

# 超音波의 醫用生體工學的 應用

洪 勝 弘

仁荷大 工大 電子工學科 副教授

## 1. 序 言

超音波의 醫學, 生物學的 應用에의 研究는 1917年에 超音波 發生用에 振動子를 發明한 Langevin이 強力한 超音波를 발생하고 있는 水槽中에 들어 있는 물고기가 뱅글뱅글 돌면서 죽어 가는 것을 발견한 것이 최초라고 할 수 있다. 이 이후 超音波에 대한 物理的, 生物學 作用에 대해 많은 실험과 研究가 행하여져 왔다. 超音波의 醫用, 生體工學的으로 應用하는 경우는 크게 나누어 두 가지로 나누어진다. 하나는 超音波의 反射나 透過등의 波動으로서의 性質을 이용하여 體内の 異常을 검출하려고 하는 情報的인 應用이다. 이들의 應用은 어느 것도 超音波가 물이나 生體組織內를 비교적 잘 투과하고, 또 波長이 짧기 때문에 이들 내에서 直線的으로 進行하며, 적은 生體로 부터도 反射가 쉽게 일어나서 生體에서 느낄수 없는 약한 超音波로도 反射등이 일어나는 특징이 있기 때문에 관심을 끌고 있다. 超音波의 醫學的 應用을 표1에 표시했는데 動力的 應用보다는 生體計測 및 診斷을 目的으로 한 情報的인 應用에 많은 研究를 하고 있다.

生體計測 및 診斷裝置에 있어서는 될 수 있는 데로 患者에 고통을 주지 않고, 안전하고, 경제적인 것이어야 하는데 超音波를 應用한 計測, 診斷裝置는 이 조건에 합치되는 理想的인 것이다.

本稿에서는 醫用, 生體工學的으로 應用되어 지는 것에 대해 각 裝置의 原理, 特徵, 開發現況과 앞으로의 展望에 대해 論하기로 한다.

## 2. 超音波의 動力原으로서의 應用

### 2-1. 治療的 應用

超音波를 이용한 治療裝置는 주로 超音波의 에너지를 이용해서 治療를 행하는 것으로 目的에 따라 여러 종류의 裝置가 개발되어 있다.<sup>[1][2]</sup>

治療裝置는 오래 전부터 醫用으로 사용 되어온 것으로 超音波를 照射하므로 생기는 溫熱, 振動作用에 의해 關節痛, 근육痛 등의 治療에 이용한다. 使用周波數는 대개 1MHz로 體內에서의 指向性이 비교적 예민하고 目的으로 하는 部位에 效率 좋게 超音波를 照射시킬 수 있고 超音波의 吸收가 약 5cm 정도가 되어 각부의 治療에 이용한다.

集束超音波를 이용한 手術裝置는 數 MHz 정도 의 超音波를 적당한 렌즈나 反射鏡등을 사용해서 集束시키면 그 焦點에서의 強度는 振動子面에 비해 수천배 이상으로 할 수 있어서 이의 焦點를 生體內에 맞추어 그 部分의 組織을 파괴하여 수술할 수 있는데 사용주파수는 대개 1MHz 전후의 것이고 焦點의 音響強度는  $500 \text{ W/cm}^2 \sim 2 \text{ Kw/cm}^2$ 이다. 1MHz 정도의 주파수는 1.5mm 정도의 비교적 짧은 파장이어서 기하광학적인 취급이 가능하고, 光學機器와 같이 超音波의 集束

표 1. 超音波의 醫學的 應用

	目 的	對 象	使用 周波數	音強度 또는 電氣出力
動力的應用	洗 滌	手術用具 注射針 容器	數 10 ~ 100KHz	10 ~ 100W/ℓ
	治 療	齒石除去 關節痛等	30KHz ~ 1MHz	數 W, 1 ~ 3W/cm <sup>2</sup>
	藥劑의 분무	吸 入 器	100 KHz ~ 2MHz	數 W
通信的應用	生 體 의 計測 및 診斷	Pulse법에 의한 순환기 診斷 등	1 ~ 10MHz	20 ~ 50mW/cm <sup>2</sup>

音場을 얻을 수 있다. 集束超音波의 發生方法은 ① 曲面反射器를 사용해서 集束시키는 방법, ② 렌즈를 사용해서 集束시키는 방법, ③ 공모양의 振動子를 사용하여 발생시키는 방법, ④ 數個의 集束音場을 組合하여 大強度의 音場을 발생시키는 multibeam 式 등으로 분류된다. ①② 方法들은 초점거리를 변경시킬 수 있는 장점이 있고 ③은 集束效率이 좋다.

2-2. 超音波 洗滌器

超音波 洗滌器는 注射筒, 注射針, 容器的 洗滌, 手術後의 手의 세척등에 이용 하는데 強力한 超音波의 音場에서 발생하는 cavitation에 의한 压力과 세척하려고 하는 物體의 表面에 새로운 洗劑를 공급해서 化學作用을 촉진하는 효과를 이용한다. 사용하는 周波數는 25 ~ 40 KHz 정도이나, 일부의 정밀기계용으로는 100 KHz 의 것도 있다. Cavitation을 발생하기 위해서는 低周波數가 유리하지만 周波數가 너무 낮으면 주위의 인간에 두통과 같은 障害를 일으키는 경우가 있으므로 周波數 선택에 특히 고려해야 한다. 사용하는 振動子는 티탄산 바륨등의 세라믹, PET, 페라이트 및 각종 금속磁歪材料등이 주로 사용되고,<sup>[5][6]</sup> 세척통의 밀면을 투과해서 超音波를 세척액속으로 전달하도록 하는 것과 진동자를 防水容器에 수용하여 세척통 속에 두는 것도 있다. 電氣出力은 150~1,500W 정도로 세척통의 크기에 비례하여 크게 할 필요가 있다.<sup>[1]</sup>

