



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2015-0009851
(43) 공개일자 2015년01월27일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) G06F 19/00 (2011.01)
(21) 출원번호 10-2013-0084302
(22) 출원일자 2013년07월17일
심사청구일자 2013년07월17일

(71) 출원인
서강대학교산학협력단
서울특별시 마포구 백범로 35 (신수동, 서강대학교)
(72) 발명자
유양모
경기 고양시 일산서구 후곡로 60, 307동 101호 (일산동, 후곡마을3단지아파트)
이우열
서울 양천구 목동서로 400, 1015동 504호 (신정동, 목동10단지아파트)
(74) 대리인
특허법인충현

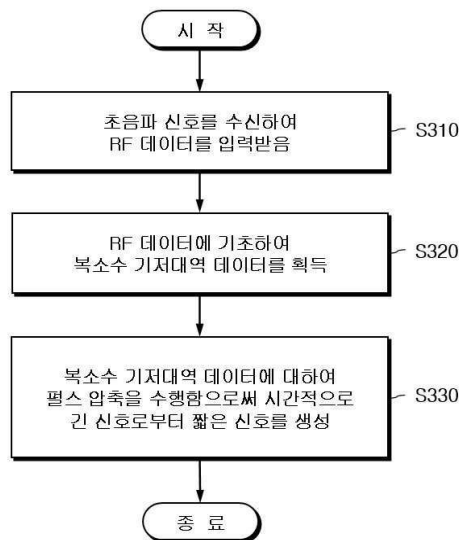
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 **의료 초음파 영상에서 코드화 여기의 펄스 압축 장치 및 방법**

(57) 요약

의료 초음파 영상에서 코드화 여기의 펄스 압축 장치 및 방법에 관한 기술이 개시된다. 의료 초음파 영상의 코드화 여기 방법은, 초음파 신호를 수신하여 RF 데이터를 입력받고, 입력된 RF 데이터에 기초하여 복소수 기저대역 (complex baseband) 데이터를 획득하며, 획득된 복소수 기저대역 데이터에 대하여 펄스 압축(pulse compression)을 수행함으로써 시간적으로 긴(elongated) 신호로부터 짧은 신호를 생성한다.

대표도 - 도3



(72) 발명자

윤창한

경기 김포시 고촌읍 전호로26번길 50,

장진호

서울 양천구 목동동로 130, 1429동 503호 (신정동,
목동14단지아파트)

송태경

서울 종로구 평창문화로 156, 101동 703호 (평창동, 평창동롯데캐슬로잔)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 NIPA-2013-H0401-13-1007

부처명 미래창조과학부

연구관리전문기관 정보통신산업진흥원

연구사업명 IT융합 고급인력과정 지원사업

연구과제명 현장진료를 위한 IT융합 휴대용 초음파 영상 시스템 개발

기 여 율 1/1

주관기관 서강대학교 산학협력단

연구기간 2012.06.01 ~ 2015.12.31

특허청구의 범위

청구항 1

의료 초음파 영상의 코드화 여기(coded excitation) 방법에 있어서,
 초음파 신호를 수신하여 RF 데이터를 입력받는 단계;
 입력된 상기 RF 데이터에 기초하여 복소수 기저대역(complex baseband) 데이터를 획득하는 단계; 및
 획득된 상기 복소수 기저대역 데이터에 대하여 펄스 압축(pulse compression)을 수행함으로써 시간적으로 긴 (elongated) 신호로부터 짧은 신호를 생성하는 단계;를 포함하는 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,
 상기 복소수 기저대역 데이터를 획득하는 단계는,
 입력된 상기 RF 데이터를 IQ 복조(demodulation)하는 단계; 및
 IQ 복조된 상기 데이터를 데시메이션(decimation)하는 단계;를 포함하는 방법.

청구항 3

제 2 항에 있어서,
 상기 데시메이션은 상기 RF 데이터로부터 동상(in-phase, 실수) 성분 및 직교(quadrature, 허수) 성분을 획득함으로써 수행되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,
 상기 펄스 압축의 곱셈 개수는, 데이터의 개수와 압축 필터 계수의 곱에 비례하고, 상기 복소수 기저대역 데이터 획득을 위한 데시메이션의 배수(fold)의 제곱에 반비례하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,
 상기 펄스 압축된 신호를 제곱근(SQRT) 연산함으로써 엔벨로프(envelop) 정보를 추출하는 단계;를 더 포함하는 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,
 상기 복소수 기저대역 데이터는,
 칩(chirp) 신호 또는 임의 파형(arbitrary waveform) 신호 중 어느 하나인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 7

제 1 항에 있어서,
 상기 RF 데이터는 빔형성된 RF 데이터 또는 빔형성을 위한 복수 개의 채널 데이터 중 어느 하나인 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 8

제 7 항에 있어서,

상기 RF 데이터가 빔형성된 RF 데이터인 경우,
하나의 신호로 집속된 RF 데이터로부터 복소수 기저대역 데이터를 획득하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 9

제 7 항에 있어서,

상기 RF 데이터가 빔형성을 위한 복수 개의 채널 데이터인 경우,

상기 채널 데이터 각각에 대하여 복소수 기저대역 데이터를 획득하고, 펄스 압축을 수행하며, 펄스 압축된 복수 개의 채널 데이터로부터 하나의 집속된 신호를 생성하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 10

제 1 항 내지 제 9 항 중에 어느 한 항의 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체.

청구항 11

의료 초음파 영상의 코드화 여기 장치에 있어서,

초음파 신호를 수신하여 RF 데이터를 입력받는 입력부;

입력된 상기 RF 데이터에 기초하여 복소수 기저대역 데이터를 획득하는 처리부; 및

획득된 상기 복소수 기저대역 데이터에 대하여 펄스 압축을 수행함으로써 시간적으로 긴 신호로부터 짧은 신호를 생성하는 상관기(correlator);를 포함하는 장치.

청구항 12

제 11 항에 있어서,

상기 처리부는,

입력된 상기 RF 데이터를 IQ 복조(demodulation)하는 저대역 필터(low-pass filter, LPF); 및

IQ 복조된 상기 데이터를 데시메이션(decimation)함으로써 상기 복소수 기저대역 데이터를 획득하는 연산부;를 포함하는 장치.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 연산부는, 상기 RF 데이터로부터 동상 성분 및 직교 성분을 획득함으로써 데시메이션을 수행하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 14

제 11 항에 있어서,

상기 펄스 압축의 곱셈 개수는, 데이터의 개수와 압축 필터 계수의 곱에 비례하고, 상기 복소수 기저대역 데이터 획득을 위한 데시메이션의 배수의 제곱에 반비례하는 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 15

제 11 항에 있어서,

상기 펄스 압축된 신호를 제곱근 연산함으로써 엔벨로프 정보를 추출하는 추출부;를 더 포함하는 장치.

청구항 16

제 11 항에 있어서,

상기 복소수 기저대역 데이터는,

칩 신호 또는 임의 파형 신호 중 어느 하나인 것을 특징으로 하는 장치.

청구항 17

제 11 항에 있어서,

상기 RF 데이터는 빔형성된 RF 데이터 또는 빔형성을 위한 복수 개의 채널 데이터 중 어느 하나인 것을 특징으로 하는 장치.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명은 코드화 여기 기술에 관한 것으로, 특히 의료 초음파 영상에서 코드화 여기에 있어서 펄스 압축을 처리하는 장치, 방법 및 그 방법을 기록한 기록매체에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 초음파 의료영상 시스템(ultrasound medical imaging system)은 초음파 프로브(probe)를 이용하여 인체 내의 관찰 영역에 초음파 신호를 인가하고 조직으로부터 반사되어 돌아오는 초음파 신호를 수신하여 그 신호에 포함된 정보를 추출함으로써 관찰 영역의 구조 및 특성을 영상화하는 장비이다. 이는 X-ray, CT, MRI, PET 등의 다른 의료영상 시스템들과 비교하였을 때 낮은 비용으로 인체에 해가 없는 실시간 영상을 얻을 수 있다는 장점을 갖는다.

