

초음파 영상 진단장치

이 민 화

(주식회사 메디슨 대표이사)

1. 서 론

인체내부를 절단하지 않고 관찰할 수 있는 단층촬영 기술은 현대 의료진단에 있어서 필수불가결의 중요성을 지니고 있으며 최근의 전자공학의 발전에 힘입어 날로 발전하고 있다. 현재 사용되고 있는 단층 촬영 기술에는 X-ray, MRI, 초음파 진단장치등이 있다. 이들의 특성이 표1-1에 나타나 있으며 표1-2에 의료진단기기의 세계시장의 추이를 실었다. 이 중에서 MRI 및 초음파 진단장치는 인체에 무해한 장점을 지니고 있으며 특히 초음파 진단장치는 가격이 저렴하고 실시간 촬영이 가능하다. 이에 따라 초음파 진단장치는 내과, 방사선과, 소아과, 산부인과등의 모든 의학분야에 필수적인 진단장치로 그 수요가 날로 증가하고 있는 추세이어서 선진 외국에서는 이미 10년전부터 부가가치가 높은 첨단제품으로 개발에 많은 노력을 기울여왔다. 국내에서는 최근에 이르기까지 전량 수입에 의존하여 왔으나 '83~현재까지 기업

표1-2 세계시장의 추이

종 류	연 도	'87	'88	'89
X-ray CT		6.0	65.5	5.5
N M R		2	2.7	3.5
초 음 파		12	1.4	17

주도형 국책연구과제로 KAIST에서 Linear 및 Linear/Sector혼합형 진단장치와 Doppler진단장치의 개발에 성공하였으며 (주)메디슨에서 이를 상품화 하는데 성공하였다. [1, 2, 3]

그러나 아직도 초음파진단기의 발전가능성은 무궁하며 본 논문에서는 이러한 연구추세를 간략히 소개 하는데 그 목적을 두고 있다.

1.1 원리

그림 1-1은 일반적인 초음파진단기의 원리를 나타

표1-1 단층촬영기의 비교

	X-ray	NMR	초 음 파
유 해 성	극히 나쁨	무 해	무 해
동 작 시 간	수 분	수분-수십분	1/30~1/20초
용 량	머리, 신체전부위	머 리	심장, 복부, 안구
시 장 추 세	감 소	증 가	증 가
대 당 가 격	30~100만\$	100~200만\$	1~15만\$
해 상 도	우 수	우 수	불 량

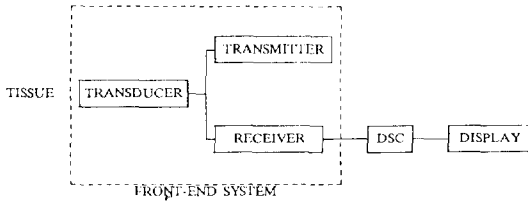


그림 1-1 초음파 진단장치의 구성도

낸다 Transducer에서 전기적 신호를 초음파로 바꾸어 인체로 방사한다. 인체 내를 진행하는 초음파 신호는 매질중 특성 Impedance의 불연속면에서 반사파가 생기게 되고 여러 경계면이 있을 경우 거리에 따라 순차적으로 반사되어 되돌아 오게 된다. 반사되어 온 초음파 신호는 Transducer에서 다시 전기적 신호로 변환되고 증폭, 정류, Filtering을 거치게 된다. 이때 변환된 신호는 거리에 따른 초음파 감쇄를 보상하여 주는 TGC회로를 거쳐 Dynamic range가 대단히 넓으므로 Compress한 후, 적당한 Signal processing을 거쳐 Monitor에서 영상화 된다.[4].

1.2 문제점

초음파진단기는 Pulse-echo방식이 주류를 이루고 있으나 아직도 다음의 여러 문제를 내포하고 있다.

가. 낮은 분해능

초음파 신호는 X-ray에 비해 파장이 길어 Axial resolution이 크게 저하된다. 이를 개선하기 위해서는 초음파 신호의 주파수가 높아져야 하나 이경우 초음파 신호의 감쇄가 크므로 인체의 심부검사에는 적합하지 않다.

실제 진단시에는 Axial resolution보다는 Lateral resolution이 더욱 중요하며 이는 Transducer의 Aperture size 및 초음파 신호의 대역폭에 좌우된다.

나. 비선형적 진행 특성.

초음파 신호는 인체의 내부를 진행하면서 여러가지 비선형적인 영향을 받아 화면에 표시되는 영상과 실제 인체의 내부단면과는 차이가 생긴다. 이 중 다음의 3가지 영향이 가장 크다.

- a) Inhomogeneous Attenuation.
- b) Beam softening
- c) Inhomogeneous Velocity Distribution.

a)는 인체내의 감쇄계수가 균일하지 않으므로

TGC에 의한 보상이 정확하지 않게 되어 반사계수와 화면상의 밝기가 일치하지 않게 된다.

b)항은 인체의 표피와 심부에서 반사된 신호의 Spectrum이 각각 틀려 신호처리에 문제가 생긴다.

c)항은 특히 지방층이 두꺼운 경우 문제가 되며 이에따라 이론적인 Focusing거리와 실제 Focusing거리가 다르게 되어 영상이 제대로 나타나지 않는다.[4]

다. System의 문제.

초음파진단기가 완벽하지 않으므로 각 부분의 조화가 필요하다.

라. Speckle pattern.

