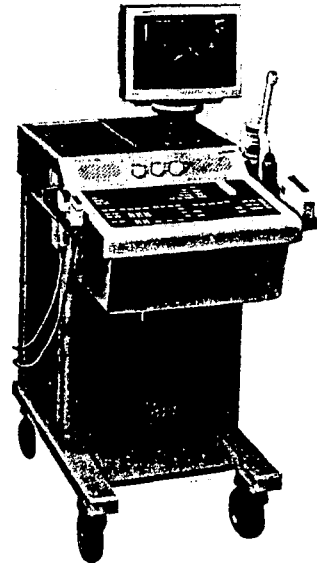


超音波診斷裝置

李 承 雨
(주) 메디슨

I. 머리말

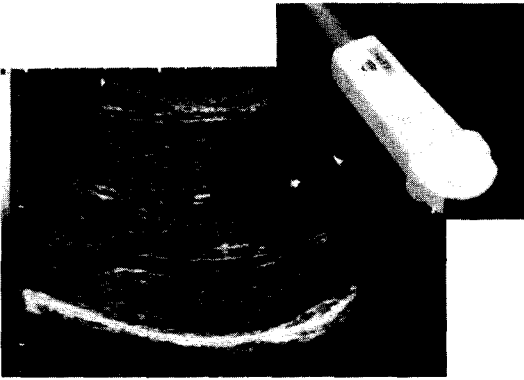
초음파 진단장치는 쉽게 말해서 “배를 절개하지 않고 내부를 보는” 일종의 비파괴 영상장치이다. 삶은 계란을 半으로 쪼개면 단면에 대한 光學的 影像을 볼 수 있다. 이에 대응하는 초음파적 단면영상을 얻으려면 계란을 썰 필요 없이 이것을 물속에 넣고 작은 초음파 送受波器(Transducer; TRD)로서 수 Mhz의 초음파 펄스를 가는 beam으로 하여 계란 내부로 照射한다. 그러면 그 beam 선장에서 물과 흰자위, 흰자위와 노란자위, 노란자위와, 흰자위, 흰자위와 후면의 물 상이의 경계면에서 펄스波의 일부가 반사되어 되돌아 올 것이다. TRD는 이 시간적 함수인(동시에 거리의 함수인) echo를 전기적 신호로 바꾸어 그 강약을 TV 모니터에 輝度の 강약으로 표시한다. TRD를 일직선에서 약간씩 움직이면서 이상의 과정을 반복하면 이 도식(scanning) 방향과 빔이 나가는 방향으로 결정되는 단면에서의 반사파의 강약을 나타내는 2次元的 영상을 얻을 수 있을 것이다. 이것이 곧 초음파진단장치에서 가장 기본이 되는 B모드(B는 Brintness의 약자) 斷層영상이다. 그림 1은 이 장



〈그림 1〉 초음파진단장치의 외관



(a) Linear scanner



(b) Convex scanner



(c) Sector scanner

〈그림 2〉 각종 B모드 스캔에 의한 영상

치의 외관이고, 그림 2는 몇가지 scan 방법에 따른 B모드 단층영상을 나타낸다(각각에서 위쪽 사

진은 TRD의 외관이다).

초음파진단장치로 또 한가지 중요한 것은 초음파 빔 상에서 특정된 좁은 부위에서의 血流의 속도를 표시하는 Doppler 장치이다. 이것은 가청음과나 전자파에서도 일어나는 도플러 현상 - 送出되는 파가 송출처와 상대적으로 움직이는 물체에 반사되어 돌아올때 그 상대적 속도에 비례하는 양만큼 주파수가 변화되는 현상을 이용한 것으로서 이것을 2차원적으로 확장하여 예컨데 심장의 어느 단면에서의 혈류의 전후운동과 속도의 크기를 두가지 색의 강약으로 표시하는 CFM(Color Flow Mapping) 장치는 순환기 진찰에 지극히 유용하다.

인체의 단층영상을 얻는 장치로는 초음파영상장치이외에 X선, CT(Computer Tomography), MRI(Magnetic Resonance Imaging), PET(Positron Emission Tomography) 등이 있으나 이들에 비하여 초음파진단장치의 최대 利點은 實時間으로 영상을 볼 수 있다는 것이다. 예컨데, 심장이나 태아의 운동을 그것도 X선, CT와 달리 인체에 해를 주지 않고 계속적으로 장시간 관찰할 수 있다. 그리고 타장비에 비해서 가격이 저렴하고 소형이라는 점에서도 유리하다. 다만 영상의 分解能(Resolution)을 올리려면 높은 주파수를 사용해야 하는데 고주파일 수록 인체내에서의 감쇠가 심하므로 깊은 부위에서 해상도가 높은 좋은 영상을 얻기 힘들다는 점이 있다.

그러나 TRD를 위시한 각종 전자부품의 고성능화와 시스템의 개량 및 영상처리의 향상등으로 초음파진단장치의 질과 기능은 계속 향상되어 가고 있다. 그리하여 오늘날 초음파진단장치는 복부소화기관 진단, 심장순환기 진단, 기타 각종 장기 진단, 산부인과 진단, 유방頸部(갑상선) 진단, 비뇨기과 진단, 안과, 피부과 진단 등에 거의 필수적인 장치로 되어 있고, 그 임상적 응용과 보급은 계속 확대되어 가고 있다. 현재 초음파진단장치의 세계 시장은 40억불을 상회하고 있으며 매년 15% 내외의 꾸준한 신장세를 보이고 있다. 이것은 MRI 장치를 능가하는 것이다.

초음파진단장치의 개발은 여러 분야의 전문가들의 공동노력에 의존한다. 핵심부품인 초음파 TRD

의 재료개발, 특성 시뮬레이션과 설계, 제작은 물리학자, 재료공학자, 전자공학자들의 공동노력에 의하여, 또 인체 조직의 초음파적 특성의 규명과 측정에는 흔히 물리학자, 의사들의 협력에 의하여 이루어진다. 장치의 시스템 설계와 세부회로의 실현은 물론 전자공학자에게 맡겨 지지만 기기의 성능평가와 새로운 요구조건 제시는 최종사용자인 경험있는 각 분과의 전문의사들의 연구와 조언에 의존한다. 초음파진단장치의 성능과 기능의 고도화, 복합화에 따라서 이 분야에 종사하는 전자공학자는 시스템 설계능력, 신호 및 영상처리, 시뮬레이션 및 소프트웨어 기술, 애널로그 및 디지털 설계 기술, ASIC(Application-specific integrated circuits) 설계기술, 컴퓨터 그래픽스 기술, 또 가까운 미래에는 데이터 압축 및 전송기술등 다양하고 깊은 전문지식이 요구된다. 실로 초음파진단장치는 현대적 과학기술의 집합이라 할 수 있는 첨단장비이며 그 국제적 기술경쟁은 자못 치열하다.

