

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2012년 10월 18일 (18.10.2012)



(10) 국제공개번호
WO 2012/141520 A2

- (51) 국제특허분류: *A61B 8/00* (2006.01) *G01N 29/24* (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2012/002801
- (22) 국제출원일: 2012년 4월 13일 (13.04.2012)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보: 10-2011-0035235 2011년 4월 15일 (15.04.2011) KR
- (71) 출원인 (US 을(를) 제외한 모든 지정국에 대하여): **알피니온메디칼시스템 주식회사 (ALPINION MEDICAL SYSTEMS CO., LTD.)** [KR/KR]; 경기도 화성시 안녕동 112-83, 445-380 Gyeonggi-do (KR).
- (72) 발명자: **김**
- (75) 발명자/출원인 (US 에 한하여): **이대현 (LEE, Daehyun)** [KR/KR]; 서울시 송파구 잠실 3동 트리움아파트 329동 1401호, 138-891 Seoul (KR). **조성택 (CHO, Seongtaek)** [KR/KR]; 서울시 송파구 잠실 4동 파크리오아파트 201동 1402호, 138-931 Seoul (KR). **노세범 (RHO, Sebeom)** [KR/KR]; 서울시 강동구 천호 2동 569번지 강변그대가아파트 105동 701호, 134-022 Seoul (KR).
- (74) 대리인: **이철희 (LEE, Chulhee)**; 서울 강남구 역삼동 647-13 동궁빌딩 5층, 135-911 Seoul (KR).

- (81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

공개:

- 국제조사보고서 없이 공개하며 보고서 접수 후 이를 별도 공개함 (규칙 48.2(g))

(54) Title: APPARATUS FOR DIAGNOSING ULTRASOUND IMAGE FOR MINIMIZING IMAGE ARTIFACT HAVING TOOTH SHAPE, AND METHOD FOR DIAGNOSING SAME

(54) 발명의 명칭: 이빨 모양의 이미지 아티팩트를 최소화할 수 있는 초음파 영상 진단장치 및 그 진단방법

(57) Abstract: Disclosed are an apparatus for diagnosing an ultrasound image for minimizing image artifacts having a tooth shape, resulting from a switching movement by a HVMUX, in an ultrasound image, and a method for diagnosing same. The apparatus for diagnosing the ultrasound image, according to one embodiment of the present invention, comprises: a pulse generator unit for generating a pulse in an electric signal; a plurality of transducer elements; a probe for converting the pulse in the electric signal into an ultrasound wave signal and transferring same to an object body through at least one transducer element; a multiplexer (MUX) for sequentially selecting at least one of the plurality of transducer elements, based on different bias voltages which are applied; and a control unit for moving a scan line in accordance with a line density of the transducer elements, and for switching between the different bias voltages every pulse repetition frequency (PRF) when the scan line moves.

(57) 요약서: 초음파 영상에서 HVMUX의 스위칭 동작에 의한 이빨 모양의 아티팩트를 최소화하기 위한 초음파 영상 진단장치 및 그 진단방법이 개시된다. 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 진단장치는, 전기적 신호의 펄스를 발생하는 펄스 발생부; 복수의 트랜스듀서 엘리먼트(Transducer Element)를 포함하며, 적어도 하나의 트랜스듀서 엘리먼트를 통해 전기적 신호의 펄스를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전달하는 프로브; 인가되는 서로 다른 바이어스(bias) 전압에 기초하여 복수의 트랜스듀서 엘리먼트 중 적어도 하나를 순차적으로 선택하는 믹스(MUX); 및 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 선밀도(Line density)에 대응하여 스캔 라인을 이동하며, 스캔 라인의 이동시 매 PRF(Pulse Repetition Frequency)마다 서로 다른 바이어스 전압에 대한 스위칭을 실행시키는 제어부를 포함하는 것을 특징으로 한다.

WO 2012/141520 A2

명세서

발명의 명칭: 이빨 모양의 이미지 아티팩트를 최소화할 수 있는 초음파 영상 진단장치 및 그 진단방법

기술분야

- [1] 본 발명의 실시예는 초음파 영상 진단장치 및 그 진단방법에 관한 것이다. 보다 상세하게는, HVMUX의 바이어스 전압에 대한 스위칭 동작시에 발생하는 스파이크 전압으로 인해 초음파 영상에 나타나는 이빨 모양의 이미지 아티팩트(Image Artifact)를 최소화할 수 있는 초음파 영상 진단장치 및 그 진단방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 이 부분에 기술된 내용은 단순히 본 발명의 실시예에 대한 배경 정보를 제공할 뿐 종래기술을 구성하는 것은 아니다.
- [3] 최근 들어 급속히 발전하고 있는 전자공학 및 신호처리, 특히 디지털 신호처리 기술은 영상진단기기 분야에도 커다란 영향을 끼치고 있다. 영상진단기기는 인체의 내부를 절단하지 않고 볼 수 있다는 점에서 의료용 진단기기의 꽃이라고 할 수 있다. 이러한 영상진단기기에는 X-ray 진단기, MRI(Magnetic Resonance Imaging: 자기공명 영상) 진단기, 초음파 진단기 등이 사용되고 있으며, 각각 그 장단점들이 있다. 그 중, 초음파 영상 진단장치는 해상도가 떨어지는 대신 실시간 진단이 가능하며 가격이 매우 저렴한 장점을 가지고 있다. 이에 따라 초음파 영상 진단장치는 내과, 산부인과, 소아과, 비뇨기과, 안과, 방사선과 등의 거의 모든 의학분야에서 필수적인 진단장치가 되어 그 수요가 급격히 증가하고 있다.
- [4] 초음파 영상 진단장치에서 주로 사용되는 초음파의 주파수는 수 MHz에서 수십 MHz이다. 초음파는 인체를 통과하면서 매질에 따라 속도가 변하며, 또한 감쇄되는 양도 변한다. 한편, 초음파 영상은 기본적으로 서로 다른 매질로 이루어진 경계면에서 생기는 반사파를 이용하여 구성한다.
- [5] 인체 내를 진행하는 초음파의 속도 V 는 그 매질의 밀도를 ρ , 용적률을 B 라고 하면 수학식 1과 같이 나타낼 수 있다.

- [6] [수학식 1]

[7]

$$V = \sqrt{\frac{B}{\rho}}$$

- [8] 인체 내에서의 초음파 속도는 매질에 따라 다르며, 이에 따라 인체 내부에서의 속도의 변화에 따른 보상이 연구되고 있다.

