

탄성 영상법 개발을 위한 유연성 높은 초음파 시스템의 구현

김동인 · 이수열 · 조민형

경희대학교 생체의공학과

Development of Flexible Ultrasound System for Elastography

D.I. Kim, S.Y. Lee and M.H. Cho

Dept. of Biomedical Engineering, Kyung Hee University, Korea

(Received December 12, 2011. Accepted February 28, 2012)

Abstract: Recently, several ultrasound imaging techniques for tissue characterization have been developed. Among them, ultrasound elastography is regarded as the most promising modality and has been rapidly developed. One of ultrasound elastography techniques is shear modulus imaging. Normal and cancerous tissues show big difference of shear moduli and they have good image contrast. However shear wave elastography requires more complicated hardware and more computations for image reconstruction algorithm. Therefore new efficient techniques are being developed. In this paper, we have developed a very flexible ultrasound system for elastography experiments. The developed system has capabilities to acquire ultrasound RF data of all channels and generate arbitrary ultrasound pulse sequences. It has a huge amount of memories for RF data acquisition and a simple and flexible pulse generator. We have verified the performance of the system showing conventional B-mode images and preliminary results of elastography. The developed system will be used to verify our own reconstruction algorithm and to develop more efficient elastography techniques.

Key words: ultrasound, elastography, shear modulus

32

I. 서 론

초음파 영상은 인체에 무해하고, 실시간 촬영이 가능할 뿐 아니라 타 영상 진단기에 비하여 가격이 저렴한 장점 때문에 다양한 병원에서 폭넓게 사용되어 왔다. 최근에는 단순히 인체 내 장기를 보여주는 것을 넘어, 조직의 성질까지 영상화(tissue characterization)하는 기능성 초음파 시스템의 개발도 진행되고 있어서 그 활용도가 더욱 확대될 것으로 전망되는데 그 노력 중 하나가 초음파 탄성 영상법의 개발이다[1-3].

초음파 탄성 영상법은 간이나 유방, 전립선 같은 치밀조직 내의 압 조직을 찾아내는 영상법으로 압 조직과 정상 조직의

단단한 정도(stiffness)의 차이를 정량화 하여 영상으로 구성한다. 일반적으로 암 조직은 정상 조직에 비해 3~10배가량 단단하다고 알려져 있어서 기존의 초음파 영상에서는 뚜렷하게 나타나지 않는 병변 조직도 탄성 영상에서는 높은 대조도로 나타나므로 진단적 가치가 크다[4-7].

초음파 탄성 영상법에는 정적 탄성법과 진동 탄성법으로 구분되는데, 그 중 정적 탄성법은 외부에서 인체 조직에 힘을 가하여 변형을 시킨 후, 조직이 변형된 정도를 측정하여 영상으로 구성하는 방법으로서 변형률(strain)을 영상화한다[1]. 이 방법은 부드러운 조직은 변형이 쉽게 일어나지만, 단단한 조직은 적게 변형되는 현상을 사용하는 것이다. 한편, 진동 탄성법은 임펄스 형태의 충격을 주거나 하모닉 진동을 인가하여 조직의 운동 특성을 관찰 하는 방법으로 주로 횡탄성을 측정하여 영상화한다. 측정된 횡탄성 계수 값은 인체 내의 조직 부위나 병변의 진행 정도에 따라 값이 크게 차이나므로 정적 탄성법보다 유용하게 사용될 수 있으며 특히, 탄성률의 정량적인 측정이 가능한 장점을 가지고 있다. 이런

Corresponding Author : 조민형

경기도 용인시 기흥구 서천동 1 경희대학교 생체의공학과
TEL: +82-31-201-2170

E-mail: mhcho@khu.ac.kr

본 연구는 2011년도 지식경제부의 산업원천기술 개발사업의 지원을 받아 수행된 연구임(과제번호 10033627).

이유로 최근의 탄성 영상법 개발은 주로 횡탄성을 이용한 진동 탄성 영상법에 집중되고 있다[8,9]. 그러나 진동 탄성 영상법은 추가적인 하드웨어를 필요로 하고, 계산이 복잡한 영상 재구성 알고리즘을 요구하는 단점이 있어서 새로운 알고리즘의 개발과 더 효율적인 하드웨어의 개발이 진행되고 있으며 국내에서도 새로운 횡탄성 영상법을 개발하려는 노력이 진행 중이다.

