

초음파 영상진단장치

장 성 호*
 (*(주) 메디슨)

1. 개 요

최근 들어 급속히 발전하고 있는 전자공학 및 신호처리, 특히 Digital signal processing 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-ray와 MRI, 초음파진단기 등이 사용되고 있으며, 각각의 장단점들을 표1에 나타내었다.

표 1. 영상진단기기의 비교.

	X-ray	MRI	초음파진단기
유해성	나쁨	무해	무해
동작시간	수 분	수 분 ~ 수십 분	real time
시장의 추세	감소	증가	증가
대당가격	100 - 200 만\$	200 300 만\$	1 - 30 만\$
해상도	우수	우수	나쁨

표1에서 보는 바와 같이 인체에 해가 없다는 점에서 MRI와 초음파는 시장이 증가하는 추세를 보이고 있다. MRI는 우수한 해상도를 가지고 있는 반면에, real-time operation이 어렵고 장비가 매우 고가라는 단점을 가지고 있으나, 초음파 영상진단장치는 해상도가 떨어지는 대신 real-time operation이 가능하며 가격이 매우 저렴한 장점을 가지고 있다. 이에 따라 초음파 영상진단장치는 내과, 산부인과, 소아과, 비뇨기과, 안과, 방사선과 등의 거의 모든 의학분야에서 필수적인 진단장치가 되어, 그 수요가 급격히 증가하고 있다.

2. 초음파의 성질 및 영상장치의 기본원리

초음파 영상진단장치에서 주로 많이 사용되는 초음파

의 주파수대역은 수MHz에서 수십MHz이다. 초음파는 인체를 통과하면서 매질에 따라 속도가 변하며, 또한 감쇄하는 양도 변한다. 한편, 초음파 영상은 기본적으로 서로 다른 매질로 이루어진 경계면에서 생기는 반사파를 이용하여 구성한다[1-3].

2.1 속도(Velocity)

인체 내를 진행하는 초음파의 속도를 V, 초음파가 진행하는 매질의 밀도를 ρ , 용적 modulus를 B라고 하면,

$$V = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (1)$$

로 나타낼 수 있다. 표2에서 보는 바와 같이 인체 내에서의 초음파 속도는 매질에 따라 다르며, 이에 따라 인체 내부에서의 속도의 변화에 따른 보상이 최근 연구되어지고 있다 [4-8].

표 2. 여러 매질에서의 초음파의 속도 및 감쇄계수, 특성 Impedance.

	Velocity m/sec	Attenuation dB/(MHz·cm)	Characteristic impedance $10^3 \text{ kg/(m}^2 \cdot \text{sec)}$
Water	1480	0.0025	1.48
Air	330	12.000	0.0004
Amniotic	1510	0.007	1.5
Fat	1410 1470	0.35 0.78	1.34 1.39
Soft tissue	1540	0.81	1.62
Liver	1550	0.95	1.66
Kidney	1560	1.1	1.63
Muscle	1590	1.5 3.3	1.71
Spleen	1550	0.52	1.65
Bone	4080	12.0	7.8
Vitreous of eye	1520	0.1	1.52

2.2 감쇄(Attenuation)

초음파의 물리적 성질중의 중요한 하나는 초음파가 매질 내에서 전파될 때의 감쇄의 성질이다. 전파 거리 z 에 따른 초음파의 intensity I 는

$$I = I_0 \exp(-2\alpha z) \quad (2)$$

의 식으로 표현된다. 여기서 α 는 감쇄계수(attenuation coefficient)로서 표2에 인체조직의 몇 가지 대표적 값들을 나타내었다. 감쇄계수는 주파수와 큰 관계를 가지고 있으며, 초음파 영상진단장치에서 사용되는 주파수대역에서의 감쇄 계수는 주파수에 따라 거의 직선적으로 증가한다.

2.3 반사(Reflection)

초음파 영상진단장치에 있어서 가장 중요한 성질중의 하나이며, 이는 매질의 특성 impedance Z 에 관계한다. 매질의 특성 impedance Z 는 물질의 밀도 ρ 와 초음파의 속도 V 의 곱으로 표시된다.

$$Z = \rho V \quad (3)$$

표 2에 몇 가지 생체조직에 대한 특성 impedance를 나타내었다. 특성 impedance Z_1 의 매질에서 Z_2 의 매질로 입사될 때, 반사계수(reflectivity) R 은 다음과 같이 표시된다.

$$R = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad (4)$$

표 3에 여러 가지 상황에서의 반사계수를 나타내었다.

표 3. 여러 경계에서의 반사계수 (normally incident case).

Materials at Interface	Reflectivity
Brain skull bone	0.66
Fat bone	0.69
Fat blood	0.08
Fat kidney	0.08
Fat muscle	0.10
Fat liver	0.09
Lens aqueous humor	0.10
Lens vitreous humor	0.09
Muscle blood	0.03
Muscle kidney	0.03
Muscle liver	0.01
Soft tissue (mean value) water	0.05
Soft tissue air	0.9995
Soft tissue PZT5 crystal	0.89

2.4 초음파 영상진단장치의 기본원리

그림 1에 초음파 영상진단장치의 기본적인 block diagram을 나타내었다. Transmit pulser $P(t)$ 에 의해 firing된 transducer는 전기적인 신호를 초음파로 변환하여 인체의 내부로 초음파를 전달하고, 서로 다른 매질의 경계에서 반사되어 되 돌아오는 초음파 신호는 transducer에 의해 다시 전기적인 신호로 변환된다. 수신된 신호는 signal processor에서 여러 가지의 신호처리를 한 후, monitor에서 영상으로 표시한다

[9]. Signal processor에서 수행하는 신호처리는 여러 가지가 있으며, 이 가운데에서 중요한 것들을 표4에 나타내었다. 신호처리를 거친 초음파 영상은 monitor를 통하여 display되며, 초음파 영상들의 대표적인 것들을 그림 2에 나타내었다.

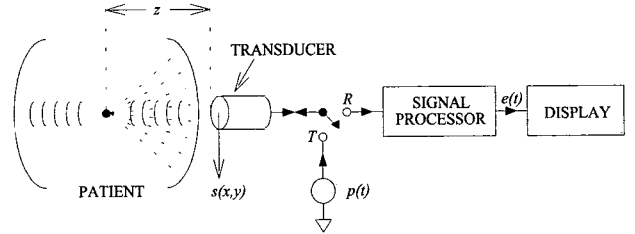


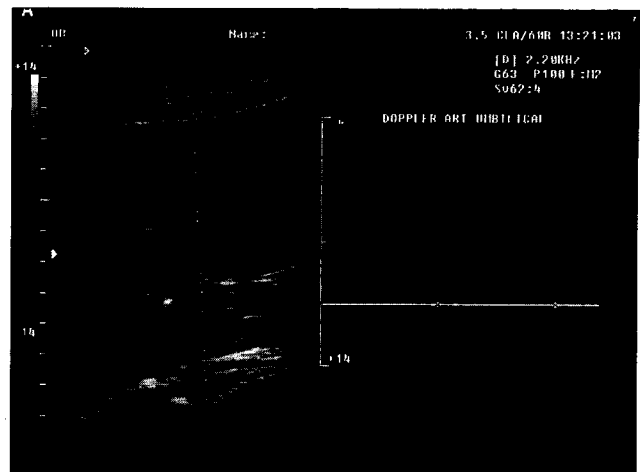
그림 1. 초음파 영상진단장치의 block diagram

표 4. Signal processor에서 수행되는 중요한 신호처리.

