

## 초음파 진단기 기술의 최신 동향

李 珉 和

(正 會 員)

(주)메디슨 代表理事(工博)

## I. 서 론

최근의 전자공학 기술의 발달에 따라 초음파 진단기의 성능의 획기적으로 개선되고 있다. 이에 따라 80년대에 들어서 국내에도 보급이 급격히 확대되어 이제는 제 2의 청진기로서 역할을 담당하게 되었다. 그러나 아직도 초음파 진단기의 발전 가능성은 무궁하며 본 논문에서는 이러한 연구추세를 간략히 소개하고자 하는데 그 목적을 두고 있다.

초음파 영상은 그림 1과 같이 크게 반사 mode와 투과 mode로 대별할 수 있으며 이중 반사 mode가 주로 초음파 진단기에 응용되고 있다. 이는 초음파의 가장 큰 장점인 반사 mode에서 실시간 단층 상을 얻을 수 있다는 데 기인하고 있다.

반사 mode의 영상은 또한 감쇄계수예측 (attenuation estimation), B-Scan C-Scan, A-Scan 및 doppler로 구별할 수 있으며 이중 pulse-echo 방식에 의한 B-Scan이 초음파 진단기의 주류를 이루고 있다. 투과 mode는 주로 초음파 CT에서 응용되고 있으나 초음파의 기본성질인 높은 감쇄량, 뼈나 공기층의 불투과성 및 X-선에 비해 상대적으로 긴 파장에 의한 산란효과 등에 의하여 상용화가 힘든 실정에 있다.

본 논문에서는 주로 pulse-echo에 의한 B-Scan의 문제점 및 개선방안을 다루며 이어서 최근 연구가 활발한 real time compound, tissue characterization 및 doppler등에 대해 간단히 언급하기로 한다.

## II. 초음파 진단기의 문제점 및 개선방안

## 1. 문제점

Pulse-echo 방식에 의한 초음파 B-Scanner는 현재 초음파 진단기의 주류를 이루고 있으나 아직도 여러가지 문제가 있다. 이러한 제문제점을 요약하면 다음과 같다.

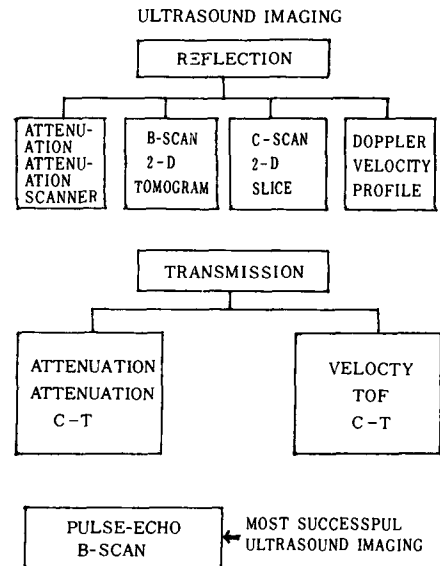


그림 1.

## (1) 낮은 분해능

초음파 신호는 X-선에 비하여 긴 파장을 갖고 있다. 따라서 axial resolution이 크게 저하되고 있다. 이를 개선하기 위해서는 초음파 신호의 주파수가 높아져야 하나 높은 주파수의 초음파 신호는 감쇄가 크므로 인체의 심부 검사에는 적합하지 않다. 실용상의 관점에서 axial resolution 보다 더욱 문제가 되는 것은 lateral resolution이며 이는 transducer의 aperture size 및 초음파 신호의 개역폭에 좌우된다.

## (2) 비선형적 진행 특성

초음파 신호는 인체의 내부를 진행하면서 여러가지 비선형적인 영향을 받게 되어 실제로 화면에 표시되는 영상과 내부 단면도에 차이를 초래하게 된다. 이중 다

음 3 가지의 영향이 특히 크다.

- ① Inhomogeneous attenuation
- ② Beam softening
- ③ Inhomogeneous velocity distribution

우선 ① 사항은 인체내의 감쇄계수가 균일하지 않으므로 TGC(time gain correction)AMP에 의한 보상이 제대로 이루어지지 않게 된다. ② 항의 beam softening은 인체의 표피에서 반사된 신호와 심부에서 반사된 신호의 spectrum이 달라서 신호처리에 문제가 생긴다. ③ 항은 특히 지방층의 두꺼운 경우 문제가 되고 있으며 이론적인 focusing 거리와 실제 focusing 거리와 다르게 되어 영상이 제대로 나타나지 않는다.

(3) System의 제문제

초음파 진단기 자체가 완벽하지 않으므로 생기는 문제로서 FRONT END, DSC, MONITOR등 각 부분의 조화가 필요하다.

(4) Speckle pattern

초음파의 반사체가 작은 경우 phase가 random하게 되어 화면상에 반점을 나타내게 된다. 이를 speckle noise라 한다.

2. 개선방안

(1) Lateral resolution

대구경의 transducer 연구가 추세

(2) Speckle noise reduction

Compound scan, optimum focusing (KAIST)

(3) 비선형 진행특성

Attenuation estimation

(4) 강력한 영상처리

Spatial filtering등

III. Transducer

Transducer는 초음파 영상의 질을 결정하는데 가장 중요한 역할을 담당하고 있다. 일반적인 변환소자는 그림2와 같이 구성된다. 먼저 압전체인 PZT에서 발생한 신호는 인체와 PZT의 임피던스를 맞추어주는 matching layer를 거쳐지게 되며 후면 반사를 줄이기 위해 backing layer가 필요하게 된다. 이중 backing의 설계가 매우 중요하다. 초음파 transducer의 가장 중요한 제원은 ① sensitivity, ② 대역폭이다. 이 두가지는 서로 상호 배타적인 관계에 있다.

현재는 여하히 sensitivity를 증가시키며 대역폭을 넓히는가 하는 데에 연구가 집중되고 있다. 또한 새로운 소재로서 PZT대신 PVDF가 연구되고 있다. PVDF

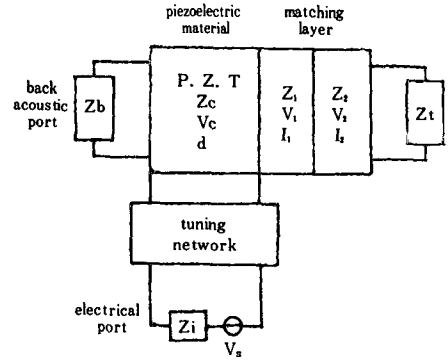


그림 2. 일반적인 변환자의 구성도

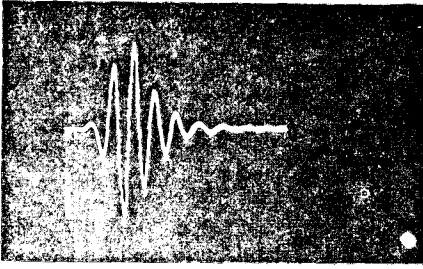
는 가공이 쉬우며 특히 인체와 특성 임피던스가 거의 동일하므로 matching layer가 필요없다는 장점이 있으나 아직은 sensitivity가 실용화 되기에는 낮다. 전자적인 focusing을 위하여 array-transducer가 널리 사용되고 있다. 이러한 array의 경우 각 소자간의 간섭을 최대한 줄이는 것이 문제가 되고 있다. 또한 최근 각광을 받고 있는 trapezoid transducer등을 구현하기 위해서는 많은 소자가 요구된다. 이에 따라 cutting 기술이 더욱 중요시 되고 있다. Sector용으로는 phased array와 mechanical type이 있으나 annular array는 mechanical type에 부착시킨 형태가 궁극적으로는 가장 바람직하나 이외에도 2-D array, R-θ array등 다양한 형태가 연구되어 왔으나 초음파 진단기에는 아직 실용화 되지 않고 있다. 현재 KAIST에서는 단일 소자 transducer의 연구가 완료되어 linear array 제작에 착수하고 있으며 인체의 특성 임피던스와 PZT의 특성 임피던스를 맞추기 위하여 새로운 연구가 진행중이다. 그림3은 KAIST 개발 소자의 초음파 파형이다.

IV. Front End

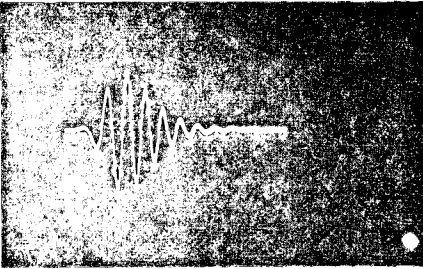
Front end는 초음파 신호발생 및 수신된 초음파 신호 처리를 하는 부분으로서 영상의 화질에 결정적 역할을 하고 있다. 특히 전체 시스템의 S/N비에 가장 큰 영향을 미치고 있다. Front end는 초음파 신호를 발생시키는 pulser와 수신된 초음파 신호를 증폭시키는 pre-amp. 및 인체내의 진행에 따른 감쇄를 보상하기 위한 TGC(time gain correction)회로로 구성된다.