- [9] 초음파의 물리적 성질 중의 중요한 하나는 초음파가 매질 내에서 전파될 때의 감쇠의 성질이다. 전파거리 z 에 따른 초음파의 강도(intensity) I 는 수학식 2와 같이 표현된다.
- [10] [수학식 2]
- [11] $I = I_0 \exp(-2\alpha z)$
- [12] 여기서 α 는 감쇠계수(attenuation coefficient)이다. 감쇠계수는 주파수와 큰 관계를 가지고 있으며, 초음파 영상 진단장치에서 사용되는 주파수 대역에서의 감쇠계수는 주파수에 따라 거의 직선적으로 증가한다.
- [13] 초음파 영상 진단장치에 있어서 다른 중요한 성질 중의 하나는 반사이다. 반사는 매질의 특성 임피던스(impedance) Z 에 관계한다. 매질의 특성 임피던스 Z 는 수학식 3과 같이 물질의 밀도 ρ 와 초음파의 속도 V 의 곱으로 표시된다.
- [14] [수학식 3]
- [15] $Z = \rho V$
- [16] 특성 임피던스 Z_1 의 물질에서 Z_2 의 물질로 입사될 때, 반사계수(reflectivity) R 은 수학식 4와 같이 표시된다.
- [17] [수학식 4]
- [18]
- $$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$
- [19] 도 1은 초음파 영상 진단장치의 기본원리를 설명하기 위해 도시한 도면이다. 트랜스듀서(110)는 펄스 발생부(120)에 의해 발생된 전기적 신호의 펄스를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전달하고, 서로 다른 매질의 경계에서 반사되어 다시 되돌아오는 초음파 신호를 전기적 신호로 변환하여 신호 처리부(130)로 전달한다. 이때, 신호 처리부(130)는 트랜스듀서(110)로부터 수신되는 신호에 대하여 TGC(Time Gain Compensation) 증폭, Rx 빔포밍(Beamforming), 에코 프로세싱(Echo Processing), SDP(Spectral Doppler Processor)/CDP(Color Doppler Processor), DSC(Digital Scan Converter) 등의 적절한 신호처리를 수행한 후, 디스플레이(140)를 통해 영상으로 표시한다.
- [20] 한편, 복수의 트랜스듀서의 엘리먼트(element)가 결합되어 프로브(Probe: 탐촉자)를 형성하는데, 이러한 프로브는 트랜스듀서 엘리먼트의 개수에 따라서 영상의 질(quality)이 달라지며, 또한 트랜스듀서 엘리먼트의 개수에 비례하여 초음파 송수신을 위한 회로들도 증가한다.
- [21] 일반적으로 초음파 송수신 회로를 최소화하고 엘리먼트의 수를 확장하기 위하여, 초음파 영상 진단장치의 TI 모드(Transducer Interface Board)에서 HVMUX(High Voltage Multiplexer)를 이용하여 전기적 신호를 :2 또는 1:3 등으로 분기한다.

- [22] 이때, HVMUX에는 도 2에 도시한 바와 같이, 높은 바이어스(bias) 전압 즉, 제1 전원(V_{PP}) 및 제2 전원(V_{NN})이 인가되며, 제1 전원(V_{PP}) 또는 제2 전원(V_{NN})을 선택하는 제1 스위칭 동작(210) 및 채널의 선택 여부를 결정하는 제2 스위칭 동작(220)이 이루어진다.
- [23] 그런데, 제1 스위칭 동작시에 내부 회로의 차지 인젝션(Charge Injection)에 따른 스파이크 전압이 발생하며, 이것은 초음파 송신신호(Tx Pulse)가 아닌 또 다른 펄스처럼 작용하여 초음파 영상에 이미지 아티팩트(Image Artifact)를 발생시키는 문제점이 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [24] 본 발명의 실시예에는 전술한 문제점을 해결하기 위하여 창안된 것으로서, HVMUX의 바이어스 전압에 대한 스위칭 동작시에 발생하는 스파이크 전압으로 인해 초음파 영상에 나타나는 이빨 모양의 이미지 아티팩트(Image Artifact)를 최소화할 수 있는 초음파 영상 진단장치 및 그 진단방법을 제공하는 것을 목적으로 한다.

과제 해결 수단

- [25] 전술한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 진단장치의 일 예는, 전기적 신호의 펄스를 발생하는 펄스 발생부; 복수의 트랜스듀서 엘리먼트(Transducer Element)를 포함하며, 적어도 하나의 트랜스듀서 엘리먼트를 통해 전기적 신호의 펄스를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전달하는 프로브; 인가되는 서로 다른 바이어스(bias) 전압에 기초하여 복수의 트랜스듀서 엘리먼트 중 적어도 하나를 순차적으로 선택하는 믹스(MUX); 및 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 선밀도(Line density)에 대응하여 스캔 라인을 이동하며, 스캔 라인의 이동시 매 PRF(Pulse Repetition Frequency)마다 서로 다른 바이어스 전압에 대한 스위칭을 실행시키는 제어부를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [26] 여기서, 제어부는, 오리지널 스캔 라인(Original scan line)에 대응하여 더미 스캔 라인(Dummy scan line)을 추가로 형성할 수 있다.
- [27] 또한, 제어부는, 더미 스캔 라인에 대응하여 서로 다른 바이어스 전압에 대한 스위칭을 실행시킬 수 있다.
- [28] 전술한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 진단장치의 다른 예는, 전기적 신호의 펄스를 발생하는 펄스 발생부; 복수의 트랜스듀서 엘리먼트를 포함하며, 적어도 하나의 트랜스듀서 엘리먼트를 통해 전기적 신호의 펄스를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전달하는 프로브; 인가되는 서로 다른 바이어스 전압에 기초하여 복수의 트랜스듀서 엘리먼트 중 적어도 하나를 순차적으로 선택하는 믹스; 및 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 선밀도에 대응하여 PRF를 형성하며, 형성된 PRF마다 서로 다른 바이어스

전압에 대한 스위칭을 실행시키는 제어부를 포함하는 것을 특징으로 한다.

- [29] 전술한 목적을 달성하기 위한 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 진단방법은, 전기적 신호의 펄스를 발생하는 단계; 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 선밀도에 대응하여 PRF를 형성하며, 형성된 PRF마다 먹스의 서로 다른 바이어스 전압에 대한 스위칭을 실행시키는 단계; 복수의 트랜스듀서 엘리먼트 중 적어도 하나를 순차적으로 선택하는 단계; 및 선택된 트랜스듀서 엘리먼트를 통해 전기적 신호의 펄스를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전달하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 한다.
- [30] 전술한 초음파 영상 진단방법은, 형성된 PRF에 대응하여 스캔 라인을 이동하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [31] 또한, 전술한 초음파 영상 진단방법은, 스캔 라인에 대응하여 더미 스캔 라인을 추가로 형성하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [32] 이때, 전술한 초음파 영상 진단방법은, 더미 스캔 라인에 대응하여 서로 다른 바이어스 전압에 대한 스위칭을 추가로 실행할 수 있다.