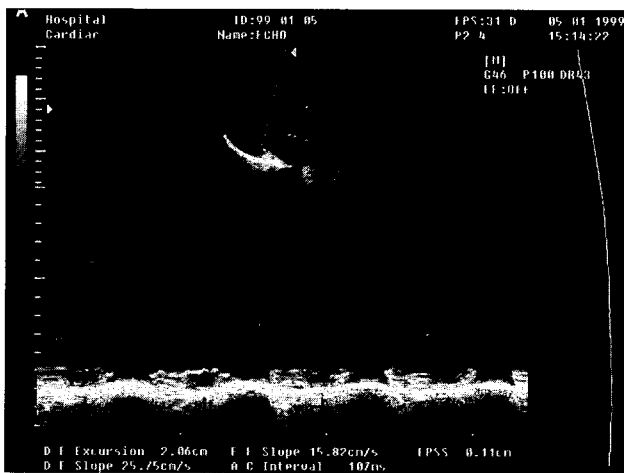
신호처리	동작 설명
TGC amp	Time Gain Compensation amp. 진행거리에 따른 초음파의 감쇄를 보상하기 위한 amp.
Rx Beamformer	Receive Beamformer. Array transducer를 사용하여 수신하였을 경우, 수신 시에 각 channel로 입력되는 신호들의 time delay를 조절하여 focusing하기 위한 회로.
Echo Processor	Rx Beamformer로부터 출력 data를 받아 신호처리한다. 초음파 신호가 진행하는 깊이에 따라 adaptive하게 pass band가 변하는 dynamic filter, SDP/CDP에서 필요로 하는 inphase와 quadrature 신호를 발생시키는 quadrature demodulator, 초음파 영상의 표시를 위해 envelope를 검출하는 envelope detector, 사람의 눈이 감지할 수 있도록 수신된 초음파 신호의 dynamic range를 조절하는 log amp, 그리고 edge enhancement와 gain control, low-pass filter 등으로 구성된다.
SDP/CDP	Spectral/Color Doppler Processor. 움직이는 물체에서 발생되는 신호는 움직이는 방향에 따라 주파수가 변하는 Doppler effect를 이용한다. 혈류에서 반사되어 되 돌아 온 신호로부터 Doppler 주파수를 estimate하여 혈류의 속도 및 방향의 정보를 얻는다. 이를 spectrum의 형태로 표시한 것이 Spectral Doppler이고, 초음파 2차원 영상에 pseudo color로 표시한 것이 Color Doppler이다[10-14].
DSC	Digital Scan Converter. 초음파 영상을 얻을 때의 space(data acquisition space)와 monitor에 표시하는 space(data display space)가 틀리므로, 이의 space conversion을 수행한다. 이외에 frame averaging, frame interpolation, zooming, windowing 등의 기능을 수행한다[15-18].



(A) 임신 10주의 태아 영상



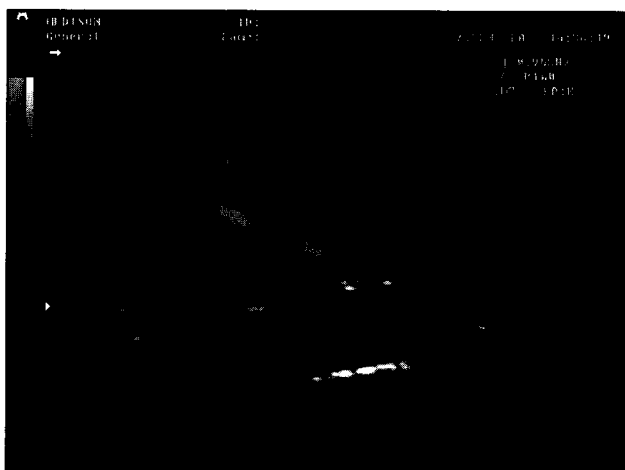
(D) 탯줄의 color 영상과 spectrum



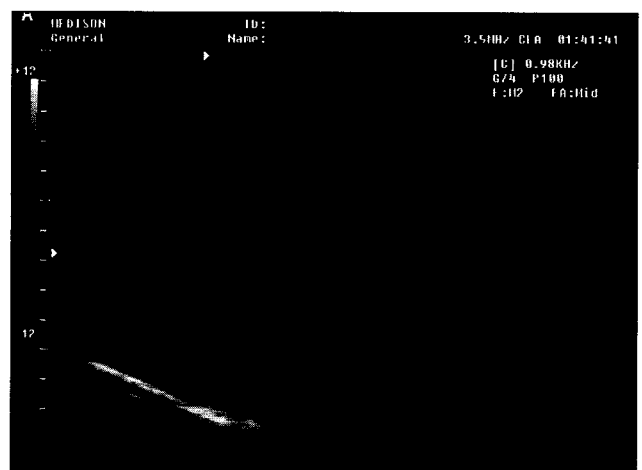
(B) 심장의 운동을 나타내는 영상



(E) 태아의 등뼈와 심장 영상



(C) 갈상선 동맥의 color 영상



(F) 신장의 혈류를 나타내는 영상

그림 2. 대표적인 초음파 영상들

3. Digital Beamforming 기법

다른 영상진단장치와 비교하여 초음파 영상진단장치는 해상도가 나쁘다는 것은 앞에서 언급한 바 있다. 이를 인체를 다루는 진단기기로서 치명적인 약점으로 작용한다. 따라서 초음파 영상에서의 해상도를 향상시키기 위한 연구는 꾸준히 이루어지고 있으며, 부분적으로 그 결과가 상용화되고 있다.

3.1 해상도(resolution)

초음파 영상진단장치에서의 해상도는 크게 축방향 해상도(axial resolution)와 측방향 해상도(lateral resolution)로 구분되어진다. 이 중에서 측방향 해상도는 array transducer의 특성에 의해 좌우된다. 즉 array transducer에서 fire된 초음파 pulse의 폭이 넓으면(신호의 대역폭이 좁으면) 인접한 2개의 target들을 구분하는데 어려우며, 반대로 초음파 pulse의 폭이 좁으면(신호의 대역폭이 넓으면) 인접한 2개의 target을 쉽게 구분할 수 있다. 이를 그림으로 설명한 것이 그림 3이다.

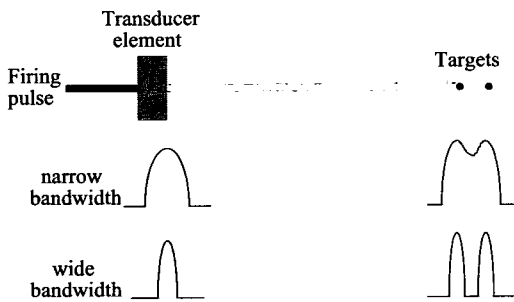


그림 3. 측방향 해상도의 개념도

이에 비해 측방향 해상도는 그림 4에서와 같이 초음파 신호의 폭(beam width)에 의해 결정되며, 신호의 폭을 좁게 하기 위하여 주로 전자회로를 이용하고 있다. 그리고 측방향 해상도를 향상시키기 위한 일련의 작업들을 beamforming 또는 focusing이라고 부른다.