2-3. 超音波 細菌破壞裝置

細菌, 酵母등을 파괴해서 그 내용물인 毒素, 抗體性物質, 酵素등을 押出하는데 이용하는데 使用周波數는 500 KHz 정도를 사용하고 있다. 일반적으로 超音波의 周波數가 높으면 機械的인 작용의에 酸化作用등의 化學的인 작용의 영향을 받아서 抽出하려는 산소, 毒素등을 안정하게 검출할 수 없는 경향이 있다. 따라서 최근에는 산화작용이 적은 10~20 KHz 정도의 低周波를 이용한 裝置가 실용되고 있다.<sup>[2]</sup>

3. 情報取得手段으로서의 應用

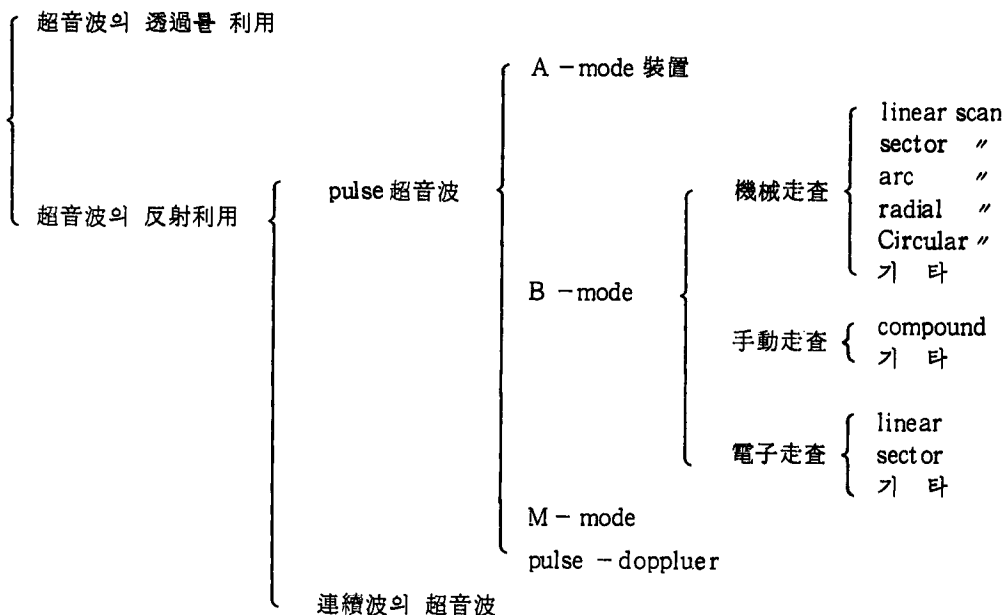
情報取得이나 傳達을 目的으로 한 通信的 應用은 옛날부터 音響의 方法이 使用되어져 왔는데, 超音波의 醫用生體工學的인 應用이라고 하면 대개 이를 말한다.

診斷, 計測, 檢査的인 應用으로써 魚群探知機나 探傷裝置등과 같이 超音波의 人體에 대한 特性, 즉 減衰나 反射가 組織이나 病變部에 따라 다른 것을 이용한 것으로 檢査를 실시하기가 쉽고, 生體에 고통을 주지 않으며 X線에 의한 것보다 우수한 分析力을 가지고 있기 때문에 많이 이용한다. 動作原理에 따라 분류하면 표 2와 같은데, 이와 같은 용도에 이용할 경우 중요한 超音波의 성질은 다음과 같다.

① 反射

超音波는 음향 임피던스의 差가 있는 境界面에서 반사하므로 이에 의해 組織의 境界나 病的

표 2. 超音波裝置의 動作原理에 의한 分類<sup>[3]</sup>



要因이 있는 부분을 超音波의 으로 식별할 수 있다. 음향 임피던스는 物質의 음향적인 硬度를 나타내는 값으로 표 3과 같이 물은 공기에 대해 수천배나 딱딱하고 뼈는 물에 대해 수백의 硬度를 가지고 있다. 反射는 음향 임피던스의 差, 즉 반사율은

$$R = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}$$

인데, 여기서  $Z_1, Z_2$  는 媒質 1, 2의 음향 임피던스이다. 生體組織間, 異常部와 正常部間의 음향 임피던스의 差는 아주 적으나 魚群探知機와 같이 미약한 反射波를 증폭하여 검출할 수 있다.<sup>[4]</sup>

② 指向性

보통 사용되고 있는 振動子는 직경 10~20mm의 원판상이므로 직경이 파장에 대해 20~50배이고 振動子로부터 放射되는 音波는 빛과 같이 빔모양으로 진동자면에 직각인 방향만이 강하게 된다.

③ 音速

生體組織內를 超音波가 전파 해 갈때의 進行速度는 표 3과 같은 데 뼈이나 肺를 제외하고는 거의

의 차이가 없이 水中의 傳播速度와 거의 같다. 따라서 펄스 超音波를 發射하여 이것이 어떤 反射體에서 反射되어 되돌아 왔을때 音波를 받으면 發射波와 反射波의 時間的인 지연을 측정하여 發射點으로부터 反射體까지의 거리를 알 수 있고 反射波를 레이더와 같이 輝點으로 表示하면 生體의 斷面象을 만들 수 있다.