횡탄성 영상법은 조직 내의 특징점에 강한 초음파를 집중시켜 압력을 발생시킴으로써 주변에 횡파를 만들어내는 것으로 시작한다. 만들어진 횡파는 조직의 특성에 따라 수 m/sec의 속도로 전파되는데 이때, 고속의 초음파 촬영을 통하여 위치마다의 변위 값을 측정할 수 있고, 측정된 변위값을 이용하여 역문제를 풀면 최종적인 탄성률 영상을 얻을 수 있게 된다[10]. 문제는 순간적으로 퍼져가는 횡파를 관측하기 위하여 초음파 영상 데이터를 초당 수천 프레임의 매우 빠른 속도로 수집해야 한다는 점인데 라인 스캔을 해야 하는 초음파 영상 촬영의 원리상 이는 불가능하다. Fink 그룹에서는 이 문제를 극복하기 위하여 송신 집속없이 평면파를 가하고, 얻어진 데이터를 여러 스캔 라인에 해당하는 수신 집속만 반복 수행하여 1장의 초음파 영상을 만들어 내었다[14-15]. 이 방법을 사용하면 측방향 해상도가 매우 나빠지는 단점이 있으나 고속의 영상 데이터 수집이 가능하게 되어 횡파의 전파를 영상화할 수 있게 된다. 본 연구팀에서도 초음파를 이용한 새로운 탄성 영상법을 개발하고 있으며 최근에 효율적이고 안정적인 탄성 영상 재구성 알고리즘을 개발하였고 실험적 증명을 앞두고 있다.

새로운 초음파 탄성 영상법을 개발하고 성능을 증명하려면 기존의 초음파 영상 시스템으로는 불가능하며 유연성이 훨씬 높은 시스템이 필요하다. 즉, 빔포밍하지 않은 모든 채널의 초음파 RF 데이터를 수집할 수 있어야 하며, 다양한 횡파 발생 기법 개발을 위하여 임의의 펄스 시퀀스 구성이 쉽고, 자유로워야 한다. 또한, 트랜스듀서 채널 수도 임의로 가변할 수 있어야 하며 초음파 펄스의 세기 조절도 쉬워야 한다.

본 논문에서는 초음파 탄성 영상법 개발을 위한 실험용 초음파 시스템을 개발하였다. 개발된 시스템은 최대한의 유연성 확보에 목표를 두어 설계를 하였고, 모든 채널의 초음파 데이터를 메모리에 실시간 저장하게 하였다. 또한 임의의 펄스 시퀀스를 아주 쉽고 자유롭게 만들어 낼 수 있도록 메모리를 이용한 매우 간단한 구조를 가지게 하였다. 그렇게 함으로써 사용자는 단순히 숫자를 메모리에 쓰는 것만으로 임의의 초음파 펄스를 만들어 낼 수 있다. 실험의 유연성을 확보하고, 단순한 하드웨어 구조를 갖게 하기 위하여 하드웨어 수신 집속기는 생략하고, 메모리에 저장된 RF 데이터에 소프트웨어로 빔포밍하는 방법을 채택하였다.

본 논문에서 개발된 시스템으로 팬텀에 대한 B-mode 초

음파 영상을 얻었으며 탄성 영상법 연구를 위한 초기 실험을 진행하였다. 앞으로 이 시스템은 새로운 탄성 영상법 알고리즘 성능 실험에 활용될 것이며 여러 탄성 영상법의 성능 비교에도 활용될 예정이다.

II. 초음파 시스템의 개발

1. 전체 하드웨어 구조

본 연구에서 개발된 시스템은 다양한 탄성 실험을 위하여 임의의 초음파 펄스 시퀀스 구성이 자유로워야 하고, 채널 별 초음파 RF 데이터 수집이 가능해야 하며 채널 수 구성이 임의로 이루어져야 한다. 그러면서도 최대한 간단하고 단순한 구조를 갖도록 설계되어야 한다. 상업용 시스템이 아니기 때문에 개발 기간이 길고, 구조가 복잡한 수신 집속기 하드웨어는 생략하고, 소프트웨어를 통하여 수신 집속을 수행한다. 실시간 영상 도시는 불가능한 대신 유연성과 간단한 구조를 우선하여 설계한다.

그림 1에 본 연구에서 설계된 초음파 시스템의 전체 하드웨어 구조가 나타나 있다. 이 하드웨어는 8 채널을 위한 구조로서 한 장의 보드에 구현된다. 이 보드를 PC에 다수로 장착할 경우, 채널 수는 비례하여 늘어난다. 예를 들어 동일한 보드 16 장을 장착하면 128 채널의 초음파 시스템이 만들어진다. 보드 수에 따라 임의의 채널 수를 마음대로 조절하는 것이 가능하다. 모든 보드는 하나의 보드에 동기된 클럭과 펄스 시작 트리거 신호를 사용하게 하여 보드 안의 모든 신호가 동기된다.