(1) Pulser

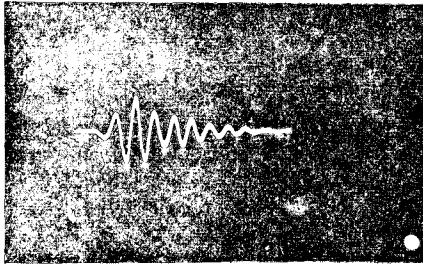
Pulser는 axial resolution을 증가시키기 위하여 짧은 신호를 발생시키며 충분한 S/N비를 얻기 위하여



(a) KAIST



(b) Panametrics



(c) Aero-tech

그림 3. PZT transducer에서 발생 및 수신한 초음파 파형

높은 전압을 발생시킨다(80V~1200V). 지금까지 널리 사용되어 온 방식은 단일극성(unipolar) 높은 전압의 펄스를 발생시켜 왔으나 그림 5와 같이 신호의 손실이 크며 PZT depolarization, 이상 mode 발진(특히 array transducer), 높은 전압에 의한 잡음 등 여러가지 문제가 있다. 이에 따라 양극성의 낮은 전압의 신호발생 방식이 최근들어 각광을 받고 있다(H. W. Persson). 이 방식은 pulser의 특성을 transducer의 특성에 맞추기 때문에 상기 방식에서의 문제가 해소되나(약 40V로 충분) 사용자에는 아직도 여러가지 문제가 있다. KAIST에서는 Persson의 방식을 더욱 개량하여 최대의 power gain을 얻으면서 분해능을 유지하는 inverse excitation 방식을 연구 실용화 단계에 있다.

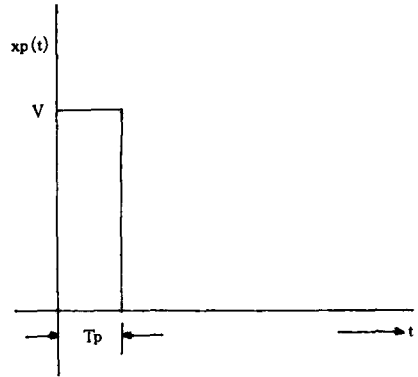


그림 4.

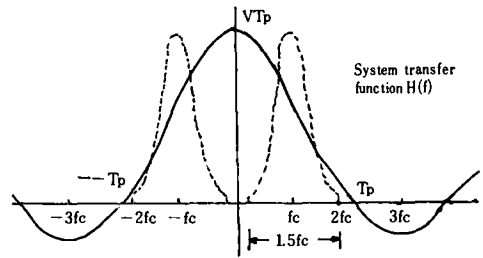


그림 5.

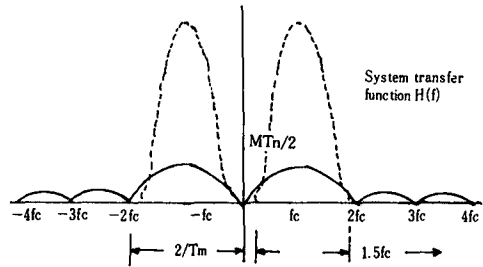


그림 6.

(2) Receiver

반사된 초음파 신호는 광대역/저잡음 증폭기를 거친 후 인체내의 감쇄를 보상하는 TGC amp.를 거치게 된다. 또한 beam softening현상을 보완하기 위한 dynamic filter를 사용하기도 한다. 여기에서 가장 문제가 되는 부분은 TGC amp.로서 100dB의 변화가 주어진다. 그림 7과 같이 인체내의 감쇄는 일정하지 않기 때문에 TGC curve가 각각의 주사선마다 달라져야 한다. 그러나 이러한 감쇄계수는 예측하기가 매우 어

렵기 때문에 현재까지 실용화 되지 않고 있다. 반사신호로부터 감쇄계수를 얻어 내려는 연구는 지금 활발히 진행중이며 이미 Norton 등에 의하여 그 가능성이 주어졌다. KAIST에서는 optimum filtering 방식에 의한 반사 계수 예측에 관한 연구가 진행중에 있다. 이 외에도 신호를 직접 A/D 변환하는 direct digital 방식이 활발히 추진되고 있다.

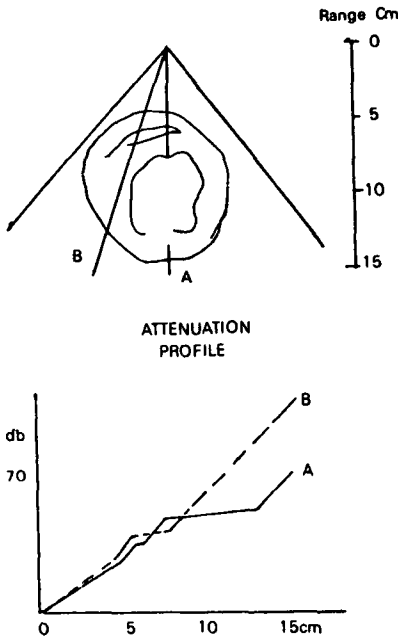


그림 7.

### V. Focusing & Steering

초음파 영상의 분해능을 결정하는 데에는 focusing 및 steering 방식이 가장 큰 역할을 하고 있다. Focusing 및 steering을 간단히 요약하면 그림 8과 같이 초음파 신호의 진행경로에 따른 시간차이를 보상한다고 말할 수 있다.

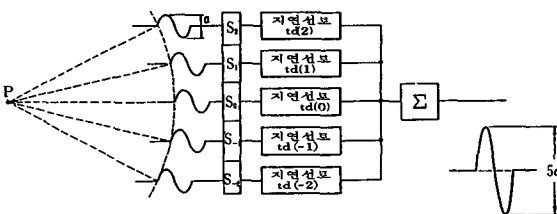


그림 8.

### 1. Focusing

여기에서는 array transducer에 의한 전자적인 focusing만을 다루기로 한다. Focusing은 transmit focusing과 receive focusing으로 나눌 수 있으며 focal point까지의 신호 도달 차이를 전자적인 자연회로에 의해 제어함으로써 이루어진다.

Transmit focusing은 하나의 주사선에 대하여 한점 밖에는 행할 수 없다. 따라서 그림 9와 같이 2점 focusing을 행하기 위해서는 초음파 신호를 2번 발생시켜야 한다. 이와 같은 방식에 의한 focusing을 combination focusing이라고 한다. 이 방식의 구현 회로는 간단하나 실제 영상을 얻는 시간이 많이 걸리므로 frame rate가 저하되며 real time의 특성이 열화된다는 단점이 있다. Receive focusing에서는 수신시 동적으로 집속점을 바꿀 수 있으며 이를 수신 dynamic focusing이라 부른다. 수신 dynamic focusing은 구현 회로가 복잡하다는 단점이 있다. 수신시 near field에서는 aperture를 줄이고 far field에서는 operture를 늘이는 dynamic aperture 방식도 널리 사용되고 있다. 실제의 초음파 진단기는 상기 여러가지 방식을 혼합하여 사용되고 있다.

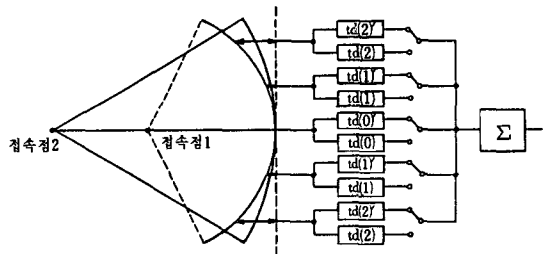


그림 9.

현재의 연구 추세는 수신시 dynamic focusing의 집속점을 여하히 늘리는가 하는데 있다. 또한 현재 대부분의 초음파 진단기에서 사용되고 있는 L/C delay line를 대체할 수 있는 새로운 방식을 연구하고 있다. 여기에는 수신신호의 phase와 group delay를 분리하여 처리하는 방식 I-Q신호처리 방식 등이 연구되어 왔으나 뚜렷한 진척은 없는 실정이다. KAIST에서는 L/C delay line을 없애고 간단히 회로로서 연속적인 dynamic focusing을 가능하게 하는 획기적인 연구결과를 발표한 바 있다. 이 방식은 그림 10과 같이 신호지연 대신

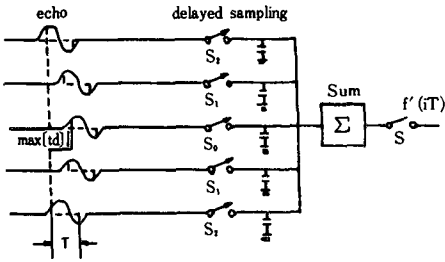


그림10.

sampling지연을 행함으로써 이루어지며 모든점에 대한 연속접속이 이루어진다. 이 방식은 특히 annular array에 의한 sector scanner의 dynamic focusing에 유용하다고 판단된다.

이 방식은 SDF(sampled delay focusing)이라고 불린다. 또한 비교적 frame-rate가 낮은 복부검사용 linear scanner의 경우에는 synthetic focusing이 연구되고 있다. Synthetic focusing은 각 소자의 수신신호를 A/D 변환하여 기억시킨 후 신호합성을 하는 방법으로서 높은 A/D 변환 주파수 때문에 실용화가 늦어지고 있다. KAIST에서는 이러한 문제를 해결하기 위한 방안으로서 down conversion을 행한 후 synthetic focusing을 행하는 bandwidth focusing 방식을 연구 진행중에 있다.

