

超音波 映像 診斷 技術

崔 宗 秀

(正 會 員)

中央大學校 工科學科 電子工學科 副教授(工博)

I. 超音波 診斷의 基礎^(1,2)

超音波 診斷은 組織學, 音響學, 電子工學 등의 광범위한 學術技術을 바탕으로 하고 있는 것으로, 表 1과 같이 나누어 볼 수 있다.

표 1. 超音波 診斷을 위한 學術技術

組織學	組織의 音速, 音響입피턴스, 減衰定數, 形狀, 크기
音響學	超音波의 反射, 散亂, 屈折, 廻折, 減衰
電子工學	펄스의 發生, 增幅, 受信, 信號處理, 蓄積, 表示

현재 여러가지 종류의 超音波 診斷裝置가 實用化되어 있으나, 이들 장치는 어느 것도 診斷을 위해 쓰이는 檢査裝置로, 이 장치에 의해 얻어진 정보를 바탕으로 해서 최종적으로는 의사가 진단을 내린다.

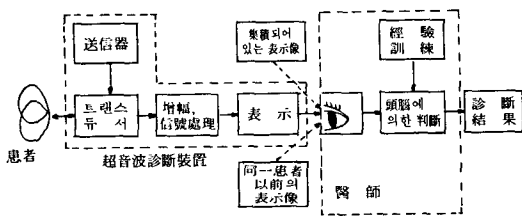


그림 1. 超音波 診斷시스템의 개념

II. 超音波 診斷裝置의 原理⁽¹⁻⁴⁾

超音波 펄스를 쓰고 있는 진단장치의 원리는 초음파를 매우 짧은 시간간 体内에 放射시키면, 超音波가 人体組織 속을 전파하는 도중에 組織이나 臟器는 종류에 따라 다소 틀리므로, 서로 다른 경계에서 일부분이 反射되어 돌아온다. 超音波가 体内을 전파하는 데에는 다

소 시간이 걸리므로, 초음파의 발사점에 가까운 곳에서의 반사파는 빨리, 그리고 먼 곳에서는 늦게 되 돌아오게 된다. 초음파 펄스의 방사는 일정 주기로 반복되나, 초음파는 파장이 짧으므로 한 방향으로 집중적으로 방사시킬 수 있기 때문에, 이와 같이 초음파 펄스가 체내를 전파하는 도중에서 차례차례로 발생하는 반사 에코를 검출해서, 브라운관상에 표시할 수 있고, 이 표시패턴으로부터 組織內에 존재하는 異常의 有無 및 그 位置를 알아낼 수 있게 된다.

브라운관상의 표시 방식도,

A모드: 브라운관 등의 시간축상에 에코를 진폭의 변화로 표시하는 방식.

B모드: 브라운관상에 에코의 진폭에 따른 밝기의 세기로 표시하는 방식.

M모드: 트랜스듀서는 고정으로 하고, 운동하는 에코源까지의 거리의 시간적 변화를 표시시키는 방식. 등이 실용화 되어 있다.

초음파 진단에 쓰이고 있는 주파수는 1~15MHz 정도이나, 일반적으로 높은 주파수를 쓰게 되면 미세한 조직의 변화를 알아 볼 수 있게 되는 반면, 생체내에서의 초음파 감쇠가 증가되어 멀리 가지 못하게 된다. 가령, 1MHz에서는 두개골 등을 잘 투과하므로 두개내의 반사파를 쉽게 검출할 수 있으나, 분석능력이 떨어진다. 한편, 15MHz를 쓰게 되면 분석능력은 향상되나 軟部 組織에서 數cm의 깊이 밖에 이용할 수 없으므로 현재 胚球 등의 작은 대상의 진단에 쓰이고 있다. 乳腺, 腹部 등의 진단에는 2.25 MHz 혹은 5MHz가 사용되고 있다.

