

## 가중 처프 신호를 사용한 초음파 고조파 영상 기법

김동열 · 이종철 · 권성재\* · 송태경

서강대학교 전자공학과, \*대전대학교 통신공학과

(2001년 9월 5일 접수, 2002년 1월 29일 채택)

### Ultrasound Second Harmonic Imaging with a Weighted Chirp Signal

Dong-Yeul Kim, Jong-Chul Lee, Sung-Jae Kwon\*, Tai-Kyong Song

Department of Electronics, Sogang University, \*Department of Communication Engineering, Daejin University

(Received September 5, 2001. Accepted January 29, 2002)

**요약**: 본 논문에서는 펄스 압축 방식을 사용하여 기본주파수 성분을 효과적으로 제거하는 새로운 고조파 영상 기법을 제안한다. 제안된 기법에 의한 시스템은 가중 처프 신호를 송신하고 각 어레이 소자에 수신된 RF 샘플은 송신신호의 고조파 성분에 정합된 상관기를 통과함으로써 고조파 성분만을 선택적으로 펄스 압축한다. 이 때, 기본주파수 성분과 고조파 성분의 상호상관 값은  $-50\text{dB}$  이하로 억제하였다. 제안된 기법은 한번의 송수신 과정으로 기본주파수 성분을 효과적으로 제거하여 프레임 율이 기존의 펄스 반전 방식보다 우수한 방식과 우수한 해상도와 신호 대 잡음비(SNR: Signal to Noise Ratio)를 갖는 고조파 영상을 구현하기 위해 펄스 반전을 적용한 후 펄스 압축을 수행하는 방식으로 구성된다. 일반적인 펄스 송신 방식에서는 고조파 성분은 송신음압의 크기가 어느 임계값 이상이 되면 더 이상 증가하지 않고 포화되기 때문에 SNR이 제한되는 단점이 있다. 그러나 제안된 기법은 송신 가중 처프 신호의 길이를 늘림으로써 고조파 영상의 SNR을 임의로 증가시킬 수 있다. 새로운 시스템의 성능을 컴퓨터를 이용한 모의실험과 실제실험을 통하여 검증하였다.

**Abstract**: In this paper, a new harmonic imaging technique is proposed and evaluated experimentally. In the proposed method, a weighted chirp signal with a hanning window is transmitted. The RF samples obtained on each array element are individually compressed by correlating with the reference signal defined as the 2nd harmonic component( $2f_0$ ) of a transmitted chirp signal generated in a square-law system. The correlator output will then consist of the compressed version of the  $2f_0$  component generated in tissue and the crosscorrelation sequence of the fundamental( $f_0$ ) and  $2f_0$  components. The proposed method uses the compressed  $2f_0$  component to form an image, for which the crosscorrelation term should be suppressed below at least  $-50\text{dB}$ . The proposed method has two process,  $2f_0$ -correlation and  $2f_0$ -correlation(PI).  $2f_0$ -correlation can successfully eliminate the  $f_0$  component with a single transmit-receive event and therefore is more efficient than the conventional pulse inversion method in terms of the frame rate.  $2f_0$ -correlation(PI) performs pulse compression after applying pulse inversion method for the 2nd harmonic image with high resolution and SNR. Another advantage of the proposed method is that the SNR of 2nd harmonic imaging can be improved without limitation by increasing the duration of the chirp signal. The proposed method was verified through both the computer simulations and actual experiments.

**Key words**: Medical ultrasound imaging, Harmonic imaging, Weighted chirp signal, Pulse compression, Pulse inversion, Frame rate.

## 서 론

매질 내에서 전파되는 초음파는 실제로 회절, 감쇠 등의 여

러 비선형적인 특성으로 인하여 왜곡된다[1-3]. 이러한 매질의 비선형 특성은 송신된 초음파의 기본주파수 성분 외에 고조파의 생성을 야기시킨다. 일반적으로 고조파 성분은 기본주파수 성분의 정수배의 주파수로 생성되며 이러한 초음파의 비선형적인 전파는 유한차분법(finite difference algorithm)에 의한 Khokhlov-Zabolotskaya-Kuznetsov(KZK) 방정식의 근사해를 이용하여 해석할 수 있다[1-3].

초음파 고조파 영상은 짧은 펄스를 송신한 후 매질의 비선

통신저자: 김동열, (121-741) 서울시 마포구 신수동 1

서강대학교 전자공학과

Tel.(02)707-3007, Fax. (02)707-3008

E-mail. dancom1@netsgo.com

형 특성 때문에 발생하는 고조파 성분을 이용하여 영상을 구성하는 기술이다[4-5]. 따라서 수신된 신호로부터 효율적으로 기본주파수 성분을 제거하고 고조파 성분을 선택하는 것이 매우 중요하다. 이를 위해서 일반적으로 사용하고 있는 방법은 대역필터나 고역필터를 사용하는 것이다[4]. 그러나 이러한 방법에서는 고조파 성분이 기본주파수 대역에 중첩되어 나타날 경우 그 중첩 정도에 비례하여 고조파 성분이 함께 제거되는 단점이 있다. 이러한 문제를 극복하기 위한 가장 효율적인 기술로 알려져 있는 펄스 반전(pulse inversion) 기법에서는 모든 주사선마다 180도 위상이 반전된 두 신호를 각각 송신한 후 수신된 두 신호들을 더함으로써 기본주파수 성분을 제거한다. 이때 고조파 성분은 매질의 비선형성 때문에 발생하므로 서로 상쇄되지 않고 남게 된다. 하지만 이 방법은 모든 주사선마다 두 번의 송수신 과정이 필요하므로 프레임 율(frame rate)이 떨어지는 단점이 있다[4-5].

본 논문에서는 펄스 압축 기법을 적용한 새로운 고조파 영상 기법을 제안한다. 이 기법에서는 송신신호로써 가중 처프(weighted chirp) 신호를 사용한다[6]. 수신단에서는 수신된 가중 처프 신호를 기본주파수 성분, 또는 고조파 성분에 정합된 상관기에 전달하여 각각의 성분을 분리함과 동시에 펄스 압축을 수행한다. 이 때 기본주파수 성분과 고조파 성분의 상호상관(crosscorrelation) 함수의 최대 크기와 각 성분의 압축된 펄스 파형, 즉 각 성분의 자기상관(autocorrelation) 함수의 측엽의 크기를 각각 -50dB 이하로 억제되도록 하였다.

제안된 기법에서는 두가지 방법으로 고조파 성분에 대한 펄스 압축을 수행한다. 첫째 방법은 수신신호를 바로 고조파 성분의 압축을 위한 상관기에 입력함으로써 앞서 언급한 필터링이나 펄스 반전을 하지 않고 한번의 송수신 과정으로 고조파 성분을 분리하는 것이다. 하지만 송신신호의 주파수 대역폭이 넓어 기본주파수와 고조파 성분들 사이에 공통 주파수 대역이 있을 경우에는 기본주파수 성분을 완전히 제거하기 어렵다. 따라서 이 방법은 송신신호의 대역폭에 제한이 있게 되지만 높은 프레임 율이 필요할 때 매우 효율적인 방법이다. 둘째는 위상이 180도 반전된 두 처프 신호를 이용하여 펄스 반전을 수행한 후 그 결과를 고조파 성분에 정합하여 펄스 압축을 수행하는 방법이다. 이 방법은 프레임 율보다 해상도가 중요한 응용에 있어서 압축된 펄스의 폭을 가능한 작게 하기 위하여 넓은 대역의 처프 신호를 송신할 경우에 사용한다.