그림에서 보듯이 전체 구조는 크게 세 부분으로 나누어져 있다. 하나는 512 MB의 DRAM을 장착한 CPU 부분이며 또 하나는 펄스를 만들어내는 FPGA, 그리고 나머지 하나는 트랜스듀서와 연결되는 아날로그 회로와 ADC(analog-to-digital converter) 부분이다. 전체를 제어하는 CPU로는 Texas Instruments 사의 32 비트 DSP인 320c6454를 채택하였는데 이 DSP에 512 MB의 DRAM을 장착하여 8 채널의 초음파 RF 데이터를 저장할 수 있게 하였다[16]. 512 MB의 크기는 채널 당 64 MB인데 이는 50 MHz로 샘플링하고 10 cm 깊이까지 촬영할 경우, 128 스캔라인의 초음파 영상을 30 장 이상 만들 수 있는 데이터가 모두 저장될 수 있는 양이다. 이 메모리 크기는 동영상 초음파 실험을 포함하여 탄성 실험을 모두 지원할 수 있는 충분한 양이며 여기에 저장된 초음파 RF 데이터는 PC로 전송되어 수신 집속을 포함한 다양한 처리를 할 수 있게 한다. 50 MHz로 8 채널의 데이터가 동시에 샘플링 되고, 이 데이터는 중간의 FIFO 메모리에 순간 저장되었다가 곧바로 DSP의 DMA를 통하여 DRAM으로 전송되어 저장된다. DSP는 64 비트의 데이터 전송 버스를 가지고 있고 FIFO는 100 MHz로 동작

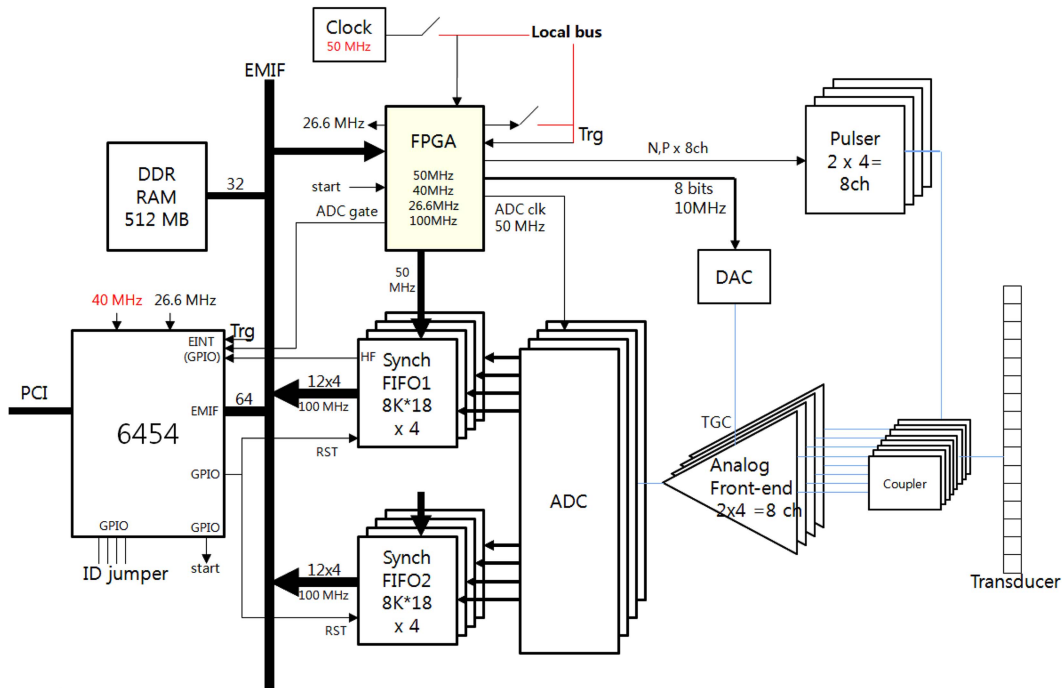


그림 1. 설계된 초음파 시스템의 전체 하드웨어 구조
Fig. 1. Hardware block diagram of the system

34

하기 때문에 50 MHz로 샘플링 된 초음파 데이터는 실시간으로 DRAM에 쓰여질 수 있다. 샘플링 속도와 DMA 전송 속도가 다르고, 전송할 데이터는 8 채널 128 비트로서 DSP의 64 비트보다 많기 때문에 버퍼링을 위하여 DSP와 ADC 사이에 더해졌다. DMA 제어를 내장한 DSP를 사용함으로써 별도의 복잡한 데이터 전송 하드웨어 없이도 간단하게 고속 데이터 수집이 가능하게 되었다. DSP는 데이터 저장 외에도 전체 시스템의 제어를 수행하며 특히, PCI 버스를 통하여 PC와 교신하면서 PC의 명령을 수행하고, 데이터를 전달하는 기능도 수행한다. PC는 PCI 인터페이스를 통하여 DSP의 모든 하드웨어와 메모리를 그대로 직접 액세스할 수 있기 때문에 DRAM의 데이터도 곧바로 읽어 가져올 수 있게 되어 있다.

