

超音波 斷層 映像法

崔宗秀

中央大學校 工科大学
電子工學科 助教授(工博)

I. 序 論

超音波를 医用計測에 応用한 것은 1950年 頃으로 되어 있다.¹⁾ 처음에는 小數의 医学關係者가 興味있게 使用한데 지나지 않았으나, 電子技術의 発達에 따라 画質이 向上되고, 또한 (1) 檢査의 '實施가 容易하며 特別한 前處理를 必要로 하지 않는 점, (2) 生体에 對해 無害, 無痛하며 檢査對象에 老弱者, 小兒 等의 區別이 없는 점, (3) 軟部組織(soft tissue)에 對해 他의 方法(例, X線) 보다 우수한 分析力을 가지는 점, 等의 특징때문에 急速히 臨床醫學에 침투되어, 現在는 數個의 分野에서 必須不可欠한 臨床檢査用 機器로 되어 있다.

1972年 X線 CT 스캐너의 發明 以來, 医学關係者들은 斷層映像이라고 하는 劃期的인 人體情報를 電子技術의 덕분으로 손 쉽게 얻을 수 있음에 눈 뜨게 되었고, 이로 인해 軟部組織의 斷層映像化라고 하는 絶對的인 優位性을 CT 스캐너에 一部 물려 주게 되었으나, 生体에 對한 安全性, 거의 '實時間 映像可한 점, 裝置의 低廉性과 檢査의 容易性, 그리고 X線의 경우와는 다른 人體情報를 얻을 수 있는 점, 等의 相對的인 優位性 때문에 CT 스캐너의 發明과 더불어 그 重要性을 뒤 늦게 깨닫고 오히려 各 會社의 生産高가 急增했다고 한다.

一般的으로, 波動을 利用한 映像法을 大別하면, (1) 古典的인 顯微鏡, 혹은 X線 透過像과 같이 非干涉連統波의 振幅情報를 使用하는 것, (2) holography, 혹은 干涉을 利用한 光学像과 같이 可干涉連統波의 位相情報까지도 積極的으로 利用하는 것, 마지막으로 (3) radar, sonar와 같이 펄스형의 波動을 利用하여 傳播時間을 受信振幅과 함께 適用, 使用하는 것, 等으로 나눌 수 있다. 超音波의 生体計測에 있어 以上의 技術을 거의 應用可能하다. 歷史的으로는 (3) 의 sonar 技術을 應用하기 시작한 것이 먼저이고, 近年 들어서, 光学 혹은 X線 技術을 導入하여 (1) 과 (2) 의 方法에 關한 것도 發

展을 거듭하고 있다. 하나, (2)의 例로 超音波holography의 경우, 超音波를 사용하여 物体의 透過像을 結像시킴으로, 焦點斷層面 以外의 像이 blurred image로 焦點面像에 겹쳐서 表示될 뿐만 아니라, coherent한 波에 의한 干涉 패턴이 雜音으로 되어 나타난다. 따라서 予想한 만큼의 超音波像을 얻지 못하고 있어, 医用 應用面에 있어서는 (3)의 應用인 超音波 펄스-에코法(略해서, P. E.法이라 함)이 가장 適當하다고 하는 評價가 좋혀져 가고 있는 실정이다.

현재, 이 P. E. 法은 人體 内部 斷層面에 關한 形態的인 情報, 즉 定量的인 데이터로써가 아닌 定性的인 것만 提供해 준다는 뿐만 때문에, 最近 들어서 組織의 定量化(tissue characterization)²⁾으로 向한 研究의 重要性도 認識되어 가고 있다. 이의 代表的인 例가 組織의 減衰定數 혹은 音速이라고 하는 定量的인 데이터를 画像와 함께 동시에 나타내 주는 超音波 計算斷層映像法(CT: computed tomography)이라 할 수 있겠다.

本稿에서는 이러한 흐름에 좇아, 最近의 P. E. 法과 超音波 CT를 中心으로, 그 原理 및 動向에 關해 概略的인 解說을 가하고저 한다.

II. 医用 超音波 特性¹⁾

超音波는 人間의 귀로 들을 수 없을 만큼의 높은 周波數의 音波이다. 보통의 소리는 対象媒質이 空氣이지만, 超音波는 이에 限하지 않고 水媒質이 그 對象으로 된다. 医用 計測에 利用되는 超音波의 周波數($f=c/\lambda$)는 1~15MHz 程度이다.

空間的인 分解能(resolution)을 높이기 위해서는 波長(λ)이 짧은 편이 좋으나 周波數를 올리면 生体 組織에서의 減衰가 周波數에 따라 大幅으로 增加하므로, 信號檢出이 不可能하게 된다. 따라서 이 程度의 周波數範圍로 되어 있다. 이 周波數에서, 橫波는 대단히 減衰

가 크고, 傳播해 가는 것은 縱波만이라 생각할 수 있다. 以下에서 取扱되는 것은 縱波만으로 된 超音波이다.