[0003] 초창기 초음파 의료영상은 아날로그 집속기법을 적용하였기 때문에 송신 및 수신 집속점이 고정되어 집속점 외에서는 매우 낮은 해상도를 가지고 있었다. 90년대에 이르러 디지털 집속기법이 실용화되면서 수신 시에는 동적 집속이 가능하게 되었으며, 그로 인해 초음파 의료영상의 해상도는 이전보다 크게 개선되었다. 그럼에도 불구하고 이러한 기술 역시 송신 집속점이 고정되기 때문에 송신 집속점 이외의 영역에서 해상도와 신호 대 잡음비의 저하가 나타난다는 점이 문제점으로 지적되었다.

[0004] 의료 초음파 영상에서, 높은 신호 대 잡음비(SNR) 및 공간 해상도는 이미지 품질을 향상시키는 위해 중요하다. 높은 신호 대 잡음비는 전송되는 펄스의 지속 기간을 증가시킴으로써, 즉 시간적으로 긴 펄스를 전송함으로써 달성할 수 있다. 그러나, 긴 펄스 지속 기간(duration)은 TBP(time-bandwidth product)에 의해 결정되는 축 방향 해상도의 저하를 야기함이 비특허문헌 1을 통해 제시된 바 있다. 전송 펄스의 대역폭은 펄스 지속 기간과 반비례하기 때문에 종래의 초음파 영상의 TBP는 1에 가깝다. 높은 신호 대 잡음비 및 공간 해상도를 얻기 위해 TBP는 증가되어야만 한다.

[0005] 한편, 높은 TBP를 제공할 수 있는 코드화 여기는 축 방향 해상도의 희생없이 신호 대 잡음비를 증가시킬 수 있다. 이전의 실험들로부터, 코드화 여기는 신호 대 잡음비를 15-20 dB까지 증가시킬 수 있음이 비특허문헌 2를 통해 확인된 바 있다. 이후, 펄스 압축 메커니즘의 측면에서 다양한 코드화 여기 기술에 대한 집중적인 연구들이 수행되었으나, 여전히 계산 복잡도의 증가는 실제 초음파 영상 시스템을 구현하는데 장애가 되고 있다.

선행기술문헌

비특허문헌

[0006] (비특허문헌 0001) A. W. Rihaczek, Principles of high-resolution radar. New York: McGraw-Hill, 1969.
 (비특허문헌 0002) M. O' Donnell, "Coded excitation system for improving the penetration of real-time phased-array imaging systems," IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr., vol. 39, pp. 341-351, May 1992.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0007] 본 발명의 실시예들이 해결하고자 하는 기술적 과제는, 종래의 의료 초음파 영상의 각 채널별 지연 신호가 명확

히 식별되지 않는 문제점을 해결하고, 신호 대 잡음비를 향상시키기 위한 코드화 여기 과정에서 입력된 RF 빔형성 신호 자체를 펄스 압축함으로써 계산 복잡도가 지나치게 높게 나타나며 전체 영상 시스템에 큰 부하를 주는 기술적 한계를 극복하고자 한다.

과제의 해결 수단

- [0008] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 초음파 영상의 코드화 여기(coded excitation) 방법은, 초음파 신호를 수신하여 RF 데이터를 입력받는 단계; 입력된 상기 RF 데이터에 기초하여 복소수 기저대역(complex baseband) 데이터를 획득하는 단계; 및 획득된 상기 복소수 기저대역 데이터에 대하여 펄스 압축(pulse compression)을 수행함으로써 시간적으로 긴(elongated) 신호로부터 짧은 신호를 생성하는 단계;를 포함한다.
- [0009] 일 실시예에 따른 상기 코드화 여기 방법에서, 상기 복소수 기저대역 데이터를 획득하는 단계는, 입력된 상기 RF 데이터를 IQ 복조(demodulation)하는 단계; 및 IQ 복조된 상기 데이터를 데시메이션(decimation)하는 단계;를 포함한다. 또한, 상기 데시메이션은 상기 RF 데이터로부터 동상(in-phase, 실수) 성분 및 직교(quadrature, 허수) 성분을 획득함으로써 수행될 수 있다.
- [0010] 일 실시예에 따른 상기 코드화 여기 방법에서, 상기 펄스 압축의 곱셈 개수는, 데이터의 개수와 압축 필터 계수의 곱에 비례하고, 상기 복소수 기저대역 데이터 획득을 위한 데시메이션의 배수(fold)의 제공에 반비례한다.
- [0011] 일 실시예에 따른 상기 코드화 여기 방법은, 상기 펄스 압축된 신호를 제곱근(SQRT) 연산함으로써 엔벨로프(envelop) 정보를 추출하는 단계;를 더 포함할 수 있다.
- [0012] 일 실시예에 따른 상기 코드화 여기 방법에서, 상기 복소수 기저대역 데이터는, 칩(chirp) 신호 또는 임의 파형(arbitrary waveform) 신호 중 어느 하나일 수 있다.
- [0013] 일 실시예에 따른 상기 코드화 여기 방법에서, 상기 RF 데이터는 빔형성된 RF 데이터 또는 빔형성을 위한 복수개의 채널 데이터 중 어느 하나일 수 있다.
- [0014] 한편, 이하에서는 상기 기재된 의료 초음파 영상의 코드화 여기 방법을 컴퓨터에서 실행시키기 위한 프로그램을 기록한 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록매체를 제공한다.
- [0015] 상기 기술적 과제를 해결하기 위하여, 본 발명의 일 실시예에 따른 의료 초음파 영상의 코드화 여기 장치는, 초음파 신호를 수신하여 RF 데이터를 입력받는 입력부; 입력된 상기 RF 데이터에 기초하여 복소수 기저대역 데이터를 획득하는 처리부; 및 획득된 상기 복소수 기저대역 데이터에 대하여 펄스 압축을 수행함으로써 시간적으로 긴 신호로부터 짧은 신호를 생성하는 상관기(correlator);를 포함한다.
- [0016] 일 실시예에 따른 상기 코드화 여기 장치에서, 상기 처리부는, 입력된 상기 RF 데이터를 IQ 복조(demodulation)하는 저대역 필터(low-pass filter, LPF); 및 IQ 복조된 상기 데이터를 데시메이션(decimation)함으로써 상기 복소수 기저대역 데이터를 획득하는 연산부;를 포함한다. 또한, 상기 연산부는, 상기 RF 데이터로부터 동상 성분 및 직교 성분을 획득함으로써 데시메이션을 수행한다.
- [0017] 일 실시예에 따른 상기 코드화 여기 장치에서, 상기 펄스 압축의 곱셈 개수는, 데이터의 개수와 압축 필터 계수의 곱에 비례하고, 상기 복소수 기저대역 데이터 획득을 위한 데시메이션의 배수의 제공에 반비례한다.
- [0018] 일 실시예에 따른 상기 코드화 여기 장치에서, 상기 펄스 압축된 신호를 제곱근 연산함으로써 엔벨로프 정보를 추출하는 추출부;를 더 포함할 수 있다.
- [0019] 일 실시예에 따른 상기 코드화 여기 장치에서, 상기 복소수 기저대역 데이터는, 칩 신호 또는 임의 파형 신호 중 어느 하나일 수 있다.
- [0020] 일 실시예에 따른 상기 코드화 여기 장치에서, 상기 RF 데이터는 빔형성된 RF 데이터 또는 빔형성을 위한 복수개의 채널 데이터 중 어느 하나일 수 있다.

발명의 효과

- [0021] 본 발명의 실시예들은 코드화 여기 과정에서 입력 데이터를 데시메이션한 후에 복소수 기저대역 신호에 대하여 펄스 압축을 수행함으로써, 의료 초음파 영상의 신호 대 잡음비를 향상시키고 동시에, 데이터 개수와 압축 필터 계수를 감소시킬 수 있으며, 결과적으로 전체 계산 복잡도를 크게 낮출 수 있으면서도, 우수한 축 방향 해상도

를 유지할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0022]

도 1은 빔형성을 수신한 후 펄스 압축을 수행하는 종래의 펄스 압축 방법을 도시한 블록도이다.
 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 L-배(fold) 데시메이션 후 복소수 기저대역 데이터에 대해 펄스 압축을 수행하는 코드화 여기 방법을 도시한 블록도이다.
 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 복소수 기저대역 데이터에 대한 펄스 압축을 이용한 의료 초음파 영상의 코드화 여기(coded excitation) 방법을 도시한 흐름도이다.
 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 복소수 기저대역 데이터에 대한 펄스 압축을 이용한 의료 초음파 영상의 코드화 여기 장치를 도시한 블록도이다.
 도 5는 점선으로 표시된 사각형 영역 내의 전송 초점의 빔 프로파일에 따른 A-라인 시뮬레이션 결과이다.
 도 6은 중심 주파수에 따른 -6-dB 축 방향 해상도의 시뮬레이션 결과를 도시한 도면이다.
 도 7은 각각 (a) 종래의 RF 방법 및 (b) 제안된 복소수 기저대역 압축 방법에 의해 획득된 칩 코드화 여기의 초음파 팬텀 영상을 예시한 도면이다.
 도 8은 각각의 깊이에서 와이어(wire) 타겟으로부터 -6, -12, 및 -18 dB의 측정된 축 방향 해상도를 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0023]

본 발명의 실시예들을 설명하기에 앞서, 초음파 영상 분야에 대한 기술적 특성과 발견된 문제점을 간략하게 소개한 후, 이들 문제점을 해결하기 위해 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 기술적 수단을 순차적으로 제시하도록 한다.