1. A모드 방식

이 방식은 펄스의 반사를 사용한 초음파 진단장치의 가장 기본적인 방식이다. 그림 2는 이 방식의 원리를 보인 것이다. 동작의 개요를 설명하면, 먼저 同期信號

發生回路에서 매초 500~1,000회 정도의 반복을 갖는 일정 주기의 同期 펄스를 발생시키고, 이 신호를 장치 전체의 동기를 취한다. 高周波 펄스 發振器는 동기신호에 同期해서 폭이 1~5 μ s 정도의 고주파 펄스를 발생시키고, 이 출력을 트랜스듀서에 공급한다. 트랜스듀서에는 水晶發振子 혹은 氫酸바륨 磁器系 振動子 등의 電氣音響 變換素子가 붙어 있어서, 電氣에너지를 超音波에너지로 변환하는 동작을 하는데, 이들의 진동자는 수신한 반사초음파를 다시 전기펄스로 변환하는 작용도 하는 것이다.

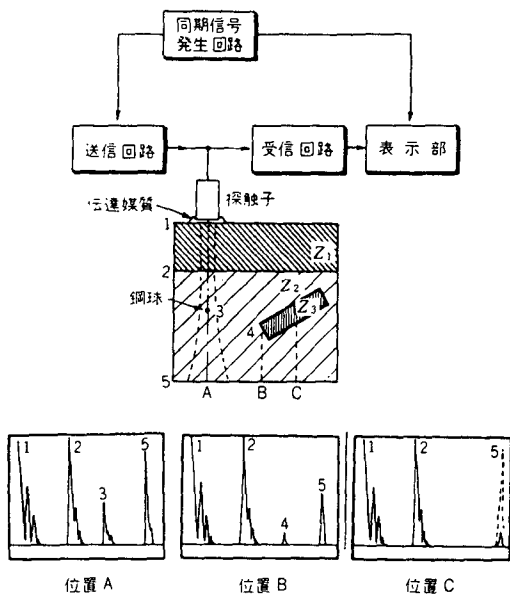


그림 2. A모드 방식의 동작 원리도

이 방식의 장치에서는 트랜스듀서를 손에 쥐고서 진단하고자 하는 부위에 방사시키는데, 트랜스듀서의 접촉 体表에는 超音波의 入射를 쉽게 하기 위해, 미리 流動파라핀, 기름, 물 등과 같은 전달매질을 발라서, 이 액체를 통해서 체내에 초음파를 送受하도록 하고 있다. 체내에서 반사되어, 다시 트랜스듀서 쪽으로 되돌아온 반사에는 트랜스듀서에서 전기적펄스로 변환되고 수신회로에서 증폭되어 브라운관의 縱軸에 가해진다.

한편, 橫軸掃引 信號發生 回路로부터 同期信號에 同期된 掃引 펄스를 발생시켜서, 브라운관의 橫軸을 掃引한다. 이 때문에 브라운관의 橫軸상에는 왼쪽에서부터 반사파의 전파시간에 상당하는 위치에 반사파가 차례차례로 나란히 놓이게 된다. 또 브라운관의 橫軸에는 별도로 동기신호에 동기된 반복이 빠른 거리 눈금의 펄스

를 가해서, 橫軸상에 거리 눈금을 넣고, 반사대상까지의 거리를 정확히 구해지도록 해놓은 것도 있다. 그림 2의 Z_1 , Z_2 , Z_3 는 각각 매질의 음향특성 임피던스이며, 임피던스가 서로 다른 곳에서 에코를 발생시키는 상태를 설명하고 있다.

A모드 방식의 장치에는 제 3腦室의 偏位計測이 편리하도록 2개의 트랜스듀서를 좌우측 頭部에 동시에 방사시켜, 양 트랜스듀서에 의한 각각의 제 3腦室 에코 (midline echo)를 브라운관상에 전자공학적인 수단에 의해 二現象의으로 上下에 표시해서 진단을 용이하게 하도록 해 놓은 장치도 개발되어 있다. 또 A모드像을 브라운관에 표시시키는 것 외에, 샘플링 기법을 써서, 고속도의 신호를 저속화해서 오실로스코프상에 기록시킬 수 있게 한 장치도 개발되어 있다.

2. B모드 방식

A모드 방식에서는 트랜스듀서를 한 방향으로 향하게 했을 때의 反射波를 波形으로써 표시시키는 것인데 대해, B모드 방식은 反射波의 세기를 브라운관상의 밝기로 바꾸어서 표시하는 것이다.

