



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2009년04월06일  
(11) 등록번호 10-0891289  
(24) 등록일자 2009년03월25일

(51) Int. Cl.

*A61B 8/00* (2006.01) *G01S 5/18* (2006.01)

(21) 출원번호 10-2007-0049607  
(22) 출원일자 2007년05월22일  
심사청구일자 2007년05월22일  
(65) 공개번호 10-2007-0113139  
(43) 공개일자 2007년11월28일  
(30) 우선권주장  
1020060046253 2006년05월23일 대한민국(KR)  
1020060114067 2006년11월17일 대한민국(KR)

(56) 선행기술조사문헌  
US20006042547 A1

전체 청구항 수 : 총 12 항

(73) 특허권자  
주식회사 메디슨  
강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자  
배무호  
서울 송파구 신천동 장미아파트 19-808

로날드 이 데이글

미국, 워싱턴 98053, 레드몬드, 22126 엔이 62번  
피엘.

(뒷면에 계속)

(74) 대리인  
백만기, 장수길

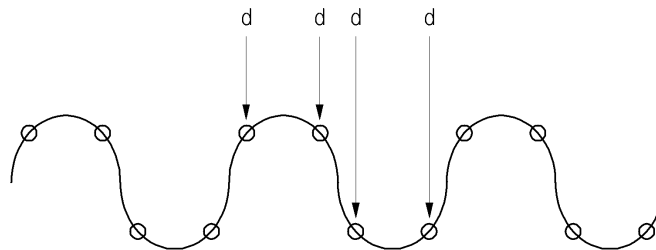
심사관 : 박미정

**(54) 직교 복조기 없이 I Q 데이터를 형성하는 초음파 진단장치 및 방법**

**(57) 요약**

직교 복조기 없이 I Q 데이터를 형성하는 초음파 진단 장치 및 방법이 개시된다. 빔포머에서 아날로그 수신신호의 중심 주파수의 정수배의 레이트로 출력되는 수신집속로부터 90도의 위상차이를 갖는 데이터 쌍을 적어도 두 쌍 추출하여 I, Q 데이터를 형성한다.

**대표도** - 도9



(72) 발명자

**안치영**

서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서앤메디슨빌  
딩

**윤라영**

서울 강남구 대치동 1003번지 디스커서앤메디슨빌  
딩

---

**특허청구의 범위**

**청구항 1**

대상체로부터 반사된 초음파 신호를 아날로그 신호-상기 아날로그 신호는 중심 주파수를 가지며, 상기 중심 주파수에 의해 파장  $\lambda$ 가 정의됨-로 변환하여 제공하는 프로브;

상기 프로브로부터 입력되는 상기 아날로그 신호를 변환하여 다수의 디지털 신호를 형성하는 아날로그-디지털 컨버터;

상기 중심주파수의 정수배 레이트로 상기 디지털 신호 중 일부를 추출하고, 추출된 디지털 신호로부터 수신 집속신호를 형성하는 빔 포머; 및

상기 빔 포머에서 차례대로 출력되는 상기 수신집속 신호에서  $\lambda/4$ 의 위상차이를 갖는 수신집속 신호를 적어도 한쌍을 선택하여 I, Q 데이터를 형성하되, 선택된 n 번째 I 데이터 및 n 번째 Q 데이터에 각각  $(-1)^{n+1}$  부호를 부여하고, n 번째 I, Q 데이터 쌍으로서 상기 I, Q 데이터를 형성하는 디지털 신호 처리부

를 포함하는 초음파 진단 장치.

**청구항 2**

제1항에 있어서,

상기 중심주파수로 정의되는 한주기 동안 상기 적어도 한쌍의 수신집속 신호를 선택하는, 초음파 진단장치.

**청구항 3**

제1항에 있어서,

상기 디지털 신호 처리부는,

상기 각 쌍의 상기 수신집속 신호의 서로 다른 선택시간을 보상하기 위한 보상부를 포함하는, 초음파 진단 장치.

**청구항 4**

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 빔포머는,

상기 중심주파수 크기의 정수배 레이트로 상기 디지털 신호의 일부를 추출하여 상기 수신집속 신호의 양을 조절하기 위한 추출부를 포함하는 초음파 진단 장치.

**청구항 5**

제4항에 있어서,

상기 추출부는,

상기 아날로그-디지털 컨버터로부터 입력되는 디지털 신호를 저장하기 위한 쉬프트 레지스터; 및

상기 쉬프트 레지스터에서 상기 중심주파수의 정수배 레이트로 추출된 디지털 신호를 저장하기 위한 프로세싱 레지스터를 포함하는 초음파 진단 장치.

**청구항 6**

제5항에 있어서,

상기 빔포머는 추출부로부터 출력되는 디지털 신호를 이용하여 보간을 실시하기 위한 보간부를 더 포함하는, 초음파 진단 장치.

**청구항 7**

제6항에 있어서,

상기 보간부는,

보간 필터 계수의 룩-업 테이블을 제공하기 위한 계수 램; 및

상기 추출된 디지털 신호에 상기 보간 필터 계수를 반영하여 상기 디지털 신호를 보간하기 위한 승산기; 및

상기 승산기의 출력을 가산하여 상기 수신집속 신호를 형성하기 위한 가산기를 더 포함하는, 초음파 진단 장치.

#### 청구항 8

제4항에 있어서,

상기 프로브는 다수의 변환자를 포함하고,

상기 빔 포머는 상기 각 변환자의 위치를 반영하여 각 변환자에 대응하는 데이터를 지연시키기 위한 지연기를 포함하는, 초음파 진단 장치.