[0024]

일반적으로 초음파 의료영상 장치는 초음파 변환자(piezoelectric transducer)를 이용하여 전기 신호를 초음파 신호로 바꾸어 인체 내에 송신하고 인체 조직으로부터 반사되어 돌아오는 초음파를 다시 초음파 변환자를 통해 수신한다. 수신된 초음파는 전기 신호로 변환된 후, 신호 처리 과정을 거쳐 하나의 주사선(scanline)을 형성한다. 이를 반복적으로 수행함으로써 다수의 주사선을 생성하고 이러한 주사선이 모여 하나의 영상을 형성한다.

[0025]

보다 구체적으로 초음파를 송신한 후, 반사되어 변환자로 수신된 에코 신호는 우선 전단 증폭기(pre-amplifier)에 의해서 증폭된 후, 시간-이득 보상 증폭기(time-gain compensation amplifier, TGC)에 전달된다. 이것은 생체 내에서 진행 깊이에 따른 초음파 신호의 감쇠(attenuation) 현상을 보상해주기 위한 증폭기로서, 전체 영상 영역 또는 깊이에 따라 균등한 영상의 밝기를 확보하기 위해 활용된다. 증폭된 에코 신호는 수신 집속 과정을 거치게 되며, 이는 각각의 변환자를 통해 서로 다른 경로차(path difference)에 상응하는 시간 지연(time delay)을 통해서 획득된다.

[0026]

인체에서 전파되는 초음파 신호는 물리적 특성상 깊이 전파할수록 중심 주파수가 저주파 대역 방향으로 전이하며 대역폭이 감소하기 때문에 이를 보상해주기 위한 동적 대역 통과 필터(dynamic bandpass filter)를 거치게 된다. 포락선 검출된(envelope detected) 에코 신호의 동적 범위(dynamic range)는 최종 출력 장치인 모니터의 동적 범위가 20~30(dB) 정도인 것에 비해서 월등히 크므로 대수변환부(log compressor)를 통해 영상 데이터를 생성하고, 생성된 데이터는 스캔 변환부(scan converter)를 통해 모니터에 디스플레이하게 된다.

[0027]

일반적으로 초음파 의료영상은 해상도(resolution), 신호 대 잡음비(SNR), 대조도(contrast), 침투도(penetration), 프레임율(frame rate) 등으로 평가된다. 이러한 요소들 중 해상도, 신호 대 잡음비, 프레임율은 어떠한 빔 집속 방식을 적용하느냐에 따라서 결정되며, 전체 시스템에서 송수신 집속부가 그 역할을 담당한다. 따라서, 초음파 의료영상 장치의 빔집속 방식에 따라 초음파 의료영상의 해상도, 신호 대 잡음비, 프레임율이 결정되며, 그에 따라 송수신 집속부의 구조 또한 달라지게 된다.

[0028]

종래의 배열 변환자를 이용한 수신 동적 집속 기법에서, 빔집속은 초음파 의료영상의 해상도를 높여주는 역할을 하였다. 1차원 배열 변환자/소자(1-D array element)를 이용하여 초음파 단면 영상을 생성하는 경우, 영상의 해상도는 배열 변환자에서 빔이 전파되는 방향인 축방향 해상도(axial resolution)와 빔이 전파하는 방향과 직교하는 측방향 해상도(lateral direction)가 존재한다. 축방향 해상도가 변환자로부터 송신되는 펄스의 폭에 의해

결정되는 반면, 측방향 해상도는 송신시 초음파 빔폭과 수신시 초음파 빔폭의 곱에 의해 결정되며, 초음파의 빔폭은 구경(aperture)의 크기에 따라 결정된다. 1차원 배열 변환자를 이용한 빔집속시, 구경의 크기는 송신 또는 수신시 동시에 사용하는 변환자의 수에 의해 결정되며, 이를 채널(channel)이라고 표현한다. 즉, 채널의 수가 클수록 더 좋은 측방향 해상도를 갖는 영상을 생성할 수 있다는 사실을 알 수 있다. 따라서, 채널은 초음파 의료영상 장치의 성능을 나타내는 지표로 활용되며, 이는 빔집속을 위한 하드웨어의 복잡도와 직접적인 관련이 있다.

[0029] 빔집속에 관하여, 송신시에는 짧은 펄스를 전기 신호로 생성하여 서로 다른 변환자에 전달한다. 이 때, 집속하고자 하는 점에서부터 각 변환자간의 서로 다른 거리를 감안하여 각각 다른 시간지연(time delay)을 주어 송신한다. 복수 개의 변환자가 선형 어레이 형태로 되어있을 경우 집속점을 맞추기 위해서는 각 변환자에 전달되는 송신 펄스 신호를 제어할 필요가 있다. 이를 위해, 집속점으로부터 멀리 떨어져 있는 변환자에 송신 펄스 신호가 먼저 전달되도록 하고, 가까운 곳의 변환자에는 상대적으로 송신 펄스 신호가 늦게 전달되도록 지연시킴으로써 모든 변환자로부터 송신되는 초음파 신호가 동시에 집속점에 도달할 수 있도록 조절한다. 즉, 특정 집속점에서는 위상이 같은 상태의 신호가 중첩되므로 진폭이 최대가 되며, 집속점 이외의 부분에서는 위상이 서로 상쇄되어 신호가 매우 약해진다.

[0030] 앞서, 펄스 압축 메커니즘의 측면에서 다양한 코드화 여기 기술에 대한 집중적인 연구들이 수행되었음을 언급할 바 있다. 몇몇 연구 그룹들은 프레임 비율이나 공간 해상도를 향상시키기 위한 직교 코드 쌍을 제안하였으며, 다른 그룹들은 신호 대 잡음비를 향상시키기 위해 이를 CHI(contrast harmonic imaging)에 활용하였다. 임상 평가로부터, 칩 코드화 여기는 영상 품질과 투과 깊이를 향상시킬 수 있음이 입증되었다.

[0031] 코드화 여기에서, Barker, Golay, 및 칩(chirp)과 같은 시간적으로 긴 전송 시퀀스를 짧은 펄스로 압축하기 위해서는 상관기(correlator)와 같은 효과적인 펄스 압축이 필요하다. 계산 복잡도를 낮추기 위하여, 펄스 압축은 통상적으로 빔형성(beamforming) 이후에 위치한다. 그러나, 펄스 압축이 무선 주파수(radio frequency, RF) 데이터에 대해 수행되기 때문에, 충분한 신호 대 잡음비 향상을 얻기 위해서는 여전히 수백 개의 필터 탭(tap)이 필요하다. 예를 들어, 중심에서 8- μ s 칩 신호를 사용하고, 각각 2 MHz 및 40 MHz의 주파수를 샘플링하는 경우, 펄스 압축을 위해서는 320 계수의 필터가 필요하다. 이러한 활용은 하이엔드 FPGA(field programmable gate array) 칩(예를 들어, Virtex-6)에서 약 절반의 가용 곱셈기(즉, DSP 슬라이스)에 해당한다. 따라서, 이러한 계산 복잡도는 현대의 초음파 영상 시스템에서 있어서 여전히 큰 부담으로 작용한다.