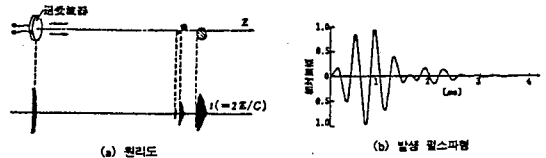
이 소고에서는 초음파진단장치의 원리와 그大宗을 이루는 B 모드 단층촬영장치 및 도플러 진단장치에 대하여 그 구조와 성능향상에관하여 개설하고 또 최근 큰 진전을 보이고 있는 인체 軟組織의 초음파적 특성 측정(tissue characterization)에 관해서도 언급한다. 마지막으로 초음파의 임상적 응용과 미래에 대한 전망도 기술한다.

II. 펄스반사법

초음파를 인체내부에 쏘면 다른 매질 내에서와 마찬가지로 傳播, 반사, 투과, 흡수, 감쇠, 回折, 분산, 산란 등이 물리적 현상이 일어난다. 인체내부는 결코 균일한 매질이 아니기 때문에 실제로는 매우 복잡한 현상이 일어난다. 그러나 빠나 결석등을 제외하면 전파속도는 대차가 없으므로(표 1참조) 광학시스템 또는 데이터시스템에서의 방법에 준하여 인체내부에서 초음파를 근사적으로 集束(focus)하여 가는 빔을 형성시킬 수 있다.

1. 반사

초음파 단층영상은 인체내 異組織간에서의 초음파의 반사에 기초를 둔다. 그림3(a)에서 송수파기는 piezo-electric 재료의 원판이며 전면이 오목형으로 되어 있거나 또는 平面에 음향렌즈를 부착시킨 것이다. 전기적 단자에 임펄스를 인가하면 piezo효과에 의하여 원판의 두께에 의해서 결정되는 주파수를 갖는 초음파 진동펄스(그림 3)가 가는 빔을 형성하며 송출된다. 펄스가 진행하는 도중에 音響 impedance의 불연속이 있는 곳에 부딪치면 반사되어 그 일부가 되돌아 와서 동일 TRD에서 piezo 역효과에 의하여 전기적 신호가 단자에 발현한다. 반사파의 강도는 다음으로 정의되는 반사계수에 비례한다.



〈그림 3〉 초음파 발생과 반사파 수신

$$\text{반사계수} = \left| \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right|^2$$

여기서 Z_1, Z_2 는 다음으로 정의되는 경계를 이루는 두 매질의 음향 임피던스이다.

음향 임피던스 $Z = (\text{매질의 밀도 } \rho) \times (\text{매질속에서의 음속 } C)$

표 1에서 보듯이 뼈를 제외한 인체내부에서 음속은 거의 같으므로 보통 軟組織에서의 평균속도 1,540m/s를 기준으로 하여 초음파영상장치를 설계한다. 또 체내에서의 음향 임피던스도 큰 차이가 없으므로 장기의 경계면에서 펄스파의 에너지의 일부만 반사되고 대부분의 에너지는 그대로 투과되므로 따라서 깊은 곳에서의 에코도 수신할 수 있다.

2. 감쇠

초음파는 인체내부를 전파할 때 거리에 따라指數的으로 감쇠한다. 이 감쇠는 또 주파수가 높을

〈표 1〉 몇가지 매질의 음향 임피던스

구 분	음속 (m/s)	1MHz ₂ (dB/cm)에서의 감쇠	특성임피던스(10 ⁶ kg m ⁻² , s ⁻¹)
물	1480	.0025	1.48
공기	330	12.000	0.0004
양수	1510	.007	1.5
지방	1410-1470	.35-.78	1.34-1.39
연조직	1540	0.81	1.62
간	1550	0.95	1.66
신장	1560	1.1	1.63
근육	1590	with grain 1.5-2.1 against grain 1.8-3.3	1.71
비장	1550	0.52	1.65
뼈	4080	12	7.8
눈의 유리체	1520	0.1	1.52

수록 더욱 심하다. 지금 출발점에서의 진폭을 A_0 라 하면 거리 Z 에서의 진폭 A 는 근사적으로 다음과 같이 표시된다.

$$A = A_0 e^{-\beta f z}$$

여기서 f 는 주파수이고 β 는 감쇠계수라고 불리는 매질에 따른 정수이다. 연조직에서 β 의 평균치는 $1d\beta \times 40 \times 3 = 120d\beta(1/10^6)$ 이 된다. 이 감쇠 때문에 아주 깊은 부위의 단층영상은 얻을 수 없다. 에코가 너무 약하면 수신 신호가 시스템의 전기적 잡음에 묻혀 버리기 때문이다. 영상의 분해능을 향상시키려면 중심주파수가 높은 펄스를 사용해야 하는데 감쇠때문에 體表에서 깊은 부위를 관측하고자 할 때에는 2~3MHz의 낮은 주파수를 사용한다. 그러나 가까운 부위를 관찰하고자 할 때에는 7~10MHz의 높은 주파수를 사용한다.

초음파 감쇠의 주파수의존은 펄스의 전파에 따라 그 스펙트럼, 즉 파형에 변화를 가져온다. 즉 에코의 스펙트럼은 원래의 펄스의 스펙트럼에 비해서 중심주파수가 낮은 쪽으로 이동한다. 곧 알게 되겠지만 이것은 펄스파의 폭을 넓게하여 軸方向의 분해능을 저하시킨다. 이 문제를 해결하기 위해서 이론적으로는 inverse filter (감쇠의 주파수 특성을 보상하기 위하여 역의 주파수 특성을 갖는 필터)를 생각할 수 있겠으나 완전한 보상은 실현하

〈표 2〉 매질의 경계면에서의 반사계수

매 질	반사계수
지방 - 뼈	0.69
지방 - 피	0.08
지방 - 신장	0.08
지방 - 근육	0.10
지방 - 간	0.09
근육 - 피	0.03
근육 - 신장	0.03
근육 - 간	0.01
연조직 - 물	0.05
연조직 - 공기	0.9995
연조직 - PZT5 크리스탈(TRD재료)	0.89

기 매우 어렵다. 한편 수신되는 에코의 진폭이 시간에 따라 지수적으로 감소되는 것을 보상하는 것은 그다지 어렵지 않다. 이것을 TGC (Time gain compensation) 증폭기라고 부르며 모든 초음파 진단장치에 필수적이다. 그림 3(a)의 에코파형을 TGC를 거친 후의 것으로 보아야 한다.