발명의 효과

- [33] 본 발명의 실시예에 따르면, HVMUX의 바이어스 전압에 대한 스위칭 동작시에 발생하는 스파이크 전압으로 인해 초음파 영상에 나타나는 이빨 모양의 이미지 아티팩트(Image Artifact)를 최소화할 수 있게 된다.

도면의 간단한 설명

- [34] 도 1은 초음파 영상 진단장치의 기본원리를 설명하기 위해 도시한 도면이다.
- [35] 도 2는 HVMUX에서 발생하는 스파이크 전압의 예를 나타낸 도면이다.
- [36] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 진단장치를 개략적으로 도시한 도면이다.
- [37] 도 4는 도 3의 펄스 발생부에 의해 발생하는 펄스의 예를 나타낸 도면이다.
- [38] 도 5는 먹스에 의해 발생하는 스파이크 전압에 의한 이미지 아티팩트의 예를 나타낸 도면이다.
- [39] 도 6은 선밀도 모드의 동작 메커니즘을 예시한 도면이다.
- [40] 도 7은 도 6의 프로브에 대한 먹스 제어의 예를 나타낸 도면이다.
- [41] 도 8은 본 발명의 실시예에 따라 이미지 아티팩트가 제거된 초음파 영상의 예를 나타낸 도면이다.
- [42] 도 9는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 진단방법을 나타낸 흐름도이다.

발명의 실시를 위한 형태

- [43] 이하, 본 발명의 일부 실시예들을 예시적인 도면을 통해 상세하게 설명한다. 각 도면의 구성요소들에 참조부호를 부가함에 있어서, 동일한 구성요소들에 대해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 부호를 가지도록 하고 있음에 유의해야 한다. 또한, 본 발명을 설명함에 있어, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는

경우에는 그 상세한 설명은 생략한다.

- [44] 또한, 본 발명의 구성 요소를 설명하는 데 있어서, 제 1, 제 2, A, B, (a), (b) 등의 용어를 사용할 수 있다. 이러한 용어는 그 구성 요소를 다른 구성 요소와 구별하기 위한 것일 뿐, 그 용어에 의해 해당 구성 요소의 본질이나 차례 또는 순서 등이 한정되지 않는다. 어떤 구성 요소가 다른 구성 요소에 "연결", "결합" 또는 "접속"된다고 기재된 경우, 그 구성 요소는 그 다른 구성 요소에 직접적으로 연결되거나 또는 접속될 수 있지만, 각 구성 요소 사이에 또 다른 구성 요소가 "연결", "결합" 또는 "접속"될 수도 있다고 이해되어야 할 것이다.
- [45]
- [46] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 진단장치를 개략적으로 도시한 도면이다.
- [47] 도 3을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 진단장치(300)는 펄스 발생부(310), 프로브(320), 믹스(330) 및 제어부(340)를 포함할 수 있다.
- [48] 펄스 발생부(310)는 전기적 신호의 펄스를 발생한다. 이때, 펄스 발생부(310)는 펄스의 축상 선명도(Axial Resolution)를 증가시키기 위해 도 4에 도시한 바와 같이 펄스의 폭 T_p 를 짧게 하고 S/N(Signal/Noise) 비를 높이기 위하여 펄스의 크기 V 를 충분히 키워 트랜스듀서(transducer)를 여기시킨다.
- [49] 프로브(320)는 초음파의 발생과 측정을 하는 장치로서 복수의 트랜스듀서 엘리먼트(Transducer Element)를 포함한다. 이때, 프로브(320)는 적어도 하나의 트랜스듀서 엘리먼트를 통해 펄스 발생부(310)에 의해 발생된 전기적 신호의 펄스를 초음파로 변환하여 대상체에 전달하며, 대상체의 서로 다른 매질의 경계에서 반사되어 다시 되돌아오는 초음파 신호를 전기적 신호로 변환하여 신호 처리부(도시하지 않음)로 전달한다. 본 발명의 실시예에서도 신호 처리부에 의한 TGC(Time Gain Compensation) 증폭, Rx 빔포밍(Beamforming), 에코 프로세싱(Echo Processing), SDP(Spectral Doppler Processor)/CDP(Color Doppler Processor), DSC(Digital Scan Converter) 등의 신호처리 및 디스플레이를 통한 영상의 표시 등이 적용되나, 신호 처리부 및 디스플레이는 본 발명의 요지를 벗어나므로 이하에서는 그 상세한 설명을 생략한다. 프로브(320)의 종류로는 복수의 트랜스듀서 엘리먼트의 어셈블리(assembly) 형태에 따라 선형 프로브(Linear Probe), 섹터 프로브(Sector Probe), 컨벡스 프로브(Convex Probe), 사다리꼴 프로브 등이 있다.
- [50] 트랜스듀서 엘리먼트에 의해 초음파 신호가 대상체로 발사되면, 전파 매질 중에 음향 임피던스가 서로 다른 경계면이 존재할 경우 그 경계면에서 반사현상이 일어나며, 일부는 투과하고, 여러 경계면이 존재할 경우에는 에코는 순차적으로 반사되어 되돌아오게 된다. 이때, 되돌아온 에코는 트랜스듀서 엘리먼트의 압전자기에 스트레스를 가하게 되고, 이 에코 강도에 비례한 전계를 발생시켜 전기신호로 변환한다. 이렇게 대상체로 발사된 하나의 초음파 펄스는 대상체 내의 여러 깊이(경계면)에서의 각 점으로부터 펄스 에코를 발생시키며,

이를 펄스 왕복 전파거리를 고려하여, 거리 x 에 있는 조직으로부터의 에코는 시간축상 $t=2x/c$ ($c=1530\text{m/s}$: 평균음속)인 위치에 나타난다. 따라서 이 송신펄스에 대한 지연시간으로부터 역으로 반사위치를 결정할 수 있다.