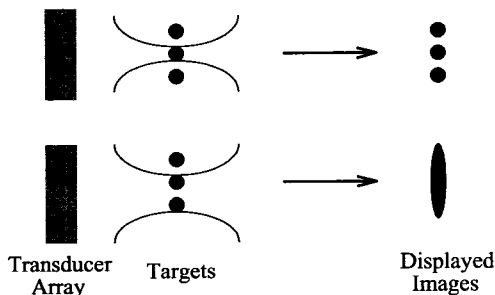


그림 4. 측방향 해상도의 개념도

3.2 Beamforming의 기본 원리

측방향 해상도를 향상시키기 위해서는 array transducer의 각 element들에 의해 발사된 초음파 신호들을 원하는 지점(focal point)에 동시에 도달하도록 하여야 한다. 이를 위해 각각의 transducer element들을 여기시키는 firing signal들을 시간적으로 차이를 두고 발생시킨다. 즉, edge element가 가장 먼저 fire되고, 순차적으로 인접한 element들이 fire되며, 마지막으로 center element가 fire된다. 이렇게 함으로서 각각의 transducer element에서 발생된 초음파 신호들은 focal point에 동시에 도달하게 된다(transmit focusing). 그리고 focal point에서 반사된 신호는 각각의 transducer element에 서로 다른 시간에 도달하므로 이 시간차이를 보상하여야 한다(그림 5). 이 시간차이를 보상한 후, 모두 더하여 우리가 원하는 focused signal을 구한다(receive focusing, receive beamforming).

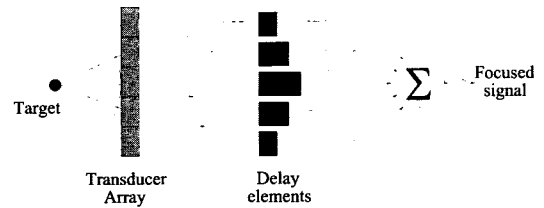


그림 5. Receive Beamforming의 개념도.

3.3 Analog beamforming 기법

초음파 영상의 질을 높이기 위해서는 focal point의 수가 많으면 많을수록 좋아진다. 그러나 Tx focusing에서는 focal point가 많을수록 frame rate이 떨어지므로, 이의 적당한 타협점을 찾아야 한다. 반면에 Rx focusing은 frame rate과는 관계가 없으므로 원하는 만큼 focal point를 늘릴 수 있다. 그림 6은 Rx focusing을 analog 회로를 이용하여 수행하는 가장 일반적인 형태이다. 이와 같은 구조에서 focal point를 늘리려면 입력된 초음파 신호들과 L-C delay line사이에 multiplexer(mux)가 위치하여야 한다. 이 mux는 focal point가 바뀔 때마다 control data에 의해 초음파 신호들을 switching하여야 한다. 이 시간의 확보가 쉽지 않기 때문에 현재의 방식은 Tx focal point가 바뀔 때를 이용하여 mux를 switching하고 있다. 그러나 이 방식은 Rx focal point의 수가 Tx focal point의 수에 제한을 받으므로 영상의 질 역시 제한을 받는다. 이를 극복하기 위해 Rx focusing 회로 2개를 장착하여 Rx focal point가 바뀔 때마다 Rx focusing 회로를 switching할 수도 있다(ping-pong 방식). Ping-pong 방식의 Rx beamforming은 많은 회사가 사용하고 있는 방식으로 기본적으로 모든 point에서 focusing이 가능한 방식(pixel-based focusing)이 아니라, 몇 개의 한정된 point에서만 focusing이 가능하다는 약점을 안고 있다(zone-based focusing). 또한 이 방식은 L-C delay line의 고유의 약점, 즉 insertion loss와 impedance mismatching등의 단점을 가지고 있다.

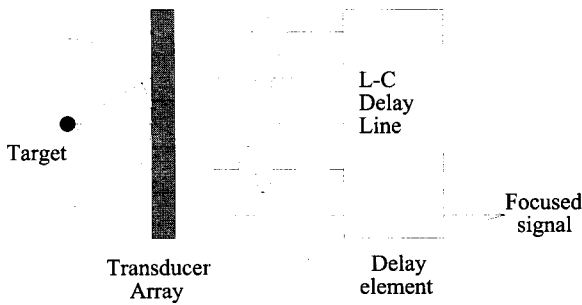


그림 6. Analog Beamforming의 개념도.

이 외에 analog 회로를 이용한 dynamic beamforming 방식을 그림 7에 나타내었다. 이 방식은 L-C delay line을 쓰지 않고, active 소자를 이용하여 variable delay line을 구현하고 있다. 즉, 원하는 모든 point에서 focusing을 하고 있으나, 가격이 비싸지고 focusing error가 누적되어 나타나며, 소자들의 dynamic range가 문제가 되고 있어, 실제의 제품에는 적용이 매우 어렵다.

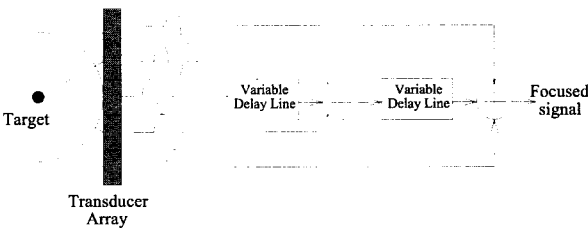


그림 7. Analog dynamic beamforming의 개념도

3.4 Digital beamforming 기법

앞에서 언급한 analog beamforming 방식들은 나름대로의 장단점들을 가지고 있으나 무엇보다도 pixel-based focusing을 할 수 없다는 약점을 안고 있다. 이에 비해 이제부터 언급하는 digital beamforming 방식들은 pixel-based focusing이 가능하여 초음파 영상의 질을 한단계 올릴 수 있다. Digital beamforming을 언급할 때, 항상 먼저 나오는 것은 CCD소자를 이용하는 방식이다. 엄밀한 의미에서 CCD는 digital 소자가 아니지만 digital beamforming의 한 방식으로 간주되고 있다. 그러나 현재까지 나와 있는 CCD 소자의 dynamic range가 충분하지 못해 아직까지는 상품화가 요원한 실정이다. Digital beamforming의 또 다른 방식은 그림 8에 나타낸 synthetic focusing 방식이다. 이 방식에서는 한 element에서 초음파를 쏘고 받아, 이를 A/D conversion한 후 memory에 저장을 시킨다. 이와 같은 방식으로 모든 element의 data를 memory에 저장시키면 이 때부터 focal-mapped address generator에서 생성된 address에 의해 data를 읽어내서 더함으로써 focusing을 한다. 이 방식의 장점으로서는 Rx뿐만 아니라 Tx까지 포함한 2-way focusing을 하므로, 최고의 해상도를 구현할 수 있다는 점이다. 그러나 한 element씩 fire하므로 acoustic power가 약

하고, target이 움직일 경우 motion blur가 생기는 약점을 가지고 있어 의료용이 아닌 비파괴검사에서 주로 사용되고 있다[19, 20].