물이나 인체 조직과 같은 매질 내에서 전파되는 초음파 신호는 그 음압이 어느 임계값보다 커지면 2차 고조파 성분의 에너지가 더 이상 증가하지 않는 포화현상이 발생한다[7-8]. 즉 기존의 짧은 펄스를 이용하는 방법에서는 송신음압을 증가하여 2차 고조파 영상의 SNR을 어느 이상 개선할 수 없다. 한편 제안된 방법에서 제 2고조파 성분은 송신파형의 길이에 비례하여 계속 증가한다. 결과적으로 제안된 시스템은 송신 전압을 증가시키지 않고 가중 처프 신호의 길이를 조절함으로써 2차 고조파 영상의 SNR을 임의로 개선시킬 수 있다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 매질의 비선형

특성을 소개하고 이를 KZK 방정식을 이용하여 해석하였다. 또한 고조파 영상에 대한 소개와 기존의 고조파 영상기법의 한계에 대하여 살펴보았다. 3장에서는 새로운 고조파 영상 기법을 제안하고 제안된 기법을 위한 시스템의 구조와 수식적인 모델을 제시하였다. 4장에서는 모의실험 및 실제실험결과를 제시하고 이를 바탕으로 제안된 기법을 위한 시스템의 성능을 검증하였다. 5장에서는 매질 내에서의 2차 고조파 성분의 생성 정도를 조사하고 SNR 측면에서 제안된 시스템의 장점을 확인하였으며 6장에 최종 결론을 요약하였다.

## 매질 내의 초음파의 비선형 전파특성과 초음파 고조파 영상 기법

실제로 초음파는 매질 내를 진행하면서 매질의 비선형적인 특성 때문에 왜곡된다. 본 논문에서는 매질 내에서의 초음파의 왜곡 현상을 해석하기 위하여 KZK 방정식을 사용할 것이다. 즉 원형 디스크 변환자를 사용하고 초음파가 변환자 중심에서 대칭으로 송신된다고 가정할 경우 회절, 감쇠, 비선형 특성들을 포함한 매질 내에서 전달되는 초음파 음압은 KZK 방정식에 의하여 다음과 같이 표현된다[1-3].

$$-\frac{\partial^2 p}{\partial z \partial t} = \frac{c_0}{2} \left( \frac{\partial^2 p}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial r} \right) + \frac{\delta}{2c_0^3} \frac{\partial^3 p}{\partial t^3} + \frac{\beta}{2\rho_0 c_0^3} \frac{\partial^2 p^2}{\partial t^2} \quad (1)$$

여기서  $p$ 는 음압,  $z$ 는 초음파 진행 방향을 나타내고,  $r$ 은  $z$ 축과 직교하는 반지름 축, 즉 초음파 진행 축으로부터의 거리를 나타낸다.  $t (= t - z/c_0)$ 는 지연시간을 나타내고  $c_0$ 은 매질에서의 초음파 속도를,  $\delta$ ,  $\beta$ ,  $\rho_0$ 는 각각 확산도, 비선형 상수, 매질의 밀도를 나타낸다.

식 (1)의 첫 번째 항은 음파의 회절을, 두 번째 항은 감쇠를, 세 번째 항은 고조파 성분을 발생시키는 비선형 특성을 나타낸다. 제 2고조파 성분의 발생만을 고려할 때 이 세 번째 항은 다음과 같은 2차 다항식으로 근사화 할 수 있다[9].

$$r(t) \approx a_1 s(t) + a_2 s(t)^2 \quad (2)$$

여기서  $r(t)$ 는 수신된 초음파 신호를,  $s(t)$ 는 송신 초음파 신호를 나타내며  $a_1$ 과  $a_2$ 는 임의의 상수이다.

그림 1은 KZK 방정식을 이용하여 계산된 축방향 파형의 모의실험 결과로서 여러 깊이에서 측정된 신호의 파형을 왼쪽 그림에 그 주파수 스펙트럼을 오른쪽 그림에 표시하였다. 이 모의실험에서는 중심주파수 3.5MHz, 지름 25.4mm, 63.5mm의 고정된 초점거리를 갖는 원형 디스크 변환자를 사용하여 중심주파수  $f_0$ 가 3.5MHz인 버스트 사인함수를  $5/f_0$ 의 시간동안 175kPa의 음압으로 송신하였다. 그림 1에서  $\sigma$ 는 초점거리  $d$ 에 대한 진행거리  $z$ 의 비로서( $\sigma = z/d$ ),  $\sigma=0$ 은 음원을  $\sigma=1$ 은 초점거리를 나타낸다. 그림 1(a)와 그림 1(b)는 각각 송신

신호의 파형과 그 스펙트럼을 나타내고 있다. 그림 1(c)와 1(d)에서 보듯이 비선형 특성에 의하여 초점거리에서 7MHz, 10.5MHz 등의 고조파 성분들이 발생하였고 그 결과 파형이 왜곡되었다. 그림 1(e)에서  $\sigma=10$ 일때는 거리에 따른 감쇠현상으로 인해 음압이 많이 감소하였음을 볼 수 있다. 이러한 감쇠현상은 고조파 성분일수록 크고 또 고조파 성분은 음압이 낮을수록 적게 발생하기 때문에 그림 1(f)에서는 고조파 성분들이 거의 관찰되지 않는다.

초음파 고조파 영상 기법은 이러한 매질의 비선형 특성으로 인해 발생하는 2차 고조파 성분을 이용하여 영상을 구성하는 방식이다[5]. 그런데 매질 내에서 발생하는 2차 고조파 성분은 그림 1에서와 같이 음압의 세기에 비례하여 발생하고 일반적으로 기본주파수 성분보다 매우 작기 때문에 충분한 음압의 송신신호를 사용하여야 한다. 또한 수신신호로부터 효과적으로 기본주파수 성분을 제거하고 고조파 성분을 추출하는 기술이 매우 중요하다. 일반적인 고조파 영상 기법에서는 짧은 펄스 신호를 사용하기 때문에 사용할 수 있는 송신음압의 한계가

있으며 이로 인하여 SNR이 제한된다. 또 기본주파수 성분을 제거하기 위해서는 필터(대역 또는 고역 필터)를 사용하거나 펄스 반전 방법을 사용하고 있다[4]. 필터 방식에서는 기본주파수 성분과 고조파 성분이 주파수 영역에서 중첩되어 나타날 경우에는 고조파 성분이 함께 제거되므로 SNR과 해상도가 저하될 수 있다. 펄스 반전 방법에서는 위상이 서로 반대되는 신호를 연속하여 송신하고 그 결과 수신된 두 신호를 수신단에서 더함으로써 기본주파수를 효과적으로 제거할 수 있다. 하지만 이 방법은 두 번의 송수신 과정을 거쳐 하나의 주사선을 구성하기 때문에 프레임율이 떨어지는 단점이 있다.

### 가중 처프 신호를 사용한 초음파 고조파 영상 기법

이 장에서는 펄스 압축 방식을 이용하여 효율적으로 기본주파수 성분을 제거하고 높은 SNR을 얻기 위하여 본 논문에서 제안한 새로운 고조파 영상 기법을 소개한다. 일반적인 선형 처프 신호는 펄스 압축 후에 최대 축압값이 -13dB이다. 본 논