- [51] 먹스(330)는 프로브(320)의 복수의 트랜스듀서 엘리먼트 중 적어도 하나를 선택하여 채널을 형성한다. 이때, 먹스(330)에는 서로 다른 바이어스(bias) 전압들이 인가되는데, 먹스(330)는 인가되는 서로 다른 전압들에 대한 스위칭 동작을 하여 펄스 발생부(310)에 의해 발생된 전기적 신호의 펄스가 선택된 채널을 통해 프로브(320)에 전달될 수 있도록 한다.
- [52] 제어부(340)는 프로브(320)의 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 선밀도(Line density)에 대응하여 스캔 라인을 이동하며, 스캔 라인의 이동시 매 PRF(Pulse Repetition Frequency)마다 먹스(330)의 서로 다른 바이어스 전압에 대한 스위칭을 실행시킨다.
- [53] 일반적으로 먹스(330)의 서로 다른 바이어스 전압들에 대한 스위칭시에 발생하는 차지 인젝션 스파이크 전압(Charge injection spike voltage)이 이미지 아티팩트를 유발하는 주요한 원인이 되며, 특히 선밀도 모드(Line density mode)에서는 트랜스듀서 엘리먼트 당 Tx/Rx를 2 내지 4번 실시하기 때문에 이미지 아티팩트에 의한 영향이 두드러지게 나타난다. 즉, 도 5에 도시한 바와 같이 프로브(320)가 128 트랜스듀서 엘리먼트를 사용하며 선밀도 모드 2로 동작하는 것으로 가정하면, 프로브(320)는 256 트랜스듀서 엘리먼트를 사용하는 것과 같은 효과를 얻을 수 있다. 이때, 프로브(320)는 하나의 트랜스듀서 엘리먼트를 가상으로 4등분하여 첫 번째의 #1 Tx/Rx와 두 번째의 #2 Tx/Rx를 할 때 딜레이 커브(delay curve)를 다르게 하여 Tx/Rx함으로써 레졸루션(resolution)을 조절할 수 있다. 이 경우, 스캔 라인 이동시 각각의 트랜스듀서 엘리먼트에서 첫 번째의 #1 Tx/Rx에서만 HVMUX의 스위칭이 발생하기 때문에 하나의 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 스캔 라인 #1 및 #2의 이미지 아티팩트가 두드러지게 차이가 나게 된다. 마찬가지로, 선밀도 모드가 0 내지 5인 경우에도 이와 같은 동작 메커니즘에 의해 이미지 아티팩트가 두드러지게 차이가 나게 된다. 이와 같이, 선밀도 모드에서는 PRF마다 스캔라인 이동 후 사용하는 HVMUX의 특성상 단지 첫 번째 Tx/Rx에서만 HVMUX의 스위칭이 발생하며, HVMUX의 스위칭에 따른 차지 인젝션 스파이크 전압이 발생되고, 2 내지 4번째 Tx/Rx에서는 HVMUX가 스위칭을 하지 않기 때문에 초음파 영상에는 도 6에 나타난 바와 같이, 이빨 모양의 이미지 아티팩트가 나타나게 된다.
- [54] 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 진단장치(300)의 제어부(340)는 HVMUX의 스위칭 동작에 의해 초음파 영상에 나타나는 이빨 모양의 아티팩트를 최소화하기 위한 동작을 수행한다.
- [55] 이를 위해 제어부(340)는 프로브(320)의 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 선밀도에 대응하여 PRF를 형성하며, 형성된 PRF마다 먹스(330)의 서로 다른 바이어스

전압에 대한 스위칭을 실행시킨다. 이때, 제어부(340)는 도 7에 도시한 바와 같이, 프로브(320)의 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 선밀도에 대응하여 스캔 라인의 이동을 실행하기 위한 펄스 신호(EMIF_INT)를 전송할 수 있으며, 스캔 라인의 이동시 펄스 신호 EMIF_INT의 주기와 동일한 주기를 갖는 PRF 신호를 형성하여 전송할 수 있다. 이때, PRF 신호의 펄스는 EMIF_INT 신호의 펄스보다 앞서는 것이 바람직하다. 이러한 동작을 위한 제어부(340)는 FPGA(Field Programmable Gate Array: 현장 프로그래머블 게이트 어레이)에 의해 구현이 가능하다. FPGA는 프로그래머블 논리 요소와 프로그래밍가능 내부선이 포함된 반도체 소자이다. 프로그래머블 논리 요소는 AND, OR, XOR, NOT, 더 복잡한 디코더나 계산기능의 조합 기능 같은 기본적인 논리 게이트의 기능을 복제하여 프로그래밍할 수 있다. 대부분의 FPGA는 프로그래밍이 가능한 논리 요소(논리 블록이라고도 한다)에 간단한 플립플롭(Flip-Flop)이나 더 완벽한 메모리 블록으로 된 메모리 요소를 포함하고 있다. 프로그램이 가능한 내부선 계층구조는 FPGA의 논리블록을 시스템 설계자가 요구하는 대로 내부연결을 할 수 있다. 이 논리블록과 내부선은 제조공정 이후에 소비자/설계자가 프로그램할 수 있으므로 요구되는 어떠한 논리기능도 수행할 수 있다. 이와 같은 이유로 "현장 프로그래머블 게이트 어레이"라고 한다. FPGA는 일반적으로 주문형 반도체(ASIC) 대용품보다 느리고, 복잡한 설계에 적용할 수 없으며, 소비전력이 크다. 그러나 개발시간이 짧고, 오류를 현장에서 재수정할 수 있고, 초기 개발비가 저렴하다는 장점이 있다.

- [56] 한편, 이동되는 스캔 라인을 오리지널 스캔 라인(Original scan line)이라고 하면, 제어부(340)는 오리지널 스캔 라인에 대응하여 더미 스캔 라인(Dummy scan line)을 추가로 형성한다. 여기서, 더미 스캔 라인은 프로브(320)에 의해 실행되는 실질적인 스캔 라인이 아니라, 텍스(330)의 서로 다른 바이어스 전압에 대한 스위칭을 강제적으로 실행시키기 위한 가상의 스캔 라인이다. 즉, 제어부(340)는 오리지널 스캔 라인에 앞서 더미 스캔 라인이 있는 것으로 가정하여 텍스(330)에 스위칭 명령을 전송한다(도면에는 오리지널 스캔 라인에 대응하는 스위칭 명령을 IDEX로 표현하였으며, 더미 스캔 라인에 대응하는 스위칭 명령을 DUMMY로 표현하였다). 이때, 텍스(330)는 각각의 트랜스듀서 엘리먼트에 대하여 첫 번째의 스캔시에만 서로 다른 바이어스 전압에 대한 스위칭을 하도록 설계되어 있다고 하더라도, 제어부(340)에 의해 형성된 더미 스캔 라인에 의해 선밀도에 따른 스캔 라인이 있는 것으로 판단하며, 그에 따라 PRF마다 Tx 및 Rx에 대응하여 서로 다른 바이어스 전압에 대한 스위칭을 할 수 있게 된다. 여기서, 도면에는 오리지널 스캔 라인의 앞에 하나의 더미 스캔 라인이 형성된 것으로 도시하였지만, 형성되는 더미 스캔 라인의 수는 선밀도 모드에 따라 달라질 수도 있다. 예를 들어, 선밀도 모드가 3인 경우, 매 PRF마다 텍스(330)의 서로 다른 바이어스 전압에 대한 스위칭을 실행시키기 위하여 오리지널 스캔 라인 앞에 두 개의 더미 스캔 라인을 형성할 수도 있다. 또한, 도면에는 더미 스캔