#### 청구항 9

제8항에 있어서,

상기 지연기는 듀얼 포트 램으로 이루어지는, 초음파 진단 장치.

#### 청구항 10

대상체로부터 반사된 초음파 신호를 아날로그 신호-상기 아날로그 신호는 중심 주파수를 가지며, 상기 중심 주파수에 의해 파장  $\lambda$ 가 정의됨-로 변환하고,

상기 아날로그 신호를 변환하여 다수의 디지털 신호를 얻고,

상기 중심주파수의 정수배 레이트로 상기 디지털 신호의 일부를 추출하여 수신 집속신호를 형성하고,

상기 수신집속 신호에서  $\lambda/4$ 의 위상차이를 갖는 한쌍의 수신집속 신호를 적어도 한쌍 선택하여 IQ 데이터를 형성하되, 선택된 n 번째 I 데이터 및 n 번째 Q 데이터에 각각  $(-1)^{n+1}$  부호를 부여하고, n 번째 I, Q 데이터 쌍으로서 상기 I, Q 데이터를 형성하는 방법.

#### 청구항 11

제10항에 있어서,

상기 각 쌍의 상기 수신집속 신호의 서로 다른 선택시간을 보상하여 상기 IQ 데이터를 형성하는 방법.

#### 청구항 12

제10항 또는 제11항에 있어서,

상기 중심주파수로 정의되는 한주기 동안 상기 적어도 한쌍의 수신집속 신호를 선택하는 IQ 데이터 형성 방법.

### 명세서

#### 발명의 상세한 설명

##### 발명의 목적

##### 발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

<23> 본 발명은 초음파 영상 형성 방법에 관한 것으로, 특히 직교 복조기 없이 I Q 데이터를 형성하는 초음파 진단 장치 및 방법에 관한 것이다.

<24> 초음파 진단 장치는 검사하고자 하는 대상체에 초음파 신호를 송신하고, 대상체로부터 반사되는 초음파 신호를 수신하고, 수신된 초음파 반사신호를 전기적 영상 신호로 변환하여 대상체 내부 상태를 보이는 장치로서 의료진

단, 비파괴검사 및 수중탐색 등에 널리 사용되고 있다. 초음파 신호는 프로브(probe)를 통하여 송수신된다.

- <25> 도 1에 보이는 바와 같이 초음파 진단 장치(10)는 프로브(11), 빔포머(12), 스캔라인 데이터 형성부(13), DSC(digital scan converter)(14), 디스플레이부(15)를 포함한다. 프로브(11)는 전기적 신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체에 전송하고, 대상체로부터 반사된 초음파 신호를 아날로그 형태의 전기적 신호로 변환하기 위한 다수의 변환자를 포함한다. 변환자들과 대상체 사이의 거리에 의해 대상체로부터 반사된 초음파 신호는 서로 다른 시각에 각 변환자에 도달한다. 빔포머(12)는 각 변환자에서 생성된 아날로그 수신신호를 디지털 신호로 변환하고, 대상체로부터 각 변환자에 도달하는 시간을 고려하여 디지털 신호에 적절한 지연을 가한 후 합산하여 수신 집중신호(RF 신호)를 형성한다.
- <26> 스캔라인 데이터 형성부(13)는 수신 집중신호를 기저대역으로 변환하여 스캔라인 데이터를 형성한다. 도 2에 보이는 바와 같이 스캔라인 데이터 형성부(13)는 RF 신호에서 직류성분(DC)을 제거하기 위한 고대역 필터(13a), 코사인 함수 승산기(13b), 사인함수 승산기(13c), 저대역 필터(13d, 13e) 및 메모리(13f)를 포함한다. 코사인 함수 승산기(13b), 사인함수 승산기(13c)와 저대역 필터(13d, 13e)는 직교 복조기(quadrature demodulator)로부터 제공된다.
- <27> 고대역 필터(13a)를 통과한 RF 신호에, 코사인 함수 및 사인 함수를 곱한 후 저대역 필터(13d, 13e)를 각각 통과시켜 기저대역으로 복조된 동일위상 성분(in-phase component)으로 이루어지는 I 데이터와 직교위상 성분(quadrature-phase component)으로 이루어지는 Q 데이터를 형성한다. I, Q 데이터는 메모리(13f)에 저장되고, I, Q 데이터 쌍으로 스캔라인 데이터를 형성한다. 도 2에서 "fc"는 중심주파수를 나타낸다.
- <28> 디스플레이부(15)는 DSC(14)에서 스캔변환된 스캔라인 데이터를 입력받아 초음파 영상을 디스플레이한다.
- <29> 종래 초음파 진단장치(10)는 IQ 데이터 형성을 위해, 도 2에 보이는 코사인 함수 승산기(13b), 사인함수 승산기(13c) 및 저대역 필터(13d, 13e)로 이루어지는 직교 복조기(quadrature demodulator)를 구비해야만 하는 제약이 있다.

**발명이 이루고자 하는 기술적 과제**

- <30> 본 발명은 직교 복조기 없이 IQ 데이터를 형성하는 초음파 진단 장치 및 방법을 제공한다.