3. 分解能

일반적으로 말해서 초음파뿐만 아니라 모든 영상의 질을 평가하는 가장 중요한 양은 분해능이다. 이것은 쉽게 말해서 얼마만큼 세밀한 영상을 얻을 수 있는가, 즉 서로 접근된 물체를 식별할 수 있는

능력을 말한다. 초음파영상의 경우 軸方向의 분해능(axial resolution)과 측방향의 분해능(lateral resolution)의 두가지를 생각한다. 前者는 초음파 빔의 방향으로 가까이 놓인 두 점을 식별하는 능력으로서 그림 4(a)에서 보드시피 송신 펄스의 폭이 좁을 수록 이 분해능은 좋아진다. 지금 펄스의 파의 수(사이클 수)를 n , 波長을 λ 라 하면 측방향 분해능 ΔZ 는 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$\Delta Z = \frac{n\lambda}{2}$$

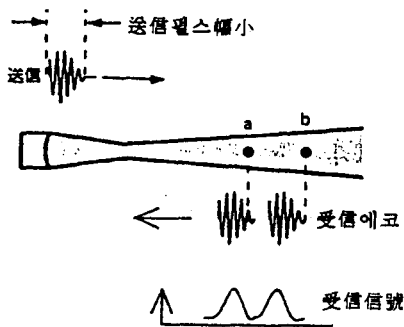
그러므로 측방향 분해능을 향상시키기 위해서는 파수 n 을 적게 함과 동시에 λ 를 적게 해야 한다(즉 높은 주파수를 사용해야 한다). 따라서 가급적 n 이 적게 되도록 TRD를 설계하는 것이(즉 TRD

의 주파수 특성에서 帶域幅이 넓어지도록 설계하는 것이) 중요하게 된다. 그리고 앞에서 언급한 바와 같이 펄스가 깊이 들어갈 수록 감쇠의 주파수 특성때문에 펄스의 중심주파수가 낮은 쪽으로 이동하기 때문에 깊은 부위에서의 측방향 분해능은 저하된다. 上式에서 일반적으로 $n \geq 5$ 이므로 5MHz 진동자의 경우 $\lambda = 1540 \times 10^3 / 5 \times 10^6 = 0.3\text{mm}$ 이므로 $\Delta Z \cong 0.75\text{mm}$ 이다.

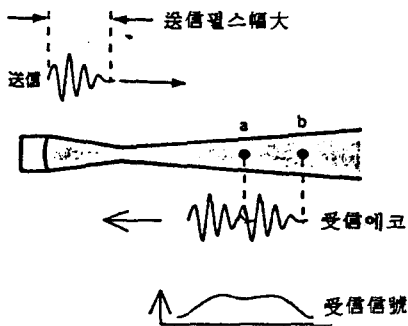
다음에 측방향 분해능은 초음파 빔과 직각방향에 가까이 놓인 두 점을 식별하는 능력으로서 그림 5(a)에서 보드시피 빔 폭이 좁을 수록 이 분해능은 좋아진다. 정량적으로 측방향 분해능 Δx 는 어느 깊이에서의 빔의 폭 d 의 1/2로 정의된다. 깊이에 따라 Δx 는 달라지지만 영역 B에서는 다음과 같이 표시할 수 있다.

$$\Delta x = \frac{d}{2} \cong \frac{\lambda Z}{D}$$

여기서 λ 는 파장, Z 는 초점까지의 거리, D 는 圓形振動子の 직경이다. 즉 진동자의 직경이고 또 파장이 짧을 수록(주파수가 높을 수록) 측방향의 분해능은 좋아진다. 그러나 D 를 크게하면 초점보다 먼 곳에서 빔이 더 벌어져서 Δx 는 오히려 악화된다. 그러므로 깊이 방향으로 넓은 범위에서 어느 정도 고른 측방향 분해능을 유지하기 위해서는 D 를 너무 크게하지 않는 것이 좋다. 그리고 后述할 array TRD의 경우(annular array의 경우는 제외)에서는 y 方向의 분해능도 고려할 필요가 있다. 上式에서 5MHz의 振動子の 경우 $\lambda \cong 0.3\text{mm}$ 이고, $Z = 50\text{mm}$, $D = 10\text{mm}$ 라 하면 $\Delta x = 1.5\text{mm}$ 이다. 참고로 그림 5(b)에는 集束(focus)된 초음파 빔의 profile를 간단한 作圖에 의하여 근사적으로 그리는 방법을 표시하였다. 여기서 $\sin\theta \cong 1.22 \lambda/D$ 이다.



(a) 식별가능의 경우

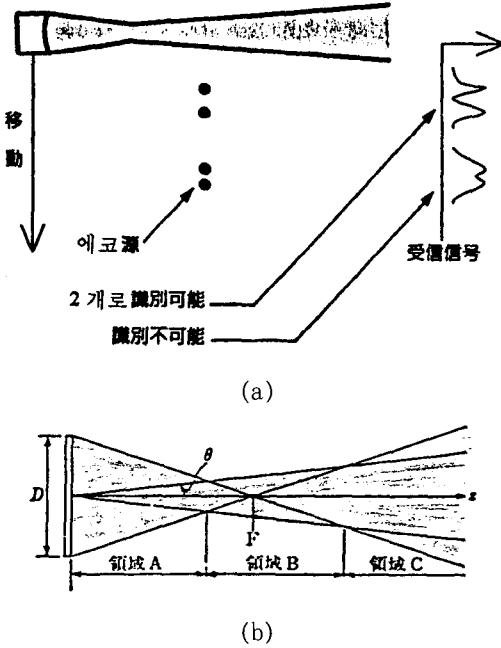


(b) 식별불가능의 경우

(그림 4) 측방향 분해능

4. A 모드, B 모드, M 모드

그림 3(a)에서 하나의 펄스의 송수신에 의해서 얻은 에코의 RF 신호를 또는 그것을 포락선 검파(envelope detection) 한 것을 스크프의 Y축에 가



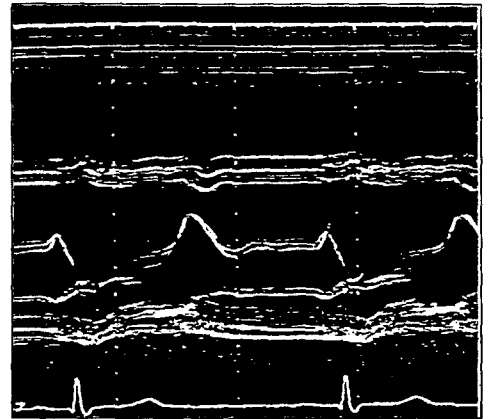
〈그림 5〉 (a) 옆방향 분해능 (b) 빔 프로파일의 作圖法

$$(\sin\theta \approx \frac{1.22\lambda}{D})$$

하고 수평으로 sweep 시킨 것을 A (Amplitude) 모드 표시라 한다. 비파괴 검사에서는 A 모드 표시로 부터 재료(매질) 내부의 어느 깊이 어느 정도 큰 결함이 있는가를 알아낸다.

만일 그림 3에서 TRD를 빔과 직각인 일직선 상으로 미세하게 일정간격으로 움직여 가면서 그때마다 펄스의 송수신을 반복하고 수신 신호를 포락선 검파하여 그 것으로서 TV 모니터의 輝度を 變調시켜 화면에 送出펄스와 水平同期시켜 순차적으로 표시하면 초음파 빔과 TRD의 운동방향으로 결정되는 단면에서의 장기, 태아, 혈관등의 형태가 명암의 화상으로 관찰될 것이다. 이것이 B 모드 표시이며 초음파진단장치의 가장 기본적인 표시방법이다. 그림 2는 모두 이 B 모드 단층영상이다. 다만 이것들은 다음 절에서 기술할 어레이 TRD로서 빔을 전자적으로 走査하고 또 DSC를 써서 화면의 수직방향이 깊이 방향에 대응하도록 주사방향을 변환하여 얻은 영상이다.