라인이 오리지널 스캔 라인의 앞에 형성되는 것으로 도시하였으나, 경우에 따라서는 오리지널 스캔 라인의 뒤에 형성되거나, 오리지널 스캔 라인의 앞과 뒤에 함께 형성될 수도 있다.

[57] 이와 같이, 매 PRF마다 먹스(330)의 서로 다른 바이어스 전압에 대한 스위칭이 실행되도록 제어함으로써, 도 8에 나타낸 바와 같이 이빨 모양의 이미지 아티팩트는 제거될 수 있다.

[58]

[59] 도 9는 본 발명의 실시예에 따른 초음파 영상 진단방법을 나타낸 흐름도이다.

[60] 도 3 및 도 9를 참조하면, 펄스 발생부(310)는 전기적 신호의 펄스를 발생한다(S910). 이때, 펄스 발생부(310)는 펄스의 축상 선명도(Axial Resolution)를 증가시키기 위해 도 4에 도시한 바와 같이 펄스의 폭 T_p 를 짧게 하고 S/N(Signal/Noise) 비를 높이기 위하여 펄스의 크기 V 를 충분히 키워 트랜스듀서(transducer)를 여기시킨다.

[61]

[62] *제어부(340)는 프로브(320)의 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 선밀도에 대응하여 PRF를 형성하며, 형성된 PRF마다 먹스(330)의 서로 다른 바이어스 전압에 대한 스위칭을 실행시킨다(S920). 이때, 제어부(340)는 도 7에 도시한 바와 같이, 프로브(320)의 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 선밀도에 대응하여 스캔 라인의 이동을 실행하기 위한 펄스 신호(EMIF_INT)를 전송할 수 있으며(S930), 스캔 라인의 이동에 대응하여 더미 스캔 라인을 추가로 형성할 수 있다(S940). 이 경우, 더미 스캔 라인의 수는 선밀도 모드에 따라 다르게 조절될 수 있다.

[63] 먹스(330)는 프로브(320)의 복수의 트랜스듀서 엘리먼트 중 적어도 하나를 선택하여 채널을 형성한다(S950). 이와 같은 트랜스듀서 엘리먼트의 선택은 순차적으로 이루어지며, 그에 따라 프로브(320)의 복수의 트랜스듀서 엘리먼트의 스캔이 진행된다.

[64] 프로브(320)는 적어도 하나의 트랜스듀서 엘리먼트를 통해 펄스 발생부(310)에 의해 발생된 전기적 신호의 펄스를 초음파로 변환하여 대상체에 전달하며, 대상체의 서로 다른 매질의 경계에서 반사되어 다시 되돌아오는 초음파 신호를 전기적 신호로 변환하여 신호 처리부로 전달한다. 프로브(320)의 기능 및 동작은 주지된 기술이므로, 이에 대한 상세한 설명은 생략한다.

[65] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에 개시된 실시예들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

[66]

[67]

[68] CROSS-REFERENCE TO RELATED APPLICATION

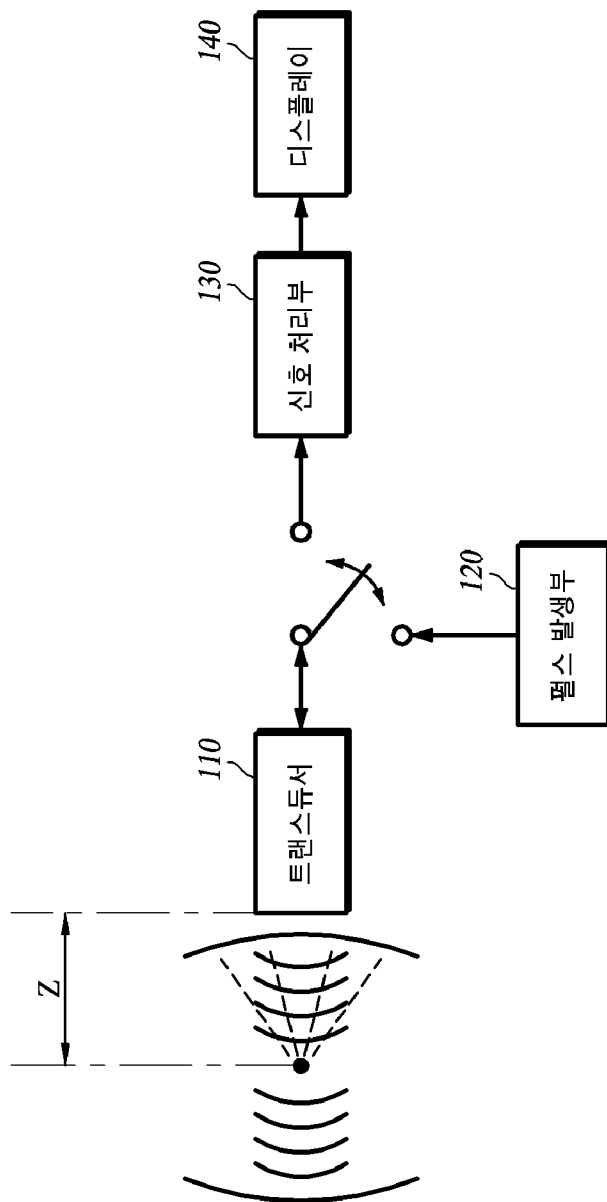
[69] 본 특허출원은 2011년 04월 15일 한국에 출원한 특허출원번호 제 10-2011-0035235 호에 대해 미국 특허법 119(a)조(35 U.S.C § 119(a))에 따라 우선권을 주장하면, 그 모든 내용은 참고문헌으로 본 특허출원에 병합된다. 아울러, 본 특허출원은 미국 이외에 국가에 대해서도 위와 동일한 이유로 우선권을 주장하면 그 모든 내용은 참고문헌으로 본 특허출원에 병합된다.