**발명의 구성 및 작용**

- <31> 본 발명은 빔포머에서 아날로그 수신신호의 중심 주파수의 정수배의 레이트로 출력되는 수신집속 신호로부터  $\lambda/4$ 의 위상차이를 갖는 데이터 쌍을 적어도 두 쌍 추출하여 I, Q 데이터를 형성한다. 여기서, " $\lambda$ "는 상기 중심 주파수에 의해 정의되는 파장이다. 본 발명에 따라, 직교 복조기 없이 A-모드(amplitude mode), B-모드(brightness mode), M-모드(motion mode), 칼라 모드(color mode) 또는 도플러 모드(doppler mode) 초음파 영상 형성을 위한 IQ 데이터를 형성한다.
- <32> 도 3에 보이는 바와 같이 본 발명에 따른 초음파 진단 장치(100)는 프로브(110), ADC(analog-digital converter)(120), 빔포머(130), DSP(digital signal processor)(140), DSC(digital scan converter)(150) 및 디스플레이부(160)를 포함한다.
- <33> 프로브(110)는 전기 신호를 초음파 신호로 변환하여 대상체, 보다 구체적으로 대상체 내 집중점에 초음파 신호를 송신하고, 대상체로부터 반사된 초음파 신호를 수신하여 전기적 신호(아날로그 수신신호)로 변환하기 위한 다수의 변환자를 포함한다. 프로브(110)로부터 출력되는 아날로그 수신신호는 변환자 및 조직의 특성과 연관되는 중심 주파수를 갖는다.
- <34> ADC(120)는 변환자 수만큼의 구비되어 각 변환자는 ADC(120)에 일대일 대응된다. ADC(120)는 프로브(110)로부터 출력되는 아날로그 신호를 일정한 레이트(rate), 예컨대 60 MHz로 샘플링하여 디지털 신호로 변환한다. ADC(120)에서는 아날로그 신호의 중심주파수의 크기에 관계없이 일정한 레이트로 샘플링이 진행되기 때문에, 아날로그 신호의 중심주파수가 낮을 경우 중심 주파수로 정의되는 주기의 한 주기당 얻어지는 디지털 신호가 상대적으로 많고, 중심주파수가 높을 경우 한 주기당 얻어지는 디지털 신호가 상대적으로 적다.
- <35> 빔포머(130)는 중심주파수의 정수배 레이트로 디지털 신호 중 일부를 추출하여 일정한 양의 수신집속 신호를 형성한다. 보다 구체적으로, 빔포머(130)는 ADC(120)에서 일정한 샘플링 레이트에 따라 샘플링되어 얻어진 디지털 신호를 지연시키고, 프로브로부터 출력되는 아날로그 신호의 중심 주파수의 정수배 해당하는 레이트로 지연된 디지털 신호의 일부를 추출하고(extracting) 추출된 디지털 신호를 보간하여(interpolating) 일정한 양의 수신

집속 신호를 형성한다. 이를 위해, 도 4에 보인 바와 같이, 빔포머(130)는 개략 지연부(131) 및 ADC(125)로부터 출력되는 디지털 신호의 양을 일정하게 조정하기 위한 추출부(132), 보간부(133) 및 제어부(134)를 포함한다. 나아가, 도 4에는 도시하지 않았지만, 빔포머(130)는 일반적인 초음파 진단장치에 구비되는 빔포머의 기본적인 기능을 구현하기 위해 송신빔 형성부 및 수신빔 형성부 등을 포함한다. 또한 빔포머는 감쇠를 보상하기 위한 이득 조절부 등을 더 포함한다.

<36> 제어부(134)는 개략 지연부(131), 추출부(132) 및 보간부(133)를 제어한다. 초음파 진단장치(100)의 설계에 따라, 제어부(134)는 사용자로부터 중심주파수 정보를 입력받는다. 또는 초음파 진단장치(100)는 프로브(110)로부터 출력되는 아날로그 신호를 분석하여 중심주파수 정보를 제어부(134)에 제공하는 중심주파수 정보 제공부를 더 포함한다.

<37> 개략 지연부(131)는 듀얼 포트 램(dual port RAM)으로 구현된다. 도 5에 보인 바와 같이, 듀얼 포트 램은 다수의 저장영역을 갖는다. 이 저장영역의 수는 변환자의 수와 같거나 적다. 듀얼 포트 램의 각 저장영역은 쓰기 포인터(write pointer)와 읽기 포인터(read pointer)에 의해 지정된다. 도 5에는 도시되지 않았지만, 듀얼 포트 램은 데이터 쓰기 핀(writing pin)과 읽기 핀(reading pin)을 구비하고, 쓰기 핀을 통하여 입력된 데이터를 쓰기 포인터가 지정하는 저장영역에 저장하고, 읽기 포인터가 지정하는 영역에 저장된 데이터를 읽기 핀을 통하여 읽어낸다. 각 변환자에 대응하는 ADC(120)로부터 입력되는 디지털 신호는 서로 다른 저장영역에 저장된다. 각 변환자의 디지털 데이터가 듀얼 포트 램에 쓰여지기 전, 두 포인터는 초기화되어 듀얼 포트 램의 동일한 저장영역을 가리킨다. ADC(120)로부터 입력되는 각 변환자의 데이터는 쓰기 포인터가 지정하는 저장영역에 저장되고, 각 저장영역은 해당 저장영역에 데이터가 저장된 시각으로부터, 또는 쓰기 포인터에 의해 해당 저장영역이 지정된 시각으로부터 미리 정해진 시간이 경과한 후 읽기 포인터에 의해 지정된다. 미리 정해진 시간은 변환자와 대상체 내 초점거리 등을 반영하여 형성된 지연 프로파일에 따른다. 이와 같이, 각 변환자에서 얻은 수신신호는 ADC(120)에서 일정한 샘플링 레이트로 샘플링된 후 개략 지연부(131)에서 개략지연된다.