④ 減衰

振動子로부터 放射된 音波는 媒質內를 통과할 때에 이의 세기는 거리의 제곱에 反比例해서 약하게 된다. 즉 強度 I는

$$I = I_0 \exp(-2\alpha Z)$$

이다. 여기서  $I_0$ 는 거리  $Z = 0$ 에서의 強度,  $\alpha$ 는 감쇄계수인데 표 3에 표시되어 있다.

위 식과 같이 超音波의 확산에 의해 약하게 되는 경우와 음향 에너지가 生體組織에 의해 흡수되어 감쇄하는 것도 있다. 生體內의 超音波 減衰는 거의 周波數의 제곱에 비례해서 크게 되는 것 외에 同一 周波數에서도 組織에 따라, 疾患部位에 따라서도 變化한다.

표 2의 분류중에서 超音波의 特長특성에 의해

표 3. 人體各部의 超音波에 대한 特性<sup>[4]</sup>

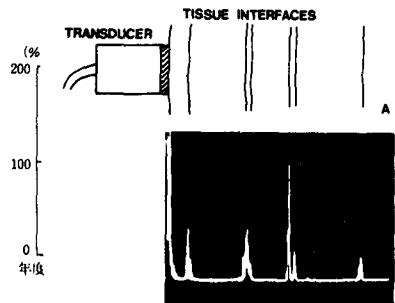
物 質	音速(m/sec)	1 MHz 에서 減衰(dB/cm)	特性임피던스( $10^6 \text{kgm}^{-2} \text{S}^{-1}$ )
물	1480	0.0025	1.48
공 기	330	12.000	0.0004
羊 膜 液	1510	0.007	1.5
指肪部(人體)	1410 ~ 1470	0.35 ~ 0.78	1.34 ~ 1.39
軟部組織(평균)	1540	0.81	1.62
肝 臟	1550	0.95	1.66
腎 臟	1560	1.1	1.63
근 육	1590	1.5 ~ 3.3	1.71
骨	4080	12	7.8
동 공	1520	0.1	1.52

서 像을 얻는 方法은 X線裝置의 原理와 똑 같  
이 超音波檢査法의 개발초기에 연구가 많았고  
최근에 와서 다시 超音波 CT, 超音波 holo -  
graphy 등에 박차를 가하고 있다. 超音波의 反  
射를 이용한 것은 臨床적으로 實用되는 것이 많고  
電子工學의 발전에 따라 시스템의 개발이 다양  
화 되고 있다.<sup>[7]</sup>

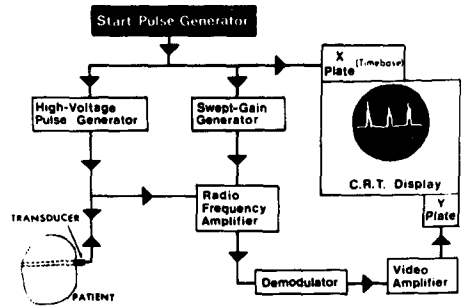
3 - 1. 펄스초음파를 이용한 裝置

(1) A - mode 法

초기에서부터 사용된 方法으로서 單一 變換器  
(振動子)를 이용한 pulse - echo를 오실로스코우  
프의 時間軸上에 波形式으로 표시하는 것으로 레  
이더와 같이 A - mode라고 한다. 그림 1과 같  
이 프로브(probe)로부터 體內로 방사된 超音波  
펄스가 體內를 전파해 갈때 體內에 異常部分이  
있으면 이곳으로부터 反射가 되어 되돌아 오게  
되는데 이를 프로브로 받아 電氣펄스로 變換시  
켜 증폭하여 브라운관상에 나타나게 하는데, 표  
시되는 echo-pattern을 관찰하면서 프로브가 향  
하고 있는 방향, echo의 發生位置, 形동에 주  
목해서 診斷을 행한다. 기록은 카메라로 보존하  
던가 샘플링 장치와 레코더를 조합하여 보통의  
기록지에 기록하기도 한다. 주로 頭蓋內疾患檢



(a) 얻어진 像



(b) 장치의 열개도

그림 1. A-mode 法의 原理圖

査用으로 使用되고 있는 데 거리의 計測에 有用  
하며 구조나 장치가 간단하고 손쉽게 사용할 수  
있는 장점이 있다.<sup>[8]</sup>

(2) B - mode 法

A - mode 와 같이 브라운관에 펄스파를 표시 하는 것 대신에 펄스가 있을 때만 時軸에서 빛을 내도록 輝度變調를 행하여 振動子の 위치나 音波의 방향 변화에 일치하도록 브라운관 위에서 時間軸을 움직이면 輝度變調된 時間軸들은 하나의 像을 구성하는데 이를 일반적으로 超音波斷層像, 혹은 B - mode 라고 한다 (그림 2). 임상용으로 가장 많은 관심을 가지고 개발되고 있는 것은 이 B-mode 로 走査方式에 따라서 여러 가지로 分類되는데 振動子를 움직이는 方法과 像의 形式에 따라 그림 3 과 같이 나누어진다. 最近에

와서 走査의 高速化가 요구되어 實 時間으로 심장의 斷面을 표시하도록 하고 있는데 크게 나누어, 프로브를 고속으로 움직이도록 하여 超音波 빔을 走査하는 機械的인 走査法과 적은 振動子들을 여러 개 배열하여 이들 素子의 動作을 電子的으로 제어하는 電子式 走査法으로 나누어진다. [7][8]

현재 實用化되고 있는 linear 機械 走査裝置의

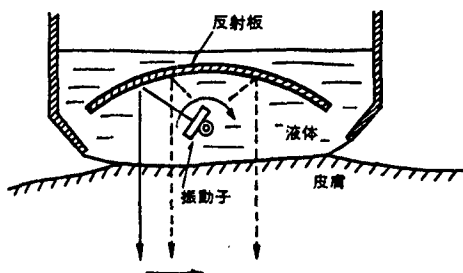


그림 4. Linear 機械走査의 原理

원리를 그림 4 에 표시했다. 진동자는 액체( 물 또는 기름)속에서 고속으로 회전하면서 音波를 放射한다. 이 音波 빔은 反射板에서 반사되고 얇은 고무막등으로 된 음향창을 통해서 生體內로 放射되도록 되어 있다. 反射板은 포물선의 형상을 하고 있고 이의 초점에 진동자의 중심이 위치하도록 되어 있어서 反射된 音波 빔은 평행하여 生體內로 들어 간다.