청구범위

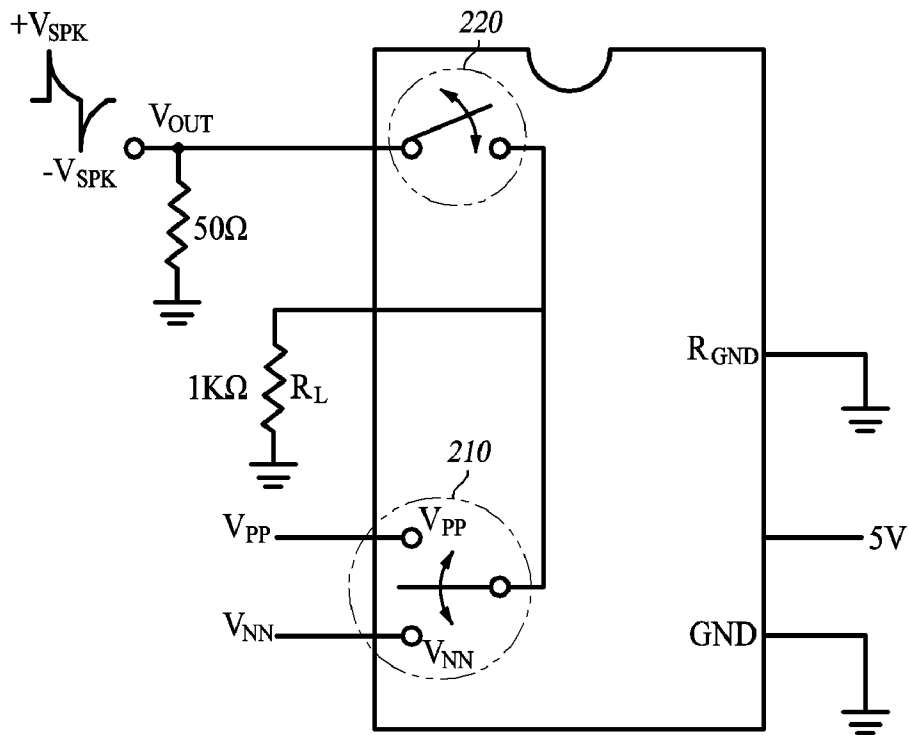
- [청구항 1] 초음파 영상 진단장치에 있어서,
전기적 신호의 펄스를 발생하는 펄스 발생부;
복수의 트랜스듀서 엘리먼트(Transducer Element)를 포함하며,
적어도 하나의 상기 트랜스듀서 엘리먼트를 통해 상기 전기적
신호의 펄스를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전달하는
프로브;
인가되는 서로 다른 바이어스(bias) 전압에 기초하여 상기 복수의
트랜스듀서 엘리먼트 중 적어도 하나를 순차적으로 선택하는
멀스(MUX); 및
상기 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 선밀도(Line density)에
대응하여 스캔 라인을 이동하며, 상기 스캔 라인의 이동시 매
PRF(Pulse Repetition Frequency)마다 상기 서로 다른 바이어스
전압에 대한 스위칭을 실행시키는 제어부
를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 진단장치.
- [청구항 2] 제 1항에 있어서,
상기 제어부는,
오리지널 스캔 라인(Original scan line)에 대응하여 더미 스캔
라인(Dummy scan line)을 추가로 형성하는 것을 특징으로 하는
초음파 영상 진단장치.
- [청구항 3] 제 2항에 있어서,
상기 제어부는,
상기 더미 스캔 라인에 대응하여 상기 서로 다른 바이어스 전압에
대한 스위칭을 실행시키는 것을 특징으로 하는 초음파 영상
진단장치.
- [청구항 4] 초음파 영상 진단장치에 있어서,
전기적 신호의 펄스를 발생하는 펄스 발생부;
복수의 트랜스듀서 엘리먼트를 포함하며, 적어도 하나의 상기
트랜스듀서 엘리먼트를 통해 상기 전기적 신호의 펄스를 초음파
신호로 변환하여 대상체에 전달하는 프로브;
인가되는 서로 다른 바이어스 전압에 기초하여 상기 복수의
트랜스듀서 엘리먼트 중 적어도 하나를 순차적으로 선택하는
멀스; 및
상기 트랜스듀서 엘리먼트에 대한 선밀도에 대응하여 PRF를
형성하며, 형성된 상기 PRF마다 상기 서로 다른 바이어스 전압에
대한 스위칭을 실행시키는 제어부
를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 진단장치.

- [청구항 5] 초음파 영상 진단방법에 있어서,
전기적 신호의 펄스를 발생하는 단계;
트랜스듀서 엘리먼트에 대한 선밀도에 대응하여 PRF를 형성하며,
형성된 상기 PRF마다 먹스의 서로 다른 바이어스 전압에 대한
스위칭을 실행시키는 단계;
복수의 상기 트랜스듀서 엘리먼트 중 적어도 하나를 순차적으로
선택하는 단계; 및
선택된 상기 트랜스듀서 엘리먼트를 통해 상기 전기적 신호의
펄스를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전달하는 단계
를 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 진단방법.
- [청구항 6] 제 5항에 있어서,
형성된 상기 PRF에 대응하여 스캔 라인을 이동하는 단계
를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 진단방법.
- [청구항 7] 제 6항에 있어서,
상기 스캔 라인에 대응하여 더미 스캔 라인을 추가로 형성하는
단계
를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상 진단방법.
- [청구항 8] 제 7항에 있어서,
상기 더미 스캔 라인에 대응하여 상기 서로 다른 바이어스 전압에
대한 스위칭을 추가로 실행하는 것을 특징으로 하는 초음파 영상
진단방법.