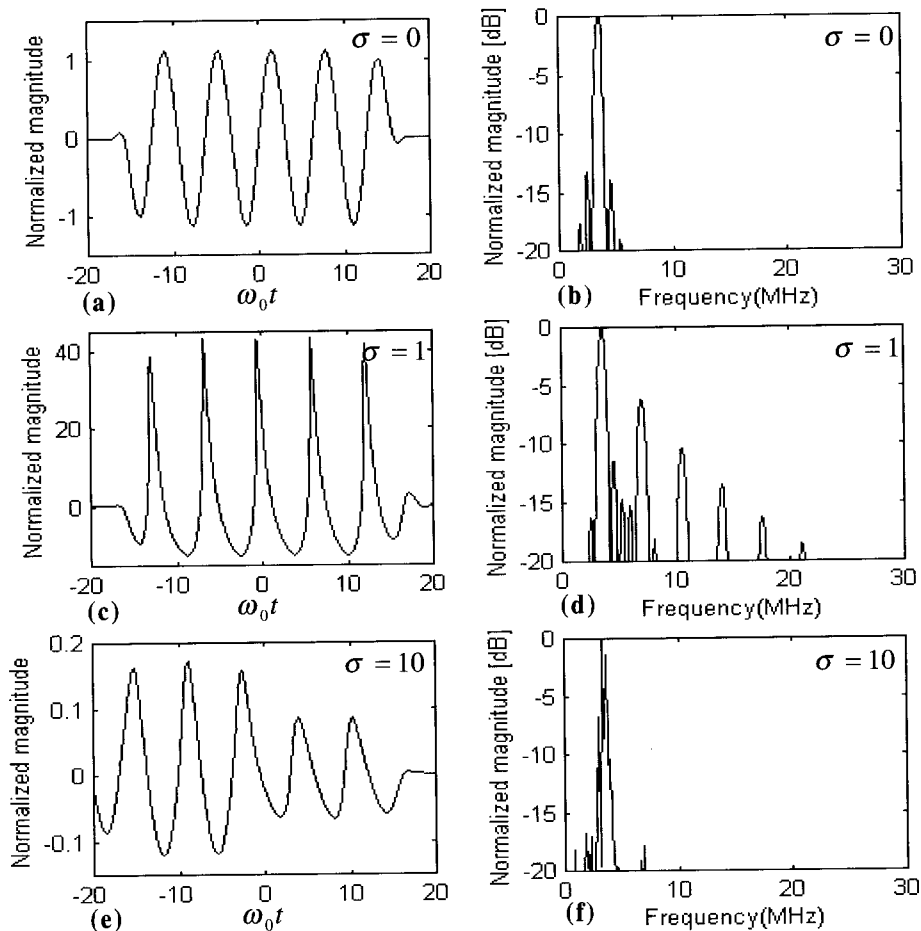


그림 1. KZK 방정식을 이용하여 계산된 버스트 사인파의 축방향 파형( $p$ )과 스펙트럼. (a), (c), (e): 축방향 파형(초기 송신음압  $p_0=175\text{kPa}$ 로 표준화:  $p/p_0$ ). (b), (d), (f): 스펙트럼(최대 스펙트럼 크기로 표준화)

Fig. 1. (a), (c), and (e) are normalized waveforms( $p/p_0$ ;  $p_0=175\text{kPa}$ ) at various depths where  $p_0$  represents the source pressure and their spectra plotted in (b), (d), and (f), respectively

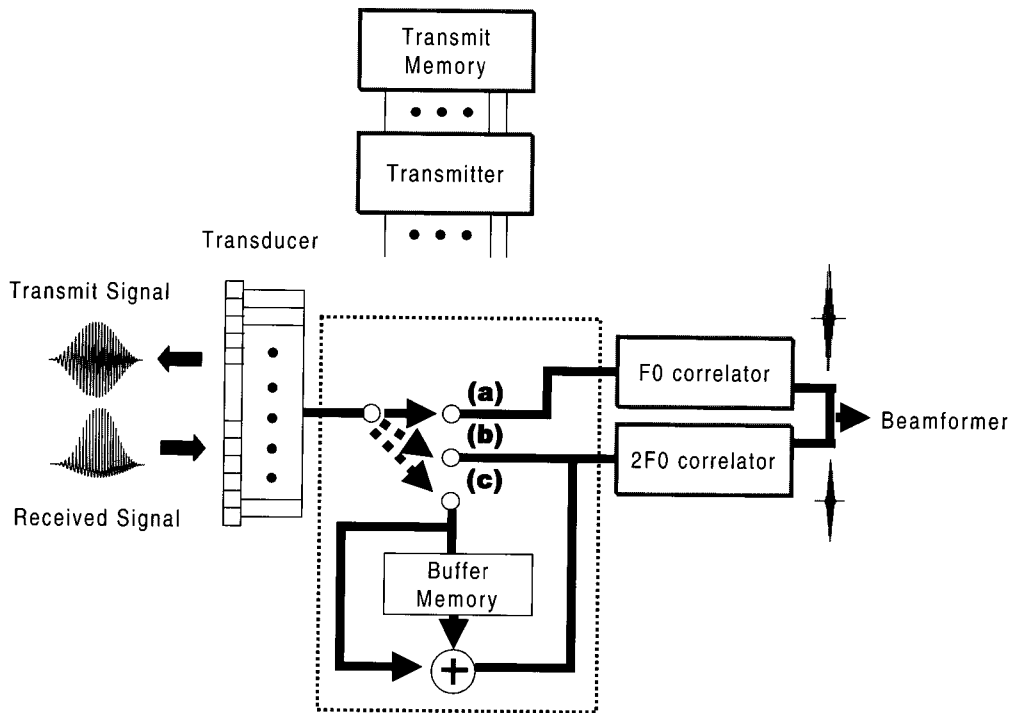


그림 2. 제안된 고조파 영상 시스템의 구조

Fig. 2. Block diagram of the proposed harmonic ultrasound imaging system. Paths labeled (a), (b), and (c) represent  $f_0$ -correlation,  $2f_0$ -correlation, and  $2f_0$ -correlation(PI) process, respectively

문에서는 축방향 빔 패턴의 측업을 의료 영상에서 요구되는 -50dB로 제한하기 위하여 해닝 창 함수를 이용한 가중 처프 신호를 펄스 압축 신호로 사용하였다[6]. 이와 같은 가중 처프 신호는 다음과 같이 창 함수와 선형 처프 신호의 곱으로 표현된다.

$$s(t) = w_1(t) e^{j(\omega_0 t + \frac{\mu}{2} t^2)} \quad (3)$$

여기서  $w_1(t)$ 는 창 함수를,  $\omega_0$ 는 처프 신호의 중심주파수를,  $\mu(= \Delta\omega / \Delta T)$ 는 시간에 따른 주파수의 변화율을 나타낸다.

그림 2는 제안된 고조파 영상 기법을 구현하기 위한 시스템 블록도이다. 송신단의 메모리는 식 (3)의 가중 처프 신호를 저

장하고 있다. 변환자에 의하여 송신된 가중 처프 신호는 매질 내를 통과하면서 왜곡되고 이는 다시 변환자를 통해 수신되어 수신단에 전달된다. 송신 가중 처프 신호를 식 (2)의 비선형 시스템에 통과시켜 얻은 수신 신호는 아래와 같다.

$$r(t) = a_1 w_1(t) e^{j(\omega_0 t + \frac{\mu}{2} t^2)} + a_2 w_1^2(t) e^{j(2\omega_0 t + \mu t^2)} \quad (4)$$

이 신호는 기본주파수 성분뿐만 아니라 2차 고조파 성분을 포함하고 있다. 변환자의 각 배열 소자에 의해 수신된 가중 처프 신호들은 각 채널별로 송신 가중 처프 신호의 기본주파수 성분( $f_0$ ) 또는 2차 고조파 성분( $2f_0$ )에 정합된 상관기에 선택적으로 전달되어 각각의 성분에 대한 펄스 압축이 개별적으로

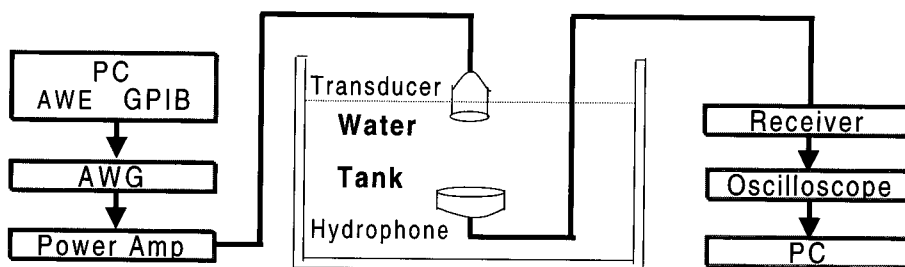


그림 3. 실험 장치 구성도.

Fig. 3. Block diagram of the experimental setup.

수행되도록 한다. 이때 고조파 영상 구현을 위한  $2f_0$  상관기의 임펄스 응답 함수  $h(t)$ 는 다음과 같다.

$$h(t) = w_1^2(t)e^{j(2\omega_0 t + \mu t^2)} \quad (5)$$

이 함수는 송신 가중 처프 신호를 제공한 형태로서 수신된 신호를  $2f_0$  성분에 정합하여 펄스 압축을 수행할 때 기준 신호로 사용된다.