2. Steering

Sector scanner의 경우에는 초음파 신호의 각도를 바꾸어야 하며 여기에는 phased array에 의한 전자적 steering과 mechanical방식이 있다. 이중 phased array방식은 전자적으로 매우 복잡한 구조를 가지며 특히 dynamic focusing이 매우 어렵다. H.P.등에서 많은 연구가 있었으나 전자회로의 복잡성으로 인해 mechanical type이 선호되고 있는 실정이다. KAIST에서는 phased array에 의한 steering 및 focusing(그림11)을 간단히 행할 수 있는 새로운 방식으로서(그림12)와 같은 구조를 갖는 front end steering을 연구하고 있다. FES(front end steering)방식은 기존의 focusing후 steering하는 방식에 비하여 focusing 회로가 간략화 됨으로써 dynamic focusing의 경우 그 잇점이 크다.

VI. Digital Scan Converter(DSC)의 연구 추세

DSC는 최근의 digital 기술의 발달에 따라 급속히 성능이 향상되고 있다. 수신된 초음파 신호를 저장하

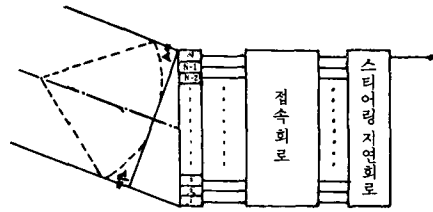


그림11.

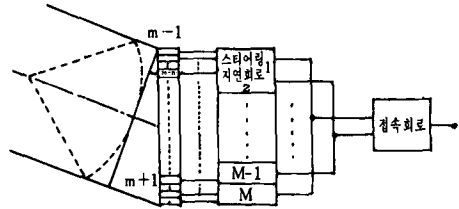


그림12.

여 TV화면에 표시하는 기본 기능외에도 각종 영상정보표시(I·D, time gain) 및 영상처리 기능이 보장되고 있다. DSC는 크게 linear scanner용과 sector scanner용이 있으며 이 중에서 특히 sector scanner의 DSC가 주된 연구대상이 되고 있다 (Ophir, Mazzida, Lesseh).

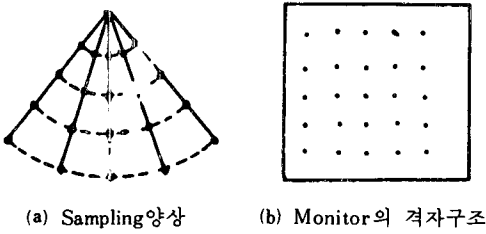
1. 영상처리 기능

일반적으로 간단한 영상처리 기능이 사용되어 왔으나 (windowing, r-correction등) 점차 그 기능이 강화되고 있다. Real time 영상처리 기능으로는 lateral resolution을 향상시키기 위한 digital filter, frame간의 상호관련을 이용한 frame correlation등의 기능이 실용화 되고 있다. 정지화면의 영상처리는 최근들어 histogram 및 histogram equalization, contour enhance, smoothing 등의 기능이 디지털 신호처리 기술의 발달로 가능하게 되었다. 이 외에도 2~8개의 화면표시, 확대 기능등이 보장되어 진단의 편이성에 도움을 주고 있다. Computer에 화면을 보내서 진단 정보를 얻을 수 있는 기능등도 보장되고 있다.

2. Sector용 DSC

Sector용 DSC는 그림13과 같이 신호획득을 극좌표에서 행하고 TV화면은 직각좌표로 표시되므로 좌표변환이 요구된다.

현재까지 sector scanner의 DSC에서 가장 문제가 되어 왔으나 KAIST에서 근본적인 해결책을 발표한 바 있다. Beam이 transducer로부터 멀리 진행됨에 따라 즉, far field로 감에 따라 object로 얻은 data의 밀



(a) Sampling양상 (b) Monitor의 격자구조

그림 13. Sampling양상과 monitor의 격자구조

도가 점점 희박해진다. 그리하여 어느 깊이 이상 진행하면 이러한 data로서 monitor에 display할 때 under sampling 현상으로 말미암아 data가 없는 pixel 즉 Moire artifact가 발생하게 된다. 이러한 Moire artifact를 없애기 위한 연구로서 fill-in 방법과 2-D interpolation 방식이 연구되어 왔다. Fill-in interpolation이란 실제의 sector beam 사이에 적당한 수의 가상의 beam을 가정하고 그 가상의 beam위의 가상의 sampling point들의 data로서 인접한 실제 beam의 sampled data들을 azimuthal 방향으로 interpolation한 값을 삼고서 실제 beam위의 sampled data와 가상의 beam위의 interpolated sampled data 모두를 실제로 얻은 data처럼 인접한 pixel에 넣는 algorithm이다. 이는 real time의 제약때문에 beam의 수를 늘릴 수 없게 되는 문제를 해결하기 위한 방편으로 beam의 수가 실제 beam의 수와 interpolated beam의 수의 합처럼 느껴지게 함으로써 beam의 수를 늘린 것과 비슷한 효과를 얻는 방법이다.

Moire artifact는 interpolated beam의 수를 늘리게 됨에 따라 interpolation 할 data량의 급증으로 timing 문제가 고려되어야 한다. 또한 image의 질이 interpolation하지 않을 경우보다 훨씬 좋지마는 azimuthal 방향으로 1-D linear interpolation함으로 object의 spatial frequency가 높을 경우 interpolation error가 심하여 image quality가 나빠지는 단점이 있다.

(1) 2-D interpolation

이 algorithm은 data가 없는 pixel의 data를 인접한 4~8개의 sampling point들의 data로부터 2-D bilinear interpolation하여 채워넣는 방법으로 이러한 2-D interpolation algorithm은 artifact를 완전히 제거시키고 지금까지의 다른 algorithm들 보다 image quality가 가장 좋게 된다. 그러나 이러한 algorithm을 hardware로 implementation하기에 매우 복잡하고 sampling frequency가 낮을 경우 interpolation error가

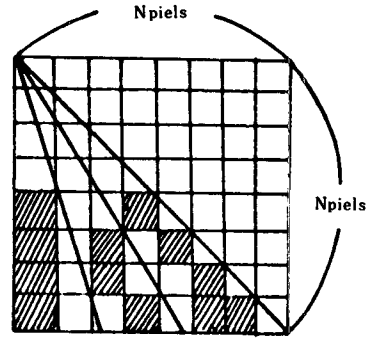


그림 14. Moire artifact의 발생

(1) Fill-in interpolation

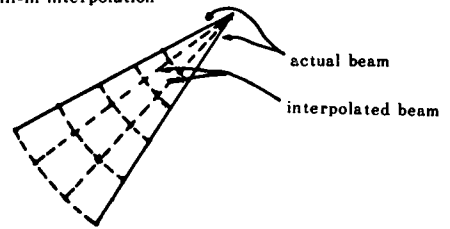


그림 15. Fill-in interpolation

커진다. KAIST에서는 이러한 문제를 완전히 해결하는 방안으로서 ULA (uniform ladder algorithm)을 개발하였다. ULA란 CSRS를 기본으로 하고 scan angle의 증가분을 달리하며 인접한 두 scan line끼리의 i번째 sampling point들의 방향거리를 일정하게 하는 방법이다. ULA로 인해 polar sampling시에 필요했던 2-D interpolation이 y방향의 1-D interpolation으로 대체시킬 수 있다는 점에서 실제 system 구성도 편리해진다. 이러한 새로운 ULA의 구현을 위해 그림16에 나타난 것처럼 각 scan line의 sampling frequency와 scan angle이 바뀌어야 한다.

Sampling된 신호는 DSC에 저장되어 display시 다시 ULA형태로 바뀌게 되어 오차가 전혀없는 sector scan conversion이 이루어지게 된다.

Ⅶ. Doppler의 연구 추세

도플러 진단장치는 크게 연속파 도플러(CW doppler) 시스템과 펄스 도플러(pulsed doppler)시스템으로 구분할 수 있다. 연속파 도플러 시스템은 펄스도플러 시스템에 비해 하드웨어가 간단하고 신호대 잡음비가 높은 장점을 가지고 있으나 깊이에 대한 정보를 얻을 수 없

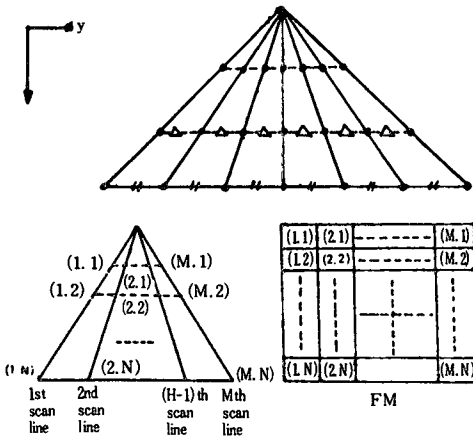


그림 16. ULA

는 단점이 있다. 이에 비해 펄스 도플러 시스템은 펄스신호를 사용하여 깊이 방향에 대한 정보를 얻을 수 있으나, 혈류 속도 측정에 제한이 있어 CW도플러와 병용하고 있다.