<38> 추출부(132)는 미리 설정된 아날로그 신호의 중심주파수를 기준으로 디지털 신호의 양을 조정한다.

<39> 추출부(132)는 미리 설정된 아날로그 신호의 중심주파수를 기준으로 디지털 신호의 양을 조정한다. 추출부(132)는 쉬프트 레지스터(shift register)(132a) 및 프로세싱 레지스터(processing register)(132b)를 포함한다. 쉬프트 레지스터(132a)와 프로세싱 레지스터(132b)는 각각 시스템의 수신 채널의 수만큼 구비된다. 한편, 시간 분할(time divisional multiplexing) 방법으로 다중 수신 스캔라인을 형성할 경우, 다중 수신 스캔라인의 수에 따라 쉬프트 레지스터 (132a)와 프로세싱 레지스터(132b)의 수가 증가된다.

<40> 제어부(134)의 제어에 따라 읽기 포인터에 의해 지정된 저장영역의 디지털 신호는 쉬프트 레지스터(132a)로 옮겨진다. 바람직하게, 각 변환자에 해당하는 디지털 신호는 해당 변환자에 대응하는 쉬프트 레지스터(132a)로 옮겨진다. 제어부(134)의 제어에 따라, 추출부(132)는 프로브로부터 수신된 아날로그 신호의 중심주파수의 n배-여기서 n은 정수-의 레이트로 각 쉬프트 레지스터(132a)에 저장된 디지털 신호에서 일부의 디지털 신호를 추출한다. 즉, 프로브에서 출력되는 아날로그 신호의 중심 주파수의 n배에 해당되는 레이트로 쉬프트 레지스터(132a)에 저장된 디지털 신호로부터 일부의 디지털 신호를 추출하여 프로세싱 레지스터(132b)로 옮긴다. 바람직하게, 추출 레이트는 다음의 수학적 식 1과 같이 정의된다.

**수학적 식 1**

$$DR = fc \times n$$

<41>

<42> 수학적 식 1에서 fc는 프로브로부터 출력되는 아날로그 신호의 중심 주파수이고, n은 정수이다. 대역폭이 아날로그 신호의 중심주파수의 2배로 보장될 때, 최대 주파수는 중심주파수의 2배가 된다. 엘리어싱(aliasing)의 감소를 목적으로 나이퀴스트 정리(Nyquist theorem)에 따라 샘플링 레이트(즉, 추출 레이트)는 최대 주파수의 적어도 2배가 되어야 하므로, 정수 n은 4가 되는 것이 바람직하나, 이에 국한되지는 않는다.

<43> 쉬프트 레지스터(132a)에 저장된 디지털 신호에서 아날로그 신호의 중심주파수의 n배의 레이트로 일부의 디지털 신호를 추출함에 따라, 높은 중심주파수를 갖는 수신신호의 경우(즉, ADC(120)로부터 한 주기당 상대적으로 적은 디지털 신호가 출력되는 경우), 일정한 샘플링 레이트를 사용하는 ADC 출력에 비해 상대적으로 높은 레이트로 디지털 신호를 추출할 수 있다. 또한, 낮은 중심주파수를 갖는 수신신호의 경우(즉, ADC(120)로부터 한 주기당 상대적으로 많은 디지털 신호가 출력되는 경우), 일정한 샘플링 레이트를 사용하는 ADC 출력에 비해 낮은 레이트로 디지털 신호를 추출한다. 다시 말하면, 한 프레임당 스캔라인의 수(density of scanline)와 프레임 레

이트(frame rate)가 동일할 때, 도 7에 보인 바와 같이 아날로그 신호의 중심 주파수가 높은 경우(고주파 신호인 경우)에는 일정한 샘플링 레이트 보다 비교적 높은 레이트로 디지털 신호를 추출하고, 아날로그 신호의 중심 주파수가 낮은 경우(저주파 신호인 경우)에는 비교적 낮은 레이트로 디지털 신호를 추출함으로써, 낮은 주파수에서 높은 추출 레이트를 사용함에 따라 지나치게 많은 데이터가 추출되는 것을 방지하고, 높은 주파수에서 낮은 추출 레이트를 사용함에 따라 데이터가 부족했던 점을 보완한다(설명의 편의를 위하여 도 7에는 고주파 신호와 저주파 신호의 파형이 아날로그 신호의 파형으로 도시되었지만, 디지털 신호 형태의 고주파 신호 또는 저주파 신호에서 디지털 신호가 추출된다). 따라서, ADC120로부터 출력되는 신호의 양에 관계없이 거의 일정한 양의 디지털 신호를 빔포머로부터 출력할 수 있다(도 8참조). 신호의 감쇄 정도는 주파수에 비례하여, 주파수가 증가할수록 볼 수 있는 깊이(투과 깊이)는 감소한다. 일반적으로, 최대 투과 깊이는 중심주파수에 의해 정의되는 파장의 거의 512배이며, ADC로부터 출력되는 디지털 신호의 양은 중심주파수에 직접 의존한다. 그러나, 본 발명에서는, 중심 주파수와 감쇄 정도의 관계를 고려하여 수학식 1과 같이 정의되는 추출 레이트를 이용함으로써, 한 주기당 출력되는 디지털 신호의 양을 제어할 수 있다. 따라서, 중심주파수의 크기에 관계없이 비교적 일정한 양의 디지털 신호를 추출할 수 있다.