[0032] 이전에, 코드화 여기에 사용되는 파라미터들은 신호 대 잡음비를 최대화하는 반면 사이드로브(sidelobe) 레벨을 최소화하기 위해 검토되었다. 이러한 접근법에서, 빔형성 수신 및 직교 복조(quadrature demodulation)는 아날로그-디지털 변환(analog-to-digital conversion, ADC) 이전에 적용되며, 그런 다음 복소수 기저대역 압축이 수행된다. 그러나, 이미지 품질에 대한 복소수 기저대역 압축 방법의 영향은 광범위하게 분석되지 않는 반면, 펄스 압축에서의 계산 복잡도를 최소화하기 위한 데시메이션 팩터(factor)를 변화시킨다.

[0033] 이하에서 기술되는 본 발명의 실시예들은 계산 복잡도를 감소시키기 위한 칩 코드화 여기의 효과적인 펄스 압축 방법을 제시한다. 제안된 방법에서, 펄스 압축은 복소수 데시메이션 후 기저대역 데이터에 대해 수행된다. 이에 대해, 일 실시예로서 칩 코드화 여기를 위한 복소수 압축 필터 역시 제시된다. 또한, 제안된 방법은 시뮬레이션 및 리서치 초음파 시스템으로부터 획득된 빔형성된 RF 데이터가 검증되는 조직 모사 팬텀(tissue mimicking phantom) 시험관 실험을 통해 평가되었다.

[0034] 도 1은 빔형성을 수신한 후 펄스 압축을 수행하는 종래의 펄스 압축 방법을 도시한 블록도로서, 펄스 압축 블록

(100)의 입력은 중심 주파수 f_0 인 빔형성된 RF 데이터를 사용한다. 이때 샘플링 주파수는 일반적으로 40 MHz ($> 4f_0$)이며 펄스 압축은 수백 개의 계수를 가지는 필터를 이용하여 수행된다. 즉, 압축 필터는 상당한 계

산 부하를 가지게 된다. 압축 후 복소수 기저대역 신호(즉, $I_c(n)$ 및 $Q_c(n)$)를 얻기 위하여 직교 복조(IQ demodulation)가 행해진다. 또한, L 배 데시메이션이 실행되어 데이터 속도(data rate)를 줄이고, 제곱근(SQRT) 작업을 통해 엔벨로프(envelop) 정보를 추출하게 된다.

[0035] 비록 렉티피케이션(rectification) 및 힐버트(Hilbert) 변환 등의 다양한 기술이 엔벨로프 정보를 추출하는데 사용될 수 있지만, IQ 복조를 사용하면 노이즈가 존재함에도 불구하고 RMS(root mean square) 오차가 5.2% 미만

이 되기 때문에 채택되었다. 또한 초음파 스펙트럼과 컬러 도플러(Doppler) 영상에서 유속 추정을 위해 중요한 동상(in-phase, 실수) 과 직교(quadrature, 허수) 성분을 제공할 수 있다. 데이터 속도는 적어도 4 배 데시메이션을 할 수 있도록 (예를 들어, 스캔 라인 당 1024 샘플)로 다운 샘플링할 수 있다.

[0036]

이제, 이러한 종래의 펄스 압축 방법과는 다른 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 복소수 기저대역 데이터에 기반한 펄스 압축 방법을 설명하도록 한다.

[0037]

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 L-배(fold) 데시메이션 후 복소수 기저대역 데이터에 대해 펄스 압축을 수행하는 코드화 여기 방법을 도시한 블록도로서, 앞서 설명한 도 1의 전통적인 펄스 압축 방법과는 달리, 복소수 기저대역 데이터를 사용하여 펄스 압축이 수행된다. 따라서, 펄스 압축 블록(200)의 입력은 복소수 기저대역 데

이터가 된다. 빔 집속된 RF 데이터에서 복소수 기저대역 데이터(즉, $I^d(n)$ 및 $Q^d(n)$)를 얻기 위해 먼저 IQ 복조되고, 그리고 데시메이션된다. 기저대역 압축 필터 계수는 아래의 수학적 식 1과 같이 원본 펄스 압축 필터(즉, $c(n)$)에서 복조되어 설계될 수 있다.

수학적 식 1

$$c_{BB}(n) = I_{PC}(n) + jQ_{PC}(n) = LPF \left[c(n) \cdot e^{-j2\pi f_0 n} \right] \downarrow_L$$

[0038]

여기서 $I_{PC}(n)$ 와 $Q_{PC}(n)$ 은 각각 압축 필터의 데시메이션된 동상 성분과 직교 성분이고, $LPF[\cdot]$

[0039]

및 \downarrow_L 는 저대역 필터 (low-pass filter, LPF)와 L-배(fold) 데시메이션 연산을 표현하고 있다. 기저대역 압축 필터 계수도 데시메이션 되어야만 한다.

[0040]

첩 신호는 순간 주파수가 시간에 따라 변화하는 선형 주파수 변조된 신호이기 때문에, 위상 정보는 펄스 압축 성능을 유지하는 것이 중요하다. 따라서 다음의 수학적 식 2로 표현되는 복잡한 펄스 압축 필터링을 수행해야 한다.

수학적 식 2

$$\begin{aligned} I_c^d(n) + jQ_c^d(n) &= \left(I^d(n) + jQ^d(n) \right) * \left(I_{PC}(n) + jQ_{PC}(n) \right) \\ &= \left(I^d * I_{PC} - Q^d * Q_{PC} \right) + j \left(I^d * Q_{PC} + Q^d * I_{PC} \right) \end{aligned}$$

[0041]

여기서 $*$ 는 컨벌루션(convolution) 연산이고 $I^d(n)$ 과 $Q^d(n)$ 은 빔형성된 RF 데이터에서 데시메이션된 동상 성분 및 직교 성분이다. 제안된 방법이 코릴레이션(correlation)에서 4 번의 컨벌루션이 필요할 지라도

[0042]

입력 신호(즉, $I^d(n)$ 및 $Q^d(n)$)와 압축 필터 계수(즉, $c_{BB}(n)$)가 L-배만큼 데시메이션되었기

때문에 총 곱셈 회수는 $L^2/4$ 만큼 상당히 감소하게 된다.

[0043]

예를 들어 N 개의 데이터와 M 개의 압축 필터 계수를 가지고 기존의 RF 펄스 압축 방법을 사용하면 $N \cdot M$ 곱셈 연산을 필요로 한다. 한편, 제안된 복소수 기저대역 압축 방법으로는 L 배 데시메이션된 후 압축

적용된다. 따라서 샘플 및 압축 필터 계수의 수는 각각 N/L 및 M/L 감소하며 펄스 압축의 곱셈 개수는 $4N \cdot M/L^2$ 가 필요하다. 여기서 팩터 4는 수학적 2의 복소수 곱셈으로 인해 발생한다.

[0044] 이상에서 도 2를 통해 제시된 일 실시예의 핵심 아이디어는 펄스 압축이 복소수 기저대역 데이터를 대상으로 수행된다는 점이며, 이를 위해 펄스 압축의 수행 주체인 상관기(correlator)가 IQ 복조 이후에 위치하게 된다. 앞서 설명한 바와 같이 코드화 여기는 초음파 영상의 신호 대 잡음비를 향상시키기 위해 수행되나 지연된 각 채널 신호의 명확한 식별을 위해 시간적으로 긴 신호를 짧은 펄스로 압축하는 펄스 압축을 실시하게 된다. 즉, 본 발명의 실시예들은 이러한 펄스 압축에서 발생하는 계산 복잡도의 문제를 해결함과 동시에 높은 품질의 초음파 영상을 제공할 수 있다.

[0045] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 복소수 기저대역 데이터에 대한 펄스 압축을 이용한 의료 초음파 영상의 코드화 여기(coded excitation) 방법을 도시한 흐름도로서 다음과 같은 단계들을 포함한다.

[0046] S310 단계에서, 코드화 여기 장치는, 초음파 신호를 수신하여 RF 데이터를 입력받는다. 앞서 도 2를 통해 도시된 바와 같이 입력 신호는 빔형성된 RF 데이터가 될 수 있으나, 필요에 따라서는 빔형성을 위한 복수 개의 채널 데이터 그 자체가 될 수도 있다.

[0047] S320 단계에서, 코드화 여기 장치는, S310 단계를 통해 입력된 상기 RF 데이터에 기초하여 복소수 기저대역(complex baseband) 데이터를 획득한다. 여기서, 복소수 기저대역 데이터를 획득하는 과정은, 입력된 상기 RF 데이터를 IQ 복조(demodulation)하고, IQ 복조된 상기 데이터를 데시메이션(decimation)함으로써 수행될 수 있다. 또한, 이러한 데시메이션은 상기 RF 데이터로부터 동상(in-phase, 실수) 성분 및 직교(quadrature, 허수) 성분을 획득함으로써 수행될 수 있다.