1. 연속파 도플러의 원리

연속파 도플러 시스템은 초음파 송신소자에서 계속해서 초음파를 발생하므로 수신소자가 별도로 필요하게 된다. 일반적으로 연속파 도플러는 그림 17과 같이 구성된다. 발진기로 발생시킨 단일 주파수를 정현파로 송신기를 구동하여 유체내의 입자에서 산란된 신호를 수신기로 받아서 송신주파수와 중성주파수가 같은 notch filter로서 clutter 성분을 제거한 후 auto gain controller를 거쳐 quadrature 복조회로서 baseband로 변화된다. 이 신호는 대역통과 여파기를 지나면서 필요없는 성분을 제거한 후 90° 위상변환기를 거쳐 서로 더하고 빼면 원하는 순방향 신호와 역방향 신호를 얻는다. 이 신호는 평균속도를 산출하거나 스펙트럼을 나타내 보인다. 연속파 도플러 시스템은 송신기에서 발생된 신호를 수신기가 받을때까지의 시간에 대한 정보를 알 수 없으며 B-스캔 시스템과 공용할 수 없는 단점이 있다.

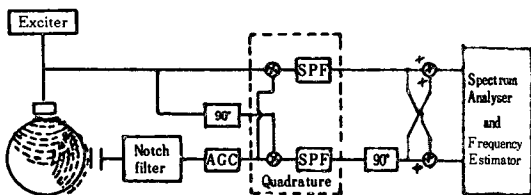


그림 17. 일반적인 연속파 도플러 시스템의 block diagram

2. 펄스도플러 시스템의 원리

펄스 도플러 시스템에서 초음파 소자에서 발생하는 신호를  $a(t) \cos \omega_0 t$ 라 표시하면 이 신호는 연속파 신호와는 달리 주기적으로 반복되어 나타내며 그림 18와 같다. Rate pulse 주기로 발사된 펄스로부터 돌아온 신호의 위상차로부터  $V = \Delta f \cdot c / 2 \cdot f_0 \cdot \cos \theta$ 에 의해 혈류의 속도  $V$ 를 구한다.

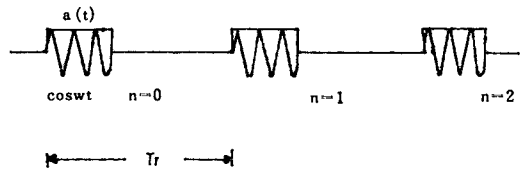


그림 18. 송신 신호

여기서  $\Delta f$ 는 주파수의 변위  $c$ 는 매질내에서의 초음파 속도로 1540m/sec,  $\theta$ 는 초음파와 beam의 진행방향 사이의 각도이다. 식에서 나타난 것처럼 송신된 신호로부터 주파수 변이 현상과  $\theta$ 의 값을 알 수 있다면 혈류 속도를 측정할 수 있다. 이때  $\theta$ 값이 90°가 되면 실제 속도를 알 수 없게 된다. 최근에는 어느 한점의 속도 정보만을 얻는 single gate를 발전시켜 심장이나 혈관내의 혈류 분포를 볼 수 있는 multi-gate doppler system에 대한 연구가 진행중이다. 다중 채널 도플러 방식은 단일채널 도플러 방식에 비해 여러점에서 data를 획득하여 실시간으로 처리해야 함으로 data를 병렬로 획득하여 병렬로 신호처리(parallel processing)를 필요로 함으로 system이 극히 복잡해지며 따라서 전체적인 가격이 높아지게 된다. 이러한 단점을 극복하기 위해 data를 연속적으로 획득하여 처리하는 연속신호처리(serial processing) 방식이 많이 연구되고 있다. 이런 방식에서는 많은 시간을 요구하는 FFT를 배제하고 실시간으로 다중채널에 대한 신호처리를 하

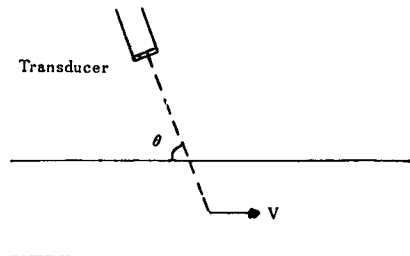


그림 19. Transducer와 혈류가  $\theta$ 의 각도로 유지할 때

는 zero-crossing방법이 채택되고 있다. 현재 과학기술원에서는 DSP(digital signal processor)를 사용한 multi-gate color doppler system에 대해 연구중이다. 어느 필요한 곳을 16부위로 나누어 각 부위에 대해 혈류의 방향과 평균속도를 구해 color monitor에 probe 방향으로 흐르는 경우는 적색 계통으로 probe 반대 방향으로 흐르는 경우는 녹색계통으로 표시한다. 필요에 따라 어느 한점의 혈류의 성분을 spectrum으로 표시해서 보는 기능도 보유하고 있다.

### VIII. Real Time Compound의 연구 추세

한개의 초음파 트랜스듀서만을 사용하는 리니어 스캐너나 섹터 스캐너는 진단용으로 충분히 활용되고 있으나 나름대로의 문제가 있어 이들을 제거하기 위한 일들이 세계적으로 추진중이다. 본 절에서는 이들 문제점들을 설명하고 이들을 해결하기 위해 세계 각국의 학교나 연구소에서 행한 연구에 대해 서술한다.

#### 1. B-스캐너의 문제점

B-스캐너에는 다음과 같은 문제점을 지니고 있다.

- ① 한번에 볼 수 있는 영역이 제한된다.
- ② 목표물 획득능력이 부족하다
- ③ Dynamic range가 좁고 신호대 잡음비(SNR)가 좋지 않다.
- ④ Lateral 방향의 해상도가 나쁘다.

이들을 한가지씩 간단히 설명하기로 한다.

##### (1) 한번에 볼 수 있는 영역의 제한

리니어 스캐너에서는 그림20(a)와 같이 초음파 빔 (beam)이 초음파 트랜스듀서 앞으로만 진행 하므로 트랜스듀서의 길이와 빔의 진행시간에 의해 결정된다. 따라서 가시영역을 높이려면 트랜스듀서의 크기를 크게 하거나 빔의 진행시간을 길게 하여야 한다. 섹터 스캐너에서는 그림20(b)와 같이 크기가 작은 트랜스듀서를 사용하여 초음파 빔을 부채꼴 모양으로 스캐너하는 방법으로 가시영역은 초음파 빔의 진행시간에 의해 결정된다. 즉 가시 영역은 넓게 하기 위해서는 초음파 빔의 진행시간을 길게 할 필요가 있다. 그러나 초음파빔의 진행시간을 길게 할 경우 트랜스듀서로부터 멀리 떨어져 있는 곳은 빔간의 간격이 넓어지게 되어 인체내부의 구조를 알기 힘들게 된다.

리니어 스캐너나 섹터스캐너 두 경우 spatial compounding에 의해 가시영역을 원하는 만큼 충분히 넓힐 수 있다. Spatial compounding이란 두개 이상의 트랜스듀서를 서로 다른 위치에 배열하여 각각으로부터 B-스캐너와 같은 방법으로 데이터를 얻는 것을 말하

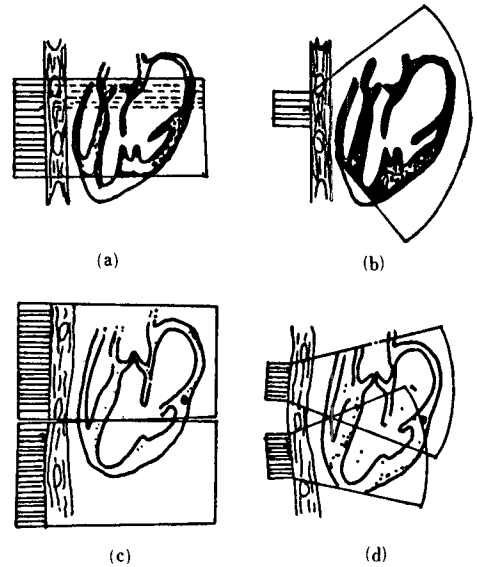


그림 20. 초음파 스캔방법

는 것으로 두개의 리니어 트랜스듀서를 사용한 경우의 예를 그림20(c)에 두개의 섹터 트랜스듀서를 사용한 경우의 예를 그림20(d)에 보인다.

최근에 각국의 연구진에 의해 spatial compounding에 대한 연구가 진행되고 있다.

#### (2) 목표물 획득능력의 부족

한 방향에서 한개의 트랜스듀서만을 사용한 섹터나 리니어 스캐너는 반사면에 거울과 같이 매끄러우면서 트랜스듀서에 대해 기울어져 있는 물체를 감지할 수 없고 감쇄나 반사가 심한 물체 뒤의 목표물을 볼 수 없는 단점을 가지고 있다. 반사면이 거울과 같이 매끄러우면서 트랜스듀서에 대해 기울어진 물체의 경우 입사된 빔이 트랜스듀서쪽으로 되돌아 오지 않고 다른곳으로 가기 때문에 모니터에는 물체가 없는 것처럼 보인다. 예로 그림21(a)와 같이 등근물체(예: 핏줄)의 경우 초음파 빔과 직각으로 놓인 부분만 존재하는 것처럼 보인다. 이 경우 기존의 트랜스듀서 위치와 다른 곳의 또다른 트랜스듀서로부터 데이터를 얻어 기존의 데이터와 함께 모니터에 보여주면 좀더 완전한 핏줄을 볼 수 있다.