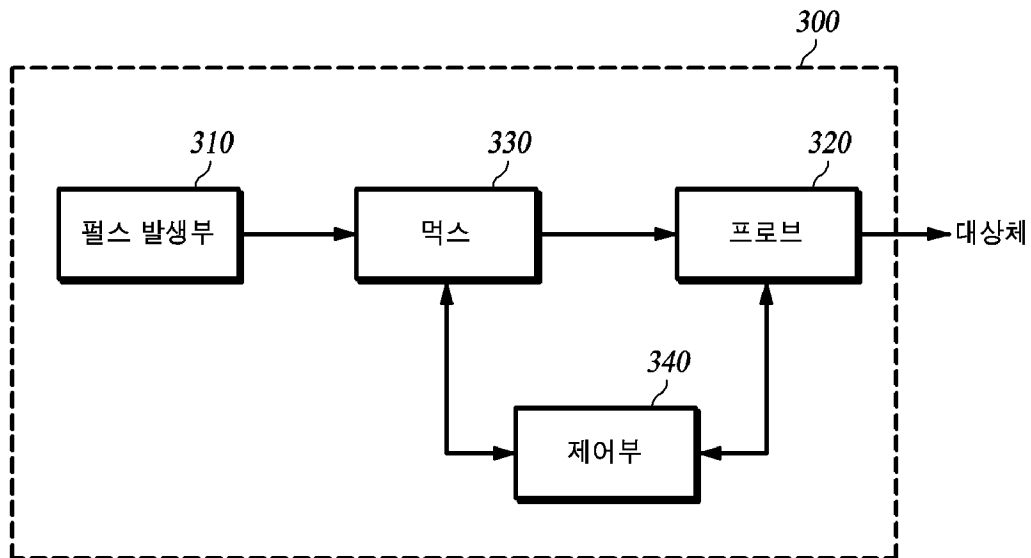
[Fig. 1]



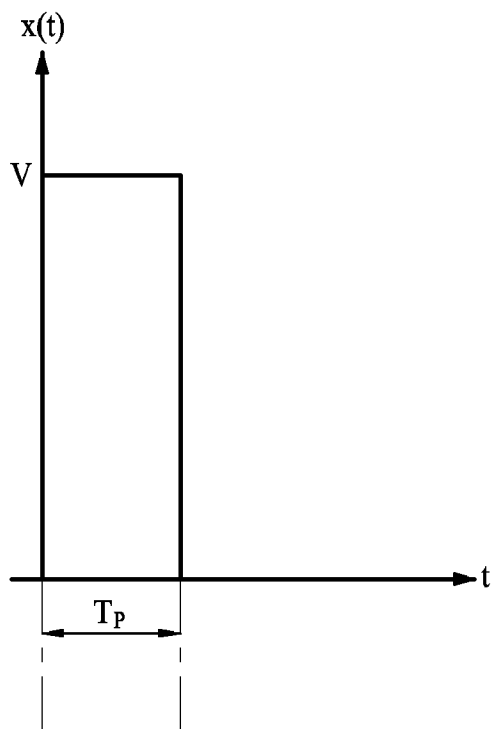
[Fig. 2]



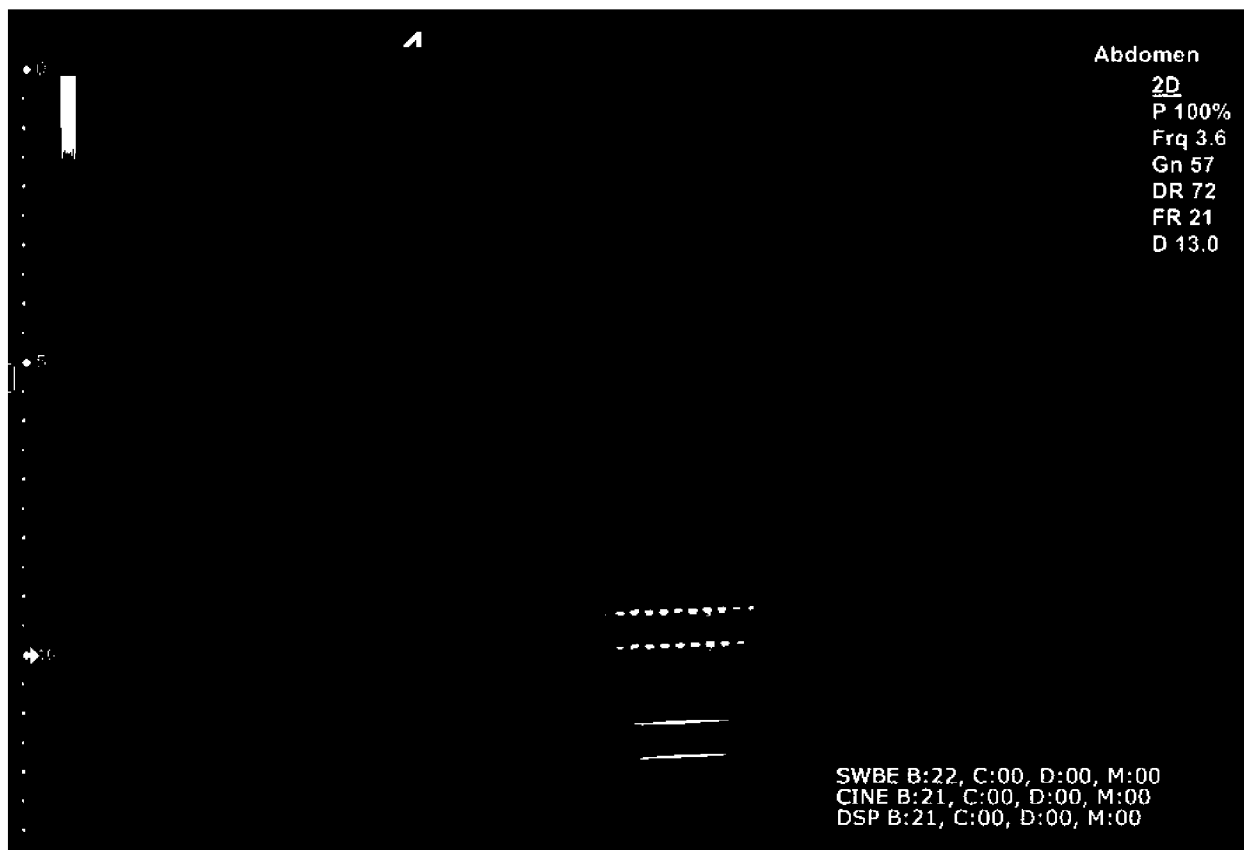
[Fig. 3]