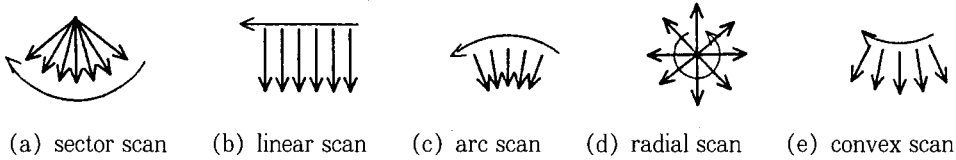
M(Motion) 모드 표시는 A, B 모드와 마찬가지로 각 깊이에서의 반사 에코의 강약에 따라 휘도를 변조하여 화면의 일직선 상에 표시하는데 B 모드와 달리 한번 초음파 펄스를 송수신한 후 TRD를 이동하지 않고 같은 위치에서 재차 송수신을 한다. 이 두번째 얻은 화면 輝線은 첫번째 얻은 휘선에서 좀 옆으로 떨어진 곳에 표시한다. 이것을 반복함으로써 빔 상의 에코 源의 빔 방향으로의 운동이 옆으로(시간 축) 펼쳐져서 표시되므로 움직이는 부위의 시간적 변화를 관찰할 수 있다. 그림 6은 M 모드 표시이며 TRD는 상부에 고정되어 있고 수직下方이 깊이 방향이다. 각 반사체의 시간에 따른 上下운동의 모양을 여실히 알 수 있다. M 모드 표시는 특히 심장의 수축, 밸브의 움직임, 태아 심박동등 여러가지 動態 관찰을 할 수 있다.



〈그림 6〉 M 모드 표시

III. B 모드의 走査方式

그림 7에는 빔의 여러가지 주사방식을 표시하였다. 이와 같은 주사는 기계적으로도 할 수 있고 전자적으로 할 수도 있다. 기계적 주사에서는 TRD를 先端에 장착한 고정초점을 갖는 1개의 probe를 모터등에 의하여 움직이고 그 프로브의 위치, 각도를 검출기구에 의하여 검출하여 그 움직임에 비례하는 화상을 모니터에



(그림 7) 여러가지 주사방식

표시한다. 기계적 주사에서는 그림 7의 (a), (b), (c), (d)가 쓰인다.

- 기계적 sector scan 表在검사, 순환기검사에 쓰이며, 구조가 간단하고 高周波代가 용이하고 低價이다.
- 기계적 linear scan 水中에서 亂腺, 甲状腺 검사에 쓰이며, 넓은 視野의 주사가 가능하다는 이점이 있다.
- 기계적 arc scan 위의 리니어 스캔과 마찬가지로 용도와 이점이 있다. 또 體表에 빔을 수직으로 入射시킬 수 있다.
- 기계적 radial scan 經食道 소화기 검사, 經直腸 前立腺 검사에 쓰이며, 體腔內에서 360° 시야를 얻는 특징이 있다.

기계적 스캔에서 쓰이는 프로브는 간단한 圓形 TRD 또는 전자적으로 focus 할 수 있는 annular array(同心으로 배열된 6~10개의 ring로 구성된 어레이)를 사용한다. 후자는 매우 우수한 포커스 특성을 갖는다.

한편 電子的 주사에서는 長方形의 다수의 TRD를 array 형식으로 배열한 프로브를 사용하며 전자스위치에 의하여 구동 및 수신할 TRD를 선택하고 빔의 주사 및 集束을 전자적으로 행한다. 그림 7에서 (a), (b), (c), (d)의 주사방식이 쓰인다.

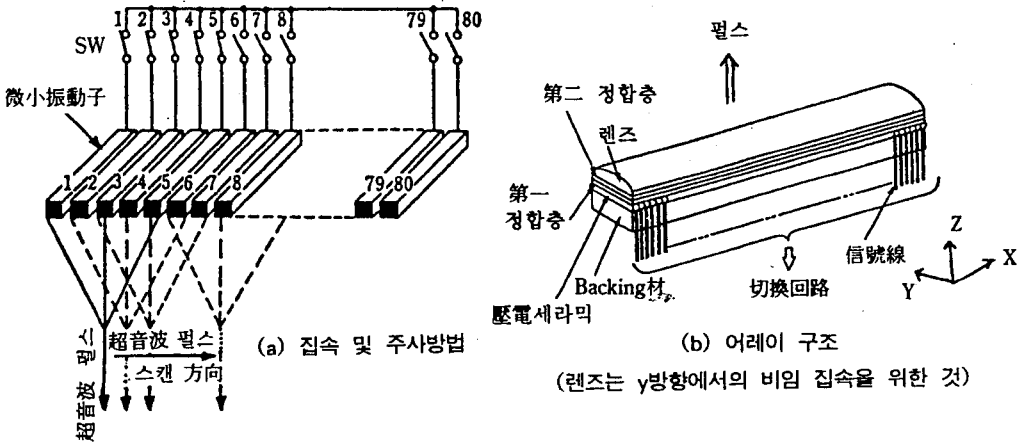
- 전자적 섹터 스캔 늑골사이애 대고 순환기 검사를 하는데 가장 많이 쓰이고 또 복부에 대고 肝의 dorm 주사가 용이하다.
- 전자적 리니어 스캔 초음파진단장치에 가장 많이 쓰이는 기본적 스캔 방식으로서 복부 일반 검사에 쓰인다. 또 術中 이용을 위하여 특수 소형으로 만든것도 있다.
- 전자적 콘벡스 스캔 복부 일반검사에 많이

쓰이며 深部에서 넓은 시야를 얻을 수 있고 또 압박주사가 용이하다.

이하에서는 전자적 주사 및 접속 방법에 관하여 더 자세히 설명한다.

1. 전자적 리니어 스캔 방법

그림 8(a)와 같이 다수의 長方形 미소 TRD를 직선적으로 배열한 리니어 어레이에서 몇개의 소자들을 한 그룹으로 하여 펄스를 송수신하고 전자스위치에 의하여 한 소자씩 시프트 하면서 주사하는 것이 전자적 리니어 스캔 방법이다. 그림과 같이 1~5번 소자를 그룹으로 할 때 곧 설명하는 방법으로 3번 소자 전면에 집속된 빔을 送出할 수 있고, 또 수신시에도 집속을 할 수 있다. 현대의 리니어 scanner에서는 어레이 소자수가 256개에 이르는 것도 있다. 그림 (b)에는 리니어 어레이의 구조를 표시하였다. 피에조 세라믹으로는 종래 주로 PZT를 사용하여 왔으나 근년에는 음향 임피던스가 낮은 複合재료(composite)를 쓰는 경우가 증가하고 있다. 그 전면에는 1 또는 2개의 임피던스 整合層이 부착되고 (이것은 음향 임피던스가 매우 큰 세라믹과 매우 낮은 인체와의 임피던스 변환을 smooth하게 하여 발생 펄스의 人體에의 진입을 쉽게 하기 위한 것이다.) 또 그 전면에는 y 方向(elevation 방향)에의 빔의 집속을 위한 음향 렌즈(일종의 resin 으로서 그 안에서의 음속이 水中속도 보다 늦는 재료의 경우 그림과 같이 표면이 볼록형으로 되어야 한다)가 부착되어 있다. 진동자 후면의 backing재는 텅스텐 粒子가 혼입된 것으로서 후면으로 진행되는 音 에너지를 흡수하여 damping를 많이 주어 짧은 펄스파를 얻기 위한 것이다(그림 8 참조). 압전 세라믹의 한면은 도전



(그림 8) 전자적 리니어 스캔방법(a) 및 리니어 어레이 구조(b)

체로 공동 그라운드를 형성하면 타면에서 각 조사로 부터 신호선이引出되고 있다. 사용시에는 이 어레이 표면에 물 또는 제리를 발라서 體表에 밀착되도록 한다.