그림 3은 B모드 방식의 동작 원리를 보인다. 이 방식에서는 트랜스듀서를 기계적 혹은 수동적으로 주사시켜서 초음파빔을 움직이게 하고 동시에, 브라운관의 掃引도 초음파의 빔축과 상대관계를 유지하도록 하고 있으므로, 초음파빔이 생체를 횡단한 부분의 단층상을 얻게 된다.

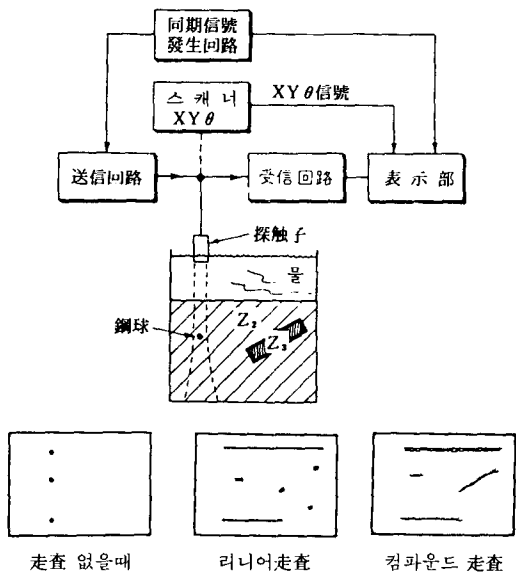


그림 3. B모드방식의 동작 원리도

그림 4는 B모드 방식에서의 각종 주사방식을 보인 것이다. 리니어, 서클러, 아크, 섹터, 래디얼주사방식 등이 쓰이고 있는 외에, 이러한 단순한 주사를 2개 이상 조합시켜서 트랜스듀서의 위치와 방위를 동시에 변화시키는 컴파운드주사방식도 쓰이고 있다. 컴파운드 주사방식에서는 목적으로 하는 범위를 여러 방향에서 주사하여 얻어진 像을 브라운관상에서 중첩시키는 것으로, 매우 좋은 像이 얻어지는 특징이 있다.

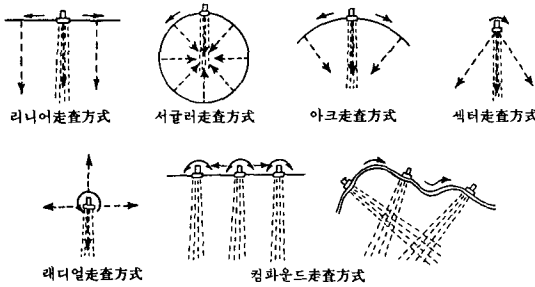


그림 4. 각종의 走査方式

실제 주사할 시에는 생체에 밀착시킨 물주머니에 트랜스듀서를 넣고, 이 물주머니를 통해서 기계적으로 주사시키거나, 소형의 트랜스듀서를 몸의 구멍에 넣어서 회전시키고 있으며, 컴파운드주사방식에서는 트랜스듀서를 생체표면에 밀착시켜 미끌어지면서 수동으로 주사하는 등의 방법이 쓰이고 있다.

B모드 장치의 표시 패턴 : 종래 일반적으로 쓰여 왔던 B모드 장치는 表示像의 輝度(明暗)의 階調(grey level)가 별로 좋지 않아서 거의 中間調가 없는 흑백의 像을 표시하는 수가 많았다. 실제의 진단에 있어서는 생체내에서 되돌아 오는 反射에코펄스는 매우 미약한 것에서 아주 큰 것까지 광범위의 것이 포함되어 있다. 따라서 흑백 階調의 다이내믹레인지가 좁은 장치로는 동일 대상을 표시시켜도, 장치의 감도 조절에 따라 표시패턴은 크게 변하게 된다.

그림 5는 表示像을 구성하는 주사선을 사용해서 감도변화에 따른 패턴의 변화를 설명하고 있다.

