기 곱셈부로 출력하도록 구성된다.
- [0013] 실시 예로서, 상기 수신기로부터 출력되는 수신 신호에 기반하여, 이미지 처리를 수행하도록 구성되는 이미지 처리기를 더 포함한다.
- [0014] 실시 예로서, 상기 초음파 진단 장치는 B 모드 이미지를 처리하도록 구성된다.
- [0015] 실시 예로서, 상기 스펙트럼 중심 계산기에 의해 계산되는 상기 스펙트럼 중심을 출력하도록 구성되는 출력기를 더 포함한다.
- [0016] 실시 예로서, 상기 스펙트럼 중심 계산기는 시간 도메인에서 상기 스펙트럼 중심을 계산하도록 구성된다.
- [0017] 본 발명의 실시 예에 따른 스펙트럼 중심 계산기는, 외부로부터 수신되는 수신 신호의 샘플들에 기반하여 제 1 모멘텀을 계산하도록 구성되는 제 1 모멘텀 계산부; 상기 수신 신호의 샘플들 중 일부 샘플들에 기반하여 제 2 모멘텀을 계산하도록 구성되는 제 2 모멘텀 계산부; 그리고 상기 제 2 모멘텀을 상기 제 1 모멘텀으로 나누어, 상기 수신 신호의 스펙트럼 중심을 계산하도록 구성되는 나눗셈부를 포함한다.
- [0018] 실시 예로서, 상기 제 1 모멘텀 계산부 및 상기 제 2 모멘텀 계산부는 상기 제 1 모멘텀 및 제 2 모멘텀을 시간 도메인에서 각각 계산하도록 구성된다.
- [0019] 본 발명의 실시 예에 따른 스펙트럼 중심 계산 방법은, 외부 장치로부터 수신 신호를 수신하는 단계; 상기 수신 신호의 샘플들에 기반하여 제 1 모멘텀을 계산하는 단계; 상기 샘플들 중 일부 샘플들에 기반하여 제 2 모멘텀을 계산하는 단계; 그리고 상기 제 2 모멘텀 및 상기 제 1 모멘텀을 연산하여 상기 수신 신호의 스펙트럼 중심을 계산하는 단계를 포함한다.
- [0020] 실시 예로서, 상기 제 1 모멘텀을 계산하는 단계는, 상기 수신 신호의 샘플의 절대값을 계산하는 단계; 상기 계산된 절대값의 제곱값을 계산하는 단계; 상기 계산된 제곱값의 누적합을 계산하는 단계; 그리고 상기 샘플이 마지막 샘플이 아니면 상기 수신 신호의 다음 샘플에 대해 상기 절대값, 제곱값 및 누적합을 계산하는 단계들을 다시 수행하고, 상기 샘플이 마지막 샘플이면 상기 누적합을 상기 제 1 모멘텀으로 선택하는 단계를 포함한다.
- [0021] 실시 예로서, 상기 제 2 모멘텀을 계산하는 단계는, 상기 수신 신호의 샘플이 선택된 샘플인지 판별하는 단계; 상기 샘플이 상기 선택된 샘플이 아니면 상기 샘플을 무시하고, 상기 샘플이 상기 선택된 샘플이면 상기 샘플의 자기 상관값을 계산하는 단계; 상기 계산된 자기 상관값 및 미리 저장된 계수들 중 대응하는 계수의 곱셈값을 계산하는 단계; 상기 계산된 곱셈값의 누적합을 계산하는 단계; 그리고 상기 샘플이 마지막 샘플이 아니면 상기 수신 신호의 다음 샘플에 대해 상기 판별하는 단계와 상기 자기 상관값, 제곱값 및 누적합을 계산하는 단계들을 다시 수행하고, 상기 샘플이 마지막 샘플이면 상기 누적합을 상기 제 2 모멘텀으로 선택하는 단계를 포함한다.
- [0022] 실시 예로서, 상기 스펙트럼 중심을 계산하는 단계는, 상기 제 2 모멘텀을 상기 제 1 모멘텀으로 나누는 단계를 포함한다.
- [0023] 실시 예로서, 상기 제 1 모멘텀을 계산하는 단계 및 제 2 모멘텀을 계산하는 단계는 시간 도메인에서 수행된다.
- [0024] 실시 예로서, 상기 제 1 모멘텀을 계산하는 단계 및 제 2 모멘텀을 계산하는 단계는 병렬적으로 수행된다.

발명의 효과

- [0025] 본 발명에 따르면, 수신 샘플들 중 일부 샘플들에 기반하여 시간 도메인에서 스펙트럼 중심이 계산된다. 따라서, 스펙트럼 중심의 계산에 소모되는 시간이 감소된 초음파 진단 장치 및 신호 처리 장치, 그리고 스펙트럼 중심 계산 방법이 제공된다.