Sector 機械走査에서는 振動子를 기름과 같은 액체내에서 고속으로 운동시켜 音波를 부채꼴로 放射시킨다. 音波 빔을 비닐막이나 플라스틱 필름등의 음향창을 통해서 生體內로 방사시키는 것은 linear 機械走査와 같다. 이 방식은 走査方式이 매우 간단하고 sector 電子走査 방식에 비해 周波數가 높게 되어 中央이나 주변등 어느 방향에서도 畫質은 균일하고 가격이 저렴한 것 등의 장점이 많으나 振動子를 고속으로 운동시키는데는 走査速度에 한계가 있고 기계적인 마모, 빔을 급속으로 다른 방향으로 이동할 수 없는 것 등의 단점이 있다. 그림 5 는 sector 機械走査를 표시한 것이다.

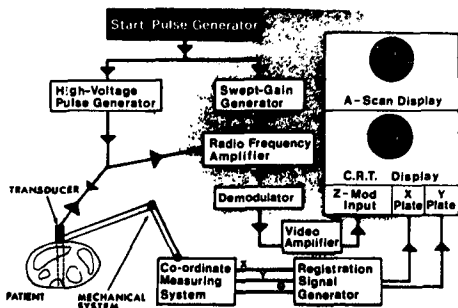


그림 2. B - mode 法에 의한 超音波 診斷裝置의 原理圖

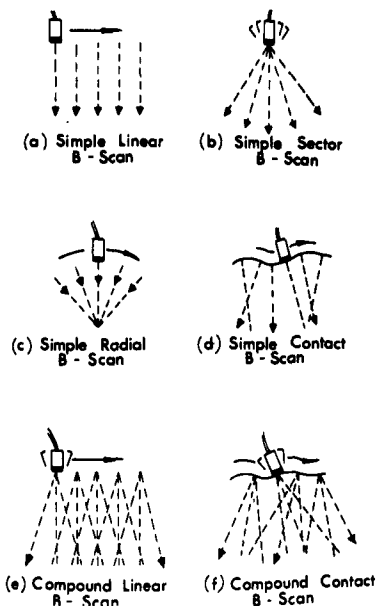
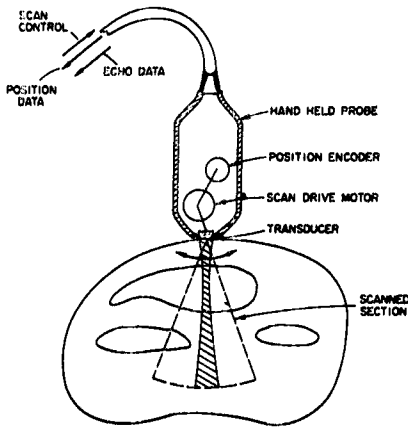
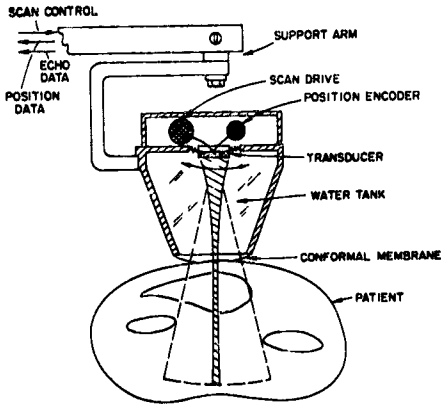