이와 같이 감도변화에 따라 표시패턴은 크게 변하므로, 이러한 결점을 보완하기 위해, 소위 感度斷層法이라는 방법이 도입되었다. 이것은 그림 5에 보인 바와 같이 장치의 감도를 數段階 변화시켜서, 그것에 의해 얻게 되는 일련의 패턴으로부터 종합적으로 진단을 내리는 것이다. 이와 같이 階調의 다이내믹레인지가 좁은 장치 외에, 階調性 초음파 단층상 표시 혹은 그레이

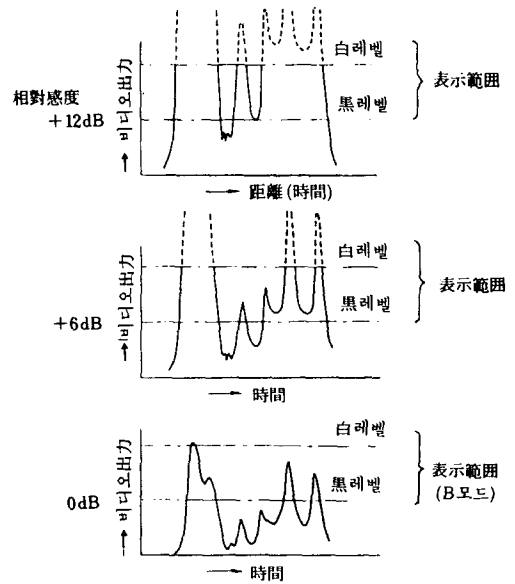


그림 5. 感度變化에 따른 B모드 表示畫像의 變化

스케일표시 등으로 불리는 다이내믹레인지의 표시범위가 넓은 장치도 개발되어 널리 쓰이게 되었다. 이러한 장치에서는 에코의 진폭정보를 像의 농담으로 표시할 수 있게 되는 것이다.

최근에는 스캔컨버터에 단층상을 읽어 들이게 하여, 이것을 TV방식으로 읽어내어 TV수상기에 단층상을 표시하게 하도록 한 장치도 쓰이고 있다. 이 장치에서는 그레이스케일의 양호한 정지화상을 나타낼 수 있다.

3. M모드 방식

초음파 펄스법의 응용으로, 2~5MHz 정도의 초음파 펄스를 前胸壁에서 심장부 쪽으로 방사해서, 이 반사 에코를 브라운관상에 휘도변조시켜 M모드 방식을 나타내고, 心臟弁 등의 움직임을 보여주는 운동곡선을 얻는 장치가 있다.

그림 6, 그림 7에는 이 방식의 동작원리를 보인다. 이 장치에 의해 얻어진 운동곡선을 UCG(ultrasonic cardiogram) 혹은 心에코圖라 한다.

4. 펄스법 장치의 부속회로

펄스법 장치를 위한 부속회로로는 리츨선, STC, FTC 등의 회로가 있다.

1) 리츨선: 이것은 그림 8에서와 같이 문턱치 이하의 약한 반사파신호, 잡음 등을 제거해서 브라운관 면에 나타나지 않도록 한 것으로, 브라운관 면이 깔끔해지는

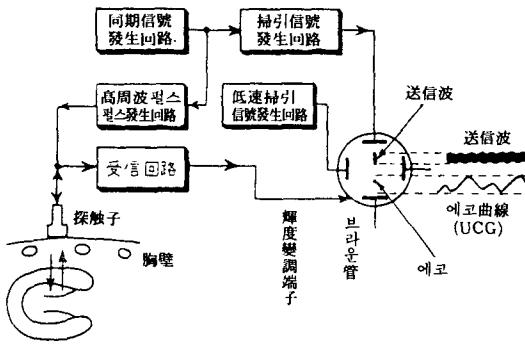


그림 6. M모드 장치에 의한 심장운동 기록(UCG)

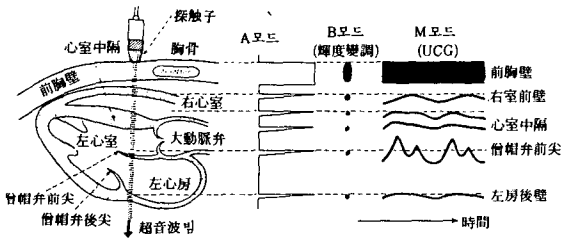


그림 7. UCG의 原理

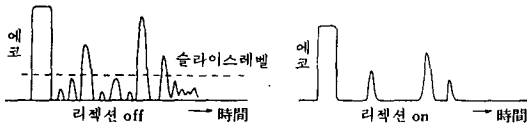


그림 8. 리액션의 동작

반면, 반사에코의 세기와 브라운관상의 진폭이 비례관계를 갖지 않게 된다.