도면의 간단한 설명

- [0026] 도 1은 본 발명의 제 1 실시 예에 따른 초음파 진단 장치를 보여주는 블록도이다.
- 도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 스펙트럼 중심 계산기를 보여준다.
- 도 3은 자기상관값 가중치 함수의 시간 도메인의 값들의 예를 보여준다.
- 도 4는 본 발명의 실시 예에 따른 스펙트럼 중심 계산 방법을 보여주는 순서도이다.
- 도 5는 본 발명의 실시 예에 따른 제 1 모멘텀의 계산 방법을 보여주는 순서도이다.
- 도 6은 본 발명의 실시 예에 따른 제 2 모멘텀의 계산 방법을 보여주는 순서도이다.
- 도 7은 본 발명의 제 2 실시 예에 따른 초음파 진단 장치를 보여주는 블록도이다.
- 도 8은 본 발명의 제 2 실시 예에 따른 스펙트럼 중심 계산기를 보여준다.
- 도 9는 본 발명의 제 3 실시 예에 따른 초음파 진단 장치를 보여주는 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0027] 이하에서, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명의 기술적 사상을 용이하게 실시할 수 있을 정도로 상세히 설명하기 위하여, 본 발명의 실시 예를 첨부된 도면을 참조하여 설명하기로 한다.
- [0028] 도 1은 본 발명의 제 1 실시 예에 따른 초음파 진단 장치(100)를 보여주는 블록도이다. 도 1을 참조하면, 초음파 진단 장치(100)는 초음파 트랜스듀서(110), 송신기(120), 수신기(130), 송신 빔포머(140), 수신 빔포머(150), 스펙트럼 중심 계산기(160), 그리고 출력기(170)를 포함한다.
- [0029] 초음파 트랜스듀서(110)는 외부 목표(예를 들어, 인체)를 향해 초음파를 방출하고, 외부 목표로부터 반사되는 초음파를 수신하도록 구성된다. 초음파 트랜스듀서(110)는 복수의 음향 소자들(111, acoustic elements)을 포함한다. 복수의 음향 소자들(111) 각각은 송신기(120)로부터 전송되는 신호에 따라 초음파를 외부 목표로 방출하고, 외부 목표로부터 반사되는 초음파를 전기 신호로 변환하여 수신기(130)로 전달하도록 구성된다.
- [0030] 송신기(120)는 초음파 트랜스듀서(110)로 신호를 출력하도록 구성된다. 송신기(120)는 송신 빔포머(140), 디지털-아날로그 변환기(123), 필터(125), 증폭기(127) 및 멀티플렉서(129)를 포함한다.
- [0031] 송신 빔포머(140)는 초음파 트랜스듀서(110)로부터 방출되는 초음파가 미리 정해진 스캔 라인(scan line) 상의 미리 정해진 초점(Focal Point)에 집중되도록, 신호를 제어할 수 있다.
- [0032] 디지털-아날로그 변환기(123)는 송신 빔포머(140)로부터 출력되는 신호를 아날로그 신호로 변환하도록 구성된다. 필터(125)는 디지털-아날로그 변환기(123)의 출력 신호를 필터링하여 노이즈를 제거하도록 구성된다. 필터(125)는 저대역 통과 필터를 포함할 수 있다.
- [0033] 증폭기(127)는 필터(125)의 출력 신호를 증폭하도록 구성된다. 멀티플렉서(129)는 증폭기(127)의 출력 신호를 초음파 트랜스듀서(110)의 복수의 음향 소자들(111) 중 선택된 적어도 하나 이상의 음향 소자로 전송하도록 구성된다.
- [0034] 수신기(130)는 초음파 트랜스듀서(110)로부터 출력되는 신호를 수신 빔포머(150)로 전달하도록 구성된다. 수신기(130)는 스위치(131), 증폭기(133), 필터(135), 아날로그-디지털 변환기(137) 및 수신 빔포머를 포함한다.
- [0035] 스위치(131)는 초음파 트랜스듀서(110)의 송신 구간 동안 턴-오프 되고, 수신 구간 동안 턴-온 될 수 있다. 스위치(131)는 송신기(120)로부터 초음파 트랜스듀서(110)로 전송되는 신호가 수신기(130)로 유입되는 것을 차단할 수 있다.
- [0036] 증폭기(133)는 스위치(131)의 출력 신호를 증폭하도록 구성된다. 증폭기(133)는 저잡음 증폭기(LNA, Low Noise Amplifier), 전압 제어 증폭기(VCA, Voltage Controlled Amplifier), 프로그래머블 이득 증폭기(PGA, Programmable Gain Amplifier) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0037] 필터(135)는 증폭기(133)의 출력 신호를 필터링하여 노이즈를 제거하도록 구성된다. 필터(135)는 저대역 통과 필터를 포함할 수 있다. 아날로그-디지털 변환기(137)는 필터(135)의 출력 신호를 디지털 신호로 변환하도록 구성된다. 수신 빔포머(150)는 수신된 신호가 초음파 트랜스듀서(110)의 채널별로 구분되도록 아날로그-디지털 변

환기(137)의 출력 신호를 제어할 수 있다.

- [0038] 스펙트럼 중심 계산기(160)는 수신 빔포머(150)의 출력 신호에 기반하여, 외부 목표(예를 들어, 인체)로부터 반사되는 초음파의 스펙트럼 중심(spectrum centroid)을 계산하도록 구성된다. 예를 들어, 스펙트럼 중심 계산기(160)는 수신 빔포머(150)로부터 출력되는 신호의 샘플들 중 일부 샘플들에 기반하여 스펙트럼 중심을 계산할 수 있다. 스펙트럼 중심 계산기(160)는 시간 도메인에서 스펙트럼 중심을 계산할 수 있다.
- [0039] 출력기(170)는 스펙트럼 중심 계산기(160)로부터 출력되는 신호를 외부로 출력하도록 구성된다. 예를 들어, 출력기(170)는 모니터, LCD 장치, AMOLED 표시 장치, 프린터, 통신 모듈 등과 같은 다양한 출력 수단들 중 적어도 하나를 포함할 수 있다.
- [0040] 예시적으로, 초음파 진단 장치(100)는 인체용 초음파 진단 장치 뿐 아니라, 비파괴 검사용 초음파 진단 장치와 같은 다양한 진단 장치들로 응용 및 적용될 수 있다. 초음파 진단 장치(100)는 초음파 뿐 아니라, 파(wave)를 방출하고 방출파에 따른 반사파를 수신하는 다양한 장치들로 응용 및 적용될 수 있다.
- [0041] 도 2는 본 발명의 실시 예에 따른 스펙트럼 중심 계산기(160)를 보여준다. 도 1 및 도 2를 참조하면, 스펙트럼 중심 계산기(160)는 제 1 모멘텀 계산부(161), 제 2 모멘텀 계산부(162) 및 나눗셈부(DU)를 포함한다.
- [0042] 제 1 모멘텀 계산부(161)는 수신 빔포머(150)로부터 출력되는 신호들의 샘플들에 기반하여 제 1 모멘텀(m_0)을 계산하도록 구성된다. 제 1 모멘텀 계산부(161)는 절대값 계산부(A1), 곱셈부(MU1) 및 덧셈부(S1)를 포함한다.
- [0043] 절대값 계산부(A1)는 수신 빔포머(150)로부터 수신되는 신호의 샘플들의 절대값들을 각각 계산하도록 구성된다.
- [0044] 곱셈부(MU1)는 절대값부(A1)로부터 출력되는 샘플들의 절대값들의 곱셈값들을 각각 계산하도록 구성된다.
- [0045] 덧셈부(S1)는 곱셈부(MU1)로부터 출력되는 곱셈값들의 누적 합을 계산하도록 구성된다. 덧셈부(S1)의 출력값은 제 1 모멘텀(m_0)일 수 있다.
- [0046] 절대값 계산부(A1), 곱셈부(MU1) 및 덧셈부(S1)는 수신 빔포머(150)로부터 순차적으로 수신되는 샘플들의 연산을 순차적으로 수행하도록 구성된다. 절대값 계산부(A1), 곱셈부(MU1) 및 덧셈부(S1)는 파이프라인(pipeline) 구조 또는 병렬 처리 구조를 가질 수 있다. 덧셈부(S1)는 미리 정해진 샘플들의 연산이 종료되면, 최종 누적합을 제 1 모멘텀(m_0)으로 출력할 수 있다.
- [0047] 제 2 모멘텀 계산부(162)는 수신 빔포머(150)로부터 출력되는 신호들의 샘플들에 기반하여 제 2 모멘텀(m_1)을 계산하도록 구성된다. 제 2 모멘텀 계산부(162)는 계수 저장부(163), 샘플 선택부(164), 자기 상관 계산부(165), 곱셈부(MU2), 덧셈부(S2) 및 나눗셈부(D1)를 포함한다.
- [0048] 계수 저장부(163)는 미리 정해진 계수들을 저장하도록 구성된다.
- [0049] 샘플 선택부(164)는 수신 빔포머(150)로부터 출력되는 샘플들 중 일부 샘플들을 선택하도록 구성된다. 예시적으로, 샘플 선택부(164)는 계수 저장부(163)에 저장된 계수들에 대응하는 샘플들을 선택할 수 있다. 샘플 선택부(164)는 선택된 샘플을 자기 상관 계산부(165)로 출력하고, 비선택된 샘플을 무시할 수 있다.
- [0050] 자기상관 계산부(165)는 선택된 샘플의 자기상관값(*autocorrelation value*)을 계산하도록 구성된다.
- [0051] 곱셈부(MU2)는 계수 저장부(163)에 저장된 계수들 중 샘플 선택부(164)에 의해 선택된 샘플에 대응하는 계수와 자기상관 계산부(165)로부터 출력되는 자기상관값의 곱셈값을 계산할 수 있다.
- [0052] 덧셈부(S2)는 곱셈부(MU2)로부터 출력되는 곱셈값의 누적합을 계산할 수 있다.
- [0053] 나눗셈부(D1)는 덧셈부(S2)로부터 출력되는 누적합의 1/2를 계산하도록 구성된다. 나눗셈부(D1)의 출력은 제 2 모멘텀(m_1)일 수 있다.
- [0054] 샘플 선택부(164), 자기상관 계산부(165), 곱셈부(MU2) 및 덧셈부(S2)는 수신 빔포머(150)로부터 순차적으로 수신되는 샘플들의 연산을 순차적으로 수행하도록 구성된다. 샘플 선택부(164), 자기상관 계산부(165), 곱셈부(MU2) 및 덧셈부(S2)는 파이프라인(pipeline) 구조 또는 병렬 처리 구조를 가질 수 있다. 덧셈부(S2)는 미리 정해진 샘플들의 연산이 종료되면, 최종 누적합을 나눗셈부(D1)로 출력할 수 있다.
- [0055] 나눗셈부(DU)는 제 2 모멘텀(m_1)을 제 1 모멘텀(m_0)으로 나눌 수 있다. 나눗셈부(DU)의 출력은 초음파 트랜스듀서(110)에 수신된 초음파의 중심 주파수일 수 있다.
- [0056] 이하에서, 도 2의 스펙트럼 중심 계산기(160)에 의해 스펙트럼 중심이 계산되는 과정이 수학적식들을 참조하여 설