그림 2에서 수신된 가중 처프 신호는 선택적으로 3가지 경로로 전달된다. 3가지 경로를 차례대로  $f_0$ -correlation,  $2f_0$ -correlation,  $2f_0$ -correlation(PI)로 표시하였다.  $f_0$ -correlation 과정에서는 수신된 신호를 송신 가중 처프 신호의 기본주파수 성분에 정합된 상관기( $f_0$  correlator)에 전달하여 고조파 성분을 제거함과 동시에 기본주파수 성분에 대하여 펄스 압축을 수행한다.  $2f_0$ -correlation 과정에서는 수신된 신호를 송신 가중 처프 신호의 고조파 성분에 정합된 상관기( $2f_0$  correlator)에 전달하여 펄스 압축을 수행함으로써 기본주파수 성분을 제거하고 고조파 영상을 구현한다.  $2f_0$ -correlation(PI) 과정에서는 먼저 식 (3)의  $s(t)$ 를 송신한 후 수신된 신호를 버퍼 메모리에 저장한다. 다음에 위상이 반전된  $-s(t)$ 를 송신하고, 이

때 수신된 신호와 이전 송수신 과정에서 버퍼 메모리에 저장되어 있는 신호와 합하여 기본주파수 성분을 제거한다. 이와 같이 펄스 반전 방식을 적용하여 얻은 신호를  $2f_0$  correlator에 전달하여 펄스 압축을 수행한다.

제안된 시스템에서  $2f_0$  correlator를 통과하여 압축된 펄스는 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$y(t) = a_2 e^{j(2\omega_0 t + \mu t^2)} \int_{-\infty}^{\infty} w_1^2(t+\tau)w_1^{*2}(\tau)e^{j2\mu\tau}d\tau + c_{02}(t) \quad (6)$$

여기서

$$c_{02}(t) = a_1 e^{j(\omega_0 t + \frac{\mu}{2} t^2)} \int_{-\infty}^{\infty} w_1(t+\tau)w_1^{*2}(\tau)e^{-j(\omega_0 - \mu t + \frac{\mu}{2} \tau)}d\tau \quad (7)$$

식 (7)의  $c_{02}(t)$ 는 수신신호의 기본주파수 성분과  $h(t)$ 와의 상호상관 함수로서 송신신호의 기본주파수 성분과 2차 고조파 성분의 주파수 대역이 겹치지 않을 때는 무시할 만큼 작은 값을 갖는다. 하지만 이 두 성분의 주파수 대역이 겹칠 경우에는 중첩되는 주파수 대역폭에 비례하여 상호상관 값이 증가하게 된다.

처프 신호를 압축한 신호의 주엽폭은 처프 신호의 대역폭

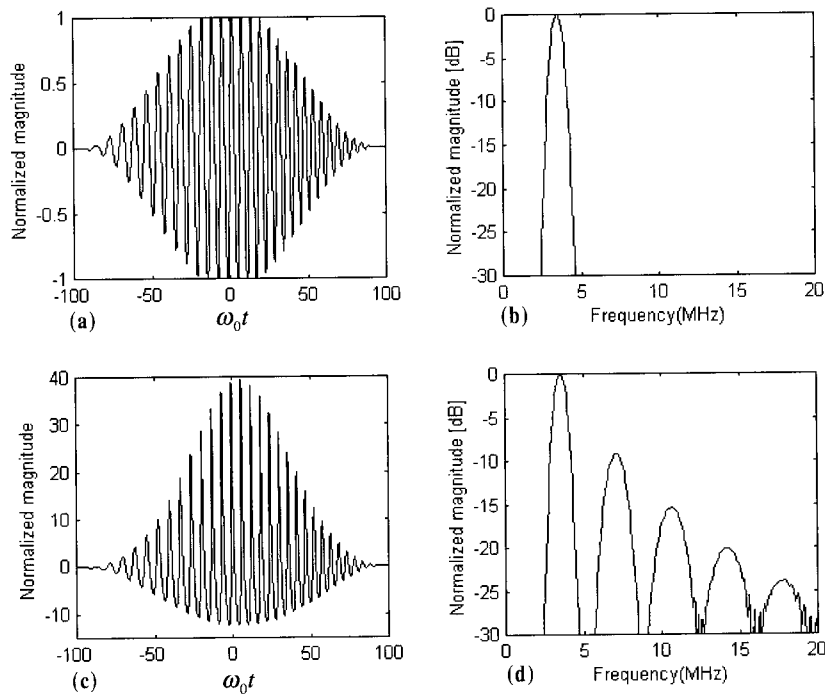


그림 4. KZK 방정식을 이용하여 계산된 초음파 신호의 축방향 파형( $p$ )과 스펙트럼. (a) 송신 가중 처프 신호( $p/p_0$ : 초기 송신음압  $p_0 = 175\text{kPa}$ ). (b) 송신신호의 스펙트럼(최대 스펙트럼 크기로 표준화). (c) 초점거리에서의 수신신호( $p/p_0$ :  $p_0 = 175\text{kPa}$ ). (d) 수신신호의 스펙트럼(최대 스펙트럼 크기로 표준화)

Fig. 4. Ultrasound waveforms( $p$ ) computed using KZK equation and their spectra. (a) Transmitted weighted chirp signal ( $p/p_0$ :  $p_0 = 175\text{kPa}$ ). (b) Normalized spectrum of the transmitted signal. (c) Received signal( $p/p_0$ :  $p_0 = 175\text{kPa}$ ) at focal point. (d) Normalized spectrum of the received signal in (c)

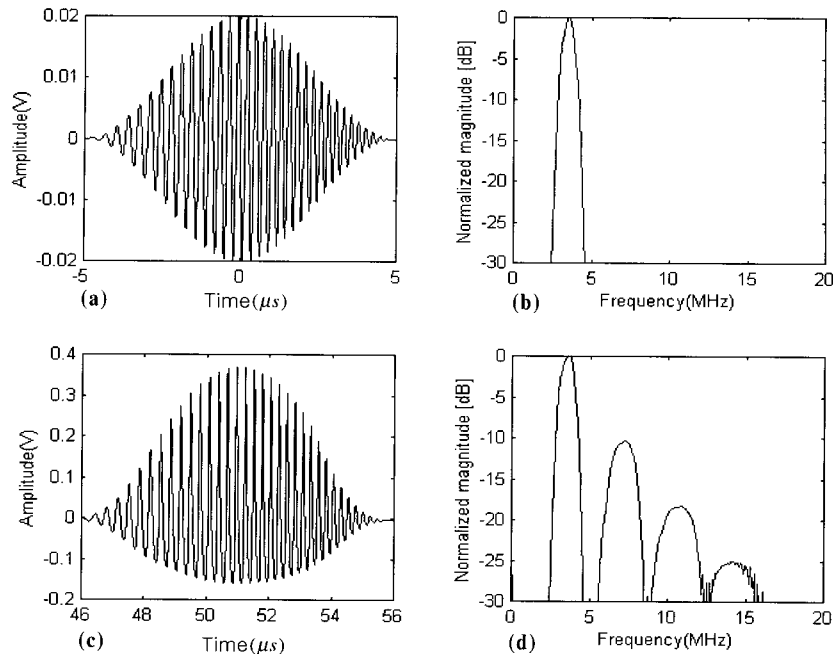


그림 5. 실험적으로 측정된 초음파 신호와 그 스펙트럼

(a) 송신 가중 처프 신호. (b) 송신신호의 스펙트럼(최대 스펙트럼 크기로 표준화)

(c) 초점거리에서의 수신신호. (d) 수신신호의 스펙트럼(최대 스펙트럼 크기로 표준화)

Fig. 5. Ultrasound waveforms measured experimentally and their spectra: (a) transmitted weighted chirp signal, (b) normalized spectrum of the transmitted signal, (c) received signal at focal point, and (d) normalized spectrum of the received signal

( $\Delta f$ )에 반비례한다. 따라서 높은 해상도를 얻기 위해서는 처프 신호의 대역폭을 최대한 증가시켜야 한다. 하지만 송신신호의 대역폭이 사용하는 변환자의 대역폭의 반보다 커지게 되면 기본주파수 대역과 2차 고조파 대역이 겹치게 된다. 이때  $2f_0$ -correlation에 의하여 압축된 펄스는 기본주파수 성분과  $h(t)$ 와의 상호상관 값으로 인하여 축약값이 증가하게 된다. 이러한 경우에는  $2f_0$ -correlation(PI) 과정을 이용하여  $f_0$  성분을 효과적으로 제거함과 동시에  $2f_0$  성분을 압축함으로써 최대의 SNR과 해상도를 가지는 고조파 영상을 구성할 수 있다. 반면에 프레임 율이 더 중요한 경우에는  $c_{02}(t)$ 의 크기를 -50dB 이하로 유지할 수 있는 한도 내에서 송신신호의 대역폭을 적당히 조절하고  $2f_0$ -correlation을 수행함으로써 필터나 펄스 반전을 사용하지 않으면서 프레임 율의 저하 없이 기본주파수 성분을 제거할 수 있다. 즉 응용에 따라  $2f_0$ -correlation과  $2f_0$ -correlation(PI)를 적절히 선택하여 사용할 수 있다.