초음파의 반사체가 작은 경우 Phase가 Random하게 되어 화면상에 반점이 생기게 된다. 이를 Speckle noise라 한다.

2. 본 론

본 절에서는 앞에서 열거한 문제점들을 해결하기 위한 여러 연구결과를 각 부문별로 고찰한다.

2.1 Transducer

Transducer는 초음파영상의 질을 결정하는데 가장 중요한 역할을 담당하고 있다. 일반적인 변환소자는 그림2-1과 같이 구성된다. 먼저 압전체인 PZT에서 발생된 신호는 인체와 PZT의 Impedance를 맞추어주는 Matching layer를 거치게 되며 후면 반사를 줄이기 위해 Backing layer를 장착한다. 이중 Backing layer의 설계가 매우 중요하다.

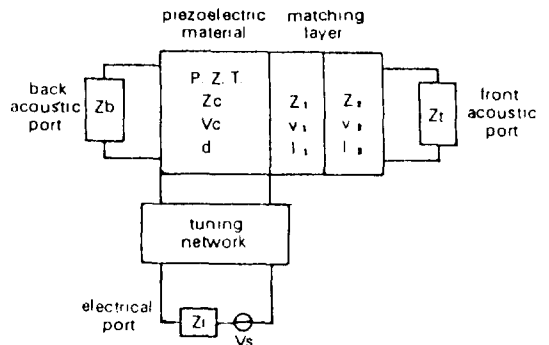


그림 2-1 일반적인 변환자의 구성도

초음파 Transducer의 가장 중요한 제원은 Sensitivity와 대역폭이다. 이 두가지는 서로 상호 배타적인 관계에 있어 여하히 Sensitivity를 증가시키며 대역폭을 넓히는가 하는데에 있다.

또한 새로운 소자로써 PZT대신 PVDF가 연구되고 있다. PVDF는 가공이 쉬우며 특히 인체와 특성 Impedance가 거의 동일하므로 Matching layer가 필요없다는 장점이 있으나 Sensitivity가 낮아 아직은 실용화에 문제가 있다.

전자적인 Focusing을 위하여 Array-Transducer가 널리 사용되는데 이경우 각 소자간의 간섭을 최대한 줄이는 것이 문제가 되고 있다. 이에 따라 Cutting기술이 더욱 중요시되고 있다.

현재 KAIST에서 단일소자 Transducer의 연구가 완료되어 서울대에서 Array Transducer개발에 착수하였다.

2.2 Front end[5]

Front end는 초음파신호를 여기시키는 Pulser및 수신된 신호의 처리를 하는 Receiver로 구성되며 영상의 화질에 결정적 역할을 하고 있다.

가. Pulser

Pulser는 그림 2-2와 같이 Axial Resolution을 증가시키기 위해 T_p 를 짧게 하고 S/N비를 높이기 위하여 V를 충분히 키워 Transducer를 여기시킨다. 그러나 발생된 초음파신호는 그림 2-3와 같이

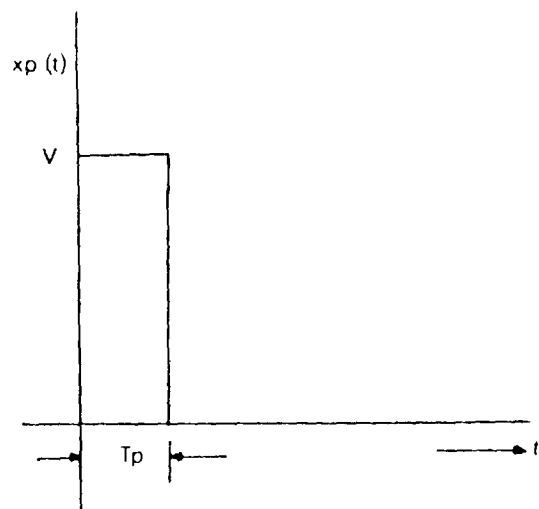


그림 2-2 exciting pulse

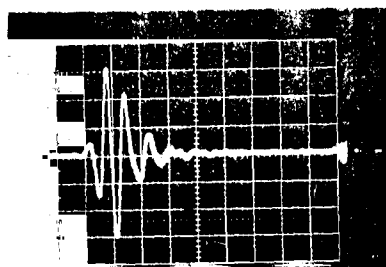


그림 2-3 변환자의 pules echo 파형

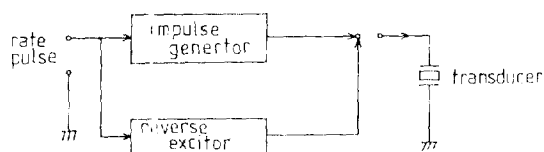


그림 2-4 역 여기 방법의 구성도

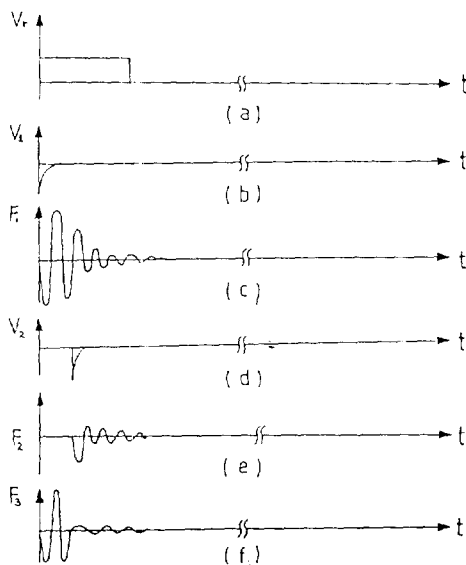


그림 2-5 역여기 방법의 Timing Diagram

- a) Rate pulse b) 변환자 여기전압
- c) 변환자 송신음압 d) 변환자 역여기 전압
- e) 변환자 역여기 음압 f) 최종 송신 음압

Ringings이 생겨 Axial Resolution의 저하를 초래한다. KAIST에서는 이같은 Ringing을 제거하여 Axial resolution을 증가시키는 역여기방법을 제안하여 현재 Medison에 의해 실용화되어 있다. [6] 그림

2-4, 5가 구성도와 Timing Diagram을 나타낸다.