명된다.

[0057] 특정한 신호의 스펙트럼 중심은 수학식 1로 정의된다.

수학식 1

$$f_c = \frac{m_1}{m_0} = \frac{\int_0^\infty f |X(f)|^2 df}{\int_0^\infty |X(f)|^2 df}$$

[0058]

[0059] 수학식 1의 제 1 모멘텀(m0)은 이산 신호에서 수학식 2와 같이 정리된다.

수학식 2

$$m_0 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} |X(k)|^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X(k)X^*(k) \\ = \sum_{n=0}^{N-1} x(n)x^*(n) = \sum_{n=0}^{N-1} |x(n)|^2,$$

[0060]

[0061] 수학식 2에서, 변수(N)는 샘플들의 수를 가리킨다. 함수(X(k))는 신호(x(n))의 이산 푸리에 변환(DFT, Discrete Fourier Transform)을 가리킨다. 함수(X*(k)) 및 함수(x*(n))는 각각 함수(X(k)) 및 함수(x(k))의 켈레 복소 함수(complex conjugate function)를 가리킨다. 수학식 1의 적분 연산은 수학식 2에서 시그마 연산으로 치환된다. 수학식 1의 df는 수학식 2에서 1/N으로 치환된다.

[0062] 수학식 1의 제 2 모멘텀(m1)은 디지털 신호에서 수학식 3과 같이 정리된다.

수학식 3

$$m_1 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N/2} \frac{k}{N} |X(k)|^2 = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N/2} \frac{k}{N} X(k)X^*(k)$$

[0063]

[0064] 수학식 3에서, 변수(N)는 샘플들의 수를 가리킨다. 함수(X(k))는 신호(x(n))의 이산 푸리에 변환(DFT, Discrete Fourier Transform)을 가리킨다. 함수(X*(k)) 및 함수(x*(n))는 각각 함수(X(k)) 및 함수(x(k))의 켈레 복소 함수(complex conjugate function)를 가리킨다. 수학식 1의 적분 연산은 수학식 3에서 시그마 연산으로 치환된다. 수학식 1의 df는 수학식 3에서 1/N으로 치환된다. 수학식 1의 f는 수학식 2에서 k/N으로 치환되며, 이산 푸리에 변환의 k 번째 포인트의 주파수에 대응한다.

[0065] 수학식 3의 전개를 위하여, 수학식 4에서 함수(P(k))가 정의된다.

수학식 4

$$P(k) = X(k)X^*(k)$$

[0066]

$$P(k) = P(N - k) = P(-k)$$

[0067]

$$P(k) = P^*(k)$$

[0068]

[0069] 수학식 3 및 수학식 4에 기반하여, 제 2 모멘텀(m1)은 수학식 5와 같이 정리될 수 있다.

수학식 5

$$\begin{aligned} m_1 &= \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N/2} \frac{k}{N} P(k) \\ &= \frac{1}{2N} \left[\sum_{k=0}^{N/2} \frac{k}{N} P(k) + \sum_{k=0}^{N/2} \frac{k}{N} P(N - k) \right] \\ &= \frac{1}{2N^2} \left[\sum_{k=0}^{N/2} \frac{k}{N} P(k) + \sum_{k=N/2}^{N-1} \frac{k}{N} P(N - k) \right] \end{aligned}$$

[0070]

[0071] 본 발명의 실시 예에 따라 제 2 모멘텀(m1)을 정리하기 위하여, 새로운 함수(S(k))가 수학식 6에 정의된다.

수학식 6

$$S(k) = \begin{cases} \frac{k}{N}, & 0 \leq k \leq N/2 - 1 \\ \frac{N - k}{N}, & N/2 \leq k \leq N - 1 \end{cases}$$

[0072]

[0073] 수학식 6에 정의된 함수(S(k))에 기반하여, 수학식 5의 제 2 모멘텀(m1)은 수학식 7과 같이 정리될 수 있다.

수학식 7

$$m_1 = \frac{1}{2N} \sum_{k=0}^{N-1} S(k)P(k) = \frac{1}{2N} \sum_{k=0}^{N-1} S(k)X(k)X^*(k)$$

[0074]

[0075] 수학식 7에서, 제 2 모멘텀(m1)은 주파수 도메인으로 정리되어 있다. 주파수 도메인의 함수들의 곱(Product)은 시간 도메인에서 함수들의 컨볼루션(convolution)으로 전개된다. 따라서, 시간 도메인에서, 수학식 7의 제 2 모멘텀(m1)에 파시발의 정리(Parseval's Theorem)가 적용되면, 제 2 모멘텀(m1)은 수학식 8과 같이 전개된다.

수학식 8

$$\begin{aligned} m_1 &= \frac{1}{2} \sum_{n=0}^{N-1} \{s(n) \oplus x(n)\}x^*(n) \\ &= \frac{1}{2} \sum_{n=0}^{N-1} \left\{ \sum_{l=0}^{N-1} s(l)x_N(n - l) \right\} x(n) \end{aligned}$$

[0076]

[0077] 수학식 8에서, 연산 기호(\oplus)는 원형 콘볼루션(circular convolution)을 가리킨다. 신호($x_N(n)$)는 신호($x(n)$)가 N 의 주기를 갖는 주기적 신호로 변형된 신호를 가리킨다.

[0078] 통상적인 초음파 분야에서, 신호($x(n)$)는 리얼 신호(real-valued signal)이다. 따라서, 수학식 8의 곱셈 연산자는 생략될 수 있다. 이에 기반하여, 수학식 8은 수학식 9와 같이 재배열될 수 있다.