### 실험 및 고찰

KZK 방정식을 사용한 모의실험과 실제실험을 통하여 매질 내에서의 초음파의 전파특성과 제안된 시스템의 성능을 확인하였다. 그림 3은 실제 실험을 위하여 사용된 실험 장치의 구성도이다.

PC에서 임의의 파형 편집기(AWE: Arbitrary Waveform Editor)에 의해 만들어진 가중 처프 신호는 GPIB보드(National Instruments PCI-GPIB)를 통해 임의의 파형 발생기(AWG: Arbitrary Waveform Generator, Tabor 100MHz model 8024)로 전달되어 전기적인 신호로 변환된다. 이 신호는 선형 파워 증폭기(ENI A150-1210 average gain: 50dB)를 사용하여 증폭된 후 주문 제작한 원형 디스크 변환자(Parametrics part no. V380, center frequency  $f_0$ : 3.5MHz 지름: 25.4mm)에 인가되어 매질 내로 전파된다. 변환자로부터 송신된 초음파는 물 속을 통과한 후 28MHz에서 -6dB의 상대 민감도를 가지는 하이드로폰(Marconi caswell tech. PVDF membrane hydrophone 699/1/00001/100)을 이용하여 수신된다. 수신된 초음파는 하이드로폰에서 전기적 신호로 변환되어 수신기(Ritec, INC. BR-640)를 통하여 오실로스코프(Tektronix, TDS 520D)에 전달된다. 오실로스코프에 전달된 초음파 수신신호는 다시 PC에 전달되어 저장되고 처리된다. 모든 모의실험과 실제실험에서 사용한 송신신호의 중심 주파수( $f_0$ )는 3.5MHz이고 변환자 표면에서의 송신음압은 175kPa 또 초점거리는 63.5mm로 고정하였다.

그림 4는 KZK 방정식에 의한 모의실험 결과이고 그림 5는 실제로 물 속에서 초음파 신호를 송신하고 수신한 실제실험 결과이다. 이 두 실험에서 사용한 송신신호는 63%의 30dB 상대 대역폭(relative bandwidth)을 갖는 가중 처프 신호

( $\Delta\omega/\omega_0=0.63, 2.39\text{MHz} \leq \omega \leq 4.61\text{MHz}$ )이다. 그리고 실제실험에서 송신 가중 처프 신호의 길이는  $10 \mu\text{s}$ 이다. 그림 4와 5에서 (a)와 (c)는 각각 음원과 송신집속점에서의 송신파형을 나타내고 (b)와 (d)는 각각의 스펙트럼을 나타내고 있다. 모의실험과 실제실험 결과 모두 초점거리에서 가중 처프 신호가 왜곡되는 것을 볼 수 있다. 이는 매질의 비선형 특성으로 고조파 성분이 발생하였기 때문이다.  $f_0$  성분(중심주파수=3.5MHz)에 대한  $2f_0$  성분(중심주파수=7MHz)의 크기는 모의실험(그림 4)에서는  $-10\text{dB}$ 이고 실제실험(그림 5)에서는  $-11\text{dB}$ 이었다. 3차 이상의 고조파 성분들에 대해서는 실제실험과 모의실험 결과의 차이가 주파수가 높을수록 증가하였으며, 실제실험에서 더 작은 값이 측정되었다. 특히 5차 고조파 성분의 경우 모의 실험에서는  $-25\text{dB}$ 였지만 실제실험에서는  $-30\text{dB}$ 이하로 발생하였기 때문에 그림 5에서는 표시되지 않았다. 하지만 고조파 영상의 경우에 3차 이상의 고조파 성분들의 절대값은 중요하지 않기 때문에 KZK 방정식을 이용한 초음파 전파 특성의 해석은 매우 유효하다고 말할 수 있다.

그림 6(a)와 6(c)는 각각 그림 5(c)에 표시된 신호를 각각  $f_0$  correlator와  $2f_0$  correlator를 통하여 펄스 압축한 결과이다. 그리고 그림 6(b)와 그림 6(d)는 각각 그림 6(a)와 그림 6(c)의 스펙트럼을 보여주고 있다. 그림 6은  $f_0$ -correlation과  $2f_0$ -correlation을 통하여  $f_0$  성분과  $2f_0$  성분을 분리하고 독립적으로 압축할 수 있음을 보여주고 있다. 그림 6에서 송신 가중 처프 신호의 자기상관함수 즉,  $f_0$ -autocorrelation과 이

송신신호의 2차 고조파 성분의 이론적인 자기상관함수  $2f_0$ -autocorrelation 함수들의 20dB 주엽폭은 각각  $2.21 \mu\text{s}$ 와  $1.46 \mu\text{s}$ 이다. 그러나 수신된 가중 처프 신호를  $f_0$ -correlation과  $2f_0$ -correlation을 통하여 펄스 압축한 결과의 20dB 주엽폭은 각각  $1.99 \mu\text{s}$ 와  $1.28 \mu\text{s}$ 로서 이론치보다 약간 적게 나타났으며 송신 가중 처프 신호의 길이보다 약 1/5과 1/8로 압축되었다. 반면에 펄스 압축된 신호의 주파수 대역폭은 각각 송신신호와 송신신호의 고조파 대역과 동일함을 확인하였다.

그림 7은  $f_0$ -correlation,  $2f_0$ -correlation, 그리고  $2f_0$ -correlation(PI)에 대한 모의실험 결과((a)와 (c))와 실제실험 결과((b)와 (d))를 비교한 것이다. 또 비교를 위한 기준으로써  $f_0$  성분이 포함되어 있지 않은  $2f_0$  성분(식 (5))의 자기상관 결과( $2f_0$ -autocorrelation)를 함께 표시하였다. 그림 7(a)는 송신 가중 처프 신호의 30dB 대역폭이 중심주파수의 63% ( $\Delta\omega/\omega_0=0.63: 2.39\text{MHz} \leq \omega \leq 4.61\text{MHz}$ )인 경우에 모의실험에 의한 펄스 압축 결과이고 그림 7(b)는 같은 조건에서 실제실험에 의한 결과이다. 그림 7(c)는 송신 가중 처프 신호의 30dB 대역폭이 중심주파수의 89%( $\Delta\omega/\omega_0=0.89: 1.94\text{MHz} \leq \omega \leq 5.01\text{MHz}$ )일 때 모의실험에 의한 펄스 압축 결과이고 그림 7(d)는 같은 조건에서의 실제실험 결과이다.

그림 7(a)와 7(b)에서는 기본주파수 성분의 대역(2.39MHz-4.61MHz)과 2차 고조파 성분의 대역(4.78MHz-9.22MHz)이 거의 겹치지 않는다. 따라서  $c_{02}(t)$ 에 의한 영향이 적기 때문에 그림 7(a) 모의실험 결과를 살펴 보면  $f_0$ -correlation 신호

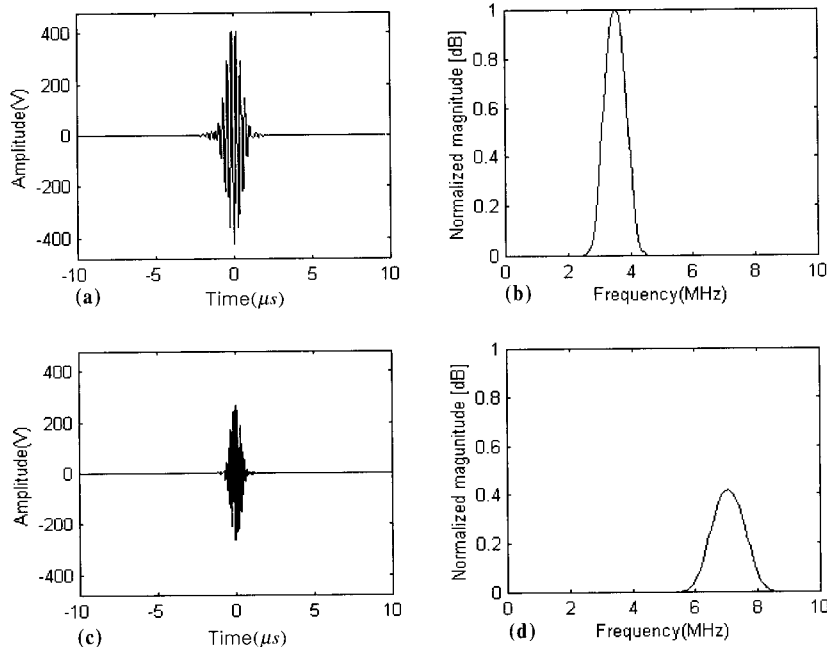


그림 6.  $f_0$ -correlation에 의한 (a) 압축 신호와 (b) 스펙트럼.  $2f_0$ -correlation에 의한 (c) 압축 신호와 (d) 스펙트럼.