초음파 펄서를 비롯한 아날로그 회로와 ADC 회로는 전형적인 초음파 시스템의 회로를 그대로 사용하였으며 적절한 고역 필터를 더하여 잡음을 줄이도록 하였다. 사용된 ADC는 14 비트이고 50 MHz로 초음파 신호를 샘플링하며 샘플링 된 신호는 FIFO 메모리에 즉시 저장된다. 초음파 펄스를 가하기 위한 펄스 스위치는 두 개의 전압 중 하나를 선택하도록 하여 초음파 영상을 위한 펄스와 횡파 발생을 위한 펄스가 별도의 전압으로 가해질 수 있으며 각각 별도의 직류 전원을 장착하고 직류 전원의 전압을 조정함으로써 자유로이 초음파 진폭을 조정할 수 있도록 하였다.

2. 펄스 발생기의 구조

본 연구에서 핵심 되는 부분인 초음파 펄스 발생기 부분은 FPGA로 구현하였는데 설계 목표는 간단한 구조이면서도 다양한 펄스 시퀀스를 아주 쉽게 구현할 수 있게 하는 것이었다. 그림 2는 FPGA 안에 구현된 펄스 발생기의 구조도이다. 그림에서 보듯이 초음파 펄스 발생은 메모리와 2개의 카운터로 이루어져 있고 매우 간단하다. 임의의 펄스 시퀀스를 마음대로 쉽게 프로그래밍할 수 있게 하기 위하여 듀얼 포트 메모리가 이용되었다. 듀얼 포트 메모리의 포트 하나는 DSP 버스에 연결되어 있으며 다른 한 포트는 FPGA 내부 하드웨어에 연결되어 있다. 초음파 펄스는 두 개의 전압 중 하나를 선택할 수 있고, 각각은 다시 양의 전압과 음의 전압으로 나뉘어져 있으며, 원하는 기간 동안 해당 펄스가 가해질 수 있어야 한다. 듀얼 포트 메모리의 한 주소에는 21 비트의 메모리를 할당하여 상위 16 비트는 해당 펄스의 길이 정보를 담게 하였고, 하위 5 비트는 음/양 펄스의 on/off 선택과 전압 종류, 그리고 ADC on/off를 선택하는 정보를 담게 하였다. 즉, 메모리에 순서대로 펄스 시퀀스의 정보를 쓰고, 해당 기간 후에는 자동으로 메모리 다음 주소를 어드레싱하게 하여 순서대로 펄스가 출력된다. 하위 5 비트는 FPGA 외부로 출력되어 펄스로 연결되고, 상위 16비트는 FPGA내의 다운카운터에 연결하여 해당 기간 동안 출력을 고정시키도록 하였다. 다운카운터는 200 MHz로 동작하기 때문에 펄스 길이의 정밀도는 5 nsec가 된다. 이 카운터가 0

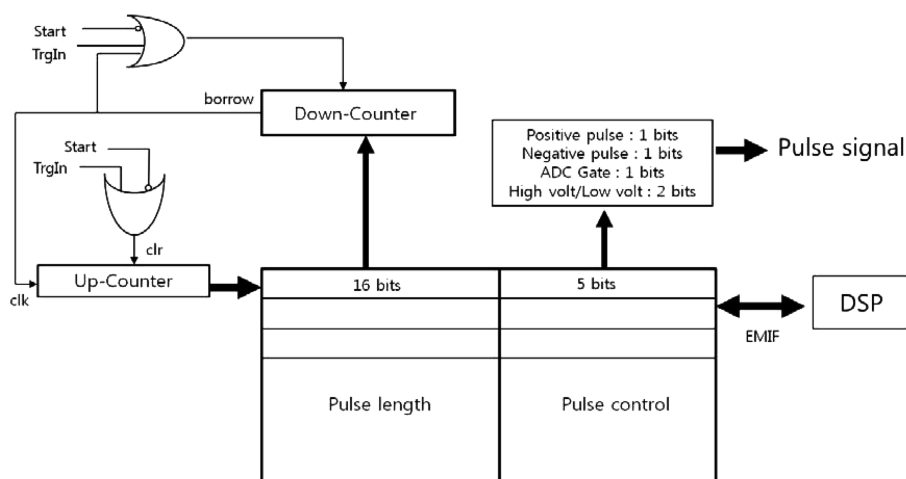


그림 2. 펄스 발생기
Fig. 2. Pulse generator

이 되면 borrow 신호가 출력되어 다른 업카운터를 증가시키고 이 업카운터의 출력은 펄스 정보 메모리의 어드레스에 연결되어 해당 메모리 데이터를 출력시키게 된다. 이러한 과정은 전체 펄스가 끝날 때까지 계속되고, 정해진 시간마다 들어오는 트리거 신호에 의해 처음부터 다시 시작한다. 트리거 신호는 별도의 카운터에 의해, 설정된 시간에 따라 주기적으로 만들어지는데 펄스 메모리의 어드레스 카운터를 리셋함으로써 전체 펄스 시퀀스를 반복시킨다.