그림 3. B - mode 의 走査方式



(a) 직접 접촉형



(b) Water tank를 매개로한 것

그림 5. Sector 機械走査의 原理圖

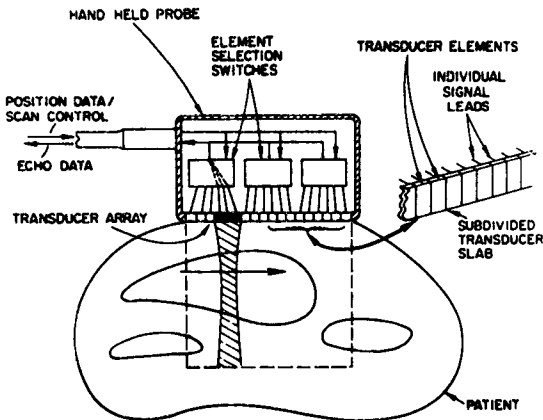


그림 6. Linear 電子走査의 原理圖

Linear 電子走査는 그림 6 과 같이 走査하려고 하는 幅에 해당하는 부분에 振動子片을 直線으

로 배열하고 이를 電子的으로 順次 移動시켜 하나의 probe 가 직선적으로 움직인 것과 같은 효과를 얻는다. 주파수도 변화시킬 수 있고 走波幅도

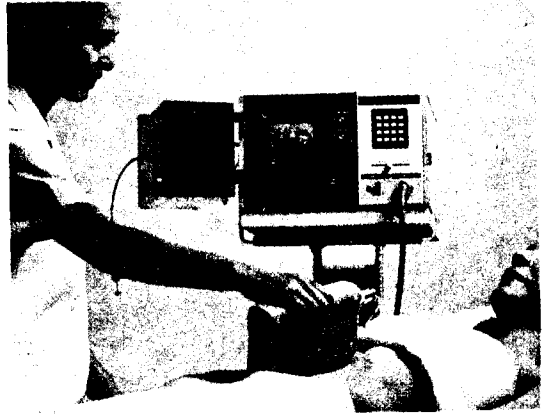


그림 7. Linear 電子走査方式의 超音波 診斷裝置를 이용한 診斷장경

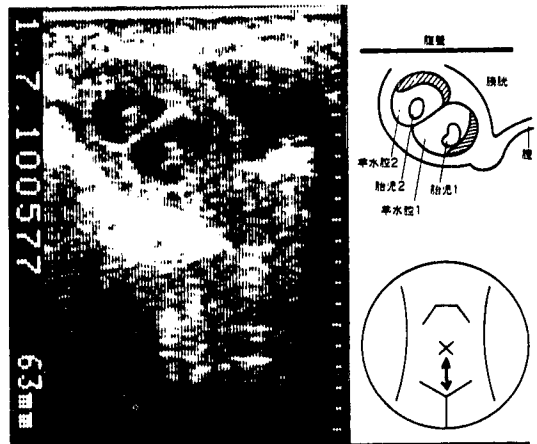


그림 8. Linear 電子走査方式에 의해 얻어진 임신 9주째像으로 쌍둥이를 확인할 수 있다.

변화시킬 수 있으며 최근에는 電子 focus의 채용으로 빔을 좁게하여 分解能을 높힐 수 있다. 이의 實物은 그림 7 과 같고 産婦人科에 적용하여 얻은 像을 그림 8에 표시했다.

Sector 電子走査는 그림 9와 같은 原理로 振動子列을 구성하여 각 振動子를 驅動시키는 電氣振動의 位相을 제어해서 어떤 방향으로 超音波 빔을 방사하고 이를 받을 때 각 振動子로부터

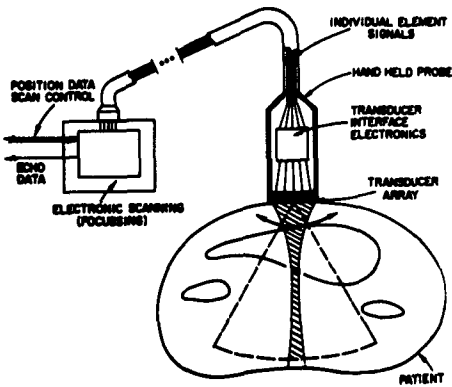


그림 9. Sector 電子走査의 原理圖

얻어진 反射信號를 지연시켜 방사된 超音波빔과 同一 方向으로 位相이 맞도록 하는 것으로 音波의 放射時마다 빔軸을 조금씩 變化시켜 斷面像을 만든다.

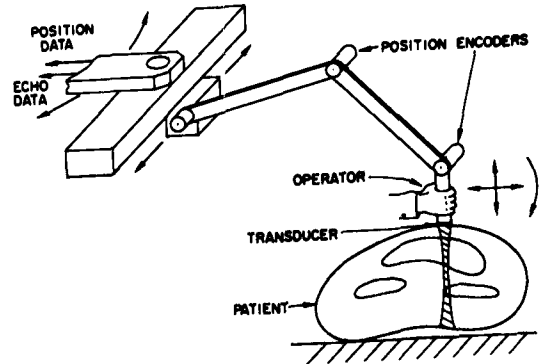
이 方式은 적은 프로브로부터 音波 빔이 부채꼴 모양으로 방사되므로 心臟과 같이 프로브를 들 장소가 제한되는 경우에는 有效하지만 走査原理로부터 알 수 있는 것과 같이 프로브에 가까운 곳은 좁은 범위만이 검사되는 결점이 있다.

PPI (plan position indication)나 radial scan은 直腸內로부터 前立腺의 斷面像을 얻기 위해 直腸內에 프로브를 삽입해서 프로브의 軸과 直角 方向으로 음파를 送受하도록 되어 있다.

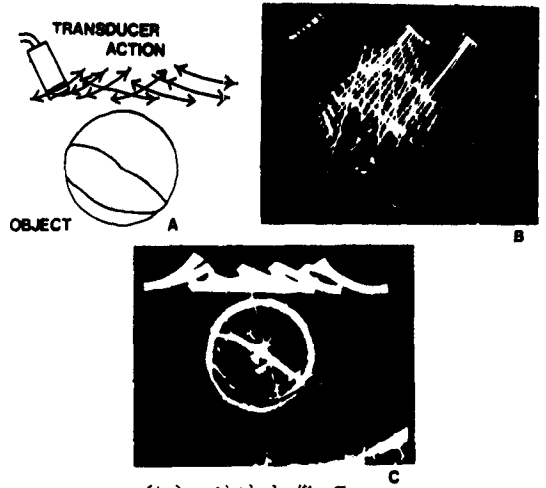
Compound scan은 振動子의 位置와 方向이 한 平面內에서 手動으로 자유로이 變化시킬 수 있도록 하여 직접 피부에 접촉시켜 몸의 凹凸에 따라 자유로이 走査할 수 있다. 그림 10에 이의 原理를, 그림 11에 實物을 표시했다. 이 compound scan은 再現性에 문제점이 있지만 水槽를 必要로 하지 않고 斷層面을 自由로 變化시킬 수 있어서 産婦人科나 일반 腹部檢査用으로 널리 이용된다.<sup>[8]</sup>

(3) M - mode

Probe를 고정하고 브라운管的 時間軸을 直角 方向으로 일정한 속도로 움직이면 브라운管 위에 多數의 反射體의 運動의 時間的變化가 曲線群으로



(a) Scanning 部分



(b) 얻어진 像 C.