그림21(b)에 두개의 섹터를 사용하여 데이터를 얻는 방법과 모니터에 나타난 결과를 보인다. 한개의 섹터나 리니어 스캐너를 사용할 경우 즉, 한쪽에서만 볼 수 있는 경우 또다른 문제로 감쇄가 심한 물체나 반사가 심한 물체의 뒤는 구조가 어떻게 되어 있는지 알



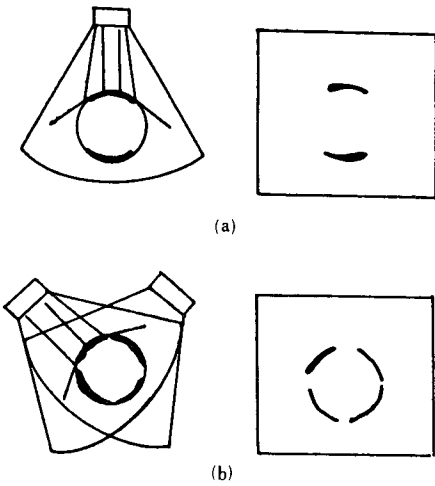


그림 21. 동근 물체의 표시 능력

수 없다는 것이다. 감쇄가 심한 물체에서는 초음파가 대부분이 흡수되어 뒤를 볼 수 없고 반사가 심한 물체에서는 대부분의 초음파 신호가 반사되므로 심한 물체에서는 대부분의 초음파 신호가 반사되므로 더이상 진행해 나갈 신호가 없기 때문에 뒤의 조직을 볼 수 없다.

이 경우도 서로 다른 위치에서 데이터를 받아 목표물 감지능력을 향상시킬 수 있다.

(3) 협소한 dynamic range 및 낮은 신호대 잡음비

Array 트랜스듀서를 사용할 경우에 초음파 영상의 dynamic range는 array의 양자화와 지연의 양자화에 따른 Grating-lobe에 의해서 크게 제한된다. 이 제한을 완화하는 방법으로 array를 촘촘히 배열하거나 스티어링(steering)이나 focusing을 위한 지연선의 탭을 촘촘히 하여야 한다. 다른 방법으로는 spatial compound를 사용하는 것이다.

Compounding을 하면 main-lobe는 합해지고 grating lobe는 상쇄되어 grating-lobe가 차지하는 비율이 적어져 dynamic range가 증가된다.

B-스캔에 있어서의 dynamic range와 신호대 잡음비를 낮게 하는 요인으로 초음파 영상에 나타나는 알갱이 모양의 speckle noise가 있다. 초음파에서의 speckle은 발생원인은 그림 22와 같이 크게 scatter, 시스템, 시스템과 scatter사이의 매체로 구분된다. 초음파를 사용하는 매체인 인체내에서의 반사체는 조직과 같은 random scatter와 필름과 같은 specular 반사체로 구성되어 있어 이들로부터 반사되어 센서에 돌아

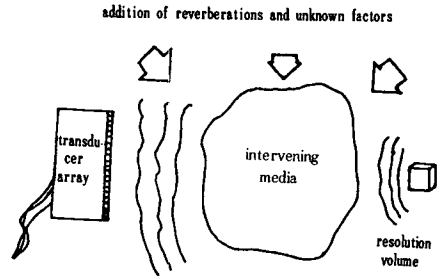


그림 22. 초음파에서 speckle을 만드는 요인들

온 신호는 random한 위상을 갖게 된다. 레이저에 없는 요인으로 초음파에서는 시스템에 의한 것과 매체에 의한 것이 있다.

스티어링과 focusing을 위해 array 트랜스듀서를 사용할 경우에 array 사이의 양자화에 의한 오차 지연선 탭의 제한에 의한 영향, 각각의 array소자의 감도차이 등이 시스템쪽에서의 원인이 된다. 매체에 의한 영향으로 매체마다 다른 전달속도 매체마다 다른 주파수 감쇄 물체사이의 경계면에서의 위상반전 scatter사이에서의 다중반사등이 있다. 일반적으로 speckle을 줄이는 방법으로 매체에 대한 모든 특성을 안다는 가정하에 매체에 대한 영향을 없애고 speckle을 줄이는 방법과 주파수 위치 시스템등을 바꾸어서 얻는 상관성이 없는 데이터를 합해 speckle을 줄이는 방법이 있다. 전자는 실현이 거의 불가능한 것이고 후자의 경우는 실현이 가능한 것으로 서로 다른 모수들(주파수, 위치, 시스템등)으로부터 상관성이 없는 N개의 데이터를 얻어 합한 초음파 영상의 speckle은 모수를 고정시켜서 얻은 영상의 speckle에 비해 1/N로 줄어든다. 상관성이 없는 방법으로 frequency compounding와 spatial compound를 사용하는 방법과 집속점을 바꾸는 방법이 있다. Frequency compounding은 폭넓은 주파수 영역을 갖는 신호를 사용하는 것과 동등한 역할을 한다. Speckle을 줄이는 다른 한가지 방법으로 phase insensitive detection하는 방법이 제안되었으나 이 방법은 speckle은 줄였으나 치명적인 해상도 저하를 가져온다.

(4) 낮은 lateral 방향의 해상도

일반적으로 B-스캔에서 lateral 해상도는 axial 해상도에 비해 5 배정도 떨어진다. Lateral쪽의 bandwidth를  $W_{Lat}$ , axial쪽의 bandwidth를  $W_{ax}$ 이라 할 때  $W_{ax} \sim 5W_{Lat}$ 인 관계가 성립한다.

그림 23(a)에 리니어 트랜스듀서와 관찰하고자 하는 물체사이의 관계를 보이고 이들을 주파수 영역에서 나

타낸 것을 그림23(b)에 보인다. 그림23(b)에서 빗금친 부분은 트랜스듀서의 주파수 특성을 나타내는 것으로  $W_{ax}=5, W_{lat}$  인 경우를 예로 든다. 그림에서 보는 바와 같이 axial쪽의 bandwidth는 보고자 하는 물체에 bandwidth를 모두 포함하지만 lateral쪽의 bandwidth는 보고자 하는 물체의 bandwidth를 모두 포함하지 못하고 있다. 그림23(b)와 같이 물체를 고정시키고 트랜스듀서를 원점을 기준으로 회전시켜 데이터를 얻으면 그림23(d)와 같이 회전하기 전에 포함되던 이외의 영역을 포함하게 된다. 이들로부터 얻은 정보를 모아 사용하면 즉, spatial compounding을 하면 한곳에서 받는데 이보다 보고자 하는 물체의 주파수 영역을 많이 포함할 수 있어 해상도의 증가를 꾀할 수 있다.

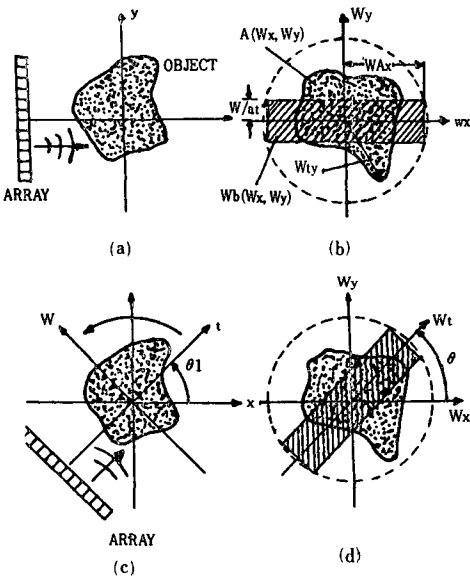


그림 23. B-스캔의 주파수 영역

2. Compound 스캔

1절에서 설명한 B-스캔이 지니고 있는 문제점들을 해결하기 위해 compound 스캔을 사용하게 된다. 일반적으로 compound 스캔은 동일한 목표물에 대해 다음 두가지 모수를 변환시켜 데이터를 얻는다.

- (1) 트랜스듀서의 각 변위
- (2) 트랜스듀서의 주파수

서로 다른 회전위치로부터 데이터를 얻는 경우를 spacial compounding이라 하고 서로 다른 중간주파수를 갖는 신호를 인가하여 데이터를 얻는 경우를 frequency compounding이라 한다. 1절에서 말한 바와 같이

spatial compounding이란 크기가 큰 트랜스듀서를 사용한 것과 같고 frequency compounding이란 넓은 bandwidth를 갖는 트랜스듀서를 사용한 것과 같다. Frequency compounding의 경우는 1절에서 서술한 B-스캔의 문제중에서 speckle에 관계되는 것중 random scatter에 의한 요인만을 줄여 dynamic range를 증가시키고 신호대 잡음비를 높이는 역할과 넓은 bandwidth를 사용해서 얻는 해상도의 증가를 꾀할 수 있다. Spatial compounding의 경우는 frequency compounding이 해결할 수 있는 문제도 역시 해결하고 나머지 다른 문제도 해결해 준다. 따라서 본 논문에서는 spatial compound scan 분야에 대한 각국 연구진들의 연구내용을 살펴보기로 하고 앞으로 특별한 언급이 없는 한 compound scan은 spatial compound scan을 의미하는 것으로 한다. Compound scan은 전에 여러번 서술한 바와 같이 원하는 물체를 둘 이상의 서로 다른 방향에서 관찰하고 데이터를 얻는 것을 말한다. 1970년대 초반의 compound scan은 그림24와 같이 사람이 트랜스듀서를 움직이며 데이터를 얻고 얻어진 데이터는 트랜스듀서의 변위에 맞춰 모니터에 표시하는 방법을 썼다.