그림에서 보듯이 본 펄스 발생기는 듀얼 포트 메모리와 두 개의 카운터로 구성된 매우 간단한 구조이면서도 별도의 프로그래밍 필요 없이 모든 펄스 정보를 메모리에 run-length 형태로 적기만 하면 되기 때문에 편리하다. 뿐만 아니라 5 nsec의 정확도로 길이를 조정할 수 있어서 송신 집속도 정밀하게 맞출 수 있다. 채널 당 8 k word의 용량은 그 어떤 펄스 시퀀스도 모두 수용할 만큼 충분하다.

이러한 하드웨어에 더하여, 더욱 손쉬운 펄스 프로그래밍을 위해 간단한 스크립트를 개발하였다. 펄스 정보를 텍스트 파일에 단지 숫자로 나열하여 적기만 하면 그대로 펄스 발생기의 메모리에 다운로드 되도록 하였기에 아예 펄스 프로그래밍조차 필요 없게 되었으며 송신 집속도 쉽게 구현되도록 하였다.

III. 실험 결과

그림 3은 완성된 보드를 PC 슬롯에 다수 장착한 모습이며 트랜스듀서가 케이블을 통하여 연결되어 있다. 총 10장의 보드가 PC에 설치되어 80 채널의 초음파 시스템을 구성하였으며 트랜스듀서로는 GE사의 128 채널 프로브를 사용하였고, 트랜스듀서 중앙 부분의 80 채널을 연결하였다. 제작된 시스템의 성능을 검증하기 위하여 두 가지 실험이 수행되었다.

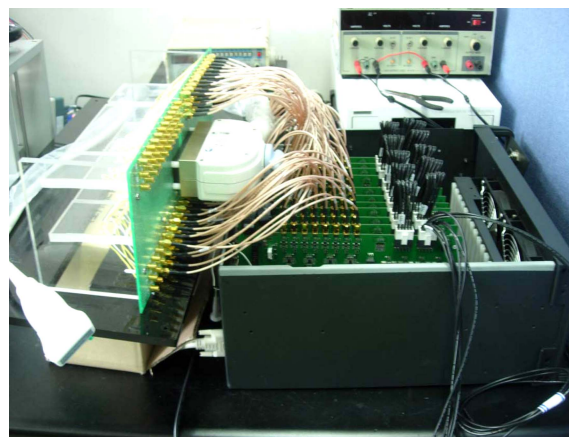


그림 3. 10장의 보드가 장착된 전체 시스템
Fig. 3. The developed ultrasound system with ten boards

1. 팬텀의 B-mode 영상

초음파 시스템의 기본 기능인 B-mode 영상을 얻는 실험을 수행하였다. 표준 초음파 팬텀인 미국 CIRS사의 팬텀(Model 044)에 대하여 초음파 데이터를 얻었다. 팬텀 안에는 약 1.5 cm와 3.5 cm의 깊이에 얇은 나일론 줄이 위치하여 초음파 영상의 해상도를 측정하기에 적당하다. 전체 80개의 채널 중 40개의 채널을 receive채널로 설정하여 41개의 라인을 스캔 하였고, 각 스캔에서 64 μ sec 동안 3200개의 샘플을 획득하였다. 송신 집속에서 초점은 약 3 cm로 설정하였다. 데이터 획득을 위해 출력된 펄스는 ± 50 V의 전압으로 만들어졌으며, 중심주파수는 5 MHz로 설정하였다. 얻어진 초음파 RF 데이터를 PC로 가져와 소프트웨어 빔포밍을 수행한 후에 복조를 하였다. 복조 후에 약 4 MHz의 대역폭을 가지는 저역 필터를 적용하여 고주파 잡음 성분을 제거하였는데 소프트웨어 후처리이므로 저역 필터의 대역폭은 실험자의 선택에 따라 적절히 선택될 수 있다. 최종적으로 1.2×5 cm

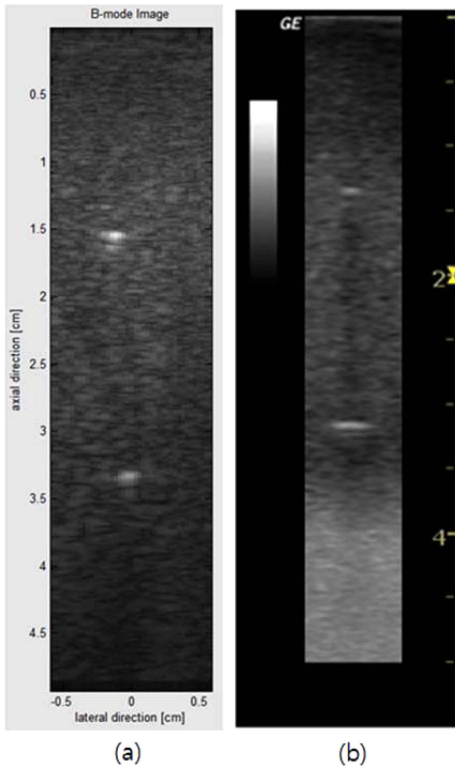


그림 4. B-mode 영상 비교, (a) 본 시스템을 이용하여 획득한 B-mode 영상, (b) 임상용 초음파 시스템으로 획득한 B-mode 영상
 Fig. 4. Comparison of the obtained B-mode images, (a) The image obtained by the developed system, (b) The image obtained by a commercial ultrasound system (GE LOGIQ P5)