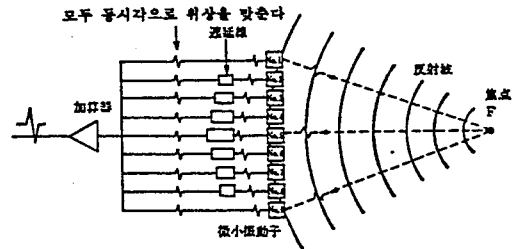
리니어 어레이에서 주사선의 수를 n , 관찰하려는 깊이를 z , 음속을 c 라 하면 1초간에 얻을 수 있는 화면의 수, 곧 frame rate(FR)는

$$FR = \frac{1}{\frac{2z}{c} \times n}$$

와 같다. 예컨데 $z=20\text{cm}$, $n=128$ 이면 $c=1540\text{ m/s}$ 이므로 $FR=1/(0.4 \div 1540 \times 128) \approx 30\text{ frames/s}$ 이고 이만하면 모니터 상에 flicker noise가 없는 B 모드 영상을 볼 수 있다.

2. 전자적 포커스 방법

그림 9는 리니어 어레이에서의 전자적 focusing 방법을 표시하였다. 송신시 각 소자에서 발사된 펄스가 초점 F에서 同相으로 합쳐 지려면 어레이의 開口(그림에서 소자 NO.1에서 NO. 8에 이르는 폭) 내의 각 조사에서 F에 이르는 거리가 中央 소자에서 F에 이르는 거리와 다르므로 각 소자에서는 그 차에 해당하는 시간만큼 먼저 펄스를 쏘아 주어야 한다. 이것이 송신 포커싱이다. 수신시에는



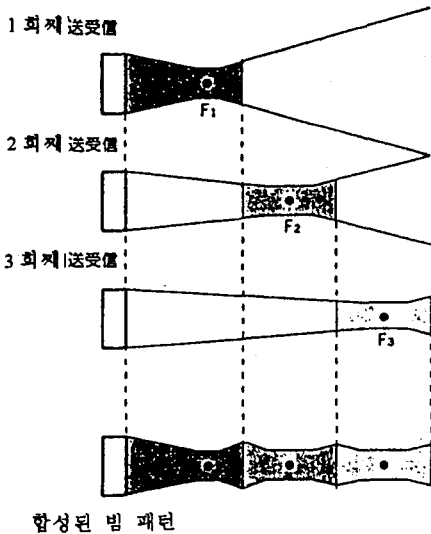
(그림 9) 전자적 수신 포커스 법

초점 F에서 반사된 에코가 중앙소자에 먼저 도달하고 중앙에서 멀어질 수록 늦게 도달하므로 중앙에 갈수록 지연(delay)을 더 주어서 同相으로 합쳐야 한다. 이것이 수신시의 포커싱이다. 초점을 가변으로 하기 위하여 지연선에 많은 tap을 내어 적당한 것을 선택한다. 초점이 가까울 수록 요구되는 최대지연량이 증가하므로 開口를 적게 한다. 이것을 動的開口(dynamic aperture)라고 한다.

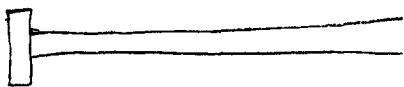
전자적 포커싱 時의 빔 프로파일은 그림 5(b)와 동일하며 영역 B에서 멀어질 수록 빔 폭이 넓어진다. 이 문제를 해결하기 위하여 송신시에는 zone focusing (多段 포커싱)을 하며 수신시에는 dynamic 포커싱을 한다. 송신시의 다단 포커싱은 깊은 쪽을 수개의 平行영역으로 나누어 각 영역에서 개별적으로 송수신 포커싱된 영상을 합한다(그림 10). 이렇게 하면 FR이 영역의 수에 반비례하여

줄어들지만 영상대상의 운동속도가 낮은 복부등의 관찰에서는 큰 지장이 없다.

한편 수신시의 이상적 다이내믹 포커싱은 수신 신호를 연속적으로 포커싱하는 것인데 이것은 아날로그적으로는 불가능하고 디지털적으로는 실현 가능하다. 즉 開口의 중앙소자에 도달하는 에코에 대해서는 일정한 주파수로 샘플링하여 메모리에 저장하고 다른 소자에서의 에코는 적당히 지연된 시각에 샘플링하여(초점의 이동에 따라 필요한 지연시간이 달라지므로 불균일 샘플링을 해야 한다) 저장된 데이터들을 합하면 된다.* 송신시의 빔 프로파일은 어느 깊이에서든지 완전한 포커싱이 이루어지고, 특히 먼 초점일 수록 開口를 넓게하는 기교로서 연필과 같은 모양을 갖는다(그림 11).



(그림 10) 전자적 송신 多段 포커싱 시의 빔 프로파일



(그림 11) 전자적 수신 다이내믹 포커싱 시의 빔 프로파일

송신시의 빔 프로파일과 수신시의 빔 프로파일의 곱으로서 종합적 빔 프로파일이 얻어진다.

3. 기타의 어레이에 의한 전자적 스캔

convex 어레이는 어레이 소자를 볼록면에 배열한 것으로서 리니어 스캔과 마찬가지로 스캔한다. 다만 開口의 중앙에서 멀어질 수록 리니어 어레이보다 더 지연이 커진다. 깊은 부위의 시야가 넓어지는 잇점이 있으므로 복부전반, 산부인과 영역에서 애용되고 있다.

또 phased 어레이는 매우 좁은 소자를 리니어 어레이 처럼 배열한 것인데 각 소자에 비대칭적 지연을 줌으로써 빔을 임의의 각도로 회계(steering) 할 수 있다. 따라서 주사선은 부채살 모양의 섹터 스캔이 된다.