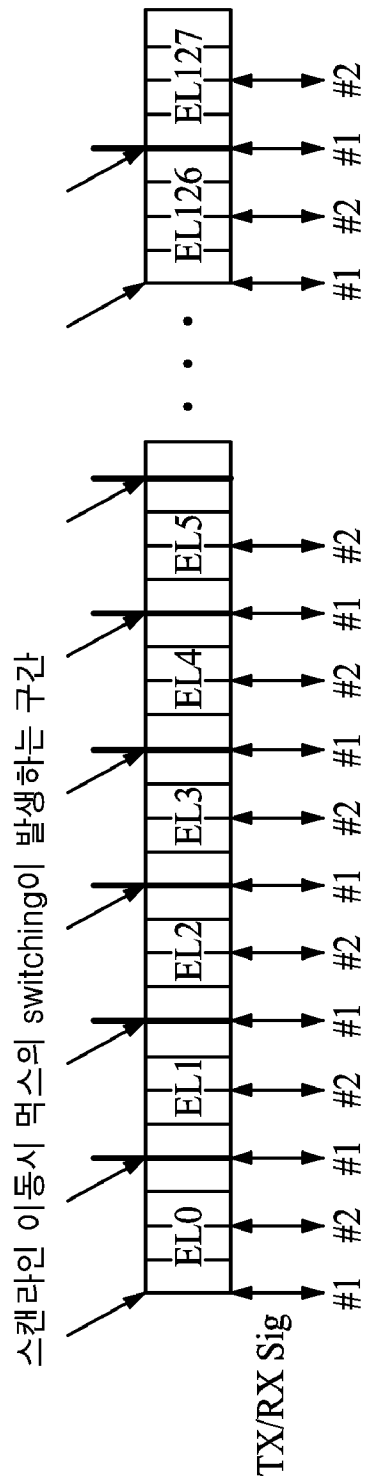
[Fig. 4]



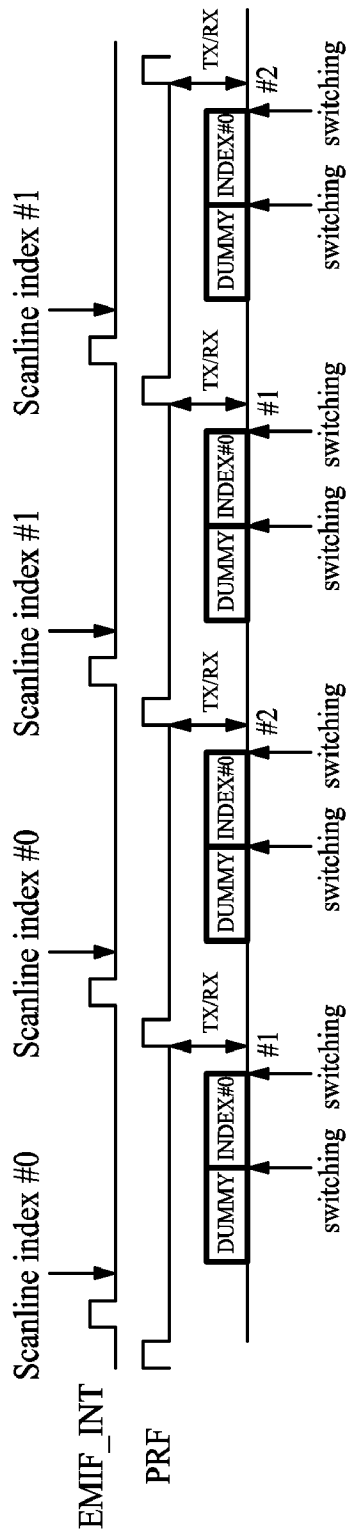
[Fig. 5]



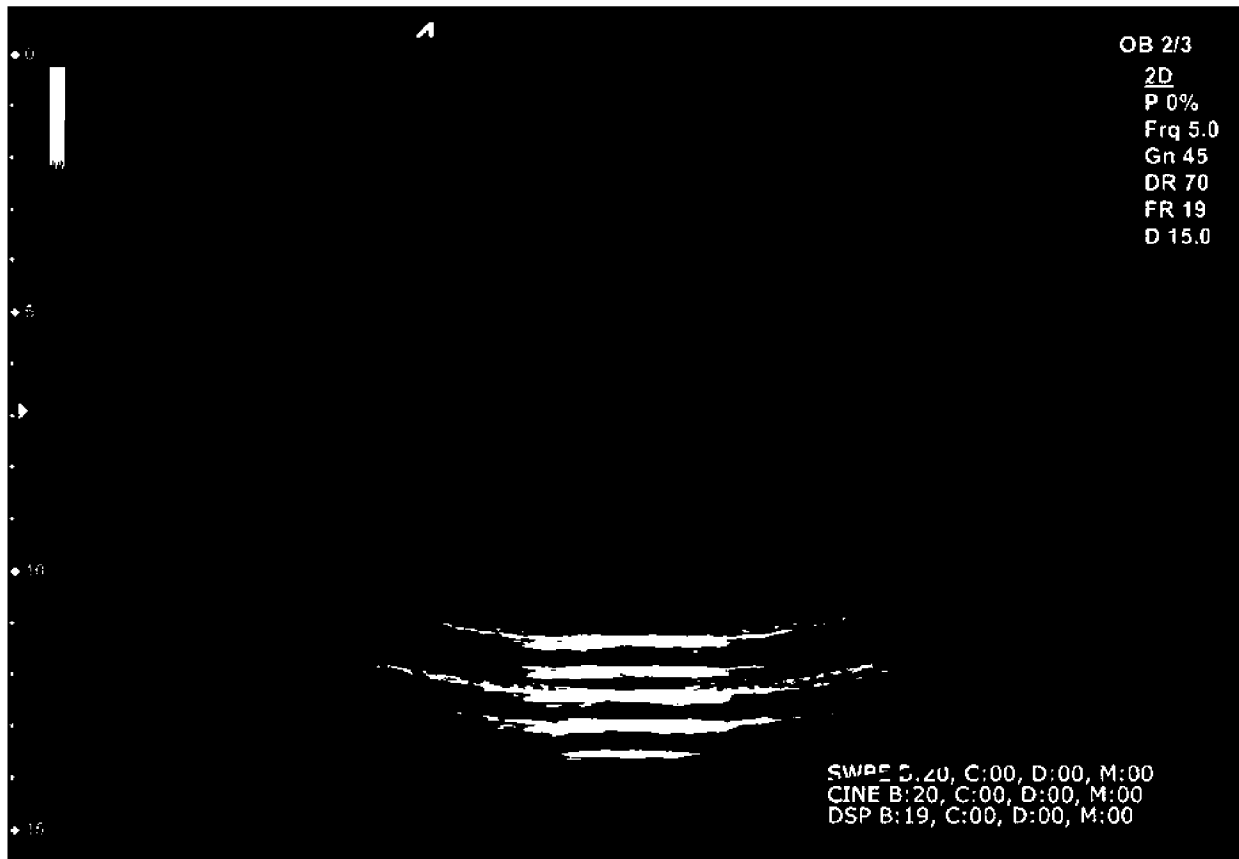
[Fig. 6]



[Fig. 7]



[Fig. 8]



[Fig. 9]