Fig. 6. Compressed signals by means of (a)  $f_0$ -correlation and (c)  $2f_0$ -correlation and their spectra (b) and (d), respectively

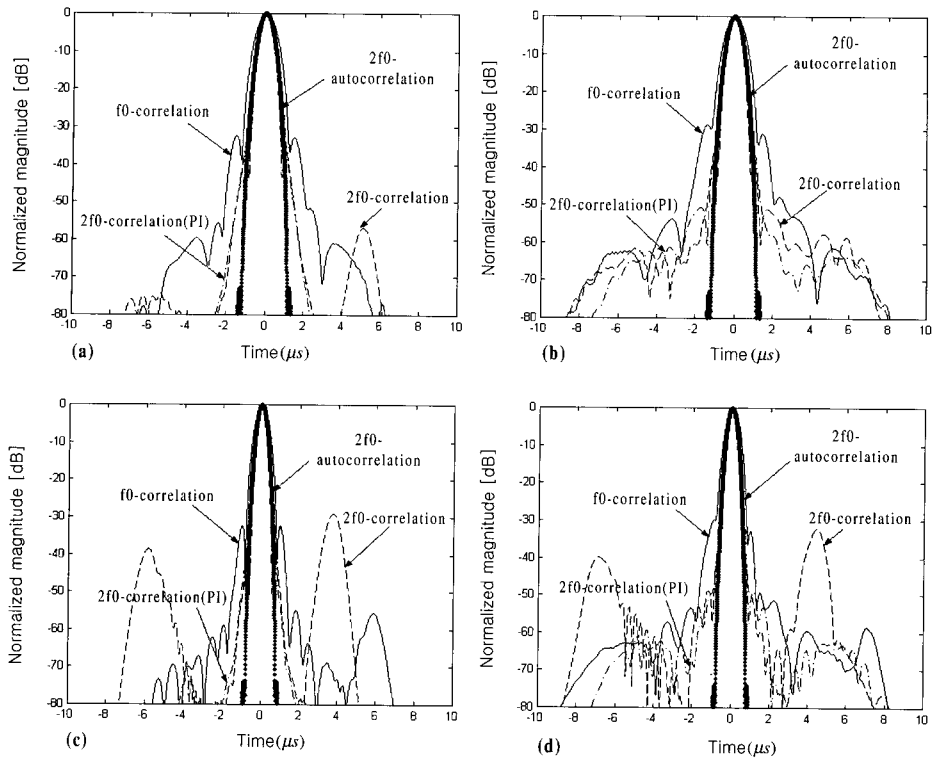


그림 7. 가중 처프 신호의 모의실험(왼쪽 그림) 및 실제실험(오른쪽 그림) 펄스 압축 결과

- (a), (b): 가중 처프 신호의 30dB 대역폭= $0.63 f_0$
- (c), (d): 가중 처프 신호의 30dB 대역폭= $0.89 f_0$

Fig. 7. Pulse compression results for the received weighted chirp signals: computer simulation (left panels) and experimental results (right panels)

- (a) and (b): Weighted chirp signal 30dB bandwidth= $0.63 f_0$
- (c) and (d): Weighted chirp signal 30dB bandwidth= $0.89 f_0$

의 축엽이 계속 감소하는 것을 알 수 있다. 마찬가지로  $2f_0$ -correlation 신호의 축엽도 주엽 부근에서  $-60\text{dB}$  이하로 계속 감소하고 있다. 하지만  $2f_0$  성분은  $f_0$  성분에 비하여 에너지가 작으므로 상대적으로  $c_{02}(t)$ 의 영향이 커 주엽의 중심에서  $5\mu\text{s}$  정도 떨어진 곳에서 축엽값이  $-57\text{dB}$ 로 상승하였다. 이에 반하여  $2f_0$ -correlation(PI) 경우에는 기본주파수 성분이 미리 제거되어  $c_{02}(t)$ 에 의한 축엽의 상승이 관찰되지 않았다.  $2f_0$  correlator와  $2f_0$  correlator(PI) 출력신호들의 20dB 주엽폭은 모두  $1.28\mu\text{s}$ 로서  $f_0$  correlator 출력신호의 20dB 주엽폭  $1.99\mu\text{s}$ 보다 적은데, 이는  $2f_0$  성분의 대역폭이  $f_0$  성분의 대역폭보다 넓고 펄스 압축된 신호의 주엽폭은 가중 처프 신호의 대역폭에 반비례하기 때문이다. 한편 기본주파수 성분이 제거되었음에도 불구하고  $2f_0$ -correlation(PI) 신호의 주엽은  $2f_0$ -autocorrelation 신호의 주엽과  $-40\text{dB}$  이하에서 차이가 나는 것을 볼 수 있다. 이것은 기본주파수 성분과는 달리 입력 신호에 포함된 3차 이상의 고조파 성분들이 펄스 반전에 의하여 제거되지 않았기 때문이다. 그러나 3차 이상의 고조파 성분

들은 기본주파수 성분에 비해 작은 값이기 때문에  $2f_0$ -correlation(PI) 신호는  $2f_0$ -correlation보다  $2f_0$ -autocorrelation 신호에 가깝다.

그림 7(c)의 모사실험( $\Delta\omega/\omega_0=0.89$ )에서도 그림 7(a)의 경우와 유사한 결과를 얻었다. 이 경우에는 기본주파수 대역과 2차 고조파 대역이 각각  $1.94\text{MHz}-5.01\text{MHz}$ ,  $3.88\text{MHz}-10.02\text{MHz}$ 로써 그림 7(a)의 경우와 비교하여 각 성분의 대역폭이 증가되었다. 그 결과  $f_0$ -correlation,  $2f_0$ -correlation,  $2f_0$ -correlation(PI) 신호들의 20dB 주엽폭은 각각  $1.32\mu\text{s}$ ,  $0.86\mu\text{s}$ ,  $0.86\mu\text{s}$ 로 줄어들었다. 하지만  $f_0$  성분과  $2f_0$  성분이 중첩되는 대역폭이 증가하여  $2f_0$ -correlation 신호의 축엽값이  $-30\text{dB}$ 까지 상승하였다. 그러나  $2f_0$ -correlation(PI) 방식의 경우에는 펄스 반전에 의하여  $f_0$  성분이 제거되었기 때문에 그림 7(a)의 경우와 같이 압축된 펄스 파형의 축엽이 빠르게 감소하며 매우 작은 값을 갖는다.