그림 10. Compound 走査原理圖

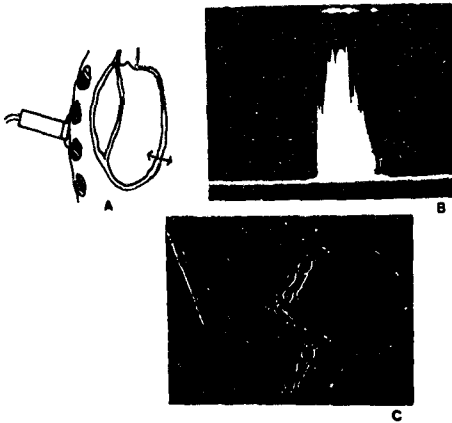
로 얻어진다. 이 圖形이 M - mode에 의한 것으로 UCG (ultrasound cardiography), 心echo圖, echo - cardiogram등이라고 부르는데, 특히 心臟各部의 움직임을 관찰하는데 사용된다. 그림 12에 M-mode法에 의해 얻어진 圖形을 표시했다.<sup>[8][9]</sup>

3 - 2. 連續波의 超音波를 이용한 裝置

운동체의 움직이는 방향이 音波의 放射方向과 일치하고 있는 경우는 그 운동체로부터의 反射音은 發射에 대해 周波數가 낮고 반대인 경우는 높게 되므로 이들 간의 差는 운동체의 速度에 비례한다. 이와 같은 성질을 이용한 것을 CW doppler法 이라고 하는데 血流計測에 이용한다.<sup>[10]</sup>



그림 11. Compound 走査方式의 實體圖



- A : probe 의 위치
- B : A - mode 로 표시한것
- C : 얻어진 像

그림 12. M - mode 에 의해 얻어진 像

그림 13과 같이 血管에 대한 入射角  $\theta$  로 入射 超音波  $f_s$  를 발사하면 血管内를 흐르는 血球에 의해 反射되는 超音波  $f_d$  는 周波數變化(doppler 備移)  $\Delta f$  를 받아  $f_d = f_s + \Delta f$  가 된다. 이 反射波와 入射波를 合成, 檢波해서 beat를 구하면 이의 周波數는 周波數變化分  $\Delta f$  와 같다. 血

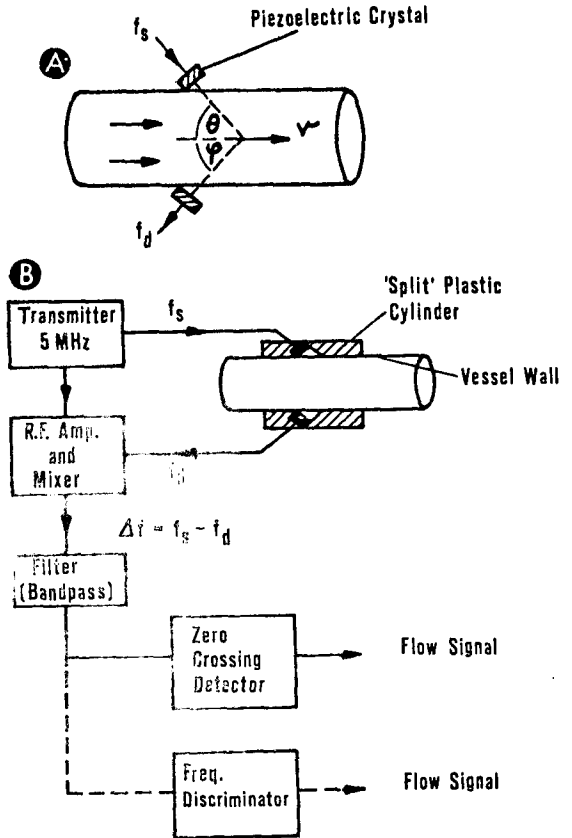


그림 13. Doppler 血流計의 原理

球速度를  $v$ , 血液中の 超音波傳播速度를  $C$  라 하면  $f_d$  는

$$\Delta f = f_d - f_s \approx \frac{2v \cos \theta}{C} f_s$$

가 된다.

따라서  $\Delta f$  를 알면 血球速度  $v$  를 알 수 있으나 方向은 알 수 없는 것이 결점이다. 이에 대한 대책으로 受信波를 서로  $90^\circ$  位相의 다른 搬送波와 合成檢波하는 두 종류의 檢波回路를 사용하여 두 檢파회로의 beat 信號의 位相이 앞서 있는 가에 의해 血流의 방향을 알 수 있는 位相辨別 方式에 의한 方向指示法도 개발되어 있다.

위의 CW doppler 法은 超音波가 전파되는 경로위의 모든 血流을 검출해 버리기 때문에 心臟内の 特정한 部位의 血流狀能나 血管斷面의 한정된 작은 범위의 血流을 검출하는 데에는 적당하지 않다. 그래서 體表面으로부터 一定 探度의



미소한 범위에 대한 血流情報을 얻기 위해 M系列變調 doppler 法, 펄스變調 doppler 法등이 고안되어 있다.<sup>[11]</sup>

Doppler 血流計와 같은 原理의 응용으로 母體腹壁上으로부터 胎兒의 心拍動을 檢출할 수 있다. 이는  $10\text{mW}/\text{cm}^2$  정도의 적은 출력으로 胎兒의 순환등으로 부터 doppler beat를 檢출하는 것으로 母體로부터의 신호에 影響되지 않고 胎兒의 生存를 확인할 수 있다.