또한 지금까지 사용되어 온 단일극성의 방식인 경우 신호의 손실이 크며 PZT Depolarization, 이상 Mode발진등의 여러 문제들을 내포하고 있어 양극성의 여기방식이 제안되고 있다. 현재 KAIST에서는 최대의 Power gain을 얻으며 분해능을 유지하는 Tri-Phase방식을 연구하고 있다.

나. Receiver.

수신된 초음파신호는 광대역, 저잡음의 증폭기를 거친후 인체내의 감쇄를 보상하는 TGC와 Beam Softening현상을 보완하기 위한 Dynamic Filter, Dynamic Range를 사람의 눈에 맞게 Compress하는 Log Amp등을 거쳐 Envelope detection을 한다.

이중 TGC에서는 각 주사선마다 일정하지 않은 감쇄를 정확하게 보상하여 주지 못하고 있다. 따라서 현재 반사신호로부터 감쇄 계수를 얻어 내리는 연구가 활발히 진행중에 있으며 KAIST에서는 LMSE Filter와 Median Filter를 이용한 반사신호의 감쇄계수 예측연구가 진행중이다. [7]

2.3 Focusing and Steering

가. Focusing

초음파영상의 분해능을 결정하는 데에는 Focusing이 가장 큰 역할을 하며 이의 의미는 그림2-6과 같이 진행경로에 따른 시간차이의 보상이라 할수 있다.

Focusing은 Transmit(TX) focusing과 Receive (RX) focusing으로 나누며 이는 Focal point까지의 도달 시간의 차이를 전자적인 지연회로에 의해 수행된다.

TX Focusing은 한 주사선에 대하여 한점밖에는 Focusing을 할수 없으므로 여러 점을 Focusing하기 위해서는 여러번 초음파신호를 발생시켜야 한다. 따라서 Frame rate이 낮아져 실시간 진단이 어렵게 되므로 현재의 연구추세는 RX Focusing에 집중되어 있다. RX Focusing에서는 동적으로 집속점을 변화시키므로 구현회로가 매우 복잡하여 진다. 현재는 RX Focusing시 집속점을 충분히 늘리며 동시에 간단한 구현회로를 모색하고 있다.

현재까지는 기존의 지연회로인 LC Delay line을 대체하기 위하여 Phase와 Group delay를 분리하여

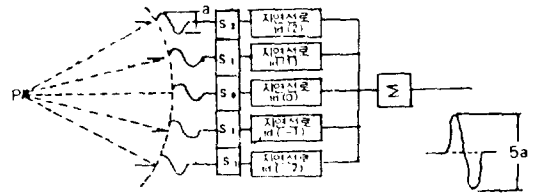


그림 2-6 Conventional Focusing회로.

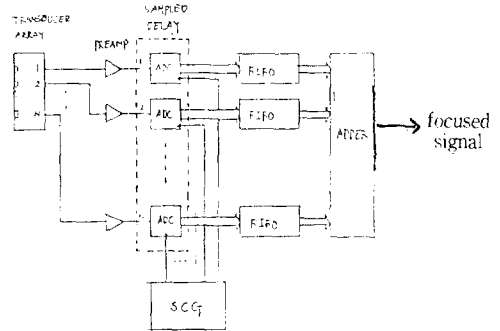


그림 2-7 Sampled Delay Focusing

처리하는 방식, 2nd-order sampling방식, Synthetic focusing방식등이 연구되어 왔으나 상품화하기에는 어려운 실정이다. [8]

KAIST에서는 간단한 회로로 연속적인 Focusing이 가능한 획기적인 연구결과를 Sampled delay focusing (SDF)이라는 이름으로 발표하여 현재 Medison에서 실용화중에 있다.

SDF의 기본 개념은 초음파신호를 지연시켜 Focusing(그림2-6)하는 것이 아니라 그림2-7와 같이 Sampling clock을 지연시켜 Sampling후 Data를 저장시킨다. 이후 최대 Delay channel에서 Sampling될 때까지 나머지 Channel의 Sampled data는 First-in First-out(FIFO)에 계속 저장된다. 최대 Delay Channel에서 Sampling data가 FIFO로 들어오면 이때 각 Channel의 Sampled data를 더함으로써 집속된 초음파신호를 얻게 된다. 즉 FIFO는 임의의 Curvature를 가지고 들어오는 초음파신호들을 Linerization하여 주는 역할을 한다. [10]

이와 같은 SDF Algorithm에 의해 모든 Pixel에서의 Dynamic Focusing이 간단한 Hardware로 실현이 가능하게 된다.