[0048] 나아가, 이러한 복소수 기저대역 데이터는, 선형 칩(linear chirp) 신호 뿐만 아니라 임의 파형(arbitrary waveform) 신호와 같은 다양한 신호가 활용될 수 있다.

[0049] S330 단계에서, 코드화 여기 장치는, S330 단계를 통해 획득된 상기 복소수 기저대역 데이터에 대하여 펄스 압축(pulse compression)을 수행함으로써 시간적으로 긴(elongated) 신호로부터 짧은 신호를 생성한다. 여기서, 상기 펄스 압축의 곱셈 개수는, 데이터의 개수와 압축 필터 계수의 곱에 비례하고, 상기 복소수 기저대역 데이터 획득을 위한 데시메이션의 배수(fold)의 제곱에 반비례한다. 보다 구체적인 연산의 수는 앞서 검토한 바와

같이, N 개의 데이터와 M 개의 압축 필터 계수가 주어질 경우, 본 실시예에 따른 펄스 압축에 따른 경우 샘플 및 압축 필터 계수의 수가 각각 N/L 및 M/L 감소하며 펄스 압축의 곱셈 개수는 $4N \cdot M/L^2$ 가 필요하다.

[0050] 한편, 본 발명의 일 실시예에 따른 코드화 여기 장치는, 상기 S330 단계를 통해 펄스 압축된 신호를 제곱근(SQRT) 연산함으로써 최종적으로 엔벨로프(envelop) 정보를 추출할 수 있다.

[0051] 앞서, 도 2를 통해 입력 RF 데이터가 빔형성된 하나의 RF 데이터가 될 수 있음을 예시한 바 있다. 만약, 입력 RF 데이터가 빔형성된 RF 데이터인 경우라면, 하나의 신호로 집속된 RF 데이터로부터 복소수 기저대역 데이터를 획득하게 될 것이다.

[0052] 그러나, 본 발명의 실시예들이 채택하고 있는 복소수 기저대역 기반의 펄스 압축 방법은 이러한 하나의 RF 데이터 뿐만 아니라, 빔형성을 위한 복수 개의 채널 데이터에도 적용될 수 있다. 즉, 입력 RF 데이터가 빔형성을 위한 복수 개의 채널 데이터인 경우라면, 상기 채널 데이터 각각에 대하여 복소수 기저대역 데이터를 획득하고, 펄스 압축을 수행하며, 펄스 압축된 복수 개의 채널 데이터로부터 하나의 집속된 신호를 생성할 수도 있을 것이다. 전자(하나의 입력 RF 데이터)의 경우에 비해 후자(복수 개의 채널 데이터)의 경우가 채널 별로 펄스 압축을 수행해야 하므로 다소 많은 연산을 수행하게 될 수 있으나, 여전히 데시메이션을 통해 계산 복잡도를 크게 감소시킬 수 있는 장점을 갖는다.

[0053] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 복소수 기저대역 데이터에 대한 펄스 압축을 이용한 의료 초음파 영상의 코드화 여기 장치(400)를 도시한 블록도로서, 앞서 도 3을 통해 제시된 코드화 여기 방법의 각 단계에 대응하는

구성을 포함하고 있으므로, 여기서는 설명의 중복을 피하기 위하여 그 기능 단위의 장치 블록을 중심으로 수행 동작을 요약하도록 한다.

[0054] 입력부(10)는 초음파 신호를 수신하여 RF 데이터를 입력받는다. 이러한 RF 데이터는 빔형성된 RF 데이터 또는 빔형성을 위한 복수 개의 채널 데이터 중 어느 하나가 될 수 있으며, 이후 처리부(20)를 통해 각각 하나의 RF 데이터를 대상으로 IQ 복조를 처리하거나 또는 복수 개의 채널 데이터 각각에 대해 IQ 복조를 처리하게 될 것이다.

[0055] 처리부(20)는 입력부(10)를 통해 입력된 상기 RF 데이터에 기초하여 복소수 기저대역 데이터를 획득한다. 이러한 처리부(20)는, 입력된 상기 RF 데이터를 IQ 복조(demodulation)하는 저대역 필터(low-pass filter, LPF)(23) 및 IQ 복조된 상기 데이터를 데시메이션(decimation)함으로써 상기 복소수 기저대역 데이터를 획득하는 연산부(25)를 포함하는 것이 바람직하다. 여기서, 상기 연산부(25)는, 상기 RF 데이터로부터 동상 성분 및 직교 성분을 획득함으로써 데시메이션을 수행할 수 있다. 또한, 상기 복소수 기저대역 데이터가 칩 신호 또는 임의 파형 신호 중 어느 하나가 될 수 있음을 앞서 설명한 바와 같다.

[0056] 상관기(correlator)(30)는 처리부(20)를 통해 획득된 상기 복소수 기저대역 데이터에 대하여 펄스 압축을 수행함으로써 시간적으로 긴 신호로부터 짧은 신호를 생성한다. 여기서, 상기 펄스 압축의 곱셈 개수는, 데이터의 개수와 압축 필터 계수의 곱에 비례하고, 상기 복소수 기저대역 데이터 획득을 위한 데시메이션의 배수의 제곱에 반비례한다.

[0057] 한편, 도 4의 코드화 여기 장치(400)는 상기 상관기(30)를 통해 펄스 압축된 신호를 제공된 연산함으로써 엔벨로프 정보를 추출하는 추출부(40)를 더 포함할 수 있다.

[0058] 이제, 앞서 제시된 도 2의 실시예를 대상으로 제안된 펄스 압축 방법의 성능을 평가하기 위한 필드 II 시뮬레이션 및 조직 모사 팬텀(tissue mimicking phantom) 시험관 실험이 수행된다. 시뮬레이션에서, 단일 RF-라인 빔형성 데이터가 블록 어레이 변환기에서 생성된다. 중심 주파수 및 샘플링 주파수는 각각 2 MHz 및 40 MHz이다. 전송을 위해, 16 사이클에 대응하는 8 μ s의 펄스 지속 기간 및 80%의 6-dB 대역폭을 갖는 칩 신호가 활용되었으며, 해닝 윈도우(hanning window)가 적용되었다. 64 채널이 빔형성 전송 및 수신을 위해 사용되었으며, 샘플의 수는 8192(즉, 160 mm의 영상 깊이)이다. 변환자(transducer)의 비대역폭(fractional bandwidth)은 80%로 가정되었으며, 0.5 dB/cm/MHz의 주파수 종속 감쇠(frequency dependent attenuation) 계수가 적용되었다. 필드 II 시뮬레이션에서, 데시메이션 팩터에 의존하는 성능을 평가하기 위하여 2, 4, 8의 데시메이션 팩터가 실험되었다. 복소수 기저대역 압축의 오차를 보다 자세히 분석하기 위하여, 칩 신호를 전송하는 중심 주파수를 2 MHz에서 5 MHz로 1 MHz 단계씩 변화시켰으며, 축 방향 해상도가 평가되었다. 각각의 경우에 대하여, 표 1에 요약된 바와 같이 RF 및 기저대역 압축 방법에 대한 서로 다른 데시메이션 팩터가 적용되었다.

표 1

Center frequency [MHz]	2	3	4	5
RF	5	4	2	2
baseband	20	12	10	8

[0059]

[0060] 필드 II 시뮬레이션뿐만 아니라, 제안된 펄스 압축 방법은 팬텀 실험을 통해서도 평가되었다. 조직 모사 팬텀(Model 539, ATS Laboratories Inc., Bridgeport, CT, USA)이 스캔되었으며, 블록 어레이 변환기에서 임의 파형(arbitrary waveform)을 전송할 수 있는 커스텀 구축된 리서치 초음파 시스템을 이용하여 빔형성된 RF 데이터가 획득되었다. 실험에서, 펄스 지속 기간 및 칩 신호의 6-dB 대역폭은 각각 8 μ s 및 80 %이며, 해닝 윈도우가 사용되었다. 중심 주파수 및 샘플링 주파수는 각각 2 및 40 MHz이다. 실험에서, 데이터 속도(data rate)를 감소시키기 위해 8-배 데시메이션이 적용되었으며, 스캔라인당 최종 샘플은 1024였다.