超音波가 生体 組織을 傳播해 갈 때 있어 잘 考慮되는 性質은 減衰, 音速, 分散(dispersion), 散乱(scattering) 등이다. 生体 組織의 60~70%가 水分이므로, 軟部 組織의 超音波 特性은 물에 가깝다. 단, 뼈처럼 단백질 농도가 대단히 높은 곳, 또한 肺처럼 空氣가 있는 부분들은 물론 다른 特性을 갖는다. 軟部 組織의 경우, 減衰는 1~10MHz 範圍에서 거의 周波數에 正比例하여 增加하고, 散乱에 의한 減衰는 대단히 작아서 거의 全部가 吸收에 의한 것으로 본다. 또한 이 경우 平均音速은 約1530m/s이고, 周波數 分散은 無視할 만큼 작다. 이 分散은 精密計測이 곤란하여 별로 데이터가 없으나, 血液에 있어서는 約 0.2%以内라 한다. 이러한 超音波의 音速, 減衰는 後述되는 超音波 CT 등에서 組織의 特性化에 대단히 有用한 要素가 된다.

한편 組織의 散乱特性 역시 組織의 微細構造에 관한 情報를 얻는 데 기여하고 있다. 但, 測定이 곤란하고 完全히 定量的인 데이터를 얻기 어려우나, 角度를 변화시켰을 때의 散乱 強度 패턴, 周波數 스윙時的 패턴 등으로, 組織의 種類에 따라 差異가 있음이 實證되고 있다.^{[7]~[11]}

以上이 一般의인 軟部 組織의 特性이긴 하나, 여러 特性이 各 組織間에서 미묘하게 서로 完全히 無수 없는 相関關係를 갖고 있어 大小의 差가 있으나 서로 影響을 미치고 있음에 注意를 요한다. 이러한 複雜한 關係 때문에 超音波 映像技術에 어려움이 있다. 또한 뼈, 肺에서는, 減衰가 대단히 클 뿐만 아니라, 音響임피던스, 音速이 他의 組織에 비해 判異한 性質을 가지므로, 画像化를 곤란히 하여 보통은 이들을 피해서 映像化하고 있다.

끝으로, 生体에 대한 安全性에 관해 간단히 언급해 둔다. 培養細胞에서의 細胞增殖 研究^[12] 등에서, 細胞 레벨에서 무언가의 影響이 나타나는 것은 1 W/cm^2 前後로 되어 있고, 또한 X線과 같은 長期의 축적효과는 없는 것으로 보고되어 있다. 現在 사용되는 醫用 診斷裝置는 10 mW/cm^2 以下로 되게끔 설계하고 있다. 물론 絶對 安全하다고 끊어 말하기 어려우나, X線 裝置에 비해 훨씬 安全하다는 것은 말할 나위도 없겠다. 이에 관한 研究^[13]는 앞으로도 계속될 것이다.

1. 原理

그림 1은 超音波 P. E. 法의 概念圖이다. 探触子로부터 生体内에 發射된 超音波 펄스는 傳播媒質中에 異質物이 存在하면 그 境界面에서 反射現象을 일으키고, 여러 境界面이 있을 경우, 順次的으로 反射되어 되돌아 오게 된다. 이때 되돌아 온 에코는 探触子內의 壓電磁器에 스트레스를 가하게 되고 이 에코 強度에 比例한 電界를 發生시켜 電氣信號로 變換된다. 이렇게, 發射된 하나의 超音波 펄스는 生体内 여러 깊이의 各點으로 부터의 펄스 에코를 發生시키며, 이를 時間軸($t=2x/c$, $c=1530\text{ m/s}$)에 나타내면 그림 1 (a)와 같은 펄스列을 만들어 낸다(A-모드). 이 펄스列의 各強度를 輝度 變調하여 上記 時間축에 対応된 한개의 라스터($x(t)$)에 表示하고, 그 다음 다시 探触子를 連續的으로 生体 위에서 移動(y方向 走査) 시키기에 의해 그때 그때의 各各을 라스터에 나타내어, 生体的 斷層像을 그림 1 (C)와 같이 CRT에 表示한다.

이를 B-모드라고 한다.

2. 裝置의 基本 性能

1) STC(sensitivity time control) : 受信回路는 대단히 넓은 dynamic range($> 100\text{ dB}$)가 必要하다. 生体的 表面에 가까운 境界面으로 부터의 에코에서 深部の 微弱散乱波까지를 한장의 画面에 나타내기 위해서는 약간의 思考를 必要로 한다. 3 MHz의 裝置를 例