이외에 각 초음파소자의 수신신호를 A/D변환하여 기억시킨후 집속시키는 Synthetic Focusing은 높은 A/D변환주파수를 요구하기 때문에 아직은 실용화가

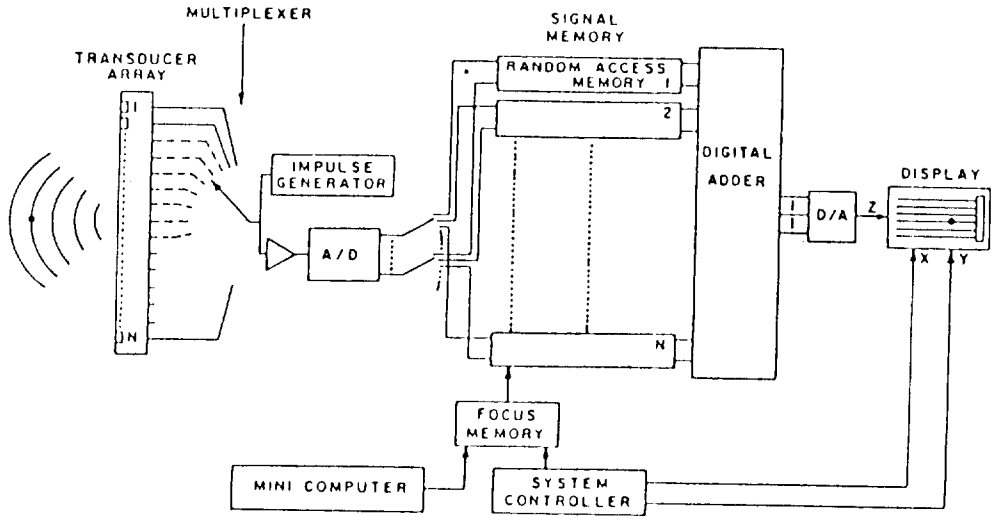


그림 2-8 Synthetic Focusing

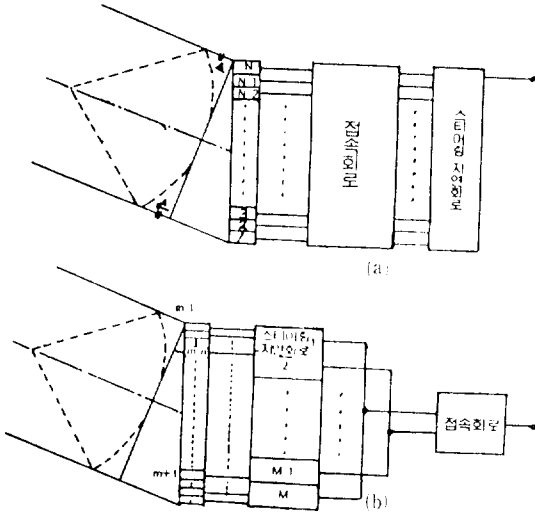


그림 2-9 (a) Conventional Steering
(b) F.E.S.

요원한 실정이다. [10] (그림2-8)

나. Steering.

Sector scan의 경우 초음파신호의 각도를 변화시켜야 하며 여기에는 Phased array를 이용한 전자적 Steering과 Single element를 이용한 기계적 Steering방식이 있다. 이중 전자적 Steering방식은 Focusing회로와 함께 구현회로가 매우 복잡하여 현재는 기계적 방식이 선호되고 있다.

KAIST에서는 Phased array에 의한 Steering 및

Focusing을 간단한 회로로 수행하는 Front End Steering(FES)을 연구 발표하였다. 이 방식은 기존의 Focusing후 Steering하는 방식에 비해 회로가 간단하여 연속집속의 경우 그 잇점이 매우 크다. [11] (그림2-9)

2.4 Digital Scan Converter.(DSC)

DSC는 수신된 초음파신호를 Digitize하여 각종 영상처리를 한후 TV화면에 표시하여 주는 부분으로 Linear scan용과 Sector scan용이 있으며 획득좌표와 Monitor 좌표가 서로 틀린 Sector Scan용 DSC가 주로 연구되고 있다.

가. 영상처리기능.

최초의 초음파진단기에 비해 영상처리 기능이 점차 강화되어 왔으며 특히 Digital filter, Frame averaging, Histogram equalization등의 Digital signal processing기술이 도입되어 실용화 되어 있다.

Medison에서는 사람의 눈에 가장 좋은 영상을 얻기 위하여 Automatic-Optimum-Histogram-Modification을 연구중에 있다.

나. Sector용 DSC[12]

Sector scan시 신호의 획득은 극좌표에서 행해지고 신호의 표시는 직각좌표에서 수행되므로 이 사이의 DSC에서 좌표변환이 요구된다. 이를 위하여 여러가지 논문이 발표된 바 있다.