[0061] 이제, 이러한 실험 환경으로부터 결과를 도출하기 위한 평가 지표를 제시하도록 한다. 양적 비교를 위하여, A-라인으로부터 축 방향 해상도가 측정되었다. 나아가, SER(signal-to-error ratio)가 다음의 수학적 식에 의해 측정되었다.

수학식 3

$$SER = 20 \log \frac{\sum_{n=1}^N e_{Ref}(n)}{\sum_{n=1}^N |e_{Ref}(n) - e_{BB}(n)|}$$

[0062]

[0063]

여기서, N은 샘플의 개수이고, $e_{Ref}(n)$ 및 $e_{BB}(n)$ 는 각각 데시메이션 없는 RF 압축 방법 및 복소수 기저대역 압축 방법으로부터 측정된 엔벨로프 데이터이다. 낭중(anechoic cyst)에서의 대조도 분해능(contrast resolution)은 다음의 수학식 4에 의한 CTR(clutter-energy-to-total-energy ratio)를 사용하여 수치화될 수 있다.

수학식 4

$$CTR = 20 \log \frac{\mu_b}{\mu_c}$$

[0064]

[0065]

여기서, μ_b 및 μ_c 는 각각 배경에서의 평균 강도 및 동일 크기 및 깊이에서의 낭중 영역을 나타낸다.

[0066]

이상과 같은 실험 환경 및 평가 지표에 기초하여 도출된 결과를 도면을 참조하여 설명하면 다음과 같다.

[0067]

도 5는 종래의 RF에 따른 A-라인 및 데시메이션 팩터 8에 따른 기저대역 압축 방법의 시뮬레이션 결과를 도시한 도면이다. 도 5에서, 점선으로 표시된 사각 영역 내의 전송 초점의 축 방향 빔 프로파일을 별도로 표시하였다. 도 5에 도시된 바와 같이, 시각적인 평가에 따르면, 제안된 방법(즉, 복소수 기저대역 압축 방법)의 성능은 축 방향 해상도에서 있어서 종래의 RF 압축 방법과 유사하게 나타났다. 각 포인트 타겟으로부터 -6, -12, 및 -18 dB의 축 방향 해상도가 측정되었으며, 종래의 압축 방법과 본 발명의 실시예들을 통해 제안된 압축 방법 간에 결과상의 차이점은 없었다. 나아가, 다양한 데시메이션 팩터에 따른 SER 값은 표 2에 측정되어 요약되었다. 표 2에 나열된 바와 같이, SER 값은 무시할만한 수준인데 반해, 데시메이션 팩터가 8인 경우 상당히 감소한 계산 복잡도인 1/16를 제공할 수 있다. 데시메이션 팩터가 감소할수록 SER 값은 증가하는 것에 주목하자.

표 2

Decimation factor	2	4	8
SER [dB]	50.7	49.0	36.8

[0068]

[0069]

RF 및 기저대역 압축 방법을 적용하는 경우, 중심 주파수에 따른 -6-dB 축 방향 해상도는 도 6에 도시되었다. 시뮬레이션에서 사용된 데시메이션 팩터는 앞서 표 1에 요약되었다. 단순화를 위해, 오직 정수의 데시메이션 팩

터들이 고려되었다. 예를 들어, 2 MHz의 중심 주파수의 경우, 데이터 속도를 f_0 까지 감소시킬 수 있는 20-배 데시메이션이 제안된 복소수 기저대역 압축 방법에 적용되었다. 한편, RF 압축 방법에서, 5-배 데시메이션은 RF 데이터에 대해 먼저 적용되었고, 그 다음에 압축이 수행되었다. 제안된 방법에서와 같이, 직교 복조 후, 데이터 속도는 동일한 데이터 속도(즉, 총 20-배 데시메이션)를 얻기 위한 팩터 4에 의해 더욱 감소되었다.

[0070] 비교를 위해, 펄스 압축은 어떠한 데시메이션 없이 수행되었다. RF 및 기저대역 펄스 압축 방법을 위한 계산 복잡도 감소의 비율은 각각

$1/L_{RF}^2$ 및 $4/L_{BB}^2$ 이다. 여기서, L_{RF} 및 L_{BB} 는 각각 RF 및 기저대역 펄스 압축 방법에서 사용되는 데시메이션 팩터이다. 이러한 데시메이션 팩터에 따라, 제안된 방법의 계산 복잡도는 RF 압축 방법의 계산 복잡도보다 낮아진다. 도 6에 도시된 바와 같이, 제안된 복소수 기저대역 압축 방법은 RF 압축 방법에 비해 비교할만한 축 방향 해상도(즉, <0.03 mm)를 보여주는 반면, 계산 복잡도(즉, 4배)는 크게 낮춰준다. 그러나, 참조와 비교되는 RF 및 복소수 기저대역 압축 방법에 대해 축 방향 해상도에서 저하가 있다. 데시메이션 팩터가 감소하기 때문에, 중심 주파수가 증가할수록 이러한 오차는 감소한다. 나아가, 범위 사이드로브(range sidelobe) 레벨은 모든 실험된 중심 주파수에 대해 -40 dB 이하였다.

[0071] 도 7은 각각 (a) 종래의 RF 방법 및 (b) 제안된 복소수 기저대역 압축 방법에 의해 획득된 60 dB 다이내믹 레인지(dynamic range)를 갖는 칩 코드화 여기의 초음파 팬텀 영상이다. 종래의 RF 압축은 시간적으로 긴 칩 코드화 신호를 압축하기 위하여 약 260만(8192 샘플 × 320 계수) 개의 스캔라인 당 곱셈(multiplications per scanline, MMS)이 필요하다. 반면, 제안된 방법에서는 팩터 16에 의해 연산의 수가 감소됨으로써 오직 0.16 MMS만이 필요하다. 도 7에 도시된 바와 같이, (a) RF 및 (b) 기저대역 압축 이미지 간의 차이를 인식하는 것은 어렵다.

[0072] 양적인 비교에 있어서, 와이어(wire) 타겟으로부터 -6, -12, 및 -18 dB (각각 R_{-6} , R_{-12} 및 R_{-18})의 축 방향 해상도는 도 8에 측정되어 도시되었다. 도 8에 도시된 바와 같이, 시뮬레이션 결과와 일치하는 동일한 축 방향 해상도가 100 mm 깊이에서 0.15 mm 차이를 제외하고 획득되었다. 또한, 도 7의 (a)에서 CTR 값은 흰색 화살표로 표시된 저반향(hypo-echoic) 영역에서 측정되었으며, 이들은 각각 RF 및 기저대역 압축에 대한 27.6 dB 및 27.4 dB이다. 나아가, SER 값은 A-라인 및 전체 이미지에서 각각 39.5 dB 및 38.6 dB이다. 제안된 복소수 기저대역 압축 방법으로부터 SER 값은 클러터(clutter) 레벨(즉, CTR)보다 낮기 때문에, 코드화 여기에서 이러한 오차는 영상 품질을 저하시키지 않을 수 있다. 결과적으로, 제안된 기저대역 압축 방법은 종래의 RF 압축 방법의 영상 품질과 비교할만한 영상 품질을 얻는 반면, 계산 복잡도는 상당히 감소시킬 수 있음을 알 수 있다.

[0073] 코드화 여기(coded excitation)는 의료 초음파 영상에서 신호 대 잡음비(신호-to-noise ratio, SNR)를 향상시킬 수 있다. 코드화 여기에서 펄스 압축은 시간적으로 긴(elongated) 신호를 짧은 펄스로 압축하기 위하여 사용되며, 일반적으로 높은 계산 복잡도, 즉 몇 백 계수를 가진 압축 필터가 필요하게 된다. 본 발명의 실시예들은, 데시메이션(decimation) 후 복소수 기저대역(complex baseband) 데이터에서 펄스 압축을 실시함으로써 계산 복잡도를 낮추는 선형(linear) 칩 코드화 여기의 효율적인 펄스 압축 방법을 제안하였다. 이러한 본 발명의 실시예들에 따르면, 비록 펄스 압축이 복소수 데이터에 대해 수행될지라도, L-배 데시메이션된 후에 데이터 속도 및

압축 필터 계수의 수를 감소시킴으로써, 결과적으로 총 계산 복잡도는 L^2 의 차수로 감소되게 된다. 제안된 방법의 성능평가를 위하여 펄드 II 시뮬레이션 및 팬텀(phantom) 실험을 수행하였으며, 시뮬레이션 및 실험 결과에서, 제안된 펄스 압축 방식은 무시할 오류, 즉 SER(Signal to error ratio)이 36dB 이상이며 기존의 펄스 압축 방식에 비해 유사한 축 방향 해상도를 보여주었다. 이러한 결과는 제안된 압축 방법이 의료용 초음파 영상 시스템에서 실질적으로 코드화 여기에 따른 계산 복잡성을 줄이는 동시에 선형 칩 코드의 펄스 압축 성능을 유지할 수 있음을 나타낸다.