수학식 9

$$m_1 = \frac{1}{2} \sum_{l=0}^{N-1} s(l) \sum_{n=0}^{N-1} x_N(n-l)x(n)$$

$$= \frac{1}{2} \sum_{l=0}^{N-1} s(l) r_{xx}(l),$$

[0079]

[0080] 함수($r_{xx}(l)$)는 신호($x(n)$)의 원형 자기 상관 함수이다. 함수($s(l)$)는 자기 상관 함수($r_{xx}(l)$)에 적용되는 가중치(weighting)를 가리킨다.

[0081] 수학식 6에 정의된 바와 같이, 함수($s(l)$)는 반 주기 동안 점진적으로 증가하고, 나머지 반 주기 동안 점진적으로 감소하는 삼각 형태의 주파수 응답을 갖는다. 함수($s(l)$)의 시간 도메인의 값들의 예가 도 3에 기재되어 있다.

[0082] 도 3을 참조하면, 함수($s(l)$)의 값들은 시간 인덱스의 시작 부분 및 끝 부분에 집중되어 있다. 시간 인덱스의 중간 부분에서, 함수($s(l)$)는 0에 가까운 값들을 갖는다.

[0083] 수학식 9에 기재된 바와 같이, 제 2 모멘텀(m_1)은 함수($s(l)$)와 자기 상관 함수($r_{xx}(l)$)의 곱의 누적 합으로 나타난다. 도 3에 도시된 바와 같이, 시간 인덱스의 대부분의 영역에서, 함수($s(l)$)의 값은 0에 근사한 값을 갖는다. 즉, 제 2 모멘텀(m_1)은 시간 인덱스의 시작 부분 및 끝 부분의 일부 영역의 함수($s(l)$)와 자기 상관 함수($r_{xx}(l)$)의 곱의 누적 합으로 근사될 수 있다.

[0084] 수학식 9의 제 2 모멘텀(m_1)의 계산은 제 2 모멘텀 계산부(162)에 의해 수행될 수 있다. 계수 저장부(163)는 도 3의 함수($s(l)$)의 계수들 중 제 2 모멘텀(m_1)의 연산을 위해 사용되는 계수들을 저장할 수 있다. 예를 들어, 계수 저장부(163)는 함수($s(l)$)의 계수들 중 시간 인덱스의 시작 부분 및 끝 부분의 계수들을 저장할 수 있다.

[0085] 샘플 선택부(164)는 수신 빔포머(150)로부터 수신되는 신호의 샘플들 중 계수 저장부(163)에 저장된 계수들에 대응하는 샘플들을 선택할 수 있다. 비선택된 샘플들은 무시되고, 선택된 샘플들은 자기상관 계산부(165)로 출력될 수 있다.

[0086] 자기상관 계산부(165)는 선택된 샘플들의 자기 상관값을 계산할 수 있다. 곱셈부(MU2)는 계수 저장부(163)의 계수 및 자기 상관 계산부(165)의 자기상관값을 곱하여 곱셈값을 연산할 수 있다. 덧셈부(S2)는 곱셈값의 누적합을 계산하고, 나눗셈부(D1)는 누적합의 절반값을 제 2 모멘텀(m_1)으로 출력할 수 있다.

[0087] 통상적으로 자기상관 연산은 복잡한 연산 과정을 필요로 하며, 긴 시간이 소요된다. 본 발명의 실시 예에 따른 스펙트럼 중심 계산기(160)는 수학식 6에 기재된 필터를 이용하여 계산을 수행한다. 수학식 6의 필터는 시간 도메인의 일부 영역에서만 의미있는 값을 갖는다. 따라서, 시간 도메인에서, 수신 빔포머(150)로부터 수신되는 샘플들 중 대부분의 샘플들의 자기상관 연산이 수행되지 않고, 일부 샘플들의 자기상관 연산만이 수행된다. 따라서, 샘플들의 자기상관 연산을 수행하면서도 통상적인 스펙트럼 중심 계산 방법보다 빠른 스펙트럼 중심 계산 방법이 제공된다.

[0088] 예시적으로, 계수 저장부(163)에 저장되는 선택된 계수들은 비선택된 계수들의 값들을 보상하도록 조절될 수 있다.

[0089] 도 4는 본 발명의 실시 예에 따른 스펙트럼 중심 계산 방법을 보여주는 순서도이다. 도 1, 도 2 및 도 4를 참조하면, S10 단계에서, 수신 신호가 수신된다. 수신 신호는 수신기(130)를 통해 스펙트럼 중심 계산부(160)로 전

달릴 수 있다.