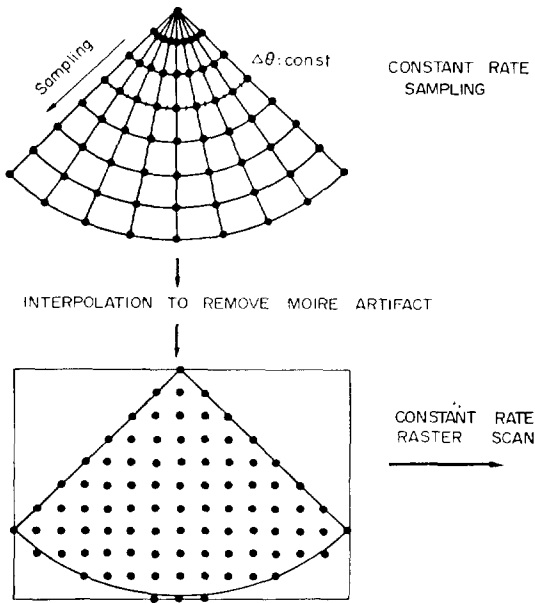


그림 2-10 Conventional Method

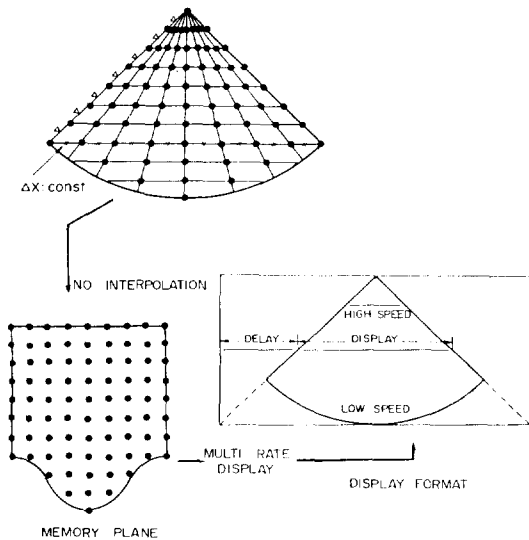


그림 2-11 U.L.A.

a. Conventional Method.

기본적으로 Sector scan시에는 그림2-10에서와 같이 극좌표계에서 Data를 얻어 이를 직각좌표계인 TV화면에 표시하여야 한다. 따라서 두개의 서로 다른 좌표계 사이에 있는 DSC에서 좌표변환을 해주어야 한다. 이를 위한 기존의 일반적인 방법들은

Point-to-point mapping을 하는 Nearest Neighbor Interpolation Algorithm(NNIA), 주사선과 주사선 사이에 가상의 Interpolated주사선을 삽입하는 Fill-in algorithm, 인접한 여러 Sampled data로부터 2-D Interpolation을 하는 R- θ Interpolation등이 있으나 이는 정확한 좌표변환이 아니기 때문에 Position error, Reconstitopm error, Interpolation error등을 피할수 없다.

b. Uniform Ladder Algorithm(ULA)

이와 같은 좌표변환에 의해 생기는 단점을 없애기 위해 좌표변환이 필요없는 ULA라는 새로운 Algorithm이 KAIST에 의해 발표되어 Medison에서 실용화되어 있다.

이 방식에서 극좌표계가 아닌 그림2-11과 같은 Y- θ Space에서 Scan angle을 변화시켜가며 Sampling을 행함으로써 DSC에서 Interpolation이 필요없어 Reconstruction error가 제거되고 Y방향의 1-D Interpolation(LPF)만 필요하게 된다.

이러한 ULA의 구현을 위해서는 Sampling주파수와 Display주파수를 계속 변화시켜주는 Multi-rate clock generator를 필요로 한다. 이와 같은 ULA는 구성이 매우 간단하고도 error가 없다는 장점때문에 Sector scan시 매우 유용하며 실용화해본 결과 매우 만족할만한 결과를 얻은 바 있다.

2.5 Doppler and Color Flow Mapping(CFM)

초음파진단기에서 Doppler system은 Doppler효과를 이용하여 혈류의 속도및 방향을 측정하는 장치이다. 이와 같은 Doppler system은 크게 CW Doppler system과 PW Doppler system으로 나누어 지며 이중 CW Doppler는 H/W가 간단하고 S/N비가 높은 장점을 가지고 있으나 깊이에 대한 정보를 얻을수 없는 단점을 가지고 있다. 이에 비해 PW Doppler에서는 Pulse신호를 사용하여 깊이의 정보를 얻으므로 현재는 대부분이 PW Doppler system을 채택하고 있다.

가. CW Doppler system.

CW Doppler system은 초음파 송신소자에서 계속해서 초음파를 발생시켜야 하므로 수신소자가 별도로 필요하게 된다. 이의 구성도는 그림2-12과 같다.