[0074] 한편, 본 발명의 실시예들은 컴퓨터로 읽을 수 있는 기록 매체에 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드로 구현하는 것이 가능하다. 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 읽혀질 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 기록 장치를 포함한다.

[0075] 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등이 있으며, 또한 캐리어 웨이브(예를 들어 인터넷을 통한 전송)의 형태로 구현하는 것을 포함한다. 또한, 컴퓨터가 읽을 수 있는 기록 매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산 방식으로 컴퓨터가 읽을 수 있는 코드가 저장되고 실행될 수 있다. 그리고 본 발명을 구현하기 위한 기능적인(functional) 프로그램, 코드 및 코드 세그먼트들은 본 발명이 속하는 기술 분야의 프로그래머들에 의하여 용이하게 추론될 수 있다.

[0076] 이상에서 본 발명에 대하여 그 다양한 실시예들을 중심으로 살펴보았다. 본 발명에 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 변형된 형태로 구현될 수

있음을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 개시된 실시예들은 한정적인 관점이 아니라 설명적인 관점에서 고려되어야 한다. 본 발명의 범위는 전술한 설명이 아니라 특허청구범위에 나타나 있으며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 차이점은 본 발명에 포함된 것으로 해석되어야 할 것이다.

부호의 설명

100, 200 : 상관기

400 : 의료 초음파 영상의 코드화 여기 장치

10 : 입력부

20 : 처리부

23 : 저대역 필터

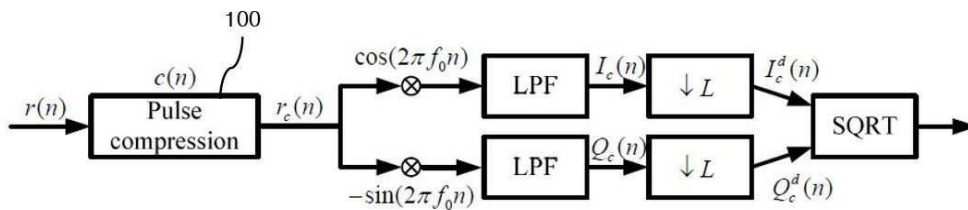
25 : 연산부

30 : 상관기

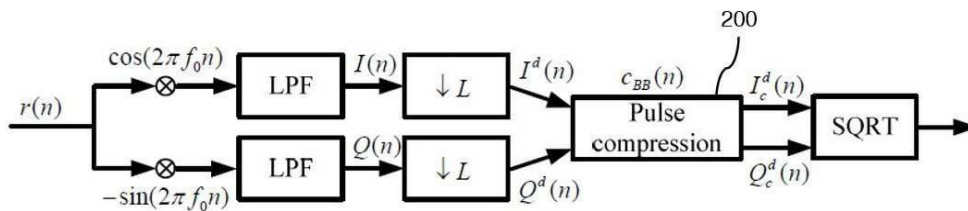
40 : 추출부

도면

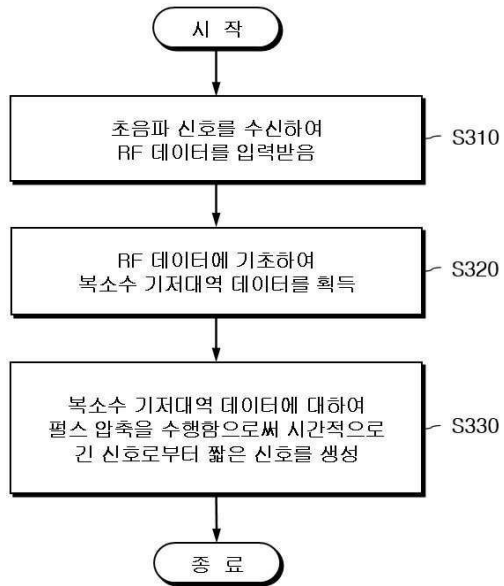
도면1