- [0090] S20 단계에서, 수신 신호의 샘플들에 기반하여 제 1 모멘텀(m_0)이 계산된다. 제 1 모멘텀(m_0)은 제 1 모멘텀 계산부(161)에 의해 계산될 수 있다.
- [0091] S30 단계에서, 수신 신호의 샘플들 중 일부 샘플들에 기반하여 제 2 모멘텀이 계산된다. 제 2 모멘텀(m_1)은 제 2 모멘텀 계산부(162)에 의해 계산될 수 있다.
- [0092] S20 단계 및 S30 단계는 병렬적으로 수행될 수 있다. 즉, 제 1 모멘텀 계산부(161)가 제 1 모멘텀(m_0)을 계산하는 동안, 제 2 모멘텀 계산부(162)는 제 2 모멘텀을 계산할 수 있다.
- [0093] S40 단계에서, 제 2 모멘텀을 제 1 모멘텀으로 나누어 스펙트럼 중심이 계산된다.
- [0094] 도 5는 본 발명의 실시 예에 따른 제 1 모멘텀(m_0)의 계산 방법을 보여주는 순서도이다. 도 2 및 도 5를 참조하면, S110 단계에서, 샘플 신호의 절대값이 계산된다. 샘플 신호들의 절대값은 절대값 계산부(A1)에 의해 수행될 수 있다.
- [0095] S120 단계에서, 계산된 절대값의 제공값이 계산된다. 제공값의 계산은 곱셈기(MU1)에 의해 수행될 수 있다.
- [0096] S130 단계에서, 계산된 제공값의 누적합이 계산된다. 누적합은 덧셈기(S1)에 의해 수행된다.
- [0097] S140 단계에서, 계산된 샘플이 마지막 샘플인지 판별된다. 계산된 샘플이 마지막 샘플이 아니면, S110 단계부터 다음 샘플에 대한 연산이 수행된다. 계산된 샘플이 마지막 샘플이면, S150 단계에서, 계산된 누적합이 제 1 모멘텀(m_0)으로 출력된다.
- [0098] 도 6은 본 발명의 실시 예에 따른 제 2 모멘텀(m_1)의 계산 방법을 보여주는 순서도이다. 도 2 및 도 6을 참조하면, S210 단계에서, 수신된 샘플이 선택된 샘플인지 판별된다. 수신된 샘플이 선택된 샘플이 아니면, 수신된 샘플은 무시될 수 있다. 수신된 샘플이 선택된 샘플이면, S220 단계가 수행된다. 선택된 샘플이 수신된 샘플인지 판별하는 동작은 샘플 선택부(164)에 의해 수행될 수 있다.
- [0099] S220 단계에서, 선택된 샘플의 자기상관값이 계산된다. 자기 상관값의 계산은 자기상관 계산부(165)에 의해 수행될 수 있다.
- [0100] S230 단계에서, 계산된 자기상관값 및 미리 저장된 계수들 중 대응하는 계수의 곱셈값이 계산된다. 곱셈부(MU 2)는 자기상관 계산부(165)의 출력값 및 계수 저장부(163)의 출력값을 곱하여 곱셈값을 계산할 수 있다.
- [0101] S240 단계에서, 계산된 곱셈값의 누적합이 계산된다. 누적합의 계산은 덧셈부(S2)에 의해 수행될 수 있다.
- [0102] S250 단계에서, 수신된 샘플이 마지막 샘플인지 판별된다. 수신된 샘플이 마지막 샘플이 아니면, S210 단계부터 다음 샘플의 연산이 수행된다. 수신된 샘플이 마지막 샘플이면, S260 단계에서, 계산된 누적합이 제 2 모멘텀(m_1)으로 출력된다. 예를 들어, 계산된 누적합의 절반값이 제 2 모멘텀(m_1)으로 출력될 수 있다.
- [0103] 도 7은 본 발명의 제 2 실시 예에 따른 초음파 진단 장치(200)를 보여주는 블록도이다. 도 7을 참조하면, 초음파 진단 장치(200)는 초음파 트랜스듀서(210), 송신기(220), 수신기(230), 송신 빔포머(240), 수신 빔포머(250), 스펙트럼 중심 계산기(260), 출력기(270), 그리고 입력기(280)를 포함한다.
- [0104] 도 1의 초음파 진단 장치(100)와 비교하면, 초음파 진단 장치(200)는 입력기(280)를 더 포함하고, 스펙트럼 중심 계산기(260)는 계수 그룹 선택부(266)를 더 포함한다.
- [0105] 입력기(280)는 외부로부터 신호를 수신하는 키보드, 마이크, 터치 패드, 모뎀 등과 같은 다양한 입력 수단들 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 예를 들어, 입력기(280)는 사용자의 선택에 따라 수신된 정보를 계수 그룹 선택부(266)로 전달할 수 있다.
- [0106] 도 8은 본 발명의 제 2 실시 예에 따른 스펙트럼 중심 계산기(260)를 보여준다. 도 7 및 도 8을 참조하면, 스펙트럼 중심 계산기(260)는 제 1 모멘텀 계산부(261), 제 2 모멘텀 계산부(262) 및 나눗셈부(DU)를 포함한다. 도 2의 제 2 모멘텀 계산부(162)와 비교하면, 제 2 모멘텀 계산부(262)는 계수 그룹 선택부(266)를 더 포함한다.
- [0107] 계수 저장부(263)는 복수의 계수 그룹들(C)을 저장할 수 있다. 복수의 계수 그룹들(C) 각각은 도 3에 도시된 계수들 중 일부 계수들의 값들을 저장할 수 있다. 복수의 계수 그룹들(C)이 저장하는 계수들의 수는 서로 다를 수 있다. 계수 저장부(263)는 계수 그룹 선택부로부터 전달되는 신호에 응답하여, 복수의 계수 그룹들(C) 중 하나의 계수 그룹을 선택하고, 선택된 계수 그룹의 계수들을 출력할 수 있다.

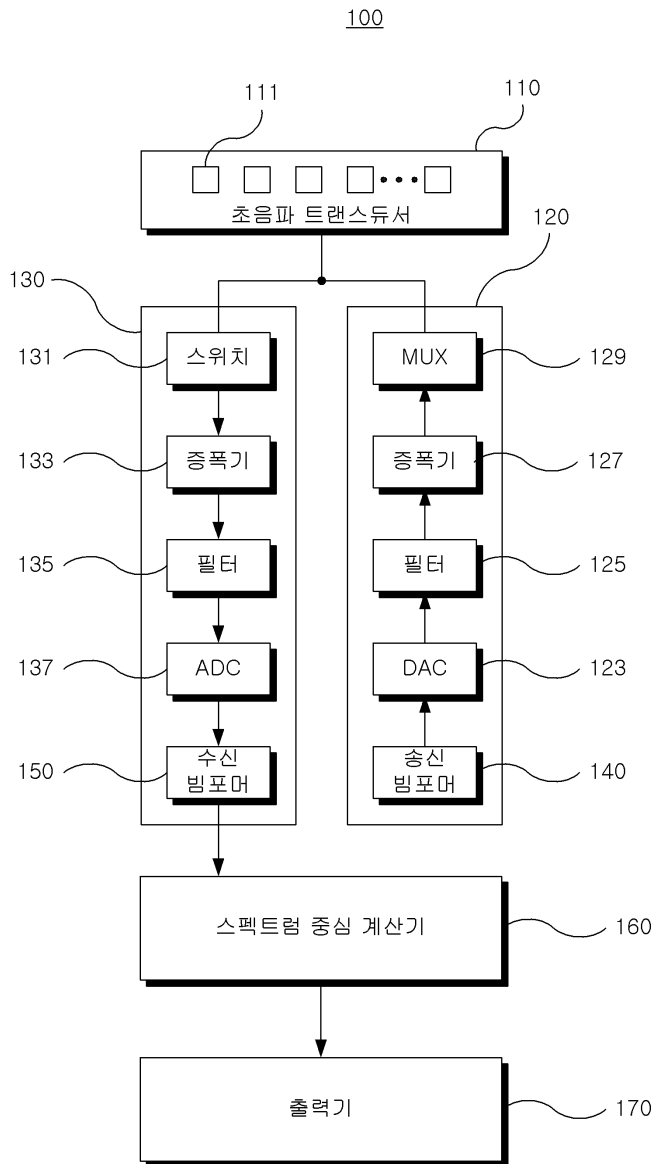
- [0108] 샘플 선택부(264)는 계수 그룹 선택부(266)로부터 전달되는 신호에 응답하여, 선택된 계수 그룹의 계수들에 대응하는 샘플들을 선택할 수 있다.
- [0109] 입력기(280)를 통해 수신되는 정보에 기반하여, 계수 저장부(263)가 출력하는 계수들의 수가 조절된다. 즉, 입력기(280)를 통해 수신되는 정보에 기반하여, 스펙트럼 중심 계산기(260)가 계산하는 스펙트럼 중심의 해상도(또는 정확도)가 가변될 수 있다.
- [0110] 도 9는 본 발명의 제 3 실시 예에 따른 초음파 진단 장치(300)를 보여주는 블록도이다. 도 9를 참조하면, 초음파 진단 장치(300)는 초음파 트랜스듀서(310), 수신기(330), 송신기(320), 송신 빔포머(340), 수신 빔포머(350), 스펙트럼 중심 계산기(360), 출력기(370), 그리고 이미지 처리기(380)를 포함한다.
- [0111] 도 1의 초음파 진단 장치(100)와 비교하면, 초음파 진단 장치(300)는 이미지 처리기(380)를 더 포함한다. 이미지 처리기(380)는 수신기(330)를 통해 수신되는 샘플들에 기반하여, 이미지 처리를 수행할 수 있다. 예를 들어, 이미지 처리기(380)는 수신되는 샘플들에 기반하여 B 모드 이미지를 생성할 수 있다. 생성된 B 모드 이미지는 출력기(370)를 통해 출력될 수 있다.
- [0112] 즉, 초음파 진단 장치(300)는 B 모드 이미지를 출력하는 기능 및 스펙트럼 중심을 계산하는 기능을 모두 구비할 수 있다. 초음파 진단 장치(300)는 B 모드 이미지의 출력 기능 및 스펙트럼 중심의 계산 기능 중 하나를 선택적으로 활성화 또는 비활성화할 수 있다.
- [0113] 본 발명의 상세한 설명에서는 구체적인 실시 예에 관하여 설명하였으나, 본 발명의 범위와 기술적 사상에서 벗어나지 않는 한도 내에서 여러 가지 변형이 가능하다. 그러므로 본 발명의 범위는 상술한 실시 예에 국한되어 정해져서는 안되며 후술하는 특허청구범위뿐만 아니라 이 발명의 특허청구범위와 균등한 것들에 의해 정해져야 한다.