발전기에서 발생된 단일주파수의 정현파로 송신기

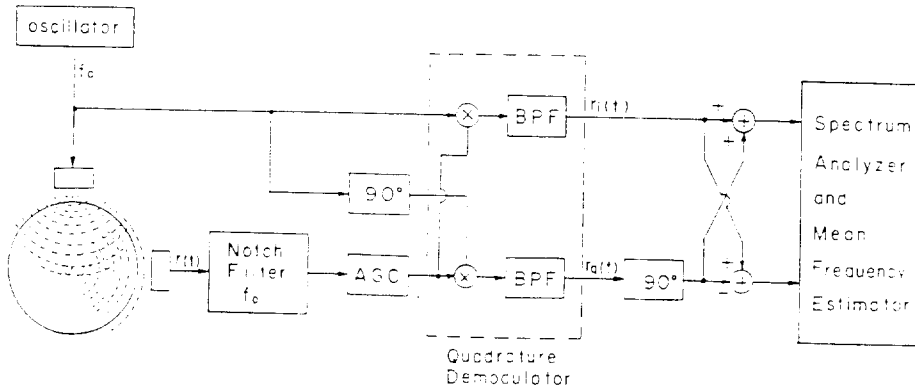


그림 2-12 일반적인 CW Doppler System

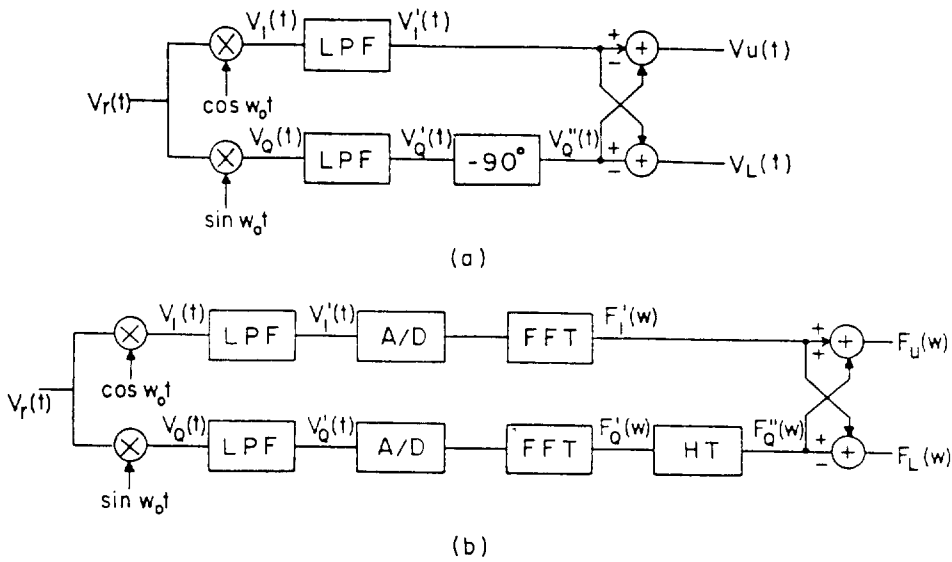


그림 2-13 (a) 시간축에서 채널분리방법 (b) 주파수축에서 채널분리방법

를 구동하여 초음파를 여기시킨 후 유체내의 입자로부터 산란된 신호를 수신기로 받아 Notch filter로 Clutter성분을 제거한 후 Automatic gain control amp를 거쳐 Quadrature복조회로에서 Baseband로 내려온다. 이 신호를 90°위상변환기를 거쳐 서로 더하고 빼면 원하는 순방향 신호와 역방향 신호를 얻는다.

이와 같은 CW Doppler system에서는 송신기에서 발생된 신호를 수신기가 받을 때까지의 시간을 알 수 없어 깊이의 정보가 없으며 초음파 영상과 함께 사용할 수 없는 단점이 있다. [14]

나. PW Doppler system

PW Doppler system에서는 CW Doppler system의 최대 단점인 위치에 대한 정보를 얻으며 초음파 영상과 연결되어 사용할 수 있다. 이의 구성도는 그림 2-13과 같다.

초음파소자에서 발생된 신호는 그림 2-14과 같이 반복되고 이에 의해 수신된 반사파에 $\cos w_0 t$ $\sin w_0 t$ 를 곱하여 Quadrature변조를 한 후 Low-pass filter를 통과시켜 Doppler신호를 얻는다. 그러나 이 신호는 방향의 정보가 없어 Quadrature성분을 90° shift시킨후 더하고 빼 방향성을 가진 Doppler신호를

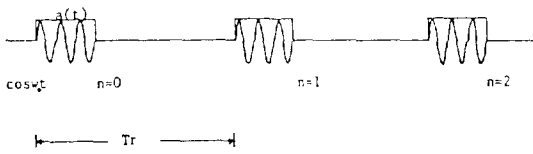


그림 2-14 송신신호

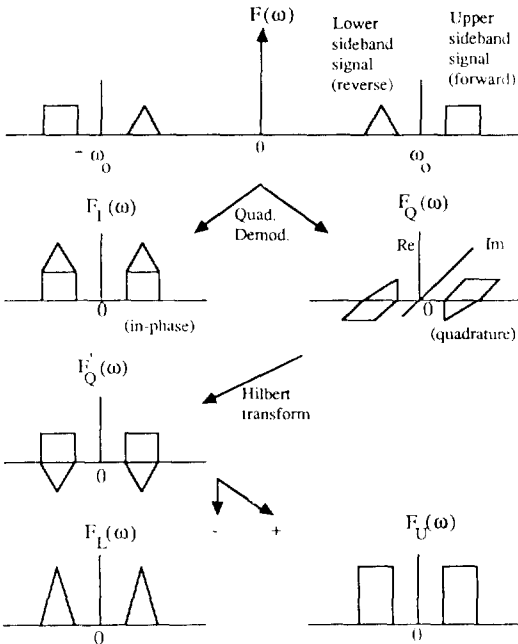


그림 2-15 Doppler신호처리의 Spectrum분석

연는다. 이 과정을 Spectrum으로 설명한 것이 그림 2-15이다.