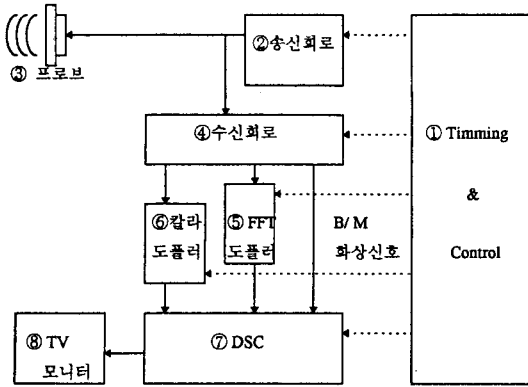
마지막으로 annualr 어레이에서도 각 ring에 적당한 지연을 줌으로써 임의의 점에 전자적으로 송신 포커싱을 할 수도 있고, 또 수신 다이내믹 포커싱도 할 수 있다. 애눌러 어레이는 圓대칭의 빔을 얻을 수 있다는 점에서 이상적이기는 하지만 링의 수를 많이 할 수 없다는 것과 기계적 스캔을 해야 된다는 단점이 있다.

IV. 초음파진단장치의 구성

그림 12는 초음파진단장치의 구성도이다.

- ① Timing/Control 회로 : 초음파진단장치 전체의 송신, 수신, 타이밍을 제어한다. 보통의 B 모드 표시의 경우 약 4Khz 정도의 기본이 되는 타이밍 신호를 발생하여 송신을 제어한다.
- ② 송신회로 : ①에서 발생된 기본 신호에 의하여 각 TRD소자의 구동 타이밍을 결정하여 순차적으로 TRD소장에 고압의 펄스 전압을

* KAIST 전기.전자공학과 박송배 교수의 연구실에서는 3년전에 세계 최초로 이와 같은 기능을 갖는 디지털 beam forming ASIC 칩을 개발하여 그 성능을 실증한 바 있으며 개량된 칩을 중심으로 한 full-digital 초음파영상장치가 금년내에 (주)메디슨에 의하여 개발완료될 예정이다.



〈그림 12〉 초음파 진단장치의 구성

- 인가한다.
- ③ 프로브 : 기계식 스캔의 경우에는 1개의 TRD, 전자식 스캔의 경우에는 TRD가 다수 배열된 어레이 형식을 가진다. 펄스 전압이 인가되면 TRD에서 초음파가 방사되고 또 生體에서 반사 에코를 받아서 전기적 신호로 바꾼다.
 - ④ 수신회로 : 프로브의 각 TRD에서 수신된 반사신호를 증폭하여 가산한다. 이때 수신 포커스를 위한 컨트롤, 수신신호의 필터링, dynamic range, enhancement, gain, 對數증폭, TGC등의 조정을 한다.
 - ⑤ FFT doppler 처리 회로 : 수신된 신호에서 도플러 신호를 뽑아내어 그 주파수 분석을 하여 결과를 DSC에 보낸다.
 - ⑥ Color doppler 처리 회로 : 上記 ⑤에서와 마찬가지로 도플러 주파수를 각 스캔선의 좁은 구간마다 측정하여 그 결과를 DSC에 보낸다.
 - ⑦ DSC 회로(digital scan converter) : 上記 ④,⑤,⑥에서 처리된 신호를 메모리에 기억시켜서 TV신호로 변환한다. 스캔 라인별로 데이터를 일렬로 배열하여 저장하지만 TV 화면에 水平 주사할 때에는 이와 직각되는 방향으로 데이터를 뽑아내어 ADC를 거쳐 표시하게 된다. scan converter 라는 명칭은

이에 유래한다.

⑧ 모니터 : DSC 회로에서 TV 신호로 변환된 화상을 표시한다.

이상 이외에 컴퓨터에 유사한 console 가 있고 기록을 위한 여러가지 주변 장비 - 흑백 및 칼라 카메라, 인스탠드 필름, thermal printer, color printer, video floppy, video aisc recorder, 光磁氣 disc recorder, line scan recorder, VTR등 - 가 비치되어 있다.

V. 도플러 法

B 모드로서 주로 장기, 태아등의 형태와 동태를 관측할 수 있는 것과 대조하여 도플러 장치를 표 3에 표시된 血流에 관한 각종 정보를 얻을 수 있고 순환기 진단에 지극히 유용하다.

그림 13은 도플러 법을 설명하기 위한 것이다. 혈류의 방향이 초음파 빔의 방향과 각도 θ 를 이룰 때 혈관내에서의 에코(주로 적혈구에서 반사가 일어남)는 송신 주파수 f_0 에서 f_d 만큼 시프트된 주파수를 가진다. 즉,

$$f_d = \frac{2v \cos\theta}{c} f_0$$

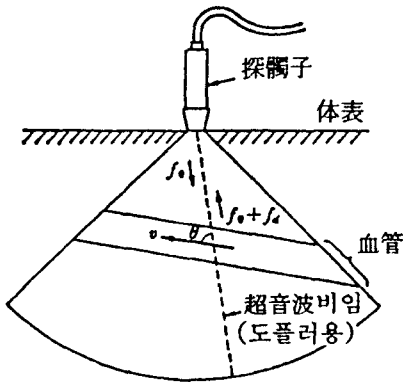
여기서 v 는 혈류속도이며 v 의 빔 방향 성분만이 도플러 시프트에 기여함을 알 수 있다. 따라서 같은 혈류속도라도 $\theta = 90^\circ$ 일때에는 검출 안되고 $\theta = 0^\circ$ 일때 f_d 는 최대가 된다.

上式에 의하여 f_d 를 측정함으로써 혈류속도의 빔 방향 성분을 알 수 있다.

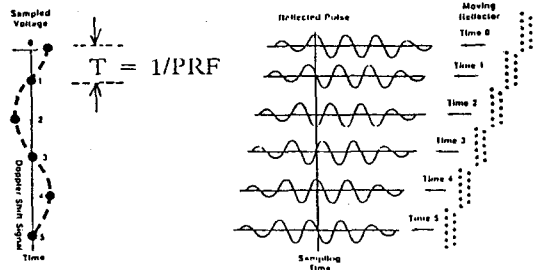
생체에서 검출되는 도플러 신호는 단일 주파수를 갖는 것이 아니라 sample volume 내에서의 난류, 잔류, 파류; 혈관 벽 부근에서의 유속분포; 혈구에서의 불규칙 산란등에 의하여 넓은 스펙트럼을 갖는다. 따라서 우리는 도플러 신호를 FFT (Fast Fourier Transform)라던지 power spectrum을 구하여 그 평균치를 구하여 도플러 주파수

〈표 3〉 초음파 도플러 장치로 얻는 정보

구분	측정가능한 혈류정보	진단상의 의의
혈류패턴	① 血流의 유무 ② 血流波形的 변화 ③ 血流의 주파수 스펙트럼의 퍼짐 ④ 亂流의 有無	① 血流途絶의 판단 ② 動脈硬化, 狹窄등의 진단 ③ 同上 ④ 弁疾患 등 重症度 평가
혈류량과형	① 血流速度波形 ② 血流量波形	① 動脈硬化度, 狹窄度評價, 壓較差計測 (弁疾患의 평가) ② 心拍出量の 산출, 血行力學과라미터의 산출, 生體動態機能 평가



〈그림 13〉 도플러법의 설명을 위한 그림



〈그림 14〉 도플러시프트 검출의 원리

호는 왼쪽에 표시된 바와 같은 값을 가진다. 이것이 도플러 신호이며 그 주파수가 도플러 주파수 f_d 이다.