그림 7(b)와 7(d)는 그림 7(a)( $\Delta\omega/\omega_0=0.63$ )와 그림 7(c)( $\Delta\omega/\omega_0=0.89$ )에 대한 실제실험 결과로서  $f_0$ -correlation의 경



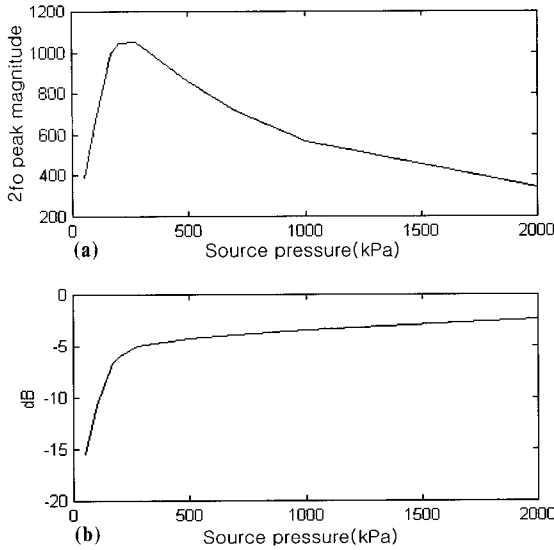


그림 8. 물 속에서 측정된 송신 초점거리에서의 짧은 펄스의 제 2고조파 성분의 크기. (a) 2차 고조파 성분의 스펙트럼 크기, (b) 기본 주파수 성분에 대한 2차 고조파 성분의 비( $2f_0/f_0$ )

Fig. 8. 2nd harmonic component of a short pulse calculated at focal point in water. (a) The magnitude of the 2nd harmonic component and (b) the ratio of the magnitude of the 2nd harmonic component to that of fundamental component

우에는 모의실험과 거의 동일한 결과를 보여주고 있다.  $2f_0$ -correlation의 경우에도 20dB 주엽폭이 그림 7(b)에서는  $1.285 \mu s$ 이고 그림 7(d)에서는  $0.89 \mu s$ 로 모의실험 결과와 거의 일치하였다. 또 최대 축엽값도 -57dB와 -30dB로 모의실험과 같은 결과를 얻었다. 하지만 모의실험과 실제실험 결과에서 주엽 부근의 축엽값은 서로 차이가 있다. 그 이유는 첫째 KZK 방정식을 이용한 해석은 실제 매질에서의 초음파 전파 현상을 근사적으로 나타내는 것이기 때문이고 둘째는 실제실험 과정에서 발생하는 약간의 오차 때문이다. 특히 펄스 반전을 위해서는 완전히 동일한 신호가 위상이 반전된 형태로 송신되어야 한다. 하지만 실제 실험장치에서 이 조건을 완전하게 만족시킬 수는 없으며, 두 수신신호 사이에 샘플링 과정이나 기타 회로의 비완전성에 기인하여 약간의 위상차가 있을 수 있다. 그 결과 그림 7(b)과 7(d)의 경우 모두  $2f_0$ -correlation(PI) 신호의 축엽이 모의실험 경우보다 증가하였다. 하지만 두 경우 모두 축엽의 최대값이 -60dB 이하로 제한되었기 때문에 실제 영상에 응용하는 데는 아무 문제가 없다.

이상의 결과로부터  $2f_0$ -correlation 방식은 송신 가중 처프 신호의 대역폭이 크지 않은 경우에 유용하며, 한번의 송수신 과정으로 압축된 고조파 펄스를 생성할 수 있으므로 프레임율에서 기존의 펄스 반전 방식보다 우수하다고 말할 수 있다. 또  $2f_0$ -correlation(PI) 방식은 펄스 압축된 2차 고조파 신호의 주엽폭을 작게 하여 해상도를 향상시키기 위하여 광대역의

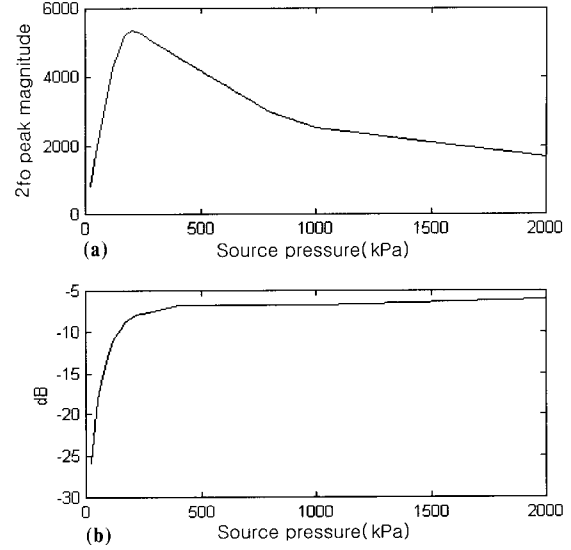


그림 9. 물 속에서 측정된 송신 초점거리에서의 가중 처프 신호의 제 2고조파 성분의 크기. (a) 2차 고조파 성분의 스펙트럼 크기, (b) 기본주파수 성분에 대한 2차 고조파 성분의 비( $2f_0/f_0$ )

Fig. 9. 2nd harmonic component of a weighted chirp signal calculated at focal point in water. (a) The magnitude of the 2nd harmonic component and (b) the ratio of the magnitude of the 2nd harmonic component to that of fundamental component

송신 가중 처프 신호를 사용할 때 적합하다. 또한 이상의 두 방식 모두 펄스 압축 방식을 적용함으로써 SNR의 개선 효과를 함께 제공한다.

### 비선형 매질 내에서의 2차 고조파 성분의 발생

매질 내에서 고조파 성분은 기본주파수 성분에 비해 일반적으로 매우 작게 발생하므로 고조파 영상은 일반 영상에 비하여 SNR 관점에서 불리하다. 짧은 펄스를 사용하는 기존의 고조파 영상 기법에서 SNR을 증가시키기 위한 유일한 방법은 송신음압을 증가시키는 것이다. 이 장에서는 일반적인 고조파 영상기법과 제안된 기법을 SNR 관점에서 비교하기 위하여 짧은 펄스와 처프 신호를 사용하였을 때 매질 내에서 발생하는 2차 고조파 성분이 발생하는 정도를 조사하였다.

먼저 물 속에서 2차 고조파 성분이 발생하는 정도를 송신음압의 함수로 조사하였다. 그림 8과 9는 그림 5와 동일한 실험 환경에서 중심주파수가 3.5MHz이고 펄스의 길이가  $1.71 \mu s$ 인 펄스와 그림 4에서 사용한 가중 처프 신호( $\Delta\omega/\omega_0=0.63$ ,  $T=51.4 \mu s$ )에 대한 모의실험 결과이다. 동일한 송신음압에 대하여 짧은 펄스를 사용할 때 보다 시간적으로 긴 가중 처프 신호를 사용할 때 초점거리에서 2차 고조파 성분이 더 크게 발생하였다. 동일한 송신음압에서 음원에서의 가중 처프 신호는 기본주파수 성분의 크기가 짧은 펄스 보다 크다. 조사 결과 170kPa

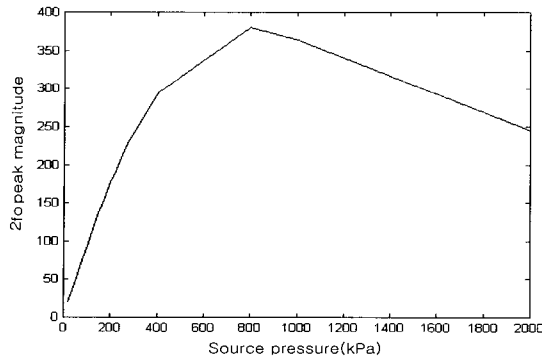


그림 10. 가중 처프 신호의 송신 초점거리에서의 제 2고조파 성분의 크기(간)

Fig. 10. 2nd harmonic component(magnitude) of a weighted chirp signal calculated at focal point in liver

의 송신음압에서 가중 처프 신호의 기본주파수 성분은 짧은 펄스 보다 약 6배 크게 나타났다. 이에 따라 가중 처프 신호의 2차 고조파 성분이 짧은 펄스보다 크게 나타난 것이다.

그림 8(a)와 9(a)의 두 경우 모두 송신음압이 170kPa 이하 일 때는 송신음압에 비례하여 2차 고조파 성분의 크기가 증가하였다. 하지만 송신음압이 210kPa보다 클 경우에는 짧은 펄스와 가중 처프 신호에 의한 2차 고조파 성분이 모두 감소하였다. 한편 각각의 경우에 대하여 기본주파수 성분에 대한 2차 고조파 성분의 비(그림 8(b)와 그림 9(b))는 송신음압이 210kPa 이상일 경우 거의 증가하지 않았다. 이러한 포화현상은 송신 에너지가 커질수록 3차 이상의 고조파 성분들이 더 많이 발생되기 때문이다[5-6].