부호의 설명

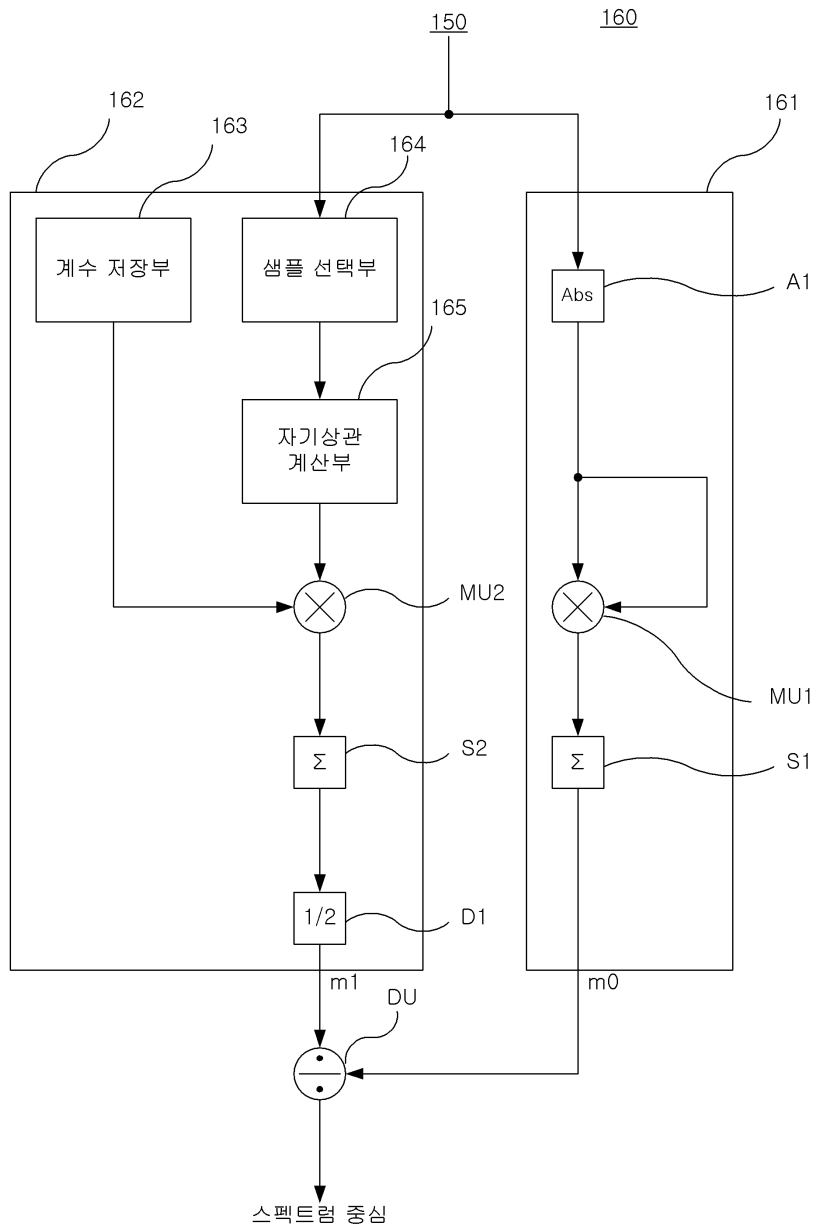
- [0114] 100, 200, 300; 초음파 진단 장치
- 110, 210, 310; 초음파 트랜스듀서
- 120, 220, 320; 송신기
- 130, 230, 330; 수신기
- 140, 240, 340; 송신 빔포머
- 150, 250, 350; 수신 빔포머
- 160, 260, 360; 스펙트럼 중심 계산기
- 170, 270, 370; 출력기
- 180; 입력기
- 380; 이미지 처리기
- 161, 261; 제 1 모멘텀 계산부
- 162, 262; 제 2 모멘텀 계산부
- 163, 263; 계수 저장부
- 164, 264; 샘플 선택부
- 165, 265; 자기상관 계산부
- 266; 계수그룹 선택부
- A1; 절대값 계산부
- MU1, MU2; 곱셈기
- S1, S2; 덧셈기
- D1, DU; 나눗셈기