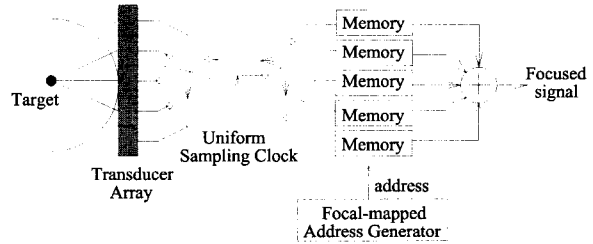


그림 8. Synthetic focusing의 개념도

Synthetic focusing의 약점을 보완한 것이 그림 9과 같은 일반적인 digital beamforming 방식이다. 이 방식에서는 synthetic focusing의 약점인 약한 acoustic power을 증가시키기 위해 Tx focusing을 하여 fire하고, 수신된 신호들을 A/D conversion하여 memory에 저장한 후, focal-mapped address로부터 data를 읽어서 focusing을 한다. 특히 A/D conversion시에 생기는 quantization error를 줄이기 위해 sampling rate을 100MHz이상으로 높여야 한다. 그러나 이는 현실적으로 불가능하고 대신에 interpolator를 사용하고 있다. 이 방식은 대부분의 회사에서 채택하고 있으나, quantization error가 만만치 않으며 이의 극복을 위한 interpolator도 쉽지 않은 현실이다.

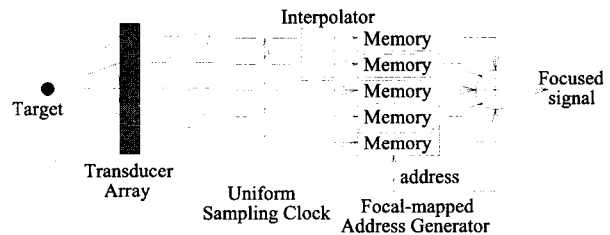


그림 9. 일반적인 Digital Beamforming의 개념도

메디슨에서는 pipelined sampled delay focusing(PSDF)이라는 고유 기술의 digital beamforming 방식을 사용하고 있다(그림 10). 기존의 analog beamforming 방식은 delay 소자를 이용하여 시간지연을 주고, 그 후에 더함으로써 focusing을 수행하는 방식(delay-sum-sampling)이고, 일반적인 digital beamforming 방식에서는 uniform sampling 후에 address를 이용하여 delay를 주는 방식(sampling-delay-sum)인 반면에, PSDF에서는 각 channel의 sampling clock에 각각 적당한 시간지연을 가한 후, FIFO(first-in first-out)와 adder를 통해 focusing이 수행된다(delayed sampling-sum)[21-26]. 즉, 그림 10에서와 같이 variable sampling clock generator (VSCG)를 이용하여 각 channel에 적당한 delayed sampling clock을 발생시키고, 각 channel에서 delayed sampling된 data들은 FIFO에서 정렬되고, adder에서 더함으로써 focusing이 된다.

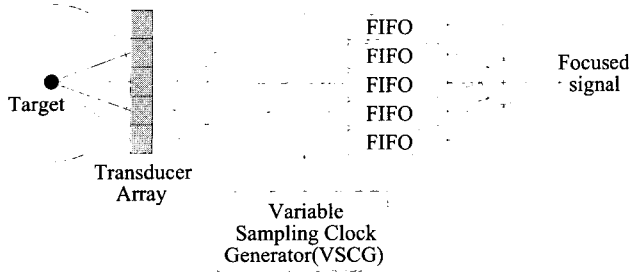


그림 10. PSDF의 개념도

PSDF의 기본 원리를 수식으로 나타내면 다음과 같다. 우선 array transducer의 j 번째 element로 들어온 초음파 신호는

$$x_j(t - \tau_j) = A(t - \tau_j) \cos \omega_0(t - \tau_j) \quad (5)$$

과 같이 modeling 할 수 있다. τ_j 는 j 번째 element의 신호와 center element로 들어온 신호 사이의 지연된 시간차이를 나타내며, focusing은 바로 이 시간의 차이를 보상하여 주는 것이다. 즉, 이 신호에 시간지연 d_j 을 준다는 것은 각 element 별로 ($\tau_j + d_j$)를 상수화하는 것을 의미한다. 원하는 만큼의 시간지연 d_j 를 인가하면

$$x_j[t - (\tau_j + d_j)] = A[t - (\tau_j + d_j)] \cos \omega_0[t - (\tau_j + d_j)] \quad (6)$$

가 되며, 이 신호를 sampling 주기, T_s 로 A/D conversion하면 k 번째 sample, x_{jk} 는 다음과 같이 전개된다.

$$x_{jk} = x_j[k T_s - (\tau_j + d_j)] = x_j(t - \tau_j) \cdot \delta[t - (k T_s - d_j)] \quad (7)$$

위 식에서 $\delta(\cdot)$ 는 sampling function으로 작용하여, 결국 처음 j 번째 element로 입사한 신호 $x_j(t - \tau_j)$ 를 d_j 만큼 시간지연을 두고 A/D conversion한 것과 같은 결과를 나타낸다.

이와 같은 PSDF의 가장 큰 장점은 비교적 싸게 만들 수 있다는 것이다. 또한 quantization error가 master clock에 의해 결정되므로 memory를 이용한 방식보다는 error가 적다.

4. Harmonic Imaging 기법

Harmonic imaging 기법은 90년대 들어 개발된 최신의 영상기법으로, 역시 초음파 영상의 해상도를 향상시키기 위하여 개발되었다. 기존의 일반적인 초음파 영상은 특정 주파수대역의 pulse를 보내 받아 초음파 영상을 만든다(그림 11). 그러나 인체에서 반사되어 되돌아온 신호는 원래의 fundamental frequency 뿐만 아니라, harmonic frequency가 포함되어 있다. 특히, 이 harmonic 성분에는 fundamental frequency의 2배가 되는 2nd harmonic frequency가 주를 이루고 있다(그림 12). Harmonic imaging 기법에서는 되돌아온 초음파 신호에서 2nd harmonic frequency만을 분리하여 초음파 영상을 만든다[27, 28, 29].

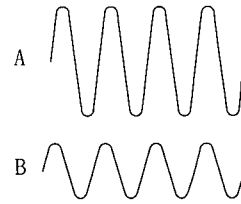


그림 11. 일반적인 초음파영상에서 특정 주파수의 (A) Tx wave와 (B) Rx wave

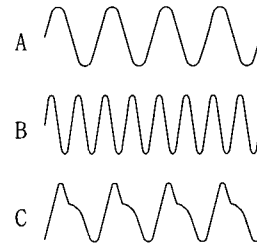


그림 12. 초음파 영상에서의 (A) fundamental 신호와 (B) harmonic 신호, (C) 되돌아온 echo 신호

4.1 Harmonic 성분의 발생

Harmonic imaging 기법에서 사용하는 2nd harmonic frequency는 초음파 영상진단장치에서 발생시킨 주파수가 아니며, 이는 인체의 내부에 주입한 기포(contrast agents)나 인체 내부의 scatterer의 nonlinear property에 의해 발생된다. 매우 작은 기포가 포함되어 있는 초음파용 contrast agents를 인체에 주사하면, 초음파 영상진단장치에 의해 발생된 초음파 pulse는 인체에 주사된 기포에서 반사되어 되돌아 옵니다(그림 13(B))과 동시에 음압(acoustic pressure)에 의해 기포를 진동시키다. 이 진동에 의해 harmonic 성분이 발생되어 되돌아온다(그림 13(C)).