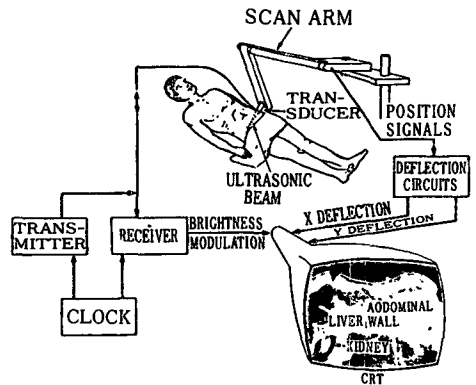


그림 24. Block diagram of a manual contact B-scan system

이때 사용된 모니터는 우리가 통상 사용하는 오실로스코프와 같이 x-y deflection시켜 영상을 표시하는 것으로 화면의 저장 및 정지가 불가능한 것이다. 더우기 사람이 트랜스듀서를 움직이는 것이므로 데이터를 얻는데 2~3초 정도의 시간이 요구되어 심장과 같이 빠르게 움직이는 곳을 볼 수 없고 복부와 같은 곳에서도 장기의 움직임에 의한 화상의 번짐을 초래할 뿐

만 아니라 장치를 작동시키는 사람의 능숙도에 따라 화상의 질이 달라지는 문제를 가지고 있다. 이 장치의 장점으로서는 트랜스듀서를 움직이는 방법에 따라 리니어 섀터, 아크 또는 compound scan을 행할 수 있다는 것이다.

근래에 실시간으로 compound scan을 행할 수 있는 장치들이 연구되었는데 이들을 살펴보면 다음과 같다.

1981년 M. Borson과 그의 연구팀이 sequential linear array를 사용한 compound에 대하여 연구하였고 1981년부터 현재까지 일본의 Miwa와 그의 연구팀이 mechanical 섀터를 사용한 compound scan에 대한 연구를 진행해 오고 있고 미국의 Duke대학에서 phased array를 사용한 compound scanner에 대한 연구보고서를 1982년도에 발표하였고 현재 한국과학기술원에서는 등글게 배열된 트랜스듀서를 사용한 real-time compound에 대해 연구중이다. 구체적으로 real-time compound를 실현하기 위해 새로운 스캔 변환방식을 연구하고 해상도를 높이기 위해 그림25와 같이 여러개의 트랜스듀서에 동시에 펄스를 가해서 반송파가 있는 상태에서 각각의 트랜스듀서로부터 받은 신호를 합한 후에 detect하거나 각각의 트랜스듀서에 순차적으로 펄스를 가하고 반송파가 있는 상태로 데이터를 저장하여 모든 트랜스듀서로부터 데이터 받는 일이 끝난 후에 이들을 합한 후 detect하는 sumdetect방법에 대해 연구중이다. 이 방법은 실제 크기가 큰 트랜스듀서를 사용하는 것과 같은 효과를 가져와 해상도가 좋아질 것으로 믿어지는 방법이다.

IX. Ultrasound Speckle

초음파를 이용한 단층촬영장치의 출현 이후에 이상 발달 조직(간, 콩팥, 췌장, 갑상선 등)으로부터 얻어

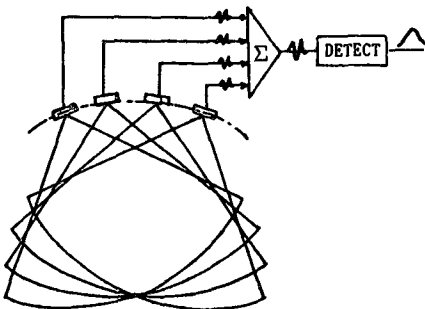


그림 25. Sum-detect방법

진 B-mode영상의 조직이 이들 조직의 병리학적 상태를 나타낸다. 더우기 주위의 건강한 조직에 의해 국부적인 변화를 조사하여 이상 부위를 찾을 수 있다. 그 조직의 특성은 밝기의 차이, 덩성덩성함 정도, 입자의 미세함과 균일함 정도 또는 균일하지 않음의 정도들의 향으로 정성적으로 이야기할 수 있다. 그러나 이들은 그 조직의 통계특성에 대한 주관적인 표현이다. 초음파 영상에서 화면이 어떤 알갱이들의 조합처럼 보이게 되는데(그림26) 이에 의해 작은 이상부위 같은 것을 식별하는데 어렵게 한다. 이러한 현상을 speckle이라 하는데 관측하고자 하는 매질과 영상시스템에 의해 발생된다. Transducer에서 발사된 초음파가 각 산란입자에 의해 임의의 각도와 크기 위상으로 반사되고 또한 매질을 왕복하면서 매질의 비균질성 감쇄 다중 반사등에 의한 진폭과 위상의 변화를 가지는 여러 반사음파들이 transducer에 모여 complex sum 되어 반사신호를 만들고 이들을 모아 focusing 하는데 있어서 분해능 만큼의 면적에 평균되어 알갱이 형태로 B-mode 영상에 나타난다. 이 영향은 transducer에서 그 영향이 지배적이고 또한 하드웨어로 focusing할 때에 이러한 현상에 영향을 미친다.

이 현상에 대한 정량적인 해석 즉 초음파를 발사하여 되돌아오는 반사신호를 B-mode 영상으로 나타내는 과정에 대한 정량적인 해석을 할 필요가 있다. Burckhardt와 Abott 그리고 Thurstone이 B-mode 조직에

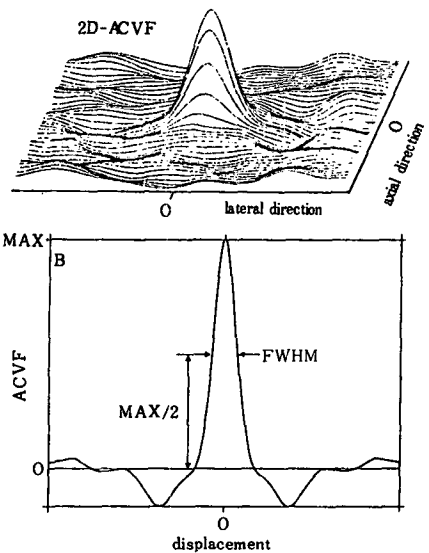


그림 26.

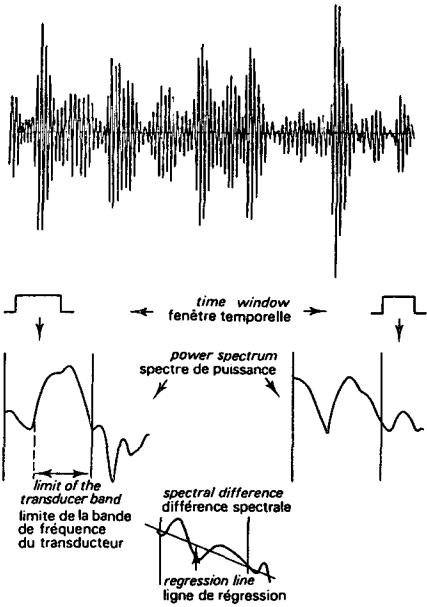


그림 27. 조직내 감쇠율을 추정하는 방법 (R. Kuc)

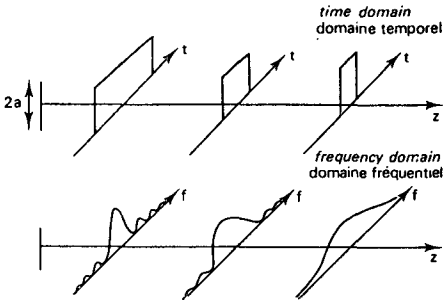


그림 28. 평균 변환기 축산에 위치한 산란체의 회절 임펄스 응답

서의 speckle과 laser speckle과의 상쇄를 고려하여 laser쪽의 이론으로부터 일차통계를 유도했다. 한 해상도 범위 내에 많은 산란입자가 있을 경우 이들에 의해 B-mode 반사 신호의 위상 분포는 0와  $2\pi$  사이에 균일하게 분포되어 있고 크기 A는 다음과 같은 Rayleigh 확률분포를 갖는다.

$$P(A) = A * * 2 * \exp(-A * * 2 / (2 * 0 * * 2))$$

$$(A > 0)$$

A : 반사된 영상신호(복조된 후의 신호)

$$0 * * 2 = \langle A * * 2 \rangle / 2$$

이 수식에서 speckle의 일차통계가 transducer와 관

계없음을 알 수 있다. 이는 조직내에 점 같은 산란 입자의 실질 분포가 실효 빔 직경 이내에 산란입자의 숫자가 매우 많고 그 산란입자가 3차원 공간에 임의로 분포되어 있는 한 일차통계(평균 반사신호 크기와 S/N 비)에 영향을 주지 않는다는 것으로부터 추론할 수 있다.

Bamber와 Dickinson은 불균일한 연속 모델에 의해 만든 조직을 연구했다. 이 일은 후에 이차 통계의 연구까지 확장되는데 장(field) 개념과 조직 모두 2차원 공간으로 설명했다.