- <44> 보간부(133)는 프로세싱 레지스터(132b)로부터 출력되는 디지털 신호를 보간한다. 이를 위해 보간부(133)는 도 6에 보인 바와 같이 계수램(coefficient ram)(133a), 승산기(multiplier)(133b), 가산기(adder)(133c) 및 레지스터(register)(133d)를 포함한다. 계수램(133a)은 보간 필터 계수(interpolation filter coefficient)의 Lookup 테이블(look-up table)을 제공한다. 보간은 승산기(133b)가 프로세싱 레지스터(132b)로부터 입력되는 디지털 신호에 계수램(133a)에 저장된 보간 필터 계수를 곱하고, 승산기(133b)의 출력 신호를 가산기(133c)에서 합하는 과정을 포함한다. 가산기(133c)의 출력신호 즉, 수신 집속신호는 레지스터(133d)에 저장된다.
- <45> 다시 도 3을 참조하면, DSP(140)는 빔포머(130)로부터 출력되는 수신 집속신호로부터 A, B, C, M 또는 D 모드(mode) 등의 초음파 영상을 형성하기 위한 IQ 데이터를 형성한다. DSP(140)는 아날로그 수신신호의 중심 주파수의 n배의 레이트로 빔포머(130)로부터 출력되는 수신집속 신호에서  $\lambda/4$ 의 위상차이를 갖는 한쌍의 수신 집속신호를 적어도 한쌍 추출하여 I, Q 데이터를 형성한다. 예컨대, 도 9에 보인 바와 같이 DSP(140)가 아날로그 수신신호의 중심 주파수의 4배의 레이트로 수신집속신호들(d) 예컨대, d1, d2, d3, d4을 선택한다. d1과 d2는  $\lambda/4$ 의 위상차이를 갖고, d2와 d3, d3와 d4은 역시  $\lambda/4$ 의 위상차이를 갖는다. DSP(140)가 선택한 수신집속 신호가 순서대로 d1, d2, d3, d4, d5, d6, d7, d8...일 때, n번째 Q 데이터에  $(-1)^{n+1}$  부호를 부여하여 Q 데이터 메모리에 d1, -d3, d5, -d7 등을 순서대로 저장하고, n번째 I 데이터에  $(-1)^{n+1}$  부호를 부여하여 I 데이터 메모리에 d2, -d4, d6, -d8, ...를 순서대로 저장한다. Q 데이터 메모리와 I 데이터 메모리에 각각 n번째 저장된 데이터로써, (d1, d2), (-d3, -d4), (d5, d6), (-d7, -d8)...와 같은 IQ 데이터 쌍을 형성한다. 중심주파수의 n배에 해당되는 빔포머 출력이 나올 때, 중심주파수의 2주기당 n쌍의 I, Q 데이터를 얻을 수 있다.
- <46> 여기서, 각 쌍을 이루는 수신집속 데이터는 서로 다른 시간에 선택된 것이다. 따라서, 이러한 시간차가 보상된다. 미세지연(fine delay)을 위한 보간필터(interpolation filter)의 필터계수(filter coefficient)를 이용하여 보상할 수 있다.
- <47> 한 쌍의 수신집속 신호는 동시에 선택된 것으로 간주하면, 다른 쌍과의 조합을 통해 새로운 쌍을 얻어낼 수도 있다. 예를 들면, (d1-d3, d2-d4) 역시  $\lambda/4$ 의 위상 차이를 갖는 새로운 수신집속 신호의 쌍이 될 수 있다.
- <48> 다른 예로, DSP(140)는 빔포머의 미세지연을 위한 보간필터를 대신하여 각 쌍의 수신집속 신호의 선택시간 차이를 보상하기 위한 보상부를 더 포함할 수 있다.
- <49> DSC(150)는 DSP(140)로부터 입력된 영상 데이터를 디스플레이하기 위해 스캔변환하고, 디스플레이부(160)는 스캔 변환된 영상 프레임 데이터를 입력받아 초음파 영상을 디스플레이한다.
- <50> 도 12에 보이는 바와 같이 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 진단장치(200)는 도 3에 보인 DSP(140)와 DSC(150)를 대신하여 PC(personal computer)(210)를 포함한다. 즉, DSP와 DSC 기능을 PC(210)를 통하여 소프트웨어(soft ware)로 구현한다.
- <51> 본 발명의 IQ 데이터 형성 방법에 따르면, 대상체로부터 반사된 초음파 신호를 아날로그 신호-상기 아날로그 신호는 중심 주파수를 가짐-로 변환하고, 상기 아날로그 신호를 변환하여 다수의 디지털 신호를 얻고, 상기 중심 주파수의 정수배 레이트로 상기 디지털 신호의 일부를 추출하여 수신 집속신호를 형성하고, 상기 수신집속 신호에서  $\lambda/4$ 의 위상차이를 갖는 한쌍의 데이터를 적어도 한쌍 추출하고, 상기 수신집속 신호에서  $\lambda/4$ 의 위상차이를 갖는 한쌍의 데이터를 적어도 한쌍 추출하고, 각 데이터 쌍의 위상차이가 동일한 시간대에 얻어진 위상차가

되도록 보간부에서 처리하여 동일한 시간대의 IQ 데이터를 형성한다.