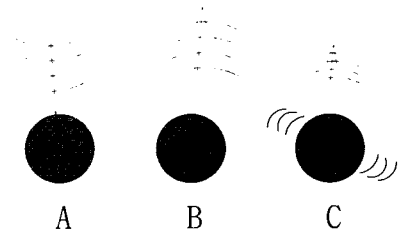


그림 13. (A) Transducer에서 기포(bubble)에 도달한 fundamental 신호와 (B) 기포에서 다시 반사되는 fundamental 신호, (C) 음압에 의해 기포가 진동하고, 이에 의해 발생하는 harmonic 신호

Contrast agents를 사용하지 않아도 인체에서 되돌아온 신호는 harmonic 성분을 포함하고 있다. 이는 sine wave를 이용하여 설명할 수 있다. 즉, 인체 내부의 soft tissue가 긴장(compressed)되어 있을 때는 초음파의 속도가 증가되고,

반대로 이완(relaxed)되어 있을 때는 초음파의 속도가 감소하는 성질에 의해서 harmonic 성분이 발생된다. 인체의 내부를 통과하는 sine wave는 pressure wave이며, 따라서 sine wave는 인체의 내부를 진행함에 따라 그림 14와 같이 tissue를 긴장(compression)과 이완(relaxation)시킨다.

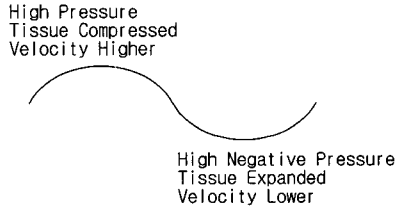


그림 14. Tissue를 진행하는 sine wave

즉, 인체의 내부를 진행하는 sine wave는 그림 15와 같이 중간부분이 c_0 의 속도로 진행한다면, 마루(top) 부분은 $c_0 + \Delta c$, 골(bottom) 부분은 $c_0 - \Delta c$ 의 속도로 진행한다. 따라서 sine wave는 인체의 내부를 진행함에 따라 파형이 왜곡되고, 이것이 harmonic 성분으로 나타난다. 이와 같이 soft tissue의 왜곡성질에 의해 나타나는 harmonic 성분은 초음파 영상의 mid field(3cm 15cm)에서 주로 많이 발생한다. Near field에서는 초음파가 인체의 내부를 진행하는 거리가 너무 짧아 파형이 충분히 왜곡되지 않고, 따라서 harmonic 성분이 거의 발생하지 않는다. 그리고 far field에서는 초음파의 진행거리가 너무 길어 발생된 harmonic 성분이 감쇄되어 fundamental 성분이 주를 이룬다(그림 16).

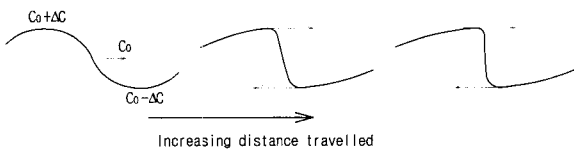


그림 15. 음압에 의한 sound velocity의 변화와 harmonic 성분의 발생.

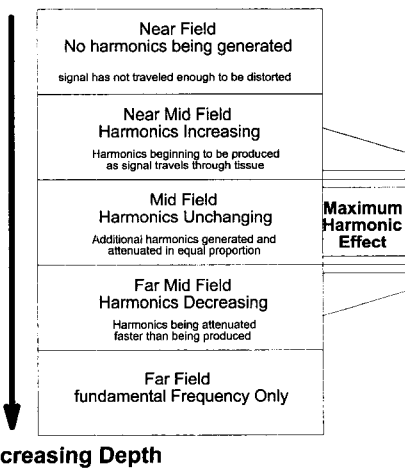


그림 16. 진행거리에 따른 harmonic 신호의 발생정도

4.2 Harmonic imaging

이와 같이 발생된 harmonic 성분으로 만든 초음파 영상은 그림 17과 같이 fundamental 성분으로 만든 영상에 비해 beam width가 좁고, side lobe가 더 낮아서, 결과적으로 해상도가 개선될 뿐 더러 contrast도 좋아진다.

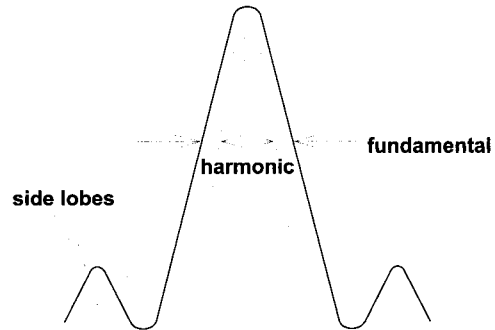


그림 17. Harmonic 신호의 beam profile

특히, 기존의 방식은 초음파가 tissue를 왕복함에 따라 aberration이 두 번 발생하는 것에 비해 harmonic imaging은 한번밖에 발생하지 않아 aberration에 의한 image의 degradation이 적다(그림 18). 그림 19과 20에 신장과 태아의 영상을 각각 fundamental image와 harmonic image로 비교하였다.

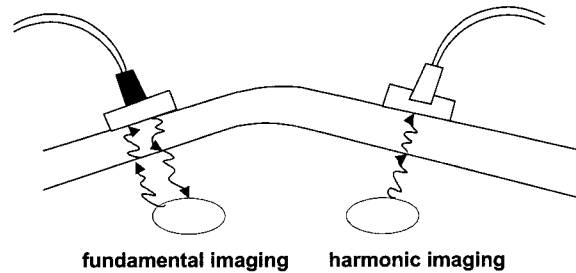
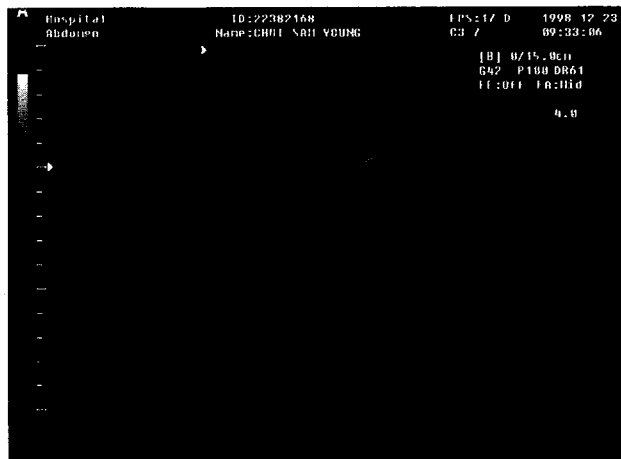


그림 18. Fundamental과 harmonic 신호의 aberration



(A)



(B)

그림 19. 신장에서의 (A) fundamental image와 (B) harmonic image의 비교



(A)



(B)

그림 20. 태아의 등뼈에서의 (A) fundamental image와 (B) harmonic image의 비교

5. Coded Excitation 기법

초음파 영상진단장치의 열악한 해상도를 개선하는 또 다른 방법은 높은 주파수대역의 transducer를 사용하는 것이다. 상대적으로 주파수가 높을수록 영상의 해상도는 개선된다. 그러나 높은 주파수의 초음파는 인체의 내부를 진행함에 따라 생기는 신호의 감쇄가 낮은 주파수의 초음파에 비해 월등히 커서, 깊이 위치하고 있는 장기의 진단에는 사용하기가 어렵다. 또한 soft tissue에서의 감쇄를 고려하여 송신 power를 높이는 방법은 transducer의 수명을 단축시키고 인체의 내부조직에 손상을 가할 수 있어 일정 power 이상은 초음파 영상진단장치에서 사용하지 않는다. 이 문제를 해결하기 위하여 radar system에서 사용하고 있는 coded excitation 기법을 초음파 영상진단장치에 적용하는 연구가 최근 들어 시도되고 있으며, 일부는 상용화에 성공하였다 [30-35]. 이는 signal processing에 의해서 위치정보를 제공할 수 있는 code화된 신호를 송신하고, 이를 통해 송신 power를 향상시키는 방식이다. 그림 21에 기존의 일반적인 방식과 coded excitation 방식을 개념적으로 나타내었다. 그리고 Coded excitation 기법의 신호의 흐름을 그림 22에 나타내었다.