#### 4. 새로운 超音波 診斷裝置

새로운 診斷裝置에 요구되는 것은 實 時間에

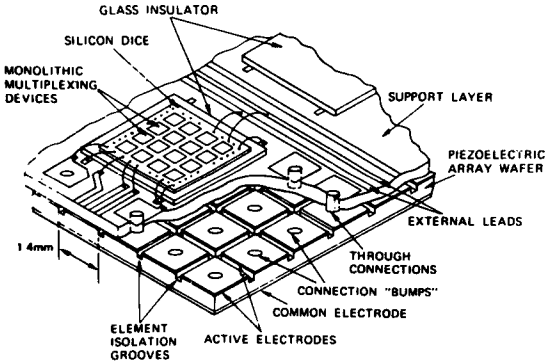


그림 14. DMOS multiplex에 의한 2차원 배열의 3중 I.C.

映像을 구하는 것이 目的이므로 走査의 高速化가 요구된다. 이에 부응하는 것이 多數振動子를 probe로 하고 이들을 電子的으로 走査하는 것으로 最近의 集精回路技術의 개발에 따라 transit/receive用的 DMOS multiplexer를 custom LSI로 채용하여(그림 14) linear, sector, radial등 여러 走査方式이 가능하게 되어 心臟의 동작이나 胎兒의 상태를 그대로 관찰할 수 있게 되었다.<sup>[7]</sup> 또한 黑白의 2值像이 아닌 중간 色調를 가진 것이 보기 쉬우므로 殘光性CRT의 像을 사진으로 취하기도 하고 scan converter, image memory 裝置를 부가한 시스템, 裝置의 제어나 signal을 처리하기 위해 마이크로프로세서를 내장한 시스템이 개발되고 있다.

最近에 와서 임상면에서는 아직 實用되지 않고 있으나 기대되어 지는 것으로는 超音波 holography와 超音波 CT가 있다.

超音波 holography는 1966년 Thurston, Mueller 등<sup>[12]</sup>에 의해 발표된 것으로 관찰할 物體에 超音波를 照射하여 이의 反射 또는 透過波의 斷面(hologram面)에서의 振幅과 位相의 分布를 檢출하고 音圧分布를 사용하여 光學的 再

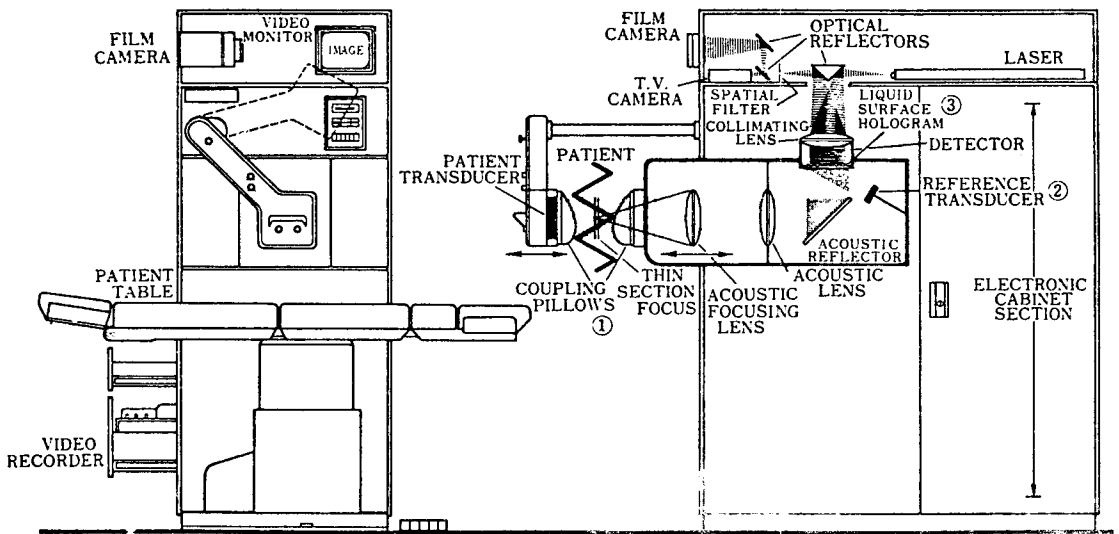


그림 15. 超音波 holography의 構成原理

生像을 얻는 것이다. 構成原理은 그림 15 와 같다. 이 超音波 hologram 은 軟部組織이 관찰되는 좋은 점이 있어서 기대되어 지는데 醫學的으로는 복잡한 조직내를 超音波가 투과했을 때의

( Water - Filled, 22°C )