크기의 B-mode 초음파 영상을 만들었다. 그림 4의 (a)에 본 시스템으로 획득한 B-mode 영상을 나타내었으며 그림 4의 (b)에는 GE사의 임상용 초음파 스캐너(LOGIQ P5)로 획득한 B-mode 영상을 같이 표시함으로써 두 영상을 비교할 수 있게 하였다. 팬텀 내에는 두 개의 핀이 서로 다른 깊이에 위치하여 해상도를 비교할 수 있게 되어 있다. 그림 4에서 확인할 수 있듯이 본 시스템을 이용하여 획득한 B-mode 영상은 임상용 초음파 스캐너에서 획득한 B-mode 영상과 비교할 때, 축방향 해상도는 약간 떨어지는 것처럼 보이는데 이것은 후처리 과정에서 저역 필터의 차단 주파수 차이로 인한 것처럼 사료된다. 반면, 3.5 cm 깊이의 축방향 해상도는 오



그림 5. 유방 모사 팬텀
 Fig. 5. Phantom mimicking breast tissue

히려 본 시스템의 해상도가 다소 나은 것처럼 보인다. 또한 두 영상의 SNR에는 큰 차이가 없어 본 시스템은 초음파 영상 시스템으로 대체로 잘 동작하고 있음을 확인할 수 있다.

2. 탄성 변위 실험

본 시스템이 탄성영상 실험에도 활용될 수 있음을 검증하기 위해 그림 5와 같은 유방 모사 탄성 팬텀을 이용하여 변위 검출 실험을 수행하였다. 압력에 의해 팬텀 내부에 변위가 유발되는지 알아보기 위하여 하나의 스캔 라인에 대해서만 신호를 얻었다. 실험에 사용된 유방 모사 팬텀은 플라스틱 hardener와 플라스틱 softener를 1:3의 비율로 혼합하여 만든 것으로 약 5 kPa의 탄성도를 가진다. 팬텀 표면으로부터 약 2.2 cm 깊이에 각각 80 μ sec, 120 μ sec, 160 μ sec 길이의 압력 펄스를 집중시킨 후 24 msec 동안 100 μ sec 간격으로 데이터를 240회 획득하여 팬텀에서 일어난 변위의 변화 추이를 관찰하였다. 그림 6이 실험에 사용된 펄스 시퀀스이다. 압력을 인가하기 위해 발생된 펄스는 ± 65 V 신호를 이용하여 만들어졌으며 중심주파수는 5 MHz이다. 신호 샘플은 50 μ sec 동안 2500개를 얻었으며 2.2 cm 깊이 주위로 약 3 cm 범위에서 관찰하였다. 전체 80개의 채널을 이용하여 데이터를 획득했으며, 데이터 획득에 사용된 초음파 펄스는 중