실제의 PW Doppler system에서는 원하는 위치에서 Doppler신호를 얻기 위해 LPF 다음에 Sampling 과정이 포함되며 Clutter 및 Sampling에 의해 생기는 고주파 성분의 제거를 위해 Band-pass filter를 추가시킨다. 또한 Wide band에서 90° phase shift하기가 어려워 같은 역할을 하는 Hilbert 변환을 한다. 이를 위해 Fast fourier transform을 채택한다. [14]

지금까지 설명한 Single gate Doppler 외에 심장이나 혈관내의 혈류의 분포를 볼수 있는 Multigate Doppler 또한 이미 실용화 되어 있다. 여기서는 여러점에서 DATA를 얻어 Real time으로 처리해야 함으로 많은 시간을 요구하는 FFT를 배제하고 비교적 빠른 Autocorrelation방법이나 Zero crossing방식을

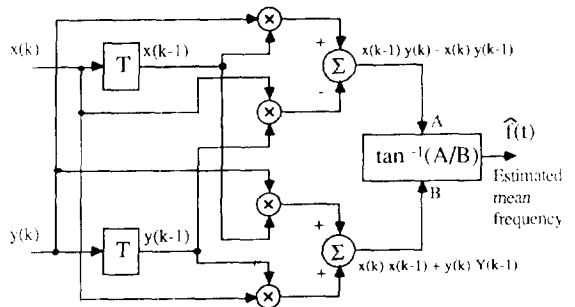


그림 2-16 Autocorrelation을 이용한 Doppler신호의 Mean Freq.추출.

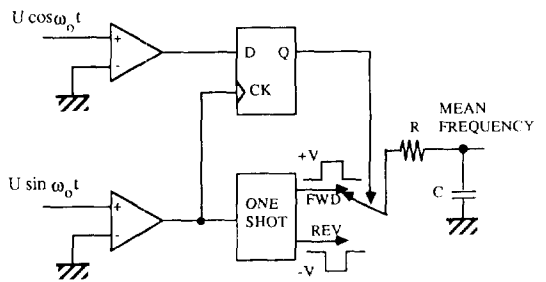


그림 2-17 Zero-Crossing을 이용한 Doppler신호의 Mean Freq추출.

사용한다. (그림2-16, 17)

최근에 KAIST에서는 H/W를 간단히 함과 동시에 Channel Balancing문제를 제거시킨 2nd order sampling에 의한 Multigate Doppler system을 발표한 바 있다. [15] (그림2-18)

이와 같은 Single gate, multi gate doppler 이외에 2-D color Doppler가 최근 크게 각광받고 있다. color flow mapping (CFM)이라고도 불리우는 이 방식은 B-Mode B/W 초음파영상에 혈류의 속도와 방향을 color로 Mapping하여 표시한다. 이 경우 Transducer에서 혈류가 가까워 지는 방향이면 적색, 멀어지는 방향이면 청색으로 대응시키고 속도의 정도는 질음의 정도로 표시한다. 그리고 혈류의 퍼짐은 적·청색에 노란색을 정도에 따라 섞어 표시한다. (그림2-19)

이와 같은 Doppler system에서 주된 Noise는 Clutter라 불리우는 성분으로 이는 혈류의 적혈구등에서 반사되어 온 신호가 아닌 모든 신호를 지칭하는데 주로 심장벽, 혈관벽등에서 반사되어 온 성분

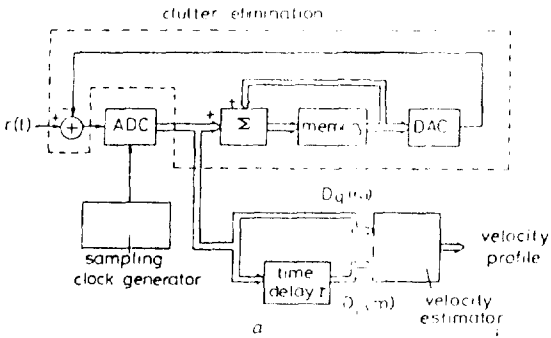


그림 2-18 2nd-Order Sampling에 의한 Multi-Gate Doppler System.

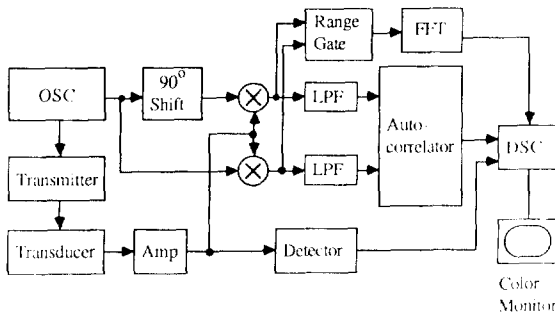


그림 2-19 Color Flow Mapping의 구성도

이 대부분을 차지한다. 지금까지는 이의 제거를 위해 BPF를 사용하여 왔으나 완전한 제거는 이루어지지 않았다. 최근에 KAIST에서는 Clutter filter없이 Doppler 정보를 추출하여 내는 Autoregressive (AR) model을 제안하여 연구중에 있다. 이 방식에서는 Clutter와 Doppler가 포함된 초음파신호를 2개의 pole을 갖는 2차 AR model로 표시하며 이중 위상이 작은 pole은 Clutter성분에 의해 발생된 것으로 간주하고 무시한다. 그리고 위상이 큰 pole로부터 Doppler 정보(Mean freq., Variance)을 얻는다.

3. 향후 전망

Pulse-echo방식의 초음파 진단장치는 현재까지는 가장 성공적인 진단장치였으나 아직 미비한 점들을 계속 개선시키는 연구가 활발히 진행되고 있다. 이중 가장 대표적인 것이 초음파소자의 수를 늘림으로서

Grating lobe을 줄여 영상의 Contrast를 높이는 것이다. 또한 RX Dynamic focusing뿐만 아니라 TX, RX Simultaneous dynamic focusing을 행하기 위해 KAIST에서 발표된 Bandwidth focusing을 Medison에서 실용화하기 위해 시도중에 있다. 이외에 DSC에서의 강력한 영상처리 역시 활발히 연구중이며 특히 Memory에 쓰기 전에 하는 Preprocessing에 초점이 맞춰지고 있다. 그리고 Doppler에서는 Single이나 Multigate에 비해 CFM은 진단범위가 넓은 대신 정확도가 떨어지므로 이의 보완을 위한 빠른 속도의 신호처리 기술연구가 진행되고 있다.