Flax 또한 2차원적으로 B-mode 조직을 만들어 RF image와 video 영상의 조직과의 이차통계를 비교했다. 그들은 일차통계를 빔 면적 내부의 점 산란입자의 수와 산란계수 그리고 송신된 초음파 펄스의 spectrum의 향으로 설명했다. 평균 반사신호의 크기는 산란입자 수의 제곱근에 비례하고 축 방향에서 최대 크기의 신호의 평균간격은 transducer의 대역폭에 반비례함을 보였다. Video영상의 자기 상관함수에 의해 묘사되는 축방향 폭은 산란입자의 수가 증가 시 감소하되 RF point response의 자기 상관에 의한 축방향 폭이 하한선이다. 이는 평균 반사 크기뿐만 아니라 축방향 해상도가 산란되는 위치의 밀도에 연관됨을 쉽게 알 수 있다. 또한 축방향의 해상도는 보는 깊이에 따라 증가한다.

Smith는 B-mode 영상을 얻기 위하여 산란입자와 여러가지 밀도로 된 조직 phantom을 이용했다. 이들은 장(field)을 설명하는 데 험스대역의 방식으로 Fraunhofer 방향함수를 이용하고 실험적으로 유도해 낸 조직의 축방향 자기상관함수와 이론값과 비교했다. 그 결과는 transducer면에서 작은 거리에 대해서는 많은 편차로 일치하지 않음을 보여준다. 그러나 그 조직의 축방향 해상도는 깊이에 따라 연속적인 증가를 나타낸다. 산란입자의 숫자에 대한 조직의 크기와의 연관성은 없었다.

Wager등은 transducer의 초점에서 그 조직의 축방향과 축방향 자기상관함수의 이론적 설명을 하였다. 이렇게 유도된 speckle-cell(해상도 또는 2차원 point spread function과 비슷한 정도)의 차원이 transducer의 대역폭과 중심주파수 그리고 aperture크기와 간단한 연관관계를 보였다. B-mode영상의 이차통계(2차원 자기상관 함수)로부터 축방향과 축방향의 해상도를 구할 수 있는데 수신신호의 point spread함수가 축방향과 축방향의 성분이 서로 독립이라 하면 축방향의 FWHM(full-width at half maximum)과 축방향의

FWHM은 다음과 같다.

$$FWHM_{lat} = 0.80 \frac{\lambda * F}{D'} \quad \text{여기서 } D'' = D/1.08$$

$$FWHM_{ax} = 2.17 \quad \sigma_z = 1.63 \quad \sigma_t = 0.26/\sigma_f$$

$\lambda$  : 초음파 신호의 파장

F : transducer의 촛점거리

D : transducer의 직경

$\sigma_z, \sigma_t, \sigma_f$  : 축방향 (m n) 시간( $\mu s$ ) 그리고 주파수 (MHz) 축에서의 Gaussian 초음파 펄스의 표준편차.

Foster는 3차원 조직 모델로부터 B-mode 영상을 계산하기 위하여 임펄스 응답 방법을 사용하여 보다 더 실질적인 시뮬레이션을 행했다. Transducer에 의한 입력장에서의 순간 압력 분포  $P(r, t)$ 는

$$p(r, t) = -\sigma \frac{\partial V_0(t)}{\partial t} * h(r, t)$$

r : 원점에서 산란입자까지의 거리

t : 시간

$\sigma$  : 매질의 밀도

$V_0(t)$  : transducer 표면에서의 초음파 속도

이 되고 여기서  $h(r, t)$ 는 그 transducer의 음향 임펄스 응답으로서

$$h(r, t) = \frac{1}{2\pi} \int_s \frac{(t-r''/c)}{r''} ds$$

와 같다. 여기서  $r''$ 는 transducer의 표면에서 산란입자까지의 거리이고 c는 매질에 있어서의 초음파 속도이고 적분구간 s는 Rayleigh 표면이다. 이에 의해 하나의 산란입자에 의한 반사신호의 크기  $V_{out}(t)$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$V_{out}(r, t) = \left[ k\sigma \frac{\partial V_{in}(t)}{\partial t} * g1(t) * g2(t) * s(t) \right]$$

$$* [ht(r, t) * hr(r, t)] = pulse(t) * H(r, t)$$

k : 산란입자의 크기

$g1(t), g2(t)$  : transducer의 송신과 수신때의 전기기계 임펄스 응답

$V_{in}(t)$  : transducer 표면속도

s(t) : 등방성의 산란 임펄스 응답

ht(""), hr("") : 회절효과가 고려된 transducer의 임펄스 응답

여기서 앞의 항을 pulse(t)라 하고 뒤의 항을 H(r, t)라 할 때 여러개의 산란입자에 대해서는  $V_{out}(rx, t) = pulse(t) * \sum H(rx_i, t)$ 가 된다. 보통 초음파 임펄스 응답이 촛점에서  $\alpha(\mu)$  함수이므로 거기에 작은 산란입자를 두고 영상신호  $V_{out}$ 를 측정하면 pulse(t)를 구할 수 있다. 그 다음 여러개의 산란입자에 대해 위 수식에 영상신호를 구하면 speckle에 관하여 시뮬레이션을

행할 수 있고 또한 그 시스템의 성능도 평가할 수도 있다.

최근에 Smith와 Wager가 Foster에 의해 사용한 FWHM으로 이전에 발표한 speckle 크기의 값을 재조정했다. 산란입자의 높은 밀도에 대해서는 B-mode 영상의 조직이 사용된 transducer의 물리적 성질(직경에 의한 축방향 speckle크기, 촛점길이, 중심 주파수, 대역폭에 의한 축방향 해상도)에 의해 주로 결정된다.

Dosterveld는 표면 속도에 weighting을 씌운 transducer의 실질적인 3차원 시뮬레이션으로 3차원 개의 산란입자의 조직모델로부터 B-mode 반사신호를 만들었다. 그 조직의 일·이차통계가 transducer와의 거리와 산란입자의 밀도와와의 함수임을 알았다. 이차 조직 성분에 주파수에 따른 선형감쇄의 영향을 보상하고 회절효과도 고려한 시뮬레이션을 통해 SNR(=반사진폭의 평균/반사진폭의 표준편차)과 FMHM<sub>lat</sub> 그리고 FMHM<sub>ax</sub>를 구하여 시스템을 평가하였다. Speckle이 주는 정보는 그 조직 자체의 정보를 줄 수 있으나 임상진단에서는 보통 방해가 되므로 이를 줄이는 방법으로 서로 독립적인 조건(즉 상호 연관 관계가 없는 조건)으로 구한 B-mode 영상 N개를 더해 SNR을  $\sqrt{N}$ 배 좋아지게 하는 방법과 여러 주파수를 이용하여 서로 독립적인 영상을 얻어 더하면 즉 대역폭이 넓은 초음파 펄스에 대한 영상을 얻으면 speckle도 줄고 분해능도 증가한다. 또 다른 방법으로는 같은 조직에 대해 여러 방향에서 초음파를 발사하여 얻은 서로 독립적인 영상들을 한 영상으로 재구성하면 즉 compound B-mode 영상을 얻으면 역시 speckle도 줄고 분해능도 증가한다. 이런 방법으로 만들어진 장치들이 최근 나오고 있는데 transducer의 full-aperture를 이용하여 영상을 얻는 Acuson제품이 있다. 그리고 annular array를 이용한 transducer에 의해 얻은 영상이 이 transducer의 특성상 aperture 면적도 크고 여러 주파수대의 소자를 이용하여 speckle크기도 줄고 해상도 역시 증가한다. 영상 시스템에서 위에서 이야기한 일·이차 통계 이외에 또 하나의 중요한 성능 평가의 척도로서 대비(contrast)를 이용하는데 이는 어떤 매질에 의 신호와 그 매질이 없을 때의 신호의 비로서 정의는 다음과 같다.

$$C = \frac{S_o - S_{in}}{S_o + S_{in}}$$

$S_o$  : 반사신호의 평균값

$S_{in}$  : 매질이 없는 부위의 평균 반사신호

이를 이용한 예로 37.5도의 axicon transducer를 시

물레이션해 보면 분해능은 좋으나 대비의 성능이 현저히 나빠 좋은 영상을 얻을 수 없음을 알 수 있다.

**X. 超音波의 조직 특성화 (tissue characterization)**

超音波 진단장치는 실시간 진단이 가능하고 인체를 해부하지 않고 비관혈적인 방법으로 인체내부를 관찰할 수 있는 장점이 있기 때문에 현대 의료진단에 있어 필수불가결한 중요성을 지니고 있다.

그러나 이와 같은 초음파 진단장치는 해상도가 떨어지고 연조직내에서 비정상적인 조직을 정확히 알아내기가 쉽지 않기 때문에 초음파가 가지고 있는 물리적인 특성인 음파의 속도 음향임피던스 감쇄계수 반사로 등을 정량적으로 뽑아내어 진단에 필요한 정보로 사용하는 조직 특성화(tissue characterization) 분야의 연구도 병행되고 있다. 초음파 B-스캐너의 경우 인체 내부의 이상현상을 형태로 관찰하지만 조직 특성화 분야에서는 초음파 반사신호를 신호처리하여 이로부터 조직의 여러가지 성질을 정량화 할 수 있는 자료를 추출한다. 예를 들어 정상적인 간과 비정상적 인간에 대하여 감쇄계수를 추정하면 차이가 나므로 환자의 간에 대한 감쇄계수를 수치로 나타냄으로써 사용자가 환자의 이상유무를 수치로써 알 수 있도록 한다. 여러가지 인체조직에 대한 음향특성 parameter는 표 1과 같다.