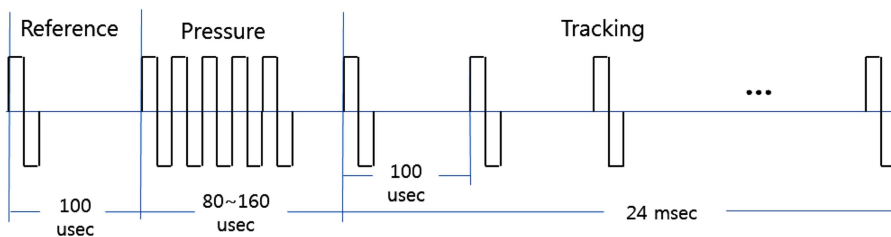


그림 6. 변위 유발 관찰을 위한 펄스 시퀀스
 Fig. 6. Pulse sequence for displacement experiment

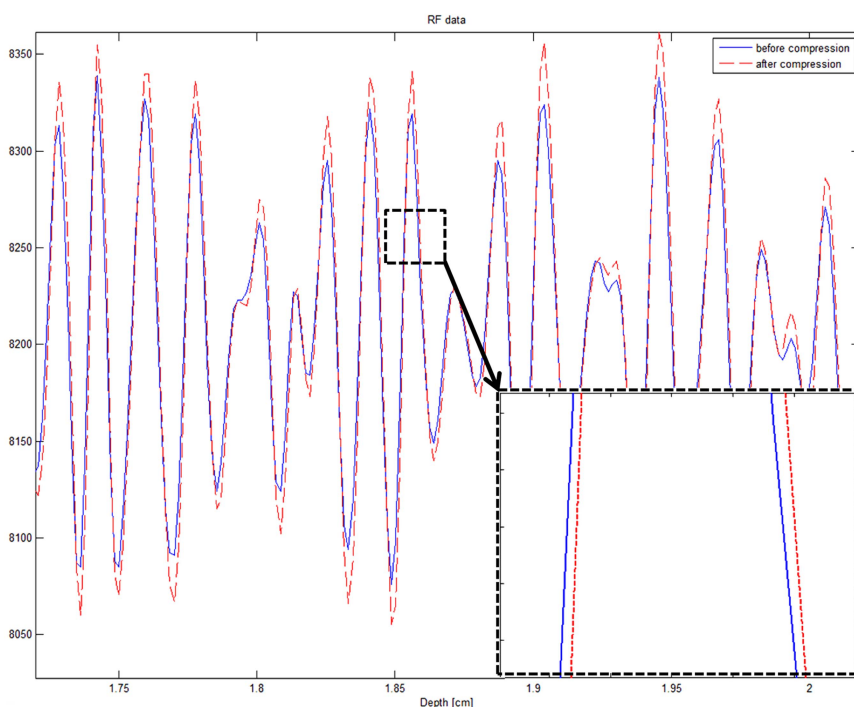


그림 7. 압력 펄스 전·후의 초음파 RF 데이터 비교. 우하단 박스는 확대한 그림

Fig. 7. Comparison of ultrasound RF data. The solid line is the signal acquired before compression and the dotted line is the signal acquired after compression. The lower right box shows enlarged graphs

심주파수가 5 MHz인 ± 50 V의 전압 신호로 만들어졌다. 압력 펄스 이전에 획득한 데이터와 압력 펄스 이후에 획득한 각각의 데이터를 비교하는 상관도 계산법으로 변위를 구하였는데, 설정된 상관도 윈도우의 크기는 2 mm였다. 샘플링 간격 이하의 변위 정확도를 확보하기 위하여 데이터는 40배 보

간하여 처리하였다.

그림 7에 압력 펄스를 160 μ sec 동안 출력한 후, 압력 펄스 출력 이전에 샘플링 된 초음파 RF 신호와 압력 펄스 출력 후 샘플링 된 초음파 RF 신호를 동시에 나타내었다. 이 그림에서 보듯이 변위가 유발되어 초음파 신호의 위상이 달라졌음을 확인할 수 있다. 그림 8은 압력 펄스가 집중된 2.2 cm에서 유발된 변위를 시간에 따라 그래프로 나타낸 것이다. 3개의 그래프는 각각 80 μ sec, 120 μ sec, 160 μ sec의 압력 펄스 길이로 얻은 것인데 압력 펄스의 길이에 따라 유발된 변위가 달라짐을 알 수 있다, 또한 유발된 변위 값은 압력 펄스 인가 후 약 2 msec 정도 지난 후 가장 큰 값을 나타내다가 시간이 지날수록 점차 줄어들어, 압력 펄스 이후 약 15 msec 되는 시점부터 안정 되는 것을 확인할 수 있다.

37

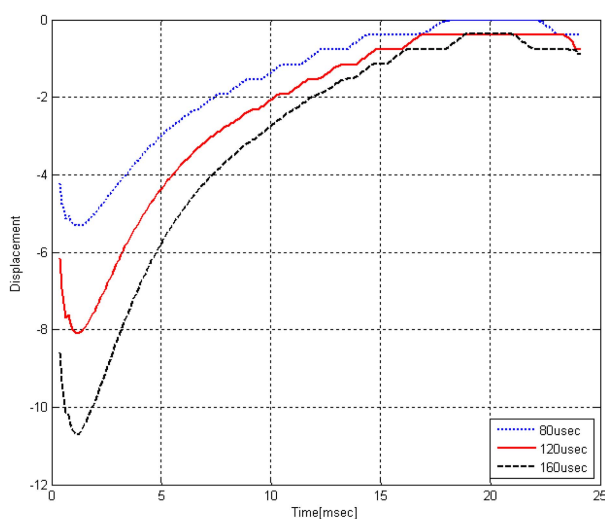


그림 8. 압력 펄스를 80 μ sec, 120 μ sec, 160 μ sec 길이로 하였을 때 2.2 cm focal depth에서의 변위 변화 그래프

Fig. 8. Displacement changes for pushing pulses of 80 μ sec, 120 μ sec, and 160 μ sec at the focal depth of 2.2 cm

IV. 결 론

본 연구용 초음파 시스템의 개발로 빔포밍하지 않은 모든 채널의 초음파 RF 데이터의 실시간 획득이 가능하게 되었다. DSP에 내장된 DMA를 이용하여 실시간 대용량 데이터 전송을 수행함으로써 복잡한 데이터 전송 하드웨어가 필요 없었으며 전체적으로 매우 간단한 구조로 구현되었다. 또한 듀얼 포트 메모리를 이용한 펄스 발생부를 이용하여 별도의 프로그래밍 없이 단순한 텍스트 파일 편집만으로도 임의의

초음파 펄스 시퀀스를 자유로이 만들 수 있게 되었다. 제작된 보드를 추가 장착하는 것만으로 채널 수 조절도 자유롭게 가변 할 수 있다.