2) STC(sensitivity time control) : 하나의 掃引 사이에서 수신회로의 이득을 시간적으로 제어해서, 근거리와 원거리의 에코의 표시가 균일하게 되도록 하기 위한 회로이다(그림9). 감도의 변화 정도는 사용주파수와 목적에 따라 적당한 값을 택할 필요가 있는데, 간단한 장치에서는 어떤 목적에 대해서만 유효한 일정치로 설정되어 있는 것이 보통이다. TGC(time gain compensation)이라 하기도 한다. 최근 장치의 일부에는 생체표면에 가까운 부위와 먼 부위와의 STC 적용방법이 달리 되어 있는데, 가까운 부위의 STC를 near gain 먼 부위의 STC를 far gain 등으로 불리고 있는 것도 있다.

3) FTC(fast time constant circuits) : 그림10에서와 같이 上昇區間(leading edge)이 예민한(시간적 변화가 빠른) 에코를 강조해 주는 회로로, 組織의 경계에서의 에코를 강조해 줄 수 있다.

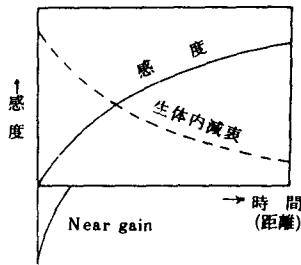
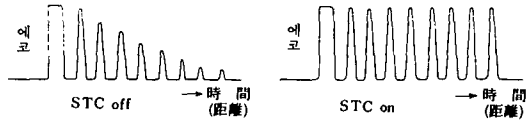


그림 9. STC의 동작

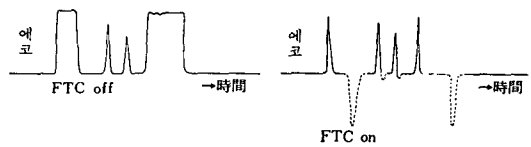


그림 10. FTC의 동작

5. 펄스법 장치의 성능

펄스법의 장치를 사용해서 보편적으로 定量的인 진단을 수행하기 위해서는 장치의 성능을 알아둘 필요가 있게 된다. 펄스법 장치의 성능도 장치의 방식에 따라 다른데, 綜合感度, 距離分解能(range resolution), 方位分解能(lateral resolution), 다이나믹레인지 등이 기본적인 것으로, B모드 장치에서는 像의 階調特性, 定位表示精度 등이 추가된다. 이들에 관해 간단히 설명한다.

1) 綜合感度 : 장치가 반사현상을 검출, 표시하는 능력을 칭하는 것으로, 鋼球 등을 사용한 시험장치에 의해 측정 가능하다.

2) 距離分解能 : 진동자에서 방사되는 초음파의 빔 축방향에 근접해서 존재하는 반사현상을 분리해서 표시하는 능력.

3) 方位分解能 : 진동자에서 방사되는 초음파의 빔

축을 橫切하는 방향으로 근접해서 존재하는 반사현상을 분리해서 표시하는 능력.

4) 다이내믹레인지: 에코 등이 노이즈에 매몰되지 않고 또 포화되지 않게 증폭 또는 표시가능한 입력(전압 등)의 범위로, 통상 dB로 나타낸다.

5) 階調特性: 에코의 강약과 브라운관상에 표시되는 像의 명암이 어떠한 관계로 표시되는가를 이른다. 가령 입력신호의 진폭과 브라운관의 밝기가 직선적으로 비례하고 있거나, 입력신호의 진폭의 대수에 밝기가 비례하고 있는 등.

6) 定位表示精度: 단층상 등에 있어서, 검사대상과 표시된 단층상과의 기하학적인 相似의 정도를 나타내는 것으로, 테스트용 物標 등을 사용해서 측정할 수 있다.

III. 리얼타임 診斷裝置⁽¹⁾

리얼타임(real time) 진단장치라고 불리는 고속주사 단층상 장치는 ① 초음파빔의 방향을 기계적인 운동에 의해 이동시키는 기계주사식과, ② 전자회로를 사용해서 이동시키는 전자주사식으로 대별된다. 또 단층상을 구축하기 위한 주사선(초음파빔 방향)의 배열을 발(簾) 모양에 다수의 평행선으로 구성하는 리니어주사식과, 부채꼴과 같이 방사모양의 다수의 직선으로 구성하는 섹터주사식으로 대별된다.