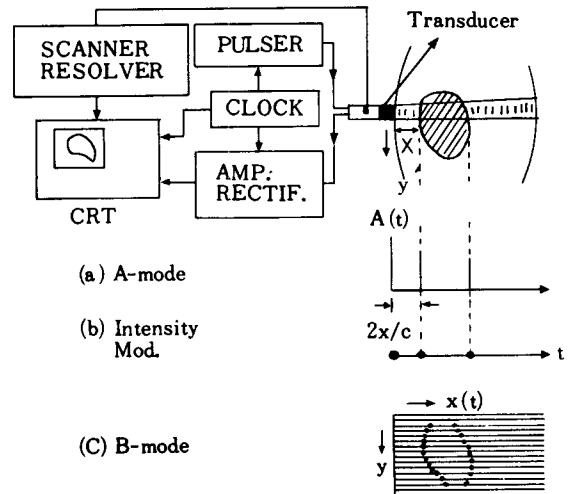


그림 1. 超音波 P. E. 法의 概念圖

로하면, 傳播距離(깊이)에 따라 約 5dB/cm 減少해 간다. 이를 校正하여 均一한 画面을 만들기 위해서는 그림 2에서 처럼 한번의 스위치에 대해 利得을 变化시키므로 해서 探触子에서 가까운 곳과 먼 곳의 感度를 시간(깊이)에 따라 校正할 수 있게 하는 機能이 必要하게 된다. 이를 STC 혹은 TGC(time gain compensation) 이라고 한다. 이 校正 後에 40dB 程度의 振幅範圍를 对数 压缩하여 表示裝置로 보낸다.

最近에는 前置增幅器 바로 뒤에 对数增幅器를 두어 包絡線 檢出 後의 減衰校正도 对数軸上에서 行하는 방식도 사용되고 있다. 또한 STC를 近距離 및 遠距離에 대해 感度를 調整할 수 있게끔 near gain, far gain이라고 하는 機能을 갖게 하여 目的으로 하는 距

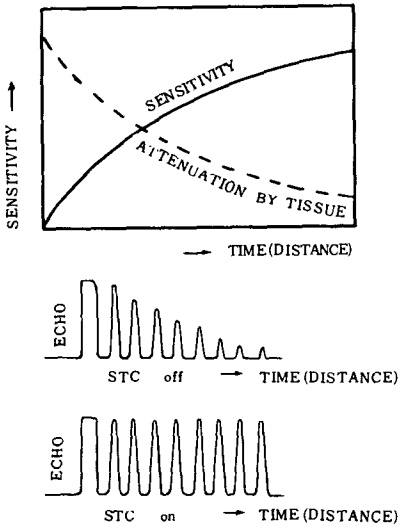


그림 2. 센시티비티 타임 컨트롤의 原理

離의 部位 혹은 全体的인 感度를 임의로 調整하여 보다 보기 쉽게 하고 있다. 그림 3은 이에 관한 一例이다.

2) 分解能 :

探触子の 振動子(transducer)로는 PZT등의 壓電磁器의 두께 振動을 사용하고 있다. 그 構造를 그림 4에 보인다. 이는 電氣機械結合係數가 대단히 크고, 現在 가장 感度 높은 素子로 되어 있으나, 音響 임피던스가 물과 組織 등에 비해 20倍 정도 크므로, 여자하면 不整合에 의한 感度低下 및 共振特性을 가져버린다. 보통, 裝置의 動作周波數는 임펄스를 인가했을 때 共振周波數를 中心周波數로 한 振動이 생기는데 이로써 定하고 있다. 따라서, 裝置의 性能面에 있어, 트랜스듀서의 設計는 裝置의 全特性을 左右하는 生命線과 같다.

그림 5는 距離分解能(range resolution)과 方位分解能(lateral resolution)의 概念을 說明한 것이다. 距離方向의 分解能은 振動持續時間을 짧게, 그리고 Q를 낮



N. G. (Near Gain) : Excess H. G. : Appropriate N. G. : off
F. G. (Far Gain) : Appropriate F. G. : Appropriate F. G. : off

그림 3. STC 調整에 따른 斷層像의 变化

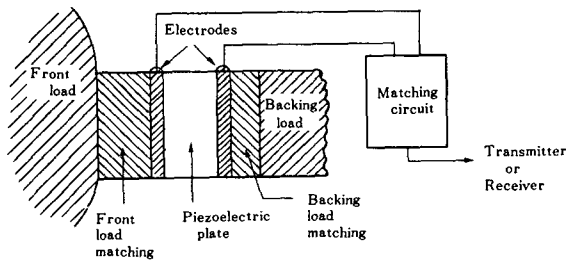


그림 4. 探触子の 構成圖

게 하여 帶域幅을 넓게 하므로 해서 向上된다. 最近의 裝置은 이를 위해 振動子의 backing 材料의 改良과 振動子送波表面의 $\lambda/4$ 整合層의 開發 및 受信回路의 広帶域化 등에 의해 分解能이 크게 向上되고 있다.^{12)~14)}

方位分解能은 距離分解能에 비해 좀 떨어져지고 있다. 이것은 현재 直径 10~20mm 정도의 平面振動子가 主種을 이루고 있기 때문이긴 하나, 最近에 들어서 몇 개의 曲率을 組合시킨 凹面으로 하던가, 혹은 실리콘 고무를 利用하여 音響 렌즈를 부착시키는 등에 의해 音場을 集束시켜 焦点付近에서의 分解能이 꽤 向上되고 있다.¹⁷⁾