超音波의 감쇄현상은 초음파가 매질내로 전파할 때 열과 같은 형태로 소실되는 absorption과 random scatterer에 의하여 에너지가 여러가지 방향으로 분산되는 backscattering 메카니즘에 기인한다. 전파거리  $x$ 에 따른 초음파 intensity  $Z$ 는  $Z = I_0 e^{-\alpha(f)x}$ 의 식으로 표현되며 감쇄계수  $\alpha(f) = \beta f^n$ 으로 주파수에 따라 비

선형적으로 증가하는 특성을 가지며 물질에 따라 주파수의 역수  $n$ 이 변화한다. 연조직(soft tissue)에서는 표 1에서와 같이  $n \approx 1$ 이며  $\alpha(f) = 0.81 \text{ dB/cm}$  (at 1MHz)의 감쇄계수를 갖는다. 예를 들어 3.5MHz의 초음파가 인체의 깊이 18cm를 진행하는 경우 약 50dB의 감쇄가 발생하므로 이를 보상하기 위해 감쇄계수를 추정하는 것이 B-scan 영상에서 또한 중요한 문제가 되고 있다. 일반적으로 생체연조직에서의 감쇄계수를 추정하는 방법으로는 광대역(wide band)에서 1979년 Kuc이 초음파 반사예코로부터 A-mode신호를 segment하여 주파수 domain에서 spectral difference를 구하는 방법을 그림27과 같이 제안하였다. 이후 많은 연구가 진행되어 샘플링된 예코 신호를 일정 간격의 window를 sliding시키면서 Fourier transform을 하여 깊이에 따른 spectral centroid를 계산하는 STFA(short time Fourier analysis) 방법, 주파수 편의법(spectral shift), zero-crossing, homomorphic filtering등의 많은 방법들이 연구되었고 협대역(narrow band)에서는 입사파와 반사파의 amplitude를 측정하여 감쇄계수를 추정하는 방법들이 제시되었다. 결국 이들 알고리즘은 조직내에 random하게 분포하는 scatterer의 영향때문에 생기는 tissue ratio를 줄여주는 즉 spatial variation을 감소시키는 방향으로의 연구방향이었으며 근자에 들어서는 TRD에서 beam이 매질로 진행할 때 발생하는 beam spreading 현상 즉 "diffraction effect"가 펄스에코에 영향을 주어 감쇄계수를 잘못 추정하는 것을 보상하는 방향으로 연구가 진행되고 있다. 거리에 따른 diffraction은 그림 2와 같다. 이와 같은 추세에 따르면 앞으로의 연구는 관심있는 인체의 일부분 또는 전체에서 감쇄계수의 분포를 2-D로

표 1. Acoustical properties of several common materials

material	propagation velocity (m. s <sup>-1</sup> )	characteristic impedance (10 <sup>4</sup> kgm <sup>-2</sup> s <sup>-1</sup> )	attenuation at 1 MHz (dB. cm <sup>-1</sup> )	frequency dependence of attenuation
water (20°C)	1,480	1.48	0.0022	f <sup>2</sup>
aluminium (bulk)	6,300	17.0	0.018	f
air (at standard temp. and pression)	343	0.000415	12	f <sup>2</sup>
blood	1,570	1.61	0.18	f <sup>1.3</sup>
brain	1,541	1.58	0.85	~f
fat	1,450	1.38	0.63	~f
human soft tissue (mean value)	1,450	1.63	0.81	~f
muscle	1,585	1.70	1.3-3.3	~f
skull bone	4,080	7.80	13	f <sup>2</sup>
lung	650	0.26	41	1/f

영상화하여 감쇄영상을 얻어 진단을 할 수 있게 하기 위하여 조직자체의 microscopic한 현상등을 잘 설명할 수 있도록 조직을 모델링하고 실시간처리 가능한 알고리즘의 개발등으로 연구의 초점이 맞추어져야 할 것이다.

**XI. 초음파 CT(Computed Tomography)**

초음파 B-scanner는 인체단면을 실시간으로 관찰할 수 있고 비교적 저렴한 가격으로 제작될 수 있기 때문에 상용화 되어 병원에서 환자진단에 필수적인 진단장치로 사용되고 있다. Bscanner는 인체 내부의 감쇄도, 굴절을 분포등을 영상화하기 위해서는 data 수집 방법 신호처리 방법이 전혀 다른 기법을 사용해야 한다. 이러한 방법중에서 가장 많이 사용되는 방법으로 CT(computed tomography)가 있다.

초음파 CT는 X선 CT와 마찬가지로 여러 각도에서 물체를 scan하여 data를 수집 처리하고 여기서부터 영상을 재구성한다.

이러한 초음파 CT는 반사 CT(B-CT), 속도 CT, 감쇄 CT등으로 분류할 수 있는데 반사 CT와 감쇄 CT는 정량적인 정보를 제공한다는 장점이 있다. 초음파를 이용한 단층영상방법에 대한 분류는 그림29에 나타나 있다. 그러나 초음파 CT에 있어서는 여러 각도에서 촬영을 해야 하기 때문에 data 수집기간이 길고 촬영하고자 하는 물체와 coupling이 용이하지 않아서 현재는 상용화 되어 있지 않고 주로 연구실에서 연구되고 있는 실정이다.

1972년 Hounsfield에 의해 실현된 X선 CT개념을 그대로 초음파 CT에 적용하여 1973년 Greenleaf등에 의해 연구결과가 보고되었다. 처음의 연구는 X선 CT에

서와 같은 초음파 감쇄영상으로 투과된 초음파 에너지를 계산하여 감쇄영상의 자료로 이용하였다. 그러나 초음파의 굴절, 반사초음파 소자의 빔 모양등에 의해 정확한 정량적인 영상을 얻기가 어렵다는 점이 지적되었다. X선의 파장은 1A° 정도로 물체를 통과할 때 산란 즉 굴절이나 회절이 거의 일어나지 않는다. 그러나 초음파의 파장은 1mm정도로써 물체의 산란자 크기와 비슷하기 때문에 산란현상이 크게 나타나므로 X선 CT에서와 같은 직선전파를 가정한 계산방법으로는 원래의 영상 parameter를 정확히 재현시킬 수 없다. 이러한 영상의 질을 저하시키는 요인을 줄이기 위해 다수의 주파수를 사용하는 방법, 주파수 축상에서 감쇄량을 계산하는 방법, 굴절율의 영향을 보상하기 위한 ray tracking 방법등이 연구되고 있다. 감쇄 CT에 비해 데이터 수집이 간편하면서도 정량적인 정보를 제공해주는 속도 분포 영상 또는 굴절을 영상이라고 불리는 영상 방법이 1975년 Greenleaf등에 의해 개발되었다. 매질내의 초음파 통과시간을 측정하여 X선 CT방법에 의해 굴절을 분포를 계산하는 방법으로 재생된 영상이 실제 물체와 큰 상관관계를 갖기 때문에 중요한 의미를 갖고 있다. 직선전파를 가정한 굴절을 영상은 geometric distortion을 가져오므로 이를 개선하기 위해 ray tracking이나 perturbation방법에 의한 ray path 계산을 통해 굴절을 영상을 다시 보상하는 방법이 연구되고 있다. 감쇄 CT나 굴절을 CT는 모두 투과된 신호를 이용하므로 투과 CT로 불리우는데 이들 영상의 해상도는 발사되는 초음파의 빔폭에 의해 결정되기 때문에 10배 파장 정도의 낮은 해상도를 갖고 있다. 초음파 B scan영상은 빔폭에 의해 해상도가 제한되기 때문에 scan방향으로는 해상도가 낮고 경사진 반사면은 나타나지 않는다. 이러한 단점을 해결하기 위해 컴퓨터 단층 촬영방법을 사용하면 compound효과를 얻을 수 있고 전 방향에서 초음파 신호의 펄스폭에 해당되는 한파장 정도의 해상도를 얻을 수 있다. 반사 CT는 투과 CT와 같은 정량적인 정보는 주지 못하나 고해상도 큰 dynamic range등을 얻을 수 있다는 장점을 가지고 있다. 1980년 G. Maderlechner등이 반사 CT에 보통의 X선 CT방법을 그대로 적용하여 실현한 결과가 발표되어 있다. 이들 논문에서 simulation상으로는 펄스폭에 해당하는 해상도를 얻을 수 있으나 실제 생체 영상에서는 해상도가 저하되고 있음을 알 수 있다. 이는 주로 object내에서의 굴절을 변화에 기인하는 것으로서 해상도를 파장정도에 접근시키기 위해서는 해결되어야 할 사항이다. \*

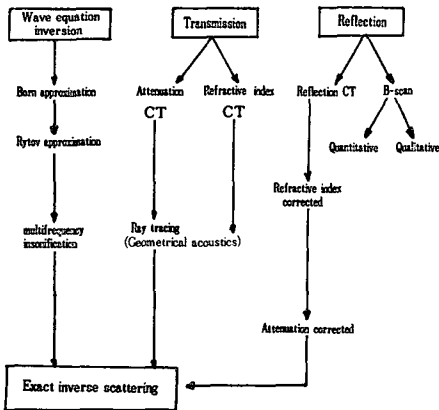


그림 29. 초음파 단층 영상방법 분류