**발명의 효과**

- <52> 전술한 바와 같이 이루어지는 본 발명은 직교 복조기를 구비하지 않고 IQ 데이터를 형성함으로써 보다 용이하게 시스템을 설계할 수 있는 장점을 제공한다.
- <53> 또한 본 발명은 빔포머에서 비교적 계산량이 일정한 수신집속 신호가 출력됨으로써 DSP 또는 PC와 같은 영상처리부의 처리 능력이 초음파 진단 장치의 설계에 큰 제약으로 작용하지 않는 장점이 있다.

**도면의 간단한 설명**

- <1> 도 1은 종래 초음파 진단 장치의 구성을 보이는 개략도.
- <2> 도 2는 종래 초음파 진단 장치에 구비되는 직교 복조기를 이용한 IQ 데이터 형성 방법을 보이는 개략도.
- <3> 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 초음파 진단 장치의 구성을 보이는 블록도.
- <4> 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 빔포머의 세부 구성을 보이는 블록도.
- <5> 도 5는 본 발명의 실시예의 듀얼 포트 램을 이용한 데이터 지연을 설명하기 위한 개략도.
- <6> 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 디지털 신호의 양을 조절하기 위한 추출부의 세부구성과 보간부의 세부 구성을 보이는 블록도.
- <7> 도 7은 본 발명에 따른 고주파 신호와 저주파 신호의 추출을 설명하기 위한 예시도.
- <8> 도 8은 본 발명에 따른 초음파 진단 장치에서 출력되는 디지털 신호의 계산량과 중심 주파수의 관계를 보이는 그래프.

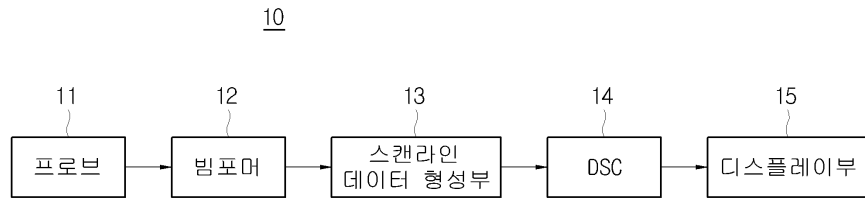
- <9> 도 9 내지 도 11은 본 발명의 실시예에 따른 IQ 데이터 형성 방법을 설명하기 위한 개략도.
- <10> 도 12는 본 발명의 다른 실시예에 따른 초음파 진단장치의 구성을 보이는 블록도.

<도면 부호의 설명>

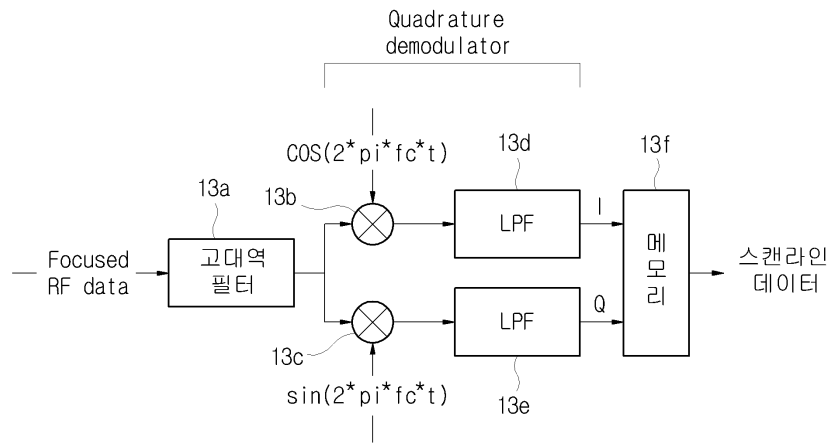
- |                              |                  |
|------------------------------|------------------|
| <12> 10, 100, 200: 초음파 진단 장치 | 11, 110: 프로브     |
| <13> 12, 130: 빔포머            | 13: 스캔라인 데이터 형성부 |
| <14> 13a: 고대역 필터             | 13b, 13c: 승산기    |
| <15> 13d, 13e: 저대역 필터        | 13f: 메모리         |
| <16> 14, 150: DSC            | 15, 160: 디스플레이부  |
| <17> 120: ADC                | 140: DSP         |
| <18> 131: 개략지연부              | 132: 추출부         |
| <19> 132a: 쉬프트 레지스터          | 132b: 프로세싱 레지스터  |
| <20> 133: 보간부                | 133a: 계수 RAM     |
| <21> 133b: 승산기               | 133c: 가산기        |
| <22> 133d: 레지스터              | 134: 제어부         |