샘플링정리에 의하여 최고의 검출가능한 도플러 주파수는 다음 식에 의해서 제한된다.

$$f_{max} = \frac{1}{2} \cdot PRF$$

만일 혈류속도가 커서 위 관계식이 만족 않되면 aliasing 효과에 의하여 초과된 주파수가 부호를 바꾸어서 디스플레이되므로 디스플레이된 도플러시프트를 해석할 때 유의해야 한다.

그림 15는 후술할 CFM에도 적용될 수 있는 펄스도플러장치의 구성도이다. 에널로그 RF신호를 90°상차를 갖는 기준주파수(보통 송신 주파수)와 mix시켜 LPF를 거치면 base-band에서 도플러신호의 同相 성분과 直角 성분이 얻어진다. 도플러 검출에서의 최대의 난점은 혈관 벽 운동에 기인하는 저주파의 매우 강한(흔히 혈류 도플러신호의 40dB 이상) clutter 신호가 혼입된다는 것이다. 이

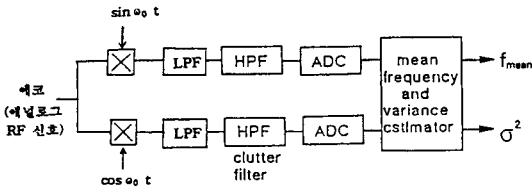
의 평균치로 한다.

초음파 도플러 법에는 펄스 도플러 법과 CW 도플러 법이 있다. 또한 샘플 볼륨에서의 혈류속도를 2차원 영상으로 확장하여 색으로 표시하는 CFM (color flow mapping)이 있다.

1. 펄스 도플러법

이것은 5-7.5MHz, 8~12 사이클의 burst 펄스를 고정된 방향으로 반복하여 쏘고 원하는 샘플 볼륨에서의 에코를 PRF(pulse repetition freq.) 간격으로 샘플링하여 그 점에서의 도플러 주파수 따라서 혈류속도를 구하여 그 시간적 변화를 실시간으로 디스플레이 하는 것이다.

그림 14는 도플러시프트의 검출원리를 나타낸다. TRD에서 일정시간 간격 T 마다 송출되는 펄스가 TRD 쪽으로 움직이는 반사체에 반사되어 되돌아 올때 에코의 위상이 달라지므로 샘플링된 신



〈그림 15〉 펄스 도플러 장치의 구성도

것을 제거하기 위하여 HPF를 거쳐 ADC에 의하여 디지털신호를 얻은 다음, 다음 관계식에 의하여 도플러주파수의 평균치 f_{mean} 과 분산 σ^2 을 계산한다.

$$f_{mean} = \frac{1}{2\pi T} \tan^{-1} \frac{IM[R(T)]}{RE[R(T)]}$$

$$\sigma^2 = \frac{2}{T^2} \left[1 - \frac{1}{R(0)} \right]$$

여기서 $T=1/PRF$ 이고, $R(T)$ 는上記 동상성분과 직각성분으로 정의되는 복소신호의 복소 autocorrelation 이다.

2. CW 도플러장치

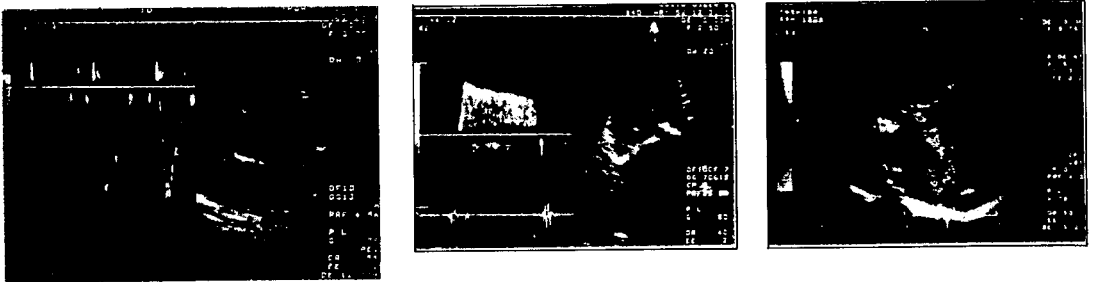
CW 도플러장치에서는 송신용 TRD와 수신용 TRD를 별도로 쓰며(가장 간단한 것은 원형 TRD를 양분한 것) 빔이 교차되는 영역 전체에서 반사

되는 CW파를 계속 받게 되므로 위치 정보를 없고 위 영역의 모든 도플러 주파수의 총합을 얻는다. 그러나 이때에는 펄스 도플러 장치에서와 달리 검출가능 주파수에 실용상 上限이 없고 교차영역 내의 최고 유속을 검출하기 쉽고 또 송신파가 線 스펙트럼이므로 오차가 적다.

3. CFM

이것은 펄스도플러법을 하나의 샘플 볼륨이 아니라 2차원의 전면으로 확대한 도플러 영상을 실시간으로 보는 것이다. 한 주사선상에서의 펄스 송수신 반복회수가 많을 수록 도플러 검출이 정확하지만 필요한 frame rate는 확보해야 하므로 자연히 주사선의 수와 한 주사선상에서의 펄스 송수신 회수가 제한될 수 밖에 없다(후자는 보통 6~8). 상기 f_{mean} , σ^2 의 계산을 샘플 볼륨마다 실시간으로 해야 하므로 고속 DSP칩을 써서 파이프라인 식으로 처리한다. CFM에서는 보통 전방 방향의 유속은 적색으로, 후방 방향의 유속은 청색으로 구별하여 표시하고 그 색의 농담을 속도의 크기에 대응시킨다.

그림 16은 위에서 설명한 각종 도플러 장치의 디스플레이인데 (a), (b)에서 수평축이 시간, 수직축이 혈류속도(도플러 주파수)를 나타내며 上方(+)이 혈류의 부향속도, 下方(-)이 혈류의 전방속도를 나타낸다. 그리고 인쇄상 (c)의 CFM에서 색을 볼 수가 없다.



(a) 펄스도플러

(b) CW도플러

(c) CFM

〈그림 16〉 각종 도플러 장치의 표시

V. 臨像的 應用

이제까지 설명한 초음파진단장치의 임상적 응용을 표 4에 열거하였다. 실로 광범위한 분야에 응용되고 있음을 알 수 있다. 또 초음파 단층법의 응용 기술을 요약하였다. 식도, 직장, 뇨도, 혈관 등을 통하여 소형 TRD를 삽입하여 소망의 부위까지 이동시켜 기계적 또는 전자적 스캔에 의하여 근접촬영하는 기술이 보편화 되고 있다.