도면

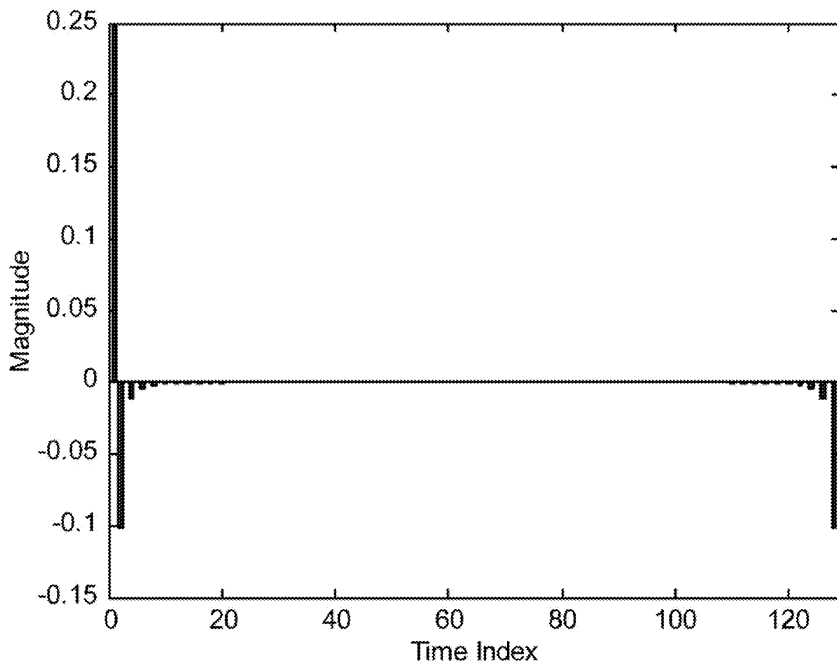
도면1



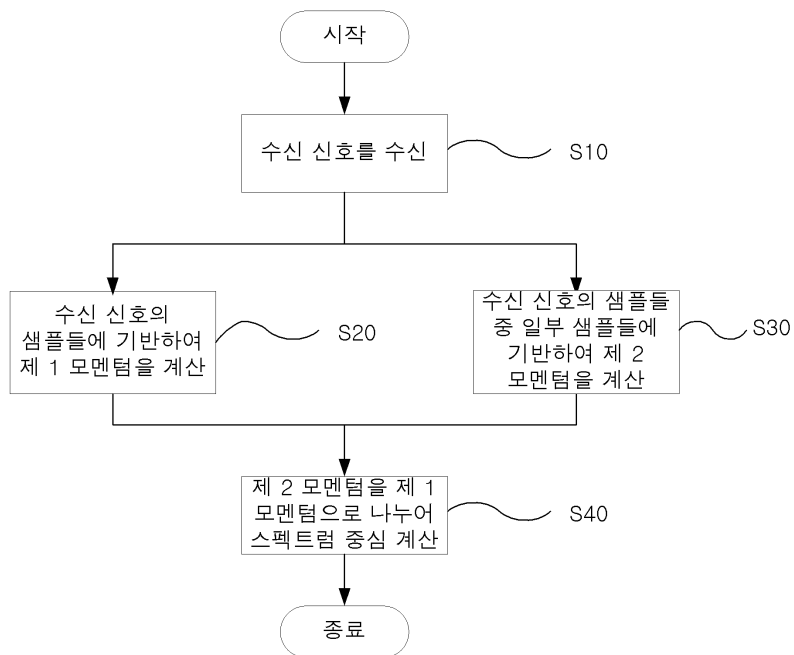
도면2



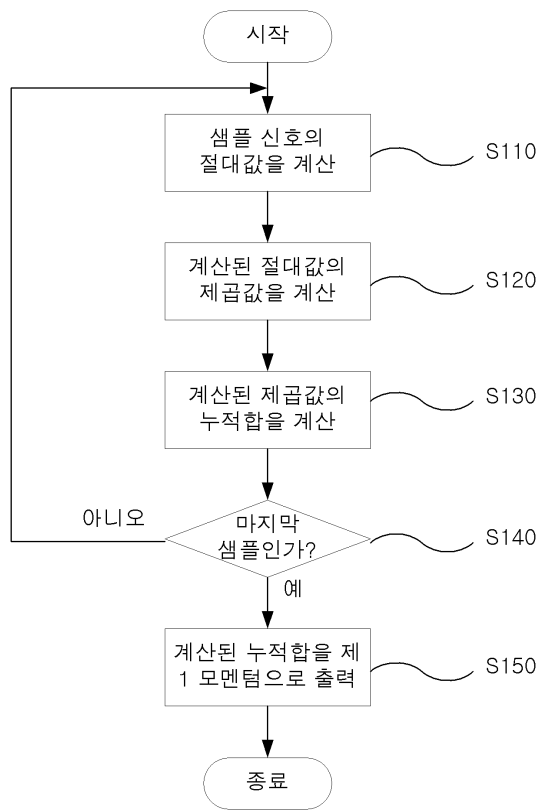
도면3



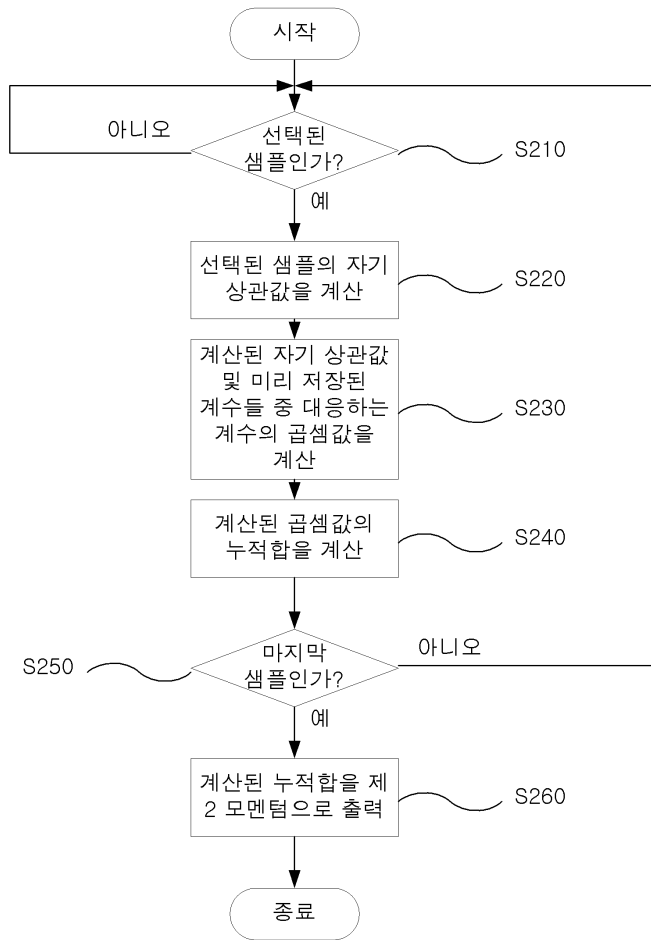
도면4



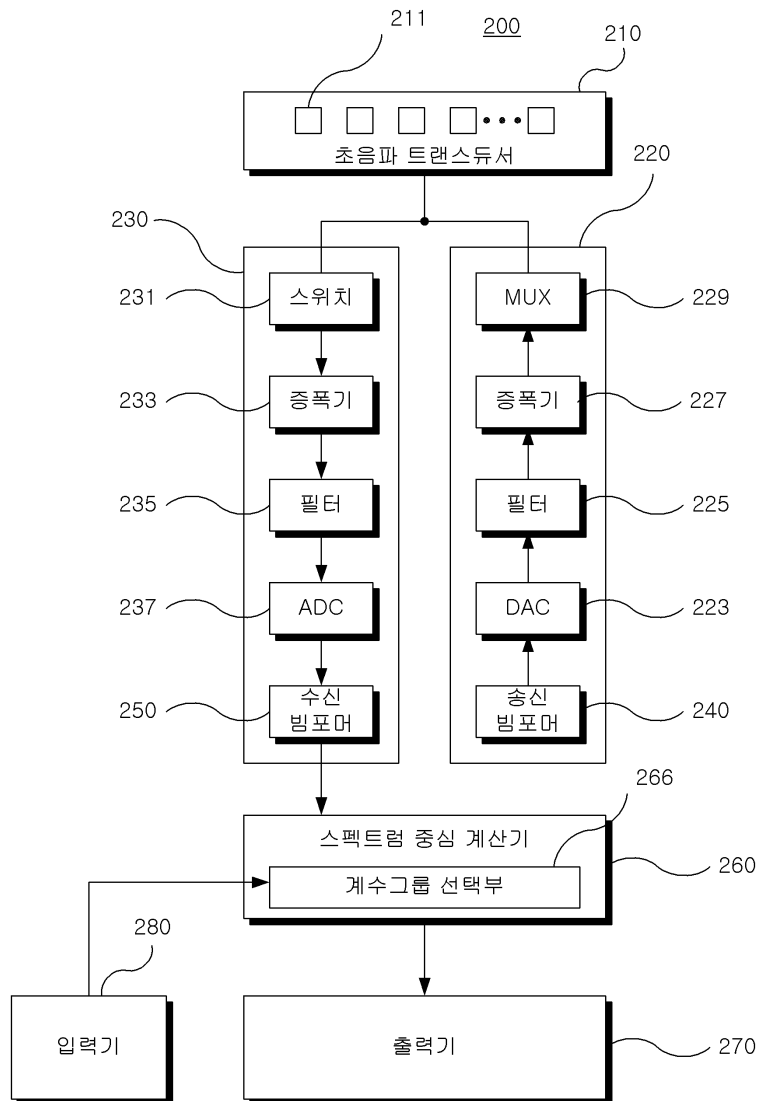
도면5



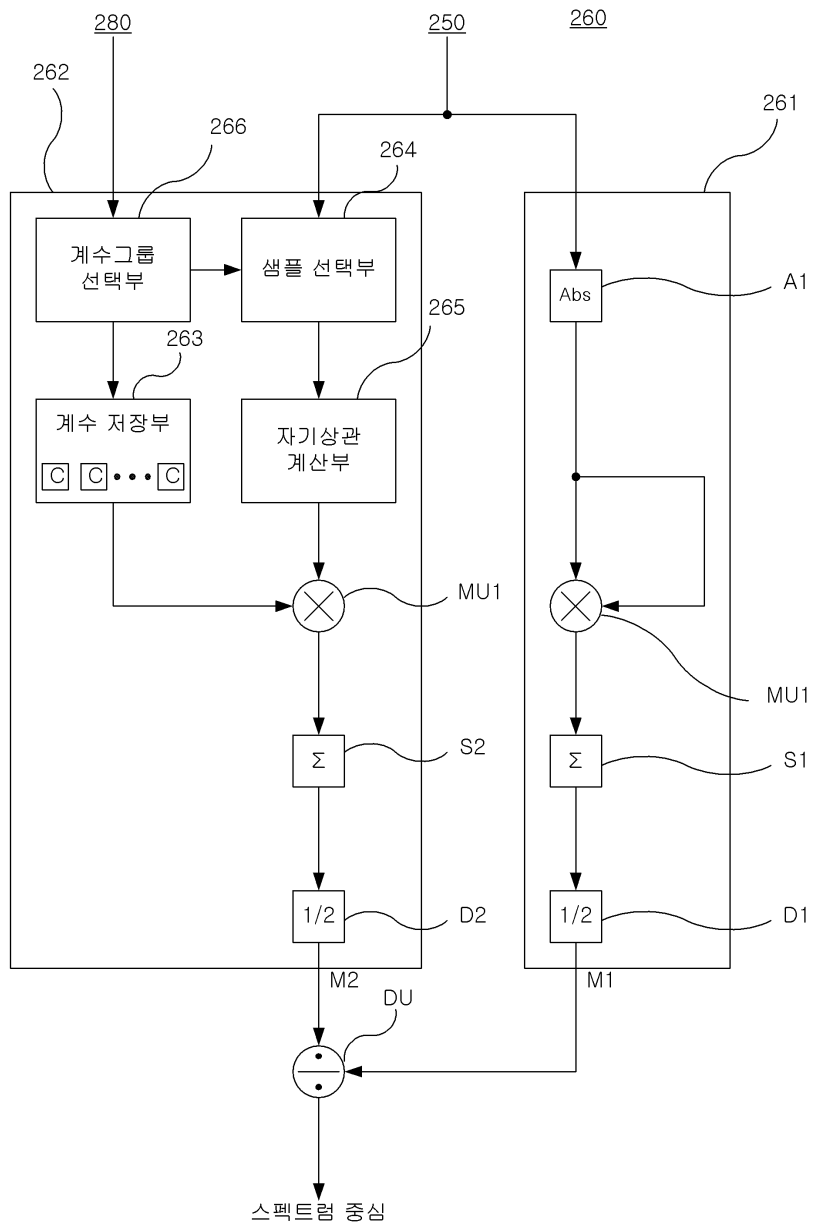
도면6



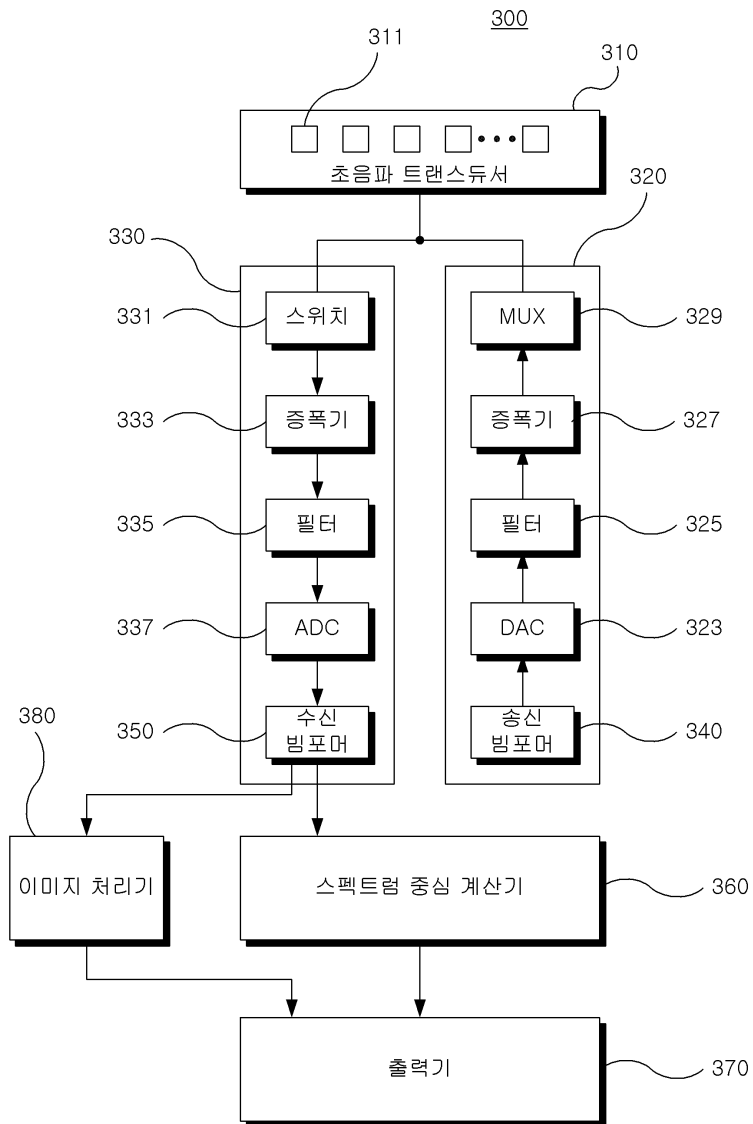
도면7



도면8



도면9



专利名称(译)	用于计算光谱中心的超声诊断设备和信号处理设备，以及光谱中心计算		
公开(公告)号	KR1020140057895A	公开(公告)日	2014-05-14
申请号	KR1020120124223	申请日	2012-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	光云大学校产学协力团		
申请(专利权)人(译)	光云学术合作		
当前申请(专利权)人(译)	光云学术合作		
[标]发明人	KIM HYUNGSUK 김형석 HEO SEO WEON 허서원		
发明人	김형석 허서원		
IPC分类号	A61B8/14 G01N29/24		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/4488 A61B8/4494 G01N29/24 G01N29/46 G01N29/50		
代理人(译)	李鹏WOO		
其他公开文献	KR101441195B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置本发明涉及超声波诊断装置。本发明的超声波诊断装置是用于基于超声波换能器计算接收信号的光谱中心的装置，用于向超声波换能器提供信号的发送器，用于接收来自超声波换能器的信号的接收器，和光谱中心计算器。频谱中心计算器基于接收信号的样本值和一些样本的值来计算频谱中心。