일반적으로 기계주사식의 장치는 전자주사식에 비해 싸나, 水浸法을 취할 수 밖에 없는 제약이 있다. 전자주사식의 장치는 초음파빔의 주사를 위한 전자회로가 복잡하기 때문에 비싸지만, 트랜스듀서의 진동자면을 體表面에 직접 접촉시키는 접촉법이 가능하며, 또 임의의 초음파빔 방향에 대한 M모드 화상을 단층상과 동시에 표시하는 것이 용이하다.

1. 機械走査式 裝置

현재 실용되고 있는 장치에는 리니어주사식, 섹터주사식, 그리고 리니어주사와 섹터주사의 중간방식인 것이 있다.

그림11은 리니어주사식의 원리도로, 방사선형면의 반사경 앞에 둔 진동자를 일정 속도로 회전시킴에 의해 리니어주사가 이루어지도록 되어 있다. 이 방법에는 시야의 양끝 부근에서 주사선 간격이 조금 넓어지는 결점이 있으나, 시야의 橫幅이 넓어지는 장점도 있다. 또한 水槽中에서의 초음파 전파경로가 길기 때문에 초음파펄스의 반복주파수가 커지지 않고, 따라서 描寫速度가 느린 결점도 있다.

그림12는 섹터주사식의 원리도로, 전기면도기 정도

의 크기인 스캐너 先端에 있는 작은 液槽中에서 초음파진동자를 손목운동시켜서, 왕복으로 매초 30프레임 정도까지의 빠르기로 부채꼴의 단층상이 얻어진다. 이 방법에서는 시야의 양끝 각도 부근에서 주사선이 밀집되어 보기 어렵게 되므로, 그 부분의 표시는 하지 않게 하고 있다. 이 방법에 의하면 液槽中에서의 초음파 경로를 꽤 짧게 할 수 있으므로, 진동자와 體 표면과의 사이에서 일어나는 다중반사의 영향이 훨씬 작아진다. 오목면 진동자를 사용해서 像의 분해능을 올리는 것도 용이하나, 大口徑의 진동자를 쓰는 것은 기계적으로 곤란하다.

그림13은 회전진동하는 반사판을 사용한 장치의 원리도로, 이 방식에서는 리니어주사에 가까운 섹터주사의 화면이 얻어진다. 이 장치에서는 大口徑의 오목면 진동자를 사용함으로써 해서 단층면내 그리고 단층면에 수직한 면내의 양방향 다 높은 횡방향 분해능을 얻을 수가 있다. 또한 진동자의 전극을 中心圓狀으로 분할하고, 각각의 전극에 가변지연회로를 접속하게 되면, 초점거리를 바꾸어 가면서 넓은 深度範圍로 분해능이 좋은 영상을 얻을 수가 있다. 단, 이 방식에서는 수조 중의 초음파 경로가 길기 때문에 描寫속도는 느려진다.

2. 電子走査式 裝置

그림14에 전자리니어주사식의 장치에 관한 기본구성을 보인다. 트랜스듀서는 그림15에서와 같이 폭 1.5mm 이하인 정도(최근은 0.5mm 이하인 것도), 길이 10수 mm 정도의 막대기형 진동자소자를 십수개에서 200개 정도 배열한 것으로, 진동자소자 각각에 별도의 도선이 접속되어 있다. 인접 수개 정도의 진동자소자를 동시에 사용해서 그들 진동자 소자군의 전방으로 초음파빔을 형성시켜서, 전자스위치에 의해 동시 사용할 진동자소