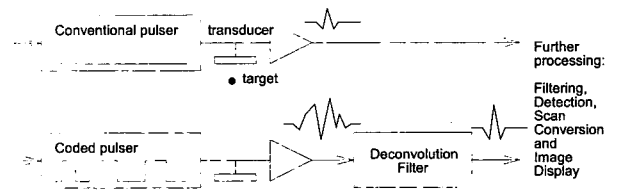


그림 21. 일반적인 excitation 방식과 coded excitation 방식의 개념도

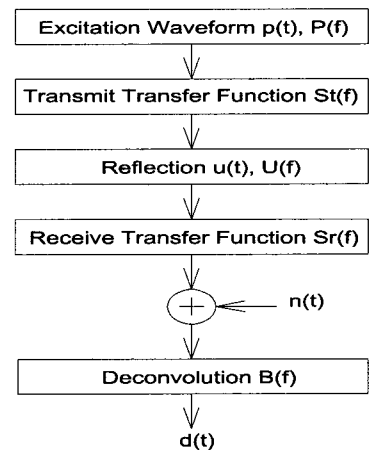


그림 22. Coded excitation 기법의 흐름도

위의 그림에서 $P(f)$ 는 송신신호이며, $St(f)$ 와 $Sr(f)$ 는 각각 송신기와 수신기의 인체 내부의 특성을 나타내는 전달함수

이다. $U(f)$ 는 반사체의 특성을 나타내고 있다. 기존 방식의 pulse를 사용하지 않기 때문에 수신된 신호만으로는 원하는 해상도를 얻을 수 없고, 수신된 신호에 대하여 deconvolution을 취해야 하며, 이를 $B(f)$ 로 나타내었다.

6. 3차원 초음파 영상기법

기존의 초음파 영상진단장치는 2차원 영상으로부터 임상 정보를 얻어왔으나, 최근 들어 수심에서 수백장의 2차원 초음파 영상으로부터 3차원 영상을 얻기 위한 시도가 이루어지고 있으며, 메디슨은 90년대 중반에 본격적인 3차원 초음파 영상진단장치를 성공적으로 개발하여 상품화하였다. 이 3차원 초음파 영상진단장치는 임상적 가치가 매우 큰 첨단 의료장비로서, 기존의 2차원 영상장치에 비해 system의 복잡도가 매우 높다. 일반적으로 3차원 초음파 영상장치는 여러 frame의 2차원 영상을 얻고, 이를 3차원 영상기법을 이용하여 3차원 영상을 구성한다. 이와 같은 3차원 초음파 영상기법은 크게 3-D data의 획득(acquisition)과 reconstruction, 그리고 이의 projection 및 display부분으로 나뉜다[36, 37].

3차원 data의 획득은 2-D array transducer를 사용하여 얻거나, 기존의 1-D array transducer를 이용하여 얻을 수 있다. 2-D array transducer를 사용하여 data를 얻는 것[38, 39]은 system의 복잡도가 매우 커져 아직은 연구단계에 있다. 이에 반해 1-D array transducer를 사용하여 data를 얻는 방식은 비교적 system의 복잡도가 2-D array transducer를 이용하는 방식에 비해 높지 않아, 이미 상용화에 이르렀다. 이 방식은 다시 motor를 이용한 mechanical scan과 hand-free scan으로 구분되어진다(그림 23).

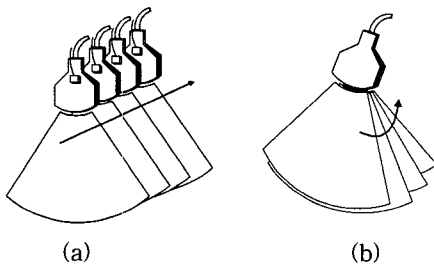


그림 23. 1-D Probe를 이용한 3차원 data의 획득
a) Hand-free scan (b) mechanical scan

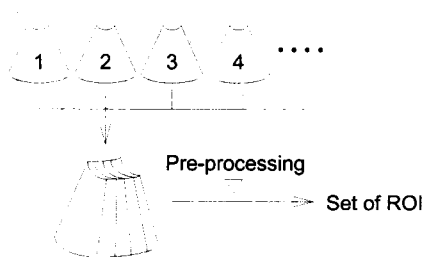


그림 24. 3차원 data의 pre-processing

얻어진 data는 본격적인 reconstruction을 하기 전에 pre-processing으로서 interpolation과 filtering을 수행한 후에 region of interest(ROI)를 set한다(그림 24, 25).

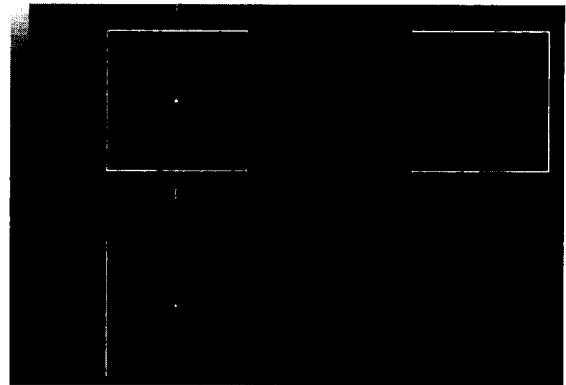


그림 25. Set of ROI

3D reconstruction은 sectional reconstruction과 surface rendering, volume rendering으로 구분된다. Sectional reconstruction은 얻어진 3차원 data를 이용하여 user가 원하는 임의의 단면에서의 2-D 영상을 보여주기 위한 기능이다. Surface rendering은 임의의 threshold보다 어두운 voxel들을 제거하는 regional extraction과 small cube나 marching cube등을 이용한 geometrical modeling, 보이는 각도의 정하기, parallel 또는 perspective projection, 그리고 마지막으로 물체의 표면의 orientation에 따른 shading 등의 작업들을 거쳐 완성된다(그림 26). Volume rendering mode는 regional extraction이나 geometrical modeling 등의 작업없이 3차원 영상을 display하는 것으로 surface rendering에 비해 transparent view가 가능하다는 장점을 가지고 있다(그림 27, 28).