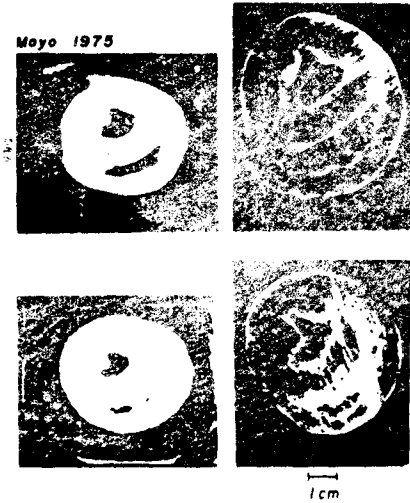


그림 16. 超音波 CT에 의해 얻어진 像

反射, 屈折, 散亂 등에 의한 像의 중복이나 雜音을 어떻게 처리해야 하는가 문제가 된다.<sup>[13]</sup>

超音波 CT(UCT)는 臨床的으로 아직 해결해야 할 문제점이 많다. 原理는 X線 CT와 같으나 超音波 에너지가 生體組織을 直進하지 않고 경계부에서의 反射나 散亂등이 생겨서 개선해야 할 점이 많으나 骨과 같은 조직검사에는 기대된다. 그림 16은 개의 심장에 대해 UCT의 像을 표시한 것이다. 生體 各部의 反射率을 계산하거나, 映像化하므로 반드시 눈으로 본 것과는 일치하지 않는다. 또 C-scan 방식도 유용하게 개발되고 있는데 이의 원리도와 얻어진 象을 그림 17에 표시했다.<sup>[14][15]</sup> 또한 最近에 와서 관심을 모으고 있는 것은 超音波 현미경인데 300M<sup>3</sup>Hz 帶 이상의 周波數를 이용하고 있는데 생체 조직 그대로를 관찰할 수 있는 특징이 있다.

앞으로의 研究는 血流率, 速度分布, 심장판막의 이상유무, 溫度, 血壓, 呼吸등의 非觀血的(noninvasive)이고 定量的인 測定에 중점을 두

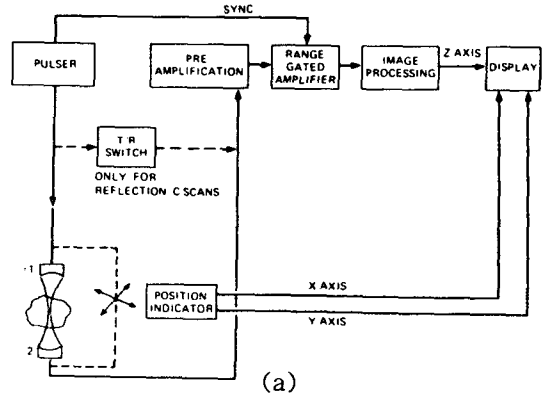


그림 17. K-scan의 원리(a)와 얻어진 像(b)

고 있다. 대개의 임상정보는 펄스의 echo의 反射나, 超音波의 투과에 의한 速度나 減衰에 의한 파라미터를 이용하는데 최근에 실리콘 IC필터가 개발되어 doppler 信號를 처리하게 되었고 高出力 超音波의 치료적인 應用으로 補經外科계통, 뇌하수체의 억제, 혈액내의 산소기포의 제거 등에 이용된다.

### 5. 結論

지금까지 超音波의 醫學的 應用에 대해 개략적으로 기술 했는데 紙面 篇幅로 UCG나 UCT, hologram 등에 대해서 상세히 기술하지 못하고 주로 많이 취급 되어지는 情報的인 應用에 대해서 많이 기술 된 것 같다.

電子工學의 추세가 기능과 가격면에서는 해를 거듭할수록 많은 발전을 보게 되는 것은 사실 이므로 超音波裝置도 custom IC의 개발에 힘입어 임상적으로 多機能을 가진 새로운 시스템이 개발되고 있는데 주로 beam steer/focus delay line array, 음향변환기 개개에 적용된 증폭기 array, doppler 신호의 스펙트럼 처리를 위한 array, 고출력 低雜音 送受 multiplexer array, digital scan converter와 像處理回路, 多數變換器 array의 개발에 연구의 초점이 맞추어 지게 될 것이다.

이와 같은 장치의 개발과 함께 중요시 되는 것은 超音波의 生體에의 영향과 장치의 안전성도 중요하게 생각하여 이에 대한 研究도 병행해야 할 것이다.

앞으로 工學的으로 해결해야 할 문제, software的인 문제등이 많으므로 우리도 이 分野에 많은 관심을 가져야 하겠다.

### 參 考 文 獻

1. 超音波技術便覽, 日本日刊工業新聞社.
2. 超音波醫學, 日本醫學書院.
3. '80 ME 機器技術總覽, 日本電子計測出版社.
4. L. Kinsler and A. Frey, Fundamentals of Acoustics, 2nd ed. New York : Wiley, 1962.
5. D. Berlincourt et al., "Transducer properties of lead titanate zirconate ceramics," IRE Trans. Ultrason. Eng., Vol UE-7, pp. 1-6, 1960.
6. Joseph L. Rose and B.B. Gold berg, Basic physics in diagnostic ultrasound. John Wiley & Sons, 1979.
7. J. F. Havlice and J. C. Taenzer, "Medical ultrasonic imaging : An overview of principles and instrumentation," proc. of the IEEE, vol. 67, No. 4, Apr. 1979.
8. W.N. McDicken, Diagnostic ultrasonics. London : Crosby Lock Wood Staples, 1976.
9. F. J. Fry, Ultrasound. Part 1, Part 2, Part 3, Elsevier scientific publishing Co., 1978.
10. 松尾裕英외, "循環器系에 대한 超音波技術의 現況," 日本ME學會雜誌, Vol. 14, No 6, Dec. 1976.
11. F. D. Mcleod, "A directional doppler flow meter," Digest 7th ICMBE, stockholm, 1967.
12. F. L. Thurston, "Ultrasound holography and visual reconstruction," Proc. Symp. on Biomedical Engrg. 1, 12/15, 1966.
13. G. W. stroke et al, Ultrasonic Imaging and Holography, Plenum press, 1974.
14. R. K. Mueller et al, "Reconstructive tomography and application to ultrasonics," Proc. of the IEEE. Vol. 67, No. 4, pp.567~587, 1979.
15. G. Wade, et al, "Acoustic echo computer tomography," in Acoustic holography. Vol. 8, New York : Plenum press, 1978.