도면

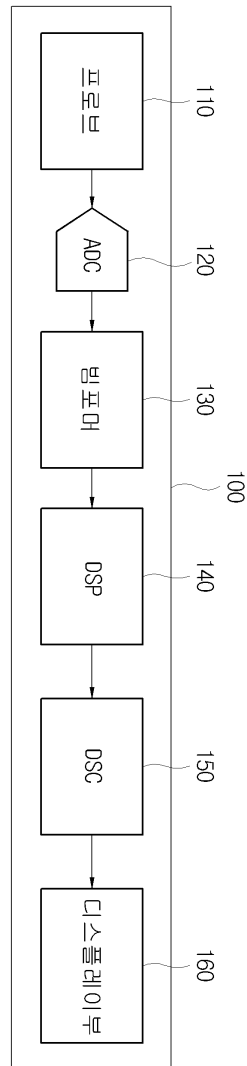
도면1



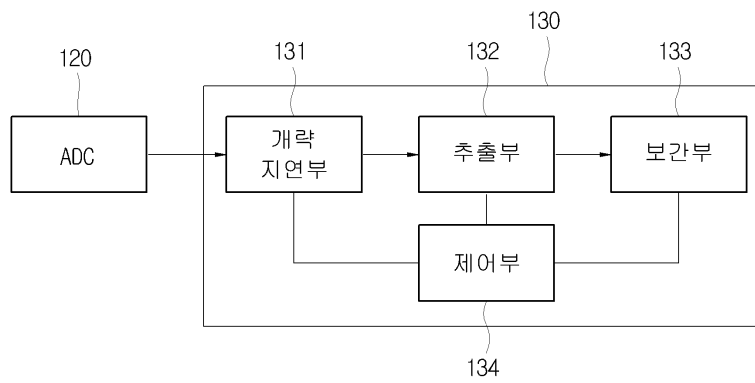
도면2



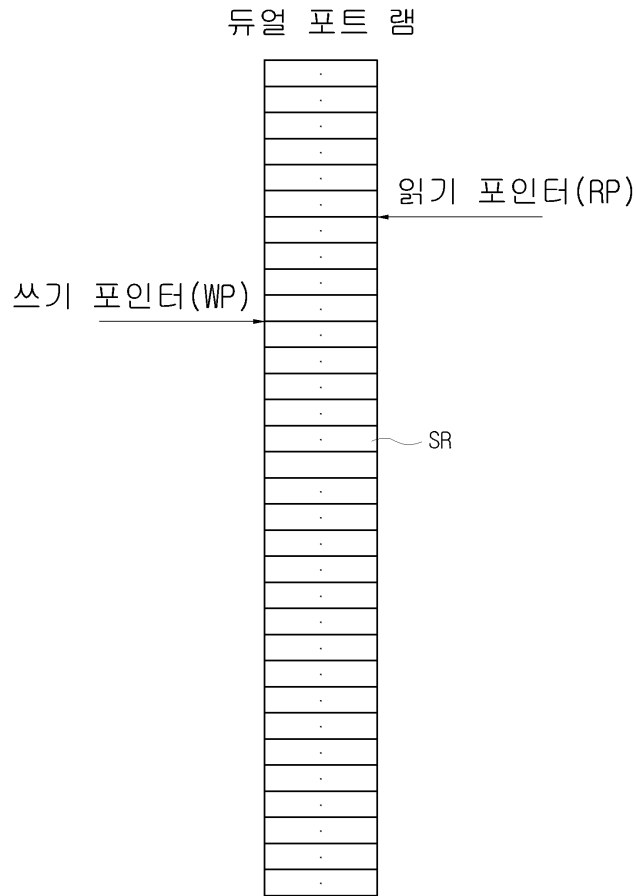
도면3



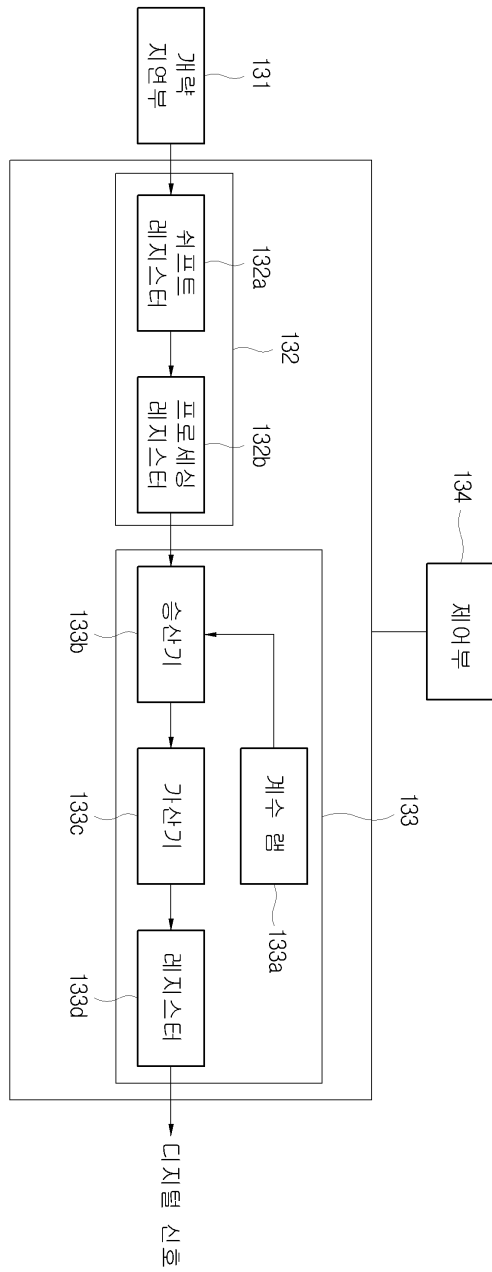
도면4



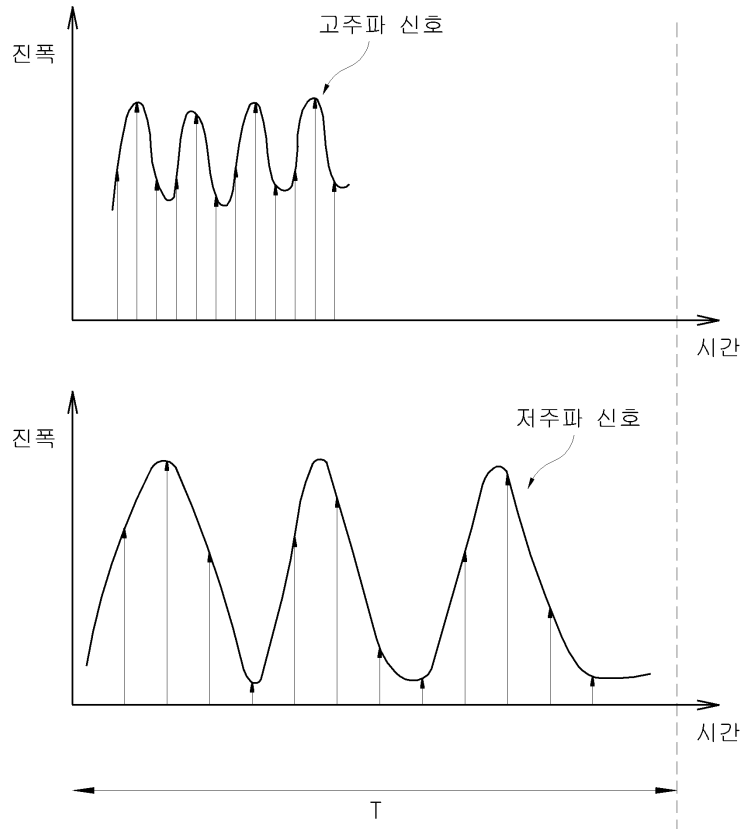
도면5



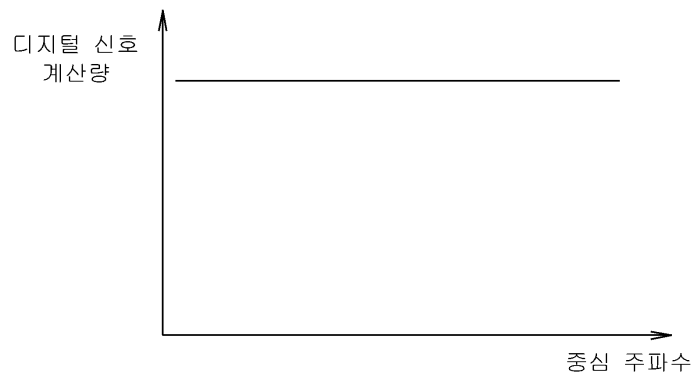
도면6



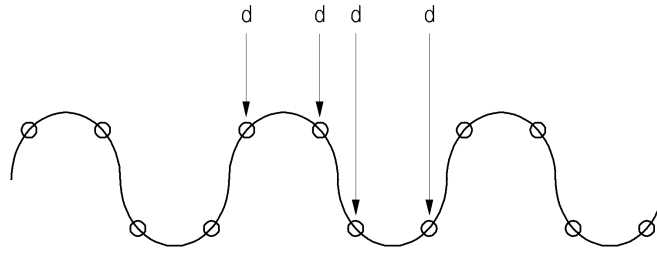
도면7



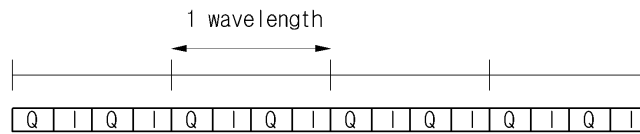
도면8



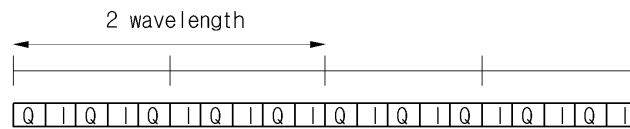
도면9



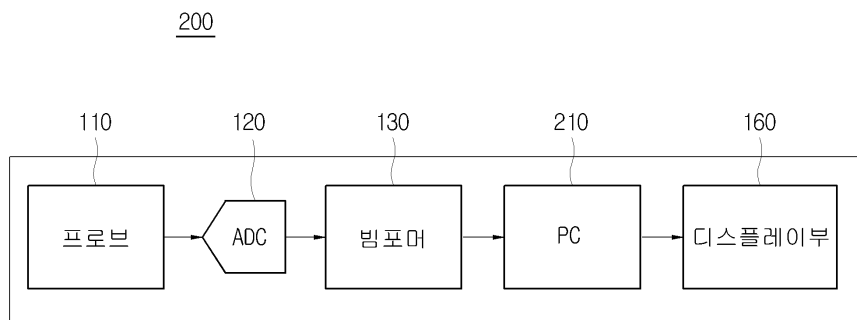
도면10



도면11



도면12



专利名称(译)	用于在没有正交解调器的情况下形成IQ数据的超声诊断设备和方法		
公开(公告)号	<a href="#">KR100891289B1</a>	公开(公告)日	2009-04-06
申请号	KR1020070049607	申请日	2007-05-22
[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	BAE MOO HO 배무호 RONALD E DAIGLE 로날드이데이글 AHN CHI YOUNG 안치영 YOON RA YOUNG 윤라영		
发明人	배무호 로날드이데이글 안치영 윤라영		
IPC分类号	A61B8/00 G01S5/18		
代理人(译)	Jangsugil Baekmangi		
优先权	1020060046253 2006-05-23 KR 1020060114067 2006-11-17 KR		
其他公开文献	KR1020070113139A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

公开了一种用于在没有正交解调器的情况下形成IQ数据的超声诊断设备和方法。波束形成器从以模拟接收信号的中心频率的整数倍的速率输出的接收聚焦点输出至少两对具有90度相位差的数据对，以形成I和Q数据。