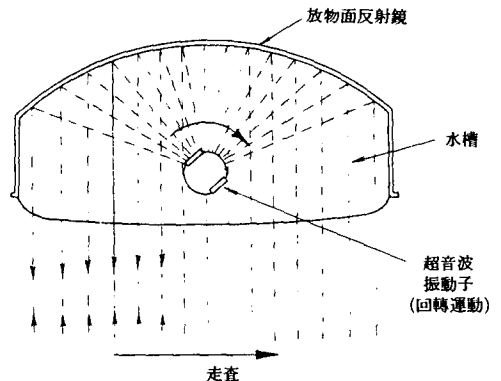


그림11. 機械式 리니어走査

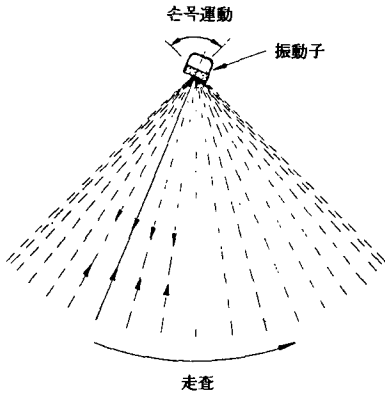


그림 12. 機械式 섹터走査

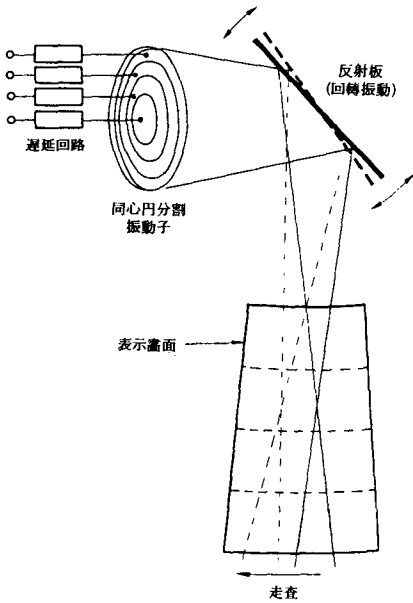


그림 13. 회전진동하는 반사판을 사용한 기계식 (리니어에 가까운 섹터주사)

자군을 순차 스윕칭해서 리니어주사를 수행한다.

진동자소자군의 전면에는 통상 1/4 파장의 두께인 금속분말이 들어 있는 에폭시樹脂 등의 판이 접착되어 있고, 다시 그 전면에는 실리콘고무 등의 음향렌즈가 접착된다. 1/4파장판은 초음파펄스를 짧게 해서 거리 분해능을 향상시키고 동시에 트랜스듀서의 감도를 높이기 위한 것이다. 음향렌즈는 단층면(주사면)에 수직인 방향의 횡방향 분해능을 향상시키기 위해 쓰인다.

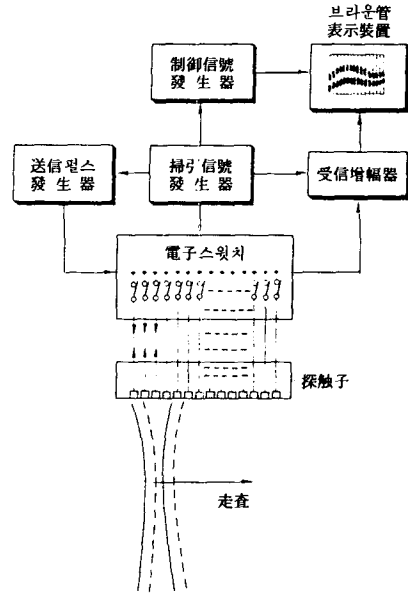


그림 14. 電子리니어走査式 裝置의 基本構成

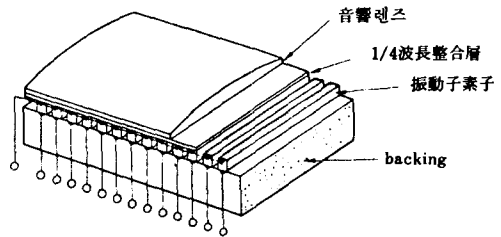


그림 15. 電子리니어走査式 裝置用 트랜스듀서. 섹터走査式裝置用도 거의 같은 構造이나, 振動子素子の 幅이 좁고, 素子數가 적다.

한 매의 단층상 완성에 요하는 시간(完像時間)과 화면의 넓이에는 다음과 같은 제한이 있다.

깊이방향의 시야의 크기는 초음파펄스의 송출 반복주파수로 제한된다. 가령 반복주파수를 3KHz로 한다면, 1/3000초간에 초음파가 왕복하는 거리는 약 25cm로 되고, 약 25cm까지의 깊이에서 온 반사파가 그 다음 초음파 송신펄스에 방해됨이 없이 수신된다. 실제, 전자스윗치의 스윕칭시간 등의 불요시간을 필요로 하므로, 브라운관에 표시될 시야의 깊이는 이보다 조금 좁아진다.