(표 4) 초음파 단층법의 임상응용

心臟循環器疾患診斷
産科(胎兒)領域診斷
腫瘍診斷
乳腺, 甲狀腺, 唾液腺, 眼球眼窩
肝, 胆, 胰, 脾,
腎, 副腎, 後腹膜腔, 膀胱, 前立腺, 睪丸,
子宮, 卵巢
肺, 縱隔, 胸腔
腦, 骨, 胃, 腸, 軟部組織

(표 5) 초음파 단층법의 응용기술

超音波(誘導下) 穿刺法
生檢, 造影法, 吸引, 治療의 이용
體腔內超音波斷層法
經直腸, 經食道, 經尿道的 이용
內視鏡的應用
術中利用
集團檢診(screening)의 이용

그림 17에는 이와 같은 특수용도를 위한 프로브 몇가지를 보였다. 각각에 대한 자세한 설명은 생략하겠다. 다만 (d)의 經直腸 프로브와 (h)의 순환기용 經食道프로브에는 縱斷面과 橫斷面을 다 할 수 있는 특수 구조를 한 것이 있다(T 프로브라 불림). 즉 전자에는 리니어 전자 프로브로서 縱斷面을 관찰하고 컨벡스 전자 스캔 프로브로서 橫斷面을 관찰할 수 있는 것이 있다. 또 후자에는 2개

의 섹터 전자 스캔 프로브를 스위치하여 직교하는 종단면과 횡단면을 관찰할 수 있는것, 1개의 전자 스캔 프로브로 회전시켜 종단면이나 횡단면을 관찰할 수 있는 것이 있다.

VI. 미래에 대한 전망

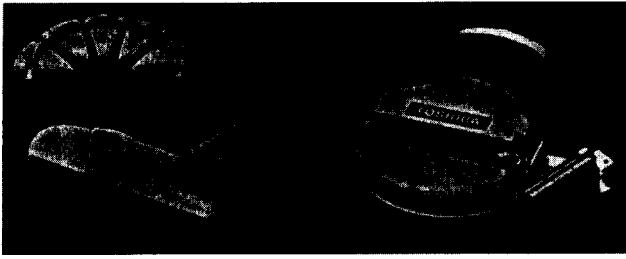
초음파 단층 영상법은 TRD를 위시한 각 전자부품의 특성개선과 새로운 영상처리 알고리즘의 개발 및 실현에 의하여 화질은 계속 향상될 것이다. 기능은 더욱 고도화될 것이다. 이에 따라 초음파 장치의 진단에의 응용과 보급은 더욱 확대될 것이고 국제적 기술 경쟁은 더욱 치열해 질 것이다. 기술적으로 예상되는 발전을 열거하면 다음과 같다.

(a) 종래의 제약된 애널로그 신호처리가 지양되고 集束, 각종 필터링, 검파, 대수적 신호 압축, 기타 애널로그적으로는 불가능했던 다양한 신호처리가 디지털적으로 행해지고 이에 따라 ASIC칩의 개발에 더욱 박차가 가해질 것이다. 시스템의 소형화, 성능향상, 기능 고도화, 신뢰도 향상, 경제성에서의 경쟁이 애널로그 및 디지털 ASIC 칩의 개발에 크게 의존할 것이 확실하다.

(b) 인체내에서의 불균일 음속으로 인한 위상수차(phase aberration)를 보상함으로써 송,수신 집속을 더욱 정밀하게 제어하는 기법이 수년내에 실용화 될 것이다. 그러므로써 분해능은 현저해 향상될 것이다.

(c) 이제까지 오래동안 연구되어 왔던 연조직의 음향공학적 특성, 즉 감쇠특성, 비선형 특성, 탄성(elastance) 특성들을 측정하는 알고리즘들의 우열이 판가름나서 멀지않아 전혀 다른 모드의 초음파 영상장치가 출현될 전망이다. 아마 위의 특성을 개별적으로 표시하는 것이 아니라 복합적 판단으로 환부를 판별하는 영상이 표시될 지도 모른다.

(d) 3차원 영상은 2차원 어레이를 중심으로 근년에 활발한 연구가 진행되어 어느 정도 진전이 이루어 졌다. 여기서는 어떻게 어레이 소자수를 줄이면서도 만족할 만한 특성을 유지하고 또 고속으로



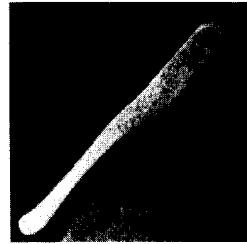
(a) Biopsy프로브와 어댑터



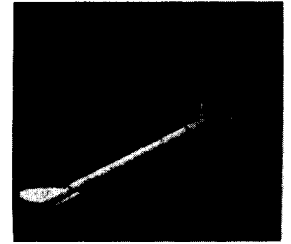
(b) 術中 프로브



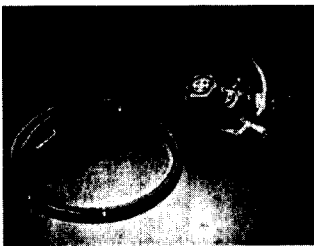
(c) 經直腸 프로브



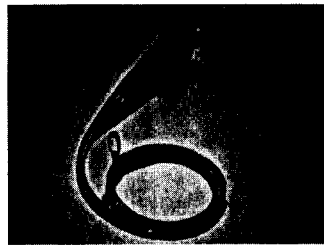
(d) 經腸道 프로브



(e) 經膽 프로브



(f) 經食道 프로브(소화기용)



(g) 經食道 프로브(순환기용)



(h) 腹腔鏡 프로브

〈그림 17〉 각종 특수 프로브

데이터를 획득하는가가 중심과제로 되어 있다. 일단 필요하나 데이터가 얻어지면 컴퓨터 그래픽에서 개발된 여러가지 기법을 응용하여 3차원 영상을 구성하는 것은 그다지 어렵지 않다. 3차원 초음파영상의 실용화는 앞으로도 상당한 시일을 요할 것이나 그 임상적 중요성은 지대하다.

(e) 프로브 구조에 에너지 front end부 및 소자 선택을 위한 고압 스위치에서의 集積化가 이루어질 전망이다. 이렇게 함으로써 시스템의 신호 대 잡음비가 더욱 향상되고 또 프로브와 영상장치 본

體와의 연결선의 수를 감소시킬 수 있을 것이다. 이것은 특히 3차원 영상에서 필요성이 더욱 절실하다.

(f) 40-100Mhz의 HF를 이용한 ultrasound backscatter microscopy(UBM)는 현재 활발한 임상실험 중에 있으나 수년내에 상용화될 전망이다. 눈, 혈관, 피부, 연골등에서 고해상도(20 μ m)의 B

모드 영상을 가능하게 할 것이다.

(g) 다양한 요구를 만족하기 위하여 초음파영상 장치는 module化 될 것이고 시스템의 고도화에 따라 소프트웨어의 중요성은 더욱 증대될 것이다. -3차원 영상에서는 더욱 그렇다.

(h) 막대한 양의 영상데이터의 고속 전송, 저장, 회수를 위한 기술이 발전될 것이다.

저 자 소 개



李 承 雨

1958年 5月 17日生

1980年 2月 충남대학교 전기 및 전자공학 학사

1982年 2月 한국과학기술원 전기 및 전자공학 석사

1986年 2月 한국과학기술원 전기 및 전자공학 박사과정

1986年 3月~1985年 7月 초음파진단기 국책과제 연구원

1985年 7月 (주)메디슨 설립참여

1986年 2月 21日 한국과학기술원 전기 및 전자공학 박사

현재 (주)메디슨 부사장