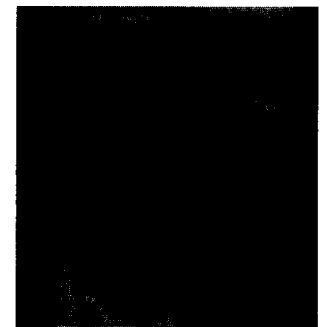


그림 26. Surface rendering image

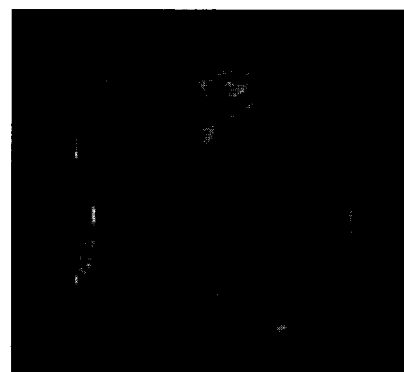


그림 27. Volume rendering image

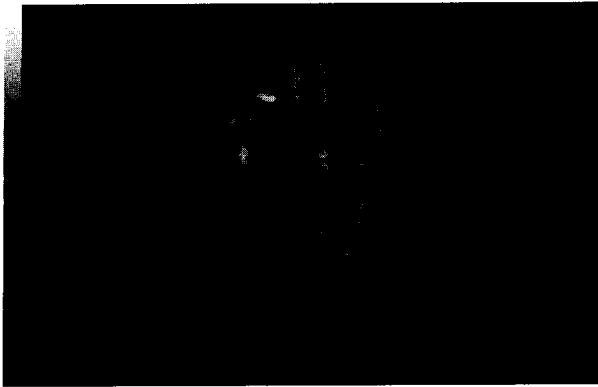


그림 28. Volume rendering image의 transparent view

7. 앞으로의 과제

지금까지 초음파 영상진단장치의 해상도를 향상시키기 위한 digital beamforming 기술과 harmonic imaging 기법, coded excitation 기법, 그리고 임상에서의 보다 쉬운 진단을 위한 초음파 3차원 영상기법에 대하여 간략하게 알아보았다. 그러나 초음파 신호의 특성상 CT나 MRI에 비해 더 좋은 해상도를 갖는 초음파 영상은 얻을 수 없으며, 따라서 해상도는 초음파 영상진단장치에서 영원한 숙제일 수밖에 없다. 초음파 영상에서 해상도의 향상을 위한 앞으로의 과제는 보다 더 정확한 beamforming을 위하여 phase aberration correction technique을 완성하여야 할 것이다. Phase aberration correction technique은 최근 들어 활발히 연구되고 있는 분야로서, 주로 매질내에서의 초음파의 velocity를 estimation하여 그 결과를 beamforming에 반영하는 방향으로 연구되고 있다. 이 연구에서의 최대 난제는 phase aberration correction하는 algorithm을 어떻게 초음파 영상진단장치에 반영하여 real-time imaging이 가능하도록 하는가 이다. 즉, 초음파의 속도를 일정한 상수(1540m/sec)로 보고 구현한 지금까지의 beamforming 방식에 비해, 서로 다른 매질, 예를 들면 간과 지방층에서의 초음파의 속도를 이용하여 각각 estimation하여 beamforming을 하므로 보다 향상된 초음파 영상을 얻을 수 있을 것이다. 그리고 phase aberration correction과는 별도로 연구되고 있는 분야가 바로 2-way dynamic focusing 분야이다. 2-way dynamic focusing분야는 receive 뿐만 아니라 transmit할 때에도 dynamic focusing을 하여 해상도를 향상시키는 연구이다. 특히 기존의 synthetic focusing 방식은 2-way dynamic focusing이 가능함에도 불구하고 frame rate의 저하와 acoustic power가 약하다는 단점으로 인하여 의료 영상분야에서는 적용이 어렵지만, 새롭게 연구되고 있는 2-way dynamic focusing은 frame rate의 저하를 최소화하고 acoustic power를 높이면서 해상도의 향상을 기하고 있어 그 귀추가 주목되고 있다.

한편 초음파 영상진단장치가 상대적으로 열악한 해상도

로 인하여 영상의 질이 좋지 않음에도 불구하고 CT나 MRI에 비해 더 많이 각광을 받는 가장 주된 이유는 바로 real-time imaging이 가능하기 때문이다. 메디슨에 의해 상용화된 3차원 초음파 영상진단장치는 상용화의 초기에 real-time operation이 불가능하였으나, 최근 들어 강력한 processor를 이용하여 계산능력을 보강한 결과, 초당 3-4 volume 정도로 처리할 수 있게 되었다. 3차원 초음파 영상 기법은 메디슨에서 계속 연구되어지고 있는 분야이며, 가까운 장래에 초당 15 volume 이상을 처리할 수 있는 real-time 3차원 초음파 영상진단장치가 개발될 예정이다.

초음파 영상진단장치가 real-time imaging이라는 장점이 외에 다른 영상진단장치에 비해 더 많이 사용되고 있는 또 다른 이유는 가격이 싸기 때문이다. 이와 같은 초음파 영상진단장치의 장점을 극대화한 것이 바로 handheld ultrasound이다. Handheld ultrasound는 손바닥 크기 만한 공간에 display 장치와 입력장치, 그리고 모든 전자회로들을 집적하여 mobility를 크게 향상시킨 장치이다. 즉, 병원의 초음파 영상진단장치가 있는 방에 환자가 가서 진단을 받는 것이 아니라, 의사가 초음파 영상진단장치를 가지고 이동하면서 환자를 진단할 수 장치이다. 이와 같은 고밀도의 집적기술은 ASIC technology의 발전에 힘입은 바가 크다. 초음파 영상진단장치의 집적기술은 우선 analog front-end와 digital beamforming, echo processing, DSC들을 각각 one chip화 하여야 하며, 이 기술들을 적용한 handheld ultrasound가 최근에 상품화에 성공하였다. 그러나 초음파 영상진단장치로서의 기본적인 기능만을 구현하였으며, 아직은 high-end 제품들이 가지고 있는 기능들의 구현은 요원한 실정이다. 이를 위하여서는 one-chip화할 수 있는 새로운 algorithm이 개발되어야 한다. 그리고 초음파 영상진단장치의 주변기술이라고 할 수 있는 power supply의 소형화가 이루어져야 하며, 진단한 영상의 저장이 용이하도록 소형의 storage media의 장착이 가능하여야 한다. 더불어 의료취약지구나 전투지역에서도 사용할 수 있도록 network 기능도 있어야 한다. 이와 같은 기능들이 모두 구현되었을 때에 비로소 handheld ultrasound는 청진기를 대신할 수 있는 영상진단장치가 될 것이다.

참고문헌

- [1] A. Macovski, *Medical Imaging System*, Prentice-Hall, 1983.
- [2] J. F. Havlice and J. C. Taenzer, Medical Ultrasonic Imaging: An Overview of Principles and Instrumentation, *Proceedings of IEEE*, vol. 67, no. 4, pp. 620-640, April 1979.
- [3] A. Macovski, Ultrasonic Imaging using Arrays, *Proceedings of IEEE*, vol. 67, no. 4, pp. 484-495, April 1979.
- [4] M. O'Donnell and S. W. Flax, Phase Aberration Measurements in Medical Ultrasound: Human Studies, *Ultrasonic Imaging*, 10, pp. 1-11, 1988.
- [5] S. W. Flax and M. O'Donnell, Phase Aberration Correction using Signals from Point Reflectors and Diffuse Scatterers: Basic Principles, *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferro., Freq.*