횡방향의 시야 크기는 진동자소자 배열의 깊이로 결정된다.

完像時間은 초음파펄스의 송출주기와 주사선 갯수의 적이 된다. 주사선 간격을 1mm, 시야의 횡방향크기를 100mm로 한다면 주사선 갯수는 100개로 되고, 완성시간은 $1/3000초 \times 100 = 1/30초$ 로 되어 매초 30프레임의 단층상을 얻을 수 있게 된다. 이들 관계는 기계주사식에서도 섹터주사식에서도 거의 마찬가지이고, 고속주사라 해도 30프레임/초가 거의 한계이다.

그림16은 전자섹터주사식의 장치에 대한 기본구성이다. 트랜스듀서는 폭 0.4mm 이하인 정도의 막대기형 진동자소자를 30개 정도, 좁은 간격으로 밀집 배열시킨 것이다.

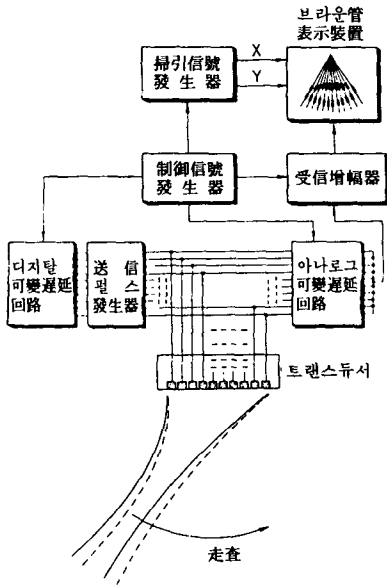


그림16. 電子섹터走査方式 裝置의 基本 構成

섹터주사인 장치에서는 리니어주사인 경우와는 달리, 모든 진동자 소자를 동시에 사용함에 의한 초음파빔을 형성시킨다. 각각의 진동자소자에 접속되어 있는 송신용 디지털가변 지연회로 및 수신용 아나로그 가변 지연 시간을 전자적으로 순차 변경해 감에 의해 초음파빔의 방향을 변화시켜 섹터주사를 수행하고 있다.

IV. 맺 는 말

실용화 되어 있는 장치의 초음파영상 진단기술의 원리를 중심으로 해설하였다. 무해, 무통, 실시간 동적 영상을 제공해주는 초음파 영상진단 장치는 타의 의용 영상장치에 비해 비싸지 않다고 하는 장점을 다시 더해 주고 있다.

그러나 波가 갖고 있는 제반 특성 때문에 상대적인 화질이 떨어지고, 또한 定性的인 데이터만을 제공 못하는 결점 역시 갖고 있다.

다행스럽게 최근 국산화의 움직임이 보이고 있는 현실을 볼 때, 또한 거의 모두가 전자공학의 결정체인 것을 고려할 때, 앞으로 많은 관심이 있어야 할 한 분야로 성장되어야 할 것으로 생각한다.

參 考 文 獻

- [1] P.N.T. Wells, *Biomedical ultrasonics*, Academic Press, 1977.
- [2] 超音波診斷入門, 日本超音波醫學會, 1980.
- [3] 崔宗秀, “超音波斷層映像法”, 電子工學會誌, 제 9 권, 3 호, pp. 6-13, 1982.
- [4] 崔宗秀, “超音波映像診斷의 原理 및 應用”, 電氣學會誌, 제34권, 9 호, pp. 17-23, 1985.
- [5] 崔宗秀, 崔鍾鎬, “醫用超音波信號處理”, 電子工學會誌, 제12권, 5 호, pp. 60-73, 1986. *

◆ 안 내 ◆

◎ 本學會에서는 會員動靜欄에 會員의 移動事項(職場移動, 進級事項, 身上的變動 등)을 게재코져 하오니 해당회원 및 各 職場幹事는 매월 20일까지 학회사무국으로 꼭 알려주시기 바랍니다.

◎ 本學會에서는 特別會員消息欄에 特別會員社의 動靜을 신고자 하오니 게재를 원하는 會員社는 매월 30일까지 학회 사무국으로 원고를 보내주시기 바랍니다.