그림 10은 동일한 실험환경에서 가중 처프 신호를 사용할 때에 인체의 간 조직에 대한 2차 고조파 성분의 포화현상을 모의실험을 통하여 조사한 결과이다. 간에서는 물보다 감쇠가 심하므로 고조파 성분의 크기가 그림 9보다 매우 작게 나타났다[10]. 그 결과 간의 경우(그림 10)에는 물의 경우(그림 9)보다 높은 송신음압인 800kPa에서 고조파 포화현상이 일어남을 확인하였다. 하지만 인체 내부에서도 앞에서 언급한 포화현상이 발생하는 것을 확인할 수 있다.

그림 11은 송신음압을 210kPa로 고정하였을 때 가중 처프 신호의 길이에 대한 2차 고조파 성분의 크기의 변화를 보여주고 있다. 이때 가중 처프 신호의 길이는 그림 8에서 사용한 짧은 펄스의 길이에 대한 상대적인 길이이다. 이 결과로부터 가중 처프 신호를 사용하는 경우에는 신호의 길이에 비례하여  $2f_0$  성분의 크기가 포화현상 없이 계속 증가하는 것을 알 수 있다.

그림 8과 11의 결과로부터 다음과 같은 사실을 알 수 있다. 첫째, 물이나 인체 조직과 같은 매질에서 송신 신호의 첨두 전압을 어느 임계치 이상 증가시키면 2차 고조파 성분이 오히려 감소한다. 따라서 짧은 펄스를 사용하는 경우 송신음압을 조절하여 2차 고조파 영상의 SNR을 증가시키는 것은 한계가 있다. 둘째로, 가중 처프 신호의 경우에는 송신 전압을 조절하는 대

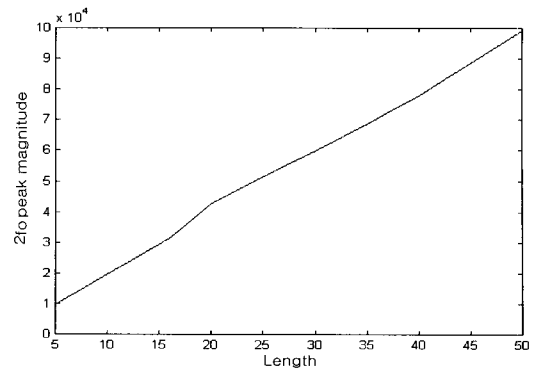


그림 11. 가중 처프 신호의 길이의 함수로서의 제 2고조파 성분의 스펙트럼크기

Fig. 11. Plot of 2nd harmonic component(magnitude) as a function of the duration of a weighted chirp signal length

신 신호의 길이를 증가시킴으로써 2차 고조파 성분의 크기를 제한 없이 증가시킬 수 있다. 그러므로 가중 처프 신호를 이용한 고조파 영상 기법은 짧은 펄스를 사용하는 기존의 방식보다 고조파 영상의 SNR을 효율적으로 향상시킬 수 있는 장점을 갖는다.

## 결론

본 논문에서는 기존의 짧은 펄스 대신 가중 처프 신호를 이용하는 고조파 영상 기법을 제안하였다. 제안된 기법은 송신신호의 대역폭을 제한하여 바로  $2f_0$ -correlation을 수행함으로써 프레임 율의 저하 없이 기본주파수 성분을 효과적으로 제거할 수 있다. 또한 높은 SNR과 해상도가 요구될 때에는 송신신호의 대역폭을 최대한 늘리고 펄스 반전 후  $2f_0$ -correlation을 수행함으로써 고조파 영상의 질을 개선할 수 있다.

가중 처프 신호를 설계하기 위하여 사용된 창 함수는 비선형 매질을 통과하면서 제곱 형태로 바뀌어 상관기에 입력된다. 제안된 기법에서 이 수신신호는 송신된 가중 처프 신호를 제공한 신호의 상호상관을 취함으로써  $2f_0$  성분을 선택적으로 압축한다. 따라서 실제로 상관기에 입력되는 두 신호는 중심주파수가  $2f_0$ 인 선형 처프 신호를 실제 사용한 창 함수를 제공한 함수로 가장한 신호이다. 본 논문에서는 해닝 창 함수를 이용하였기 때문에 모의실험에서는 기본주파수와 고조파 성분들의 상호상관이 무시될 수 있는  $2f_0$  correlator(PI)와  $2f_0$  auto-correlator 출력 신호들의 측엽값이 -80dB 이하로 계속 감소하였다. 일반적으로 두 신호의 상호상관 함수의 측엽값과 주엽폭은 서로 반비례한다. 따라서 제공된 형태가 해닝 창이 되도록 하거나 다른 방법으로 선형 처프를 가중함으로써 주엽의 폭을 논문의 결과보다 줄일 수도 있다.

KZK 방정식을 이용한 모의실험과 실제실험을 통하여 제안된 기법을 검증한 결과  $2f_0$ -correlation(PI)를 제외하고는 모

의실험과 실제실험의 결과가 잘 일치하는 것을 확인하였다. 이 실험 결과로부터 펄스 반전을 위해서는 실제로 송신되는 두 신호가 위상만이 반전된 이상적인 형태가 되도록 송신부가 설계되어야 한다는 것을 알 수 있다. 모의실험에서는 이 조건이 완전히 성립하므로  $2f_0$ -correlation(PI) 결과와  $2f_0$ -autocorrelation 결과가 매우 유사한 것을 관찰할 수 있었다. 이 결과는 짧은 펄스를 이용하는 일반적인 펄스 반전 방식의 장점을 나타내는 것이기도 하다.

마지막으로 매질 내에서 발생하는 2차 고조파 성분의 크기가 송신음압이 어느 임계점을 넘는 경우 오히려 감소하는 현상을 확인하였다. 따라서 짧은 펄스를 사용하는 기존의 고조파 영상은 매질에 따라 일정한 SNR의 한계를 극복할 수 없다. 하지만 제안된 기법은 송신신호의 길이를 조절하여 펄스 압축된 가중 처프 신호의 2차 고조파 성분의 크기를 임의로 증가시킬 수 있는 것을 확인하였다. 또 송신신호의 대역폭을 조절하여 원하는 주엽폭을 갖도록 펄스 압축을 수행할 수 있다. 따라서 제안된 기법은 2차 고조파 성분을 이용하는 여러 초음파 응용 분야에 있어서 유용하게 적용될 수 있으리라 판단된다.

### 참 고 문 헌

1. Y.S. Lee and M.F. Hamilton, "Time-domain modeling of pulsed finite-amplitude sound beams", J. Acoust. Soc. Am., Vol. 97, pp. 906-917, 1995
2. Yadong Li and James A. Zagzebski, "Computer Model for Harmonic Ultrasound Imaging", IEEE TRANSACTIONS ON UFFC, Vol. 47, NO. 4, July, 2000
3. Michalakis A. Averkiou and Mark F. Hamilton "Nonlinear distortion of short pulses radiated by plane and focused circular pistons", J. Acoust. Soc. Am., Vol 102 (5) pp. 2539-2548, 1997
4. F. Tranquart, N. Grenier, V. Eder and L. Pourcelot "Clinical use of ultrasound tissue harmonic imaging" Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 25, No. 6, pp. 889-894, 1999
5. Peter N. Burns, David Hope Simson and Michalakis A. Averkiou "Nonlinear Imaging" Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 26, Supplement 1, pp. S19-S22, 2000
6. 정영관 외, "가중 처프 신호를 이용한 펄스 압축 방식의 초음파 영상 시스템" 2000년도 대한 의용 생체 공학회 춘계 학술대회 제출
7. D.A. Webster and D.T. Blackstock, "Finite amplitude saturation of plane sound waves in air", J. Acoust. Soc. Am. Vol 62 pp. 518-523, 1977
8. J.A. Shooter, T.G. Muir, and D.T. Blackstock, "Acoustic saturation of spherical waves in water" J. Acoust. Soc. Am. Vol 55 pp. 54-62, 1974
9. T. Christopher, "Finite amplitude distortion based inhomogeneous pulse echo ultrasonic imaging", IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr., Vol. 44, no. 1, pp 125-139, pp. 125-139, 1997
10. Michalakis A. Averkiou, David N. Roundhill, and Jeffry E. Powers, "A New Imaging Technique Based on The Nonlinear Properties of Tissues", IEEE Ultrasonics symposium, 1997