- Control, vol. 35, no. 6, 1988.
- [6] M. O'Donnell and W. E. Engeler, Correlation-Based Aberration Correction in the Presence of Inoperable Elements, *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferro., Freq. Control*, vol. 39, no. 6, 1992.
- [7] L. Nock and G. E. Trahey, Phase Aberration Correction in Medical Ultrasound using Speckle Brightness as a Quality Factor, *J. Acoust. Soc. Am.*, 57(2), 85(5), 1989.
- [8] Zaho and Trahey, Comparisons of Image Quality Factors for Phase Aberration Correction with Diffuse and Point Targets: Theory and Experiments, *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferro., Freq. Control*, vol. 38, no. 2, 1991.
- [9] M. E. Schafer and P. A. Lewin, The Influence of Front-End Hardware on Digital Ultrasonic Imaging, *IEEE trans. Sonics Ultrasonics*, vol. SU-31, no. 4, pp. 295-306, July 1984.
- [10] D. W. Baker, Pulsed Ultrasonic Doppler Blood-Flow Sensing, *IEEE Trans. Sonics Ultrasonics*, vol. SU-17, no. 3, pp. 170-185, 1970.
- [11] R. Omoto and C. Kasai, Basic Principles of Doppler Color Flow Imaging, *ECHOCARDIOGRAPHY*, vol. 3, no. 6, pp. 463-473.
- [12] M. Azimi and A. C. Kak, An Analytical Study of Doppler Ultrasound Systems, *Ultrasonic Imaging*, vol. 7, no. 1, pp. 1-48, 1985.
- [13] L. I. Halberg and K. E. Thiele, Extraction of Blood Flow Information using Doppler-Shifted Ultrasound, *Hewlett-Packard Journal*, vol. 37, no. 6, pp. 35-40, June 1986.
- [14] C. Kasai, K. Namekawa, A. Koyano, and R. Omoto, Real-Time Two-Dimensional Blood Flow Imaging using An Autocorrelation Technique, *IEEE Trans. Sonics Ultrasonics*, vol. SU-32, pp. 458-464, 1985.
- [15] S. C. Leavitt, B. F. Hunt, and H. C. Larsen, A Scan Conversion Algorithm for Displaying Ultrasound Images, *Hewlett-Packard Journal*, vol. 34, no. 10, pp. 30-34, Oct. 1983.
- [16] J. Ophir and N. F. Makland, Digital Scan Converters in Diagnostic Ultrasound Imaging, *Processings of IEEE*, vol. 67, no. 4, pp. 654-664, April 1979.
- [17] M. H. Lee, J. H. Kim, and S. B. Park, Analysis of a Scan Conversion Algorithm for a Real Time Sector Scanner, *IEEE Trans. Medical Imaging*, vol. MI-5, no. 2, pp. 96-105, June 1986.
- [18] S. W. Lee and S. B. Park, A New Scan Conversion Algorithm for Ultrasound Compound Scanning, *Ultrasonic Imaging*, vol. 7, pp. 215-224, July 1985.
- [19] D. K. Peterson and G. S. Kino, Real-Time Digital Image Reconstruction: A Description of Imaging Hardware and An Analysis of Quantization Errors, *IEEE Trans. Sonics Ultrasonics*, vol. SU-31, no. 4, pp. 337-351, 1984.
- [20] G. S. Kino, Acoustic Imaging for Nondestructive Evaluation, *Proceedings of IEEE*, vol. 67, no. 4, pp. 510-525, April 1979.
- [21] M. H. Lee and S. B. Park, New Continuous Dynamic Focusing Technique in Ultrasound Imaging, *Electronic Letters*, 21, 17, pp. 49-51, 1985.
- [22] S. W. Lee, M. H. Lee, and S. B. Park, A High Performance Variable Sampling Clock Generator for the Nearest Neighbor Sampling Technique, *IEEE Trans. Instrumentation and Measurement*, vol. IM-36, no. 3, pp. 707-710, 1987.
- [23] J. H. Kim, T. K. Song, and S. B. Park, A Pipelined Sampled Delay Focusing in Ultrasound Imaging Systems, *Ultrasonic Imaging*, 9, pp. 75-91, 1987.
- [24] K. Jeon, M. H. Bae, S. B. Park, and S. D. Kim, An Efficient Real Time Focusing Delay Calculation in Ultrasonic Imaging System, *Ultrasonic Imaging*, 16, no. 4, pp. 231-248, 1994.
- [25] S. H. Chang, S. B. Park, and G. H. Cho, Phase- Error-Free Quadrature Sampling Technique in the Ultrasonic B-scan Imaging System and its Application to the Synthetic Focusing System, *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferro., Freq. Control*, vol. 40, no. 3, pp. 216-223, 1993.
- [26] S. H. Chang, K. Jeon, M. H. Bae, and S. B. Park, Sampling Point-Wise Digital Dynamic Focusing in the Receive Mode of an Ultrasonic Linear Array Imaging System, *Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1163-1165, Baltimore MD., 1993.
- [27] B. Ward, A.C. Baker, and V.F. Humphrey, Nonlinear propagation applied to the improvement of resolution in diagnostic medical ultrasound, *J. Acoust. Soc. Am.*, 101(1), pp. 143-154, January 1997.
- [28] T. Christopher, Finite Amplitude Distortion-Based Inhomogeneous Pulse Ultrasonic Imaging, *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferro., Freq. Control*, vol. 44, no. 1, 125-139, 1997.
- [29] Harmonic Imaging, GE Ultrasound Technology Update.
- [30] B. Haider, P.A. Lewin and K.E. Thomenius, Pulse elongation and Deconvolution Filtering for Medical Ultrasonic Imaging, *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferro., Freq. Control*, vol. 45, no.1, 1998.
- [31] Matthew O'Donnell, Coded Excitation system for improving the penetration of Real-Time phased-Array imging systems, *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferro., Freq. Control*, vol. 39, no. 3, 1992.
- [32] A. W. Rihaczek and R. M. Golden, Range Sidelobe Suppression for Barker Codes, *IEEE Trans. AES*, vol. AES-7, no 6, 1971.
- [33] Laurence R. Welch and Martin D. Fox, Practical Spread Spectrum Pulse Compression for Ultrasonic Tissue Imaging, *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferro., Freq. Control*, vol. 45, no 2, 1998.
- [34] A.R. Brenner, K. Eck, W. Wilhelm, and T.G. Noll, *Improved Resolution and Dynamic Range in Medical Ultrasonic Imaging Using Depth-Dependent Mismatched Filtering*, *Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium*, Toronto, 1997.
- [35] Pai-Chi Li, Emad Ebbini, Matthew O'Donnell, A New Filter Design Technique for Coded Excitation Systems, *IEEE Trans. Ultrasonics, Ferro., Freq. Control*, vol. 39, no. 6, 1992.
- [36] K. Baba and D. Jurkovic, *Three-Dimensional Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, Parthenon Publishing, 1997.
- [37] J. K. Udupa and G. T. Herman, *3D Imaging in Medicine*, CRC Press, 1991.
- [38] T. Kojima, Matrix Array Transducer and Flexible Matrix Transducer, *Proceedings of IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 649-654, Williamsburg, USA, 1986.
- [39] S. W. Smith, G. E. Trahey, and O. T. von Romm, Two Dimensional Array Ultrasound Transducers, *Journals Ultrasound Med.*, 11, S43, 1992.

저 자 소 개



장성호 (張誠浩)
 1963년 2월 18일생. 19885년 2월 서강대 전 자공학과 졸업. 1987년 2월 KAIST 전기 및 전자공학과 졸업(석사). 1993년 2월 KAIST 전기 및 전자공학과 졸업(공학박). 1987년 1월- 현재 (주) 메디슨 연구소 수석연구원.