그러나 초음파 B-Scan이 갖는 근본적인 문제 때문에 새로운 연구가 활발히 진행중에 있다. 이중에서도 Tissue characterization, 초음파CT, 그리고 3-D Imaging이 대표적이라 할 수 있다.

B-Scan은 반사계수를 표시하는 것이나 인체의 간에서는 반사계수보다 감쇄계수가 더 중요한 의미를 갖는다. 현 단계에서 Attenuation Scanner라고 불리는 System의 연구가 활발히 진행중이고 KAIST에서는 Optimum filter 및 Median filter를 이용한 감쇄계수의 측정에 대한 연구를 발표한 바 있다. [7]

초음파CT는 시기적으로 가장 빨리 X-ray CT와 함께 연구되어 왔으나 인체내의 투과성, 난반사, 진파장등에 의해 실용화가 아직은 요원하다. 초음파CT는 크게 Time of flight(TOF)CT, Attenuation CT, Reflection CT, Diffraction CT등으로 나눌 수 있다. 초기에는 TOF CT, Attenuation CT의 연구가 주로 이루어 졌으나 투과성의 문제로 인하여 실제로는 유방의 진단에 국한되고 있다. Reflection CT는 초음파의 특성상 실용화가 가장 쉬우나 Transducer크기등의 문제로 연구가 지연되고 있다. Diffraction CT는 모든 초음파CT의 특성을 갖고 있으며 현재 가장 활발히 연구중이나 인체내의 난반사 문제 때문에 실용화는 요원한 실정이다. KAIST에서는 TOF CT와 Reflection CT의 특징을 결합한 초음파 CT를 연구 발표한 바 있다.

3-D Imaging은 지금까지의 초음파진단장치에서 표시하는 2-D Image를 여러장 얻어 3-D Image를 표시함으로써 기존의 2-D Image가 갖고 있는 제반의 문제들을 극복하기 위해 현재 KAIST에서 활발히 연구가 진행중에 있다.

• 참 고 문 헌

- [1] 초음파진단장치 개발에 관한 연구
- [2] 초음파 도플러진단장치 개발
- [3] 초음파 Linear/Sector겸용 진단장치 개발.
- [4] Albert Macovski, "Medical Imaging Systems" 1983, Prentice-Mall, inc.
- [5] 신동희, "초음파진단장치 개발에 관한 연구 : Analog Parts," KAIST M.S.Thesis. 1983.
- [6] 박종철, "역여기 방법을 이용한 초음파측방향 해상도 개선에 관한 연구," KAIST M.S. Thesis, 1987.
- [7] H.S.Jang, M.H.LEE. and S.B.Park."Ultrasound Attenuation Estimation Using The LMSE Filter and The Median Filter."Ultrasound in Med. & Biol. vol.14. 1988.
- [8] P.D.Cori, P.M.Grant and G.S.Kino, "A Digital Synthetic Focus Acoustic Imaging System For NDE," Proc Ultra-Sonics Symposium, Dherry Mill. New Jersey. 1978,
- [9] M.H.LEE and S.B.Park, "New Continuous Dynamic Focusing Technique in Ultrasound Imaging," Electronic Letters 15Th Aug. 1985, vol.21, No.17, pp. 749~751.
- [10] 권성재, "수정된 대역폭 초음파 집속을 이용한 초음파영상방법에 관한 연구," KAIST M.S. Thesis, 1986.
- [11] Y.G.Kim and S.B.Park, "New Dynamic Focusing Scheme For Ultrasound Scanners," Electronic Letters 26Th Feb. 1987 vol.23, No.5. pp.181~182
- [12] 이민화, "초음파 B-스캔 시스템의 성능 향상에 관한 연구," KAIST PH.D Thesis 1986.
- [13] M.H.LEE. J.H.Kim, and S.B.Park, "Analysis of a Scan Conversion Algorithm for a Real Time Sector Scanner," IEEE Trans on Medical imaging vol. MI-5, No.2 June, 1986, pp.96~105.
- [14] 백광렬, "디지털 신호 처리기를 이용한 초음파 2차원 도플러 시스템에서 평균주파수의 확장 및 공간축 상에서의 평균방법에 관한 연구," KAIST PH.D Thesis 1989.
- [15] Y.B.Ahn. Y.G.,Kim, and S.B.Park, "New Multigate Pulsed Doppler System Using Second-Order Sampling," Electronic Letters 18Th Aug. 1988, vol. 24 no.17 pp.1091~1093.
- [16] A.Macovski, "Ultrasonic imaging Using Array," Proc IEEE, 1979, pp.484~495.
- [17] S.Bennet. D.K.Peterson. D.Cori. and G.S.Kino, "A Real time Synthetic Aperture Digital Acoustic Imaging System," Acoustical imaging vol.10, New York:Pleum, 1984, pp.669~692.
- [18] 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. on Instrum and Meas vol IM-36, no.3. SEP.1987.

*註) 참고문헌 [1] [2] [3]은 과학기술처에서 시행한 특정연구개발사업의 연구결과임.