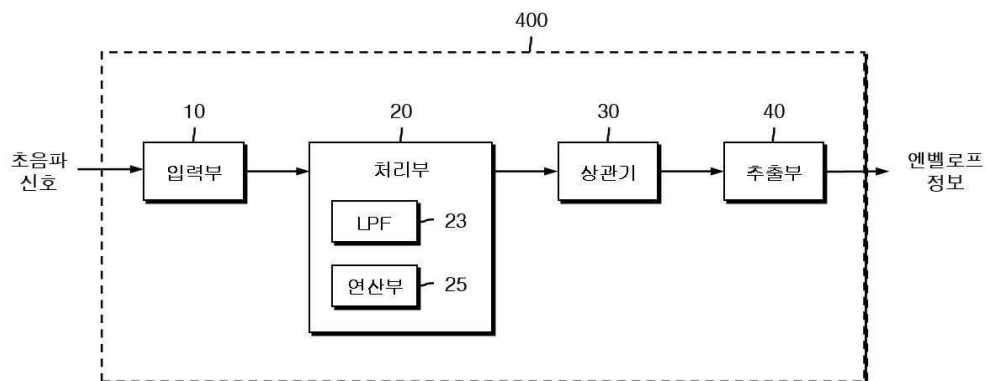
도면2



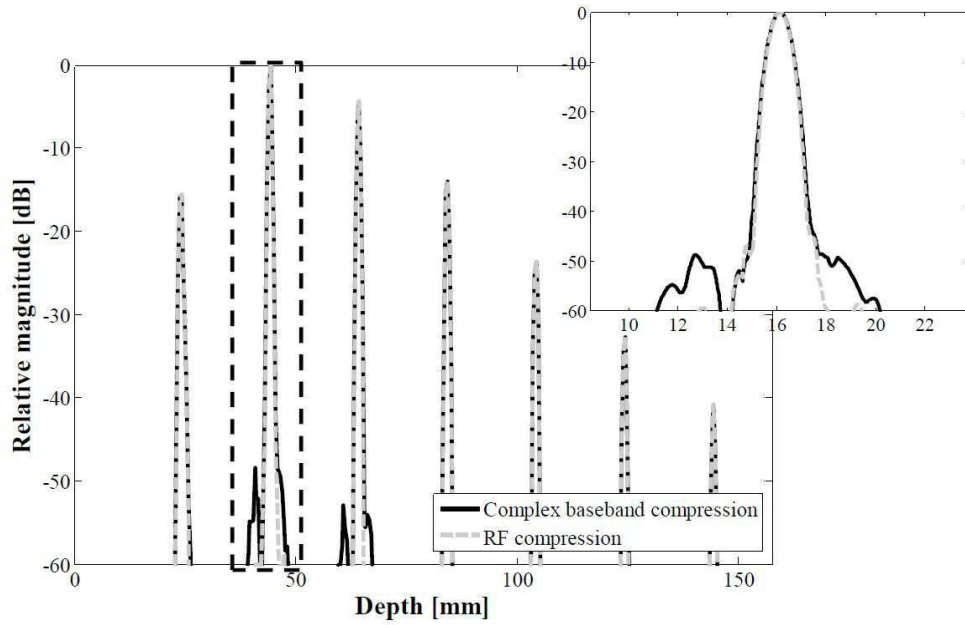
도면3



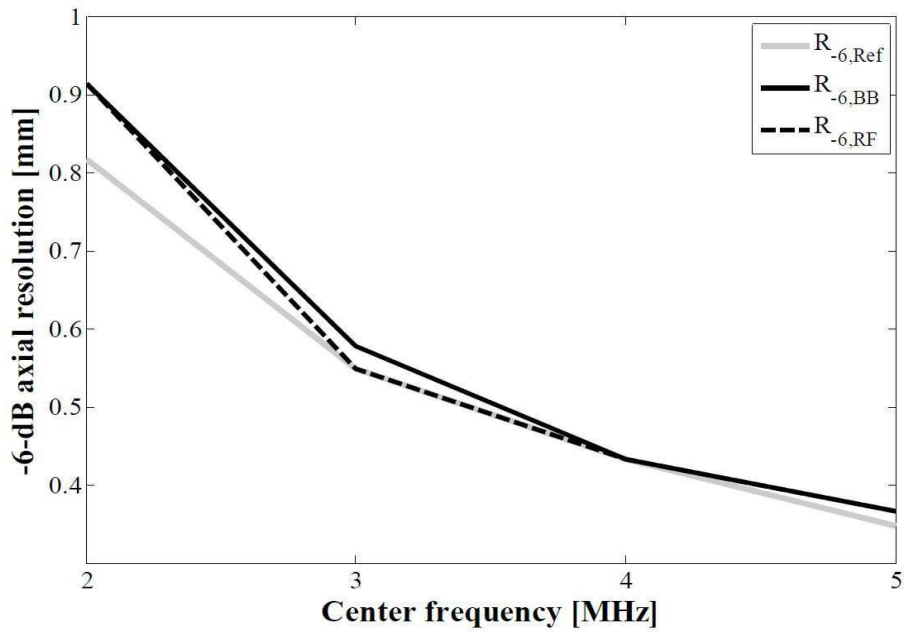
도면4



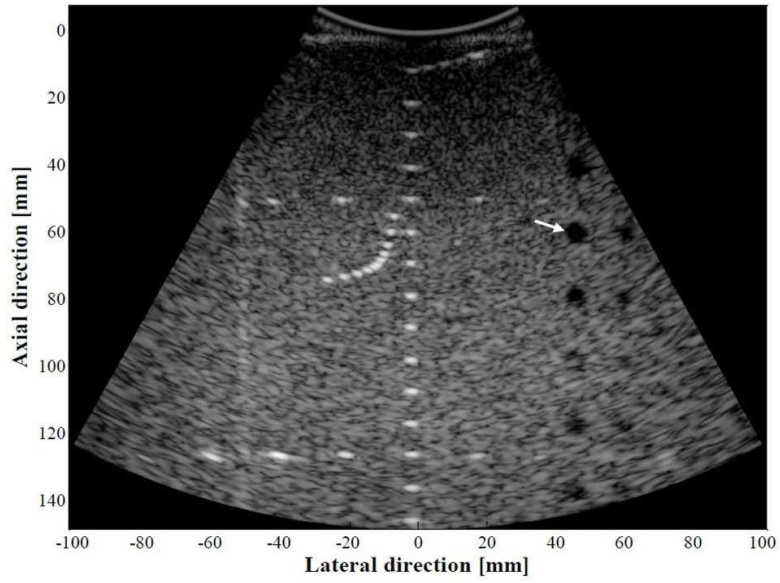
도면5



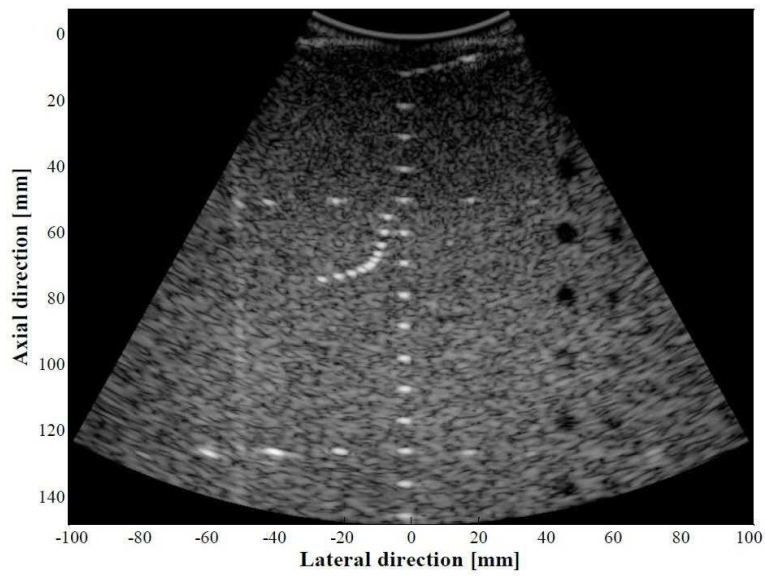
도면6



도면7

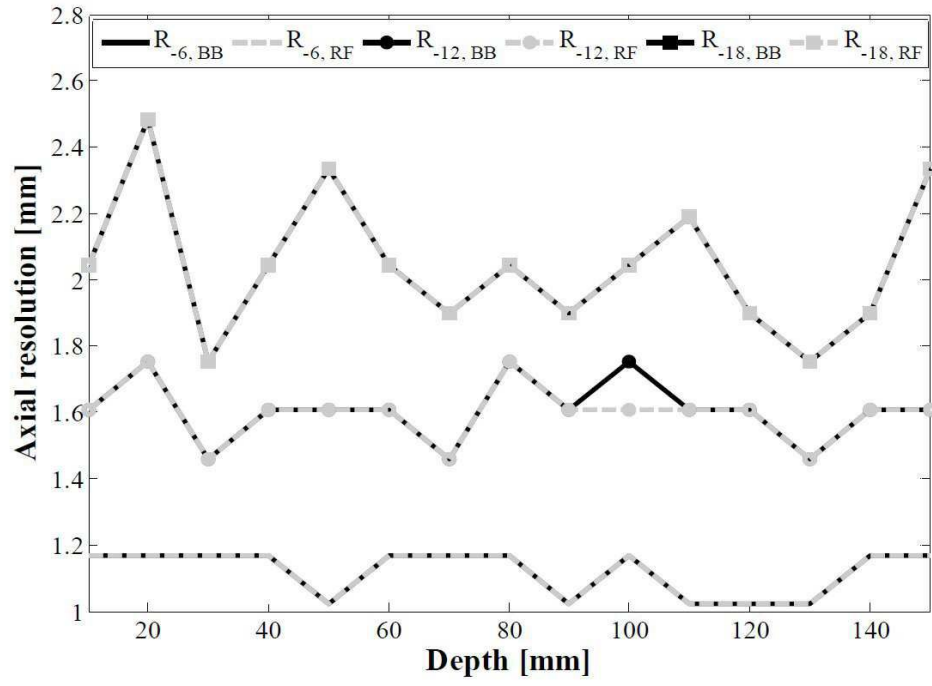


(a)



(b)

도면8



专利名称(译)	标题：用于医学超声成像中的编码激发的脉冲压缩设备和方法		
公开(公告)号	KR1020150009851A	公开(公告)日	2015-01-27
申请号	KR1020130084302	申请日	2013-07-17
[标]申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
当前申请(专利权)人(译)	서강대학교산학협력단		
[标]发明人	YOO YANG MO 유양모 LEE WOO YOUL 이우열 YOON CHANG HAN 윤창한 CHANG JIN HO 장진호 SONG TAI KYONG 송태경		
发明人	유양모 이우열 윤창한 장진호 송태경		
IPC分类号	A61B8/00 G06F19/00		
CPC分类号	A61B8/00 G06F19/00 H04B17/00		
其他公开文献	KR101550671B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

表1 除了场II仿真之外，还通过幻像实验评估了所提出的脉冲压缩方法。模拟组织模型（模型539，ATS Laboratories公司，Bridgeport的，CT，USA）已经被扫描，利用可透过的（任意波形）定制的研究超声系统在任何RF波形数据形成的波束的凸阵列换能器。获得。在实验中，相干信号的脉冲持续时间和6-dB带宽分别为8 μ s和80%，并且使用Hanning窗口。中心频率和采样频率分别为2和40 MHz。在该实验中，应用8倍抽取以降低数据速率，并且每条扫描线的最终样本为1024。现在，应该提供一个从这个实验环境中得出结果的评估指标。为了定量比较，从A线测量轴向分辨率。此外，通过以下等式（3）测量信噪比（SER）。公式3 其中N是样本数，和是否分别从无抽选RF压缩方法和复基带压缩方法测量包络数据。根据等式（4），可以使用杂波 - 能量 - 总能量比（CTR）来量化消声囊肿中的对比度分辨率。公式4 在这里，