수신 집속 하드웨어가 생략되어 실시간 영상 도시는 불가능하지만 충분한 데이터 메모리를 장착하여 연속 촬영된 초음파 데이터도 획득할 수 있어서 연구 실험용으로 사용하는 데 큰 지장이 없다.

개발된 시스템으로 B-mode 영상을 얻었고, 변위 발생 실험 결과도 얻음으로써 목표대로 유연성이 매우 높은 연구용 초음파 시스템으로서 동작함을 확인하였다. 결론적으로 본 시스템은 높은 실험 유연성과 채널수에 대한 확장성을 확보하여 다양한 실험에 적극적으로 활용될 수 있을 것으로 생각된다. 본 시스템을 사용하여 현재 본 연구팀에서 개발 중인 탄성 영상 재구성 알고리즘의 검증을 위한 실험을 추가할 예정이며 탄성 영상법들의 성능 비교 실험도 수행할 예정이다.

참고문헌

- [1] J. Ophir, I. Cespedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, and X. Li, "Elastography: A quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues," *Ultrasonic Imaging*, vol. 13, pp. 111-134, 1991.
- [2] I. Cespedes, J. Ophir, H. Ponnekanti, and N. Maklad, "Elastography : Elasticity imaging using ultrasound with application to muscle and vrest in vivo," *Ultrasonic Imaging*, vol. 15, pp. 73-88, 1993.
- [3] J. Ophir, B. Garra, H. Ponnekanti, Y. Huang, N. Maklad, "Elastography: Ultrasonic imaging of tissue strain and elastic modulus in vivo," *European Journal of Ultrasound*, vol. 3, pp. 49-70, 1996.
- [4] H. Frey, "Ealtime elastography: A new ultrasound procedure for the reconstruction of tissue elasticity," *Radiology*, vol. 43, no. 10, pp. 850-55, 2003.
- [5] B. S. Garra, I. Cespedes, O. J. S. Pratt, R. Zuubier, C. M. Magnat, and M. F. Pennanen, "Elastography of breast lesions: Initial clinical results, breast imaging," *Radiology*, vol. 202, pp. 79-6, 2002.
- [6] K. M. Hiltawsky, M. Kruger, C. Starke, L. Heuser, H. Ermert, and A. Jensen, "Freehand ultrasound elastography of breast lesions: Clinical results," *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 27, pp. 1461-469, 2001.
- [7] A. Samani, J. Zubovits, and D. Plewes, "Elastic moduli of normal and pathological human breast tissues: an inversion-technique-based investigation of 169 samples," *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, pp. 1565-1576, 2007.
- [8] K. Nightingale, S. McAleavey, and G. Trahey, "Shear-wave generation using acoustic radiation force: In vivo and ex vivo results," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 29, no. 12, pp. 1715-723, 2003.
- [9] M. Renier, J.-L. Gennisson, M. Tanter, S. Catheline, C. Barriere, D. Royer, and M. Fink, "Nonlinear shear elastic moduli in quasi-incompressible soft solids," *IEEE Ultrasonics Symposium*, 2007.
- [10] A. P. Sarvazyan, O. V. Rudenko, S. D. Swanson, J. B. Fowlkes, and S. Y. Emelianov, "Shear wave elasticity imaging : A new ultrasonic technology of medical diagnostics," *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 24, no. 9, pp. 1419-435, 1998.
- [11] L. Sandrin, M. Tanter, J.-L. Gennisson, S. Catheline, and M. Fink, "Shear elasticity probe for soft tissues with 1-D transient elastography," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 49, no. 4, April 2002.
- [12] L. Sandrin, M. Tanter, J.-L. Gennisson, S. Catheline, and M. Fink, "Shear Modulus Imaging with 2-D Transient Elastography," *IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 49, 2002.
- [13] J. Bercoff, M. Tanter, and M. Fink, "Supersonic Shear Imaging: A New Technique for Soft Tissue Elasticity Mapping," *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 51, no. 4, April 2004.
- [14] J. Bercoff, M Muller, M. Tanter, and M. Fink, "Study of viscous and elastic properties of soft tissues using supersonic shear imaging," *IEEE Ultrasonic symposium*, 2003.
- [15] A.B.M. Aowlad Hossain, M.H. Cho, and S.Y. Lee, "A simulation study on iterative shear velocity image reconstruction for ultrasound transient elastography," submitted to the *Bio-medical Engineering Letters*.
- [16] Texas Instruments, TMS320c6454 Fixed-Point Digital Signal Processor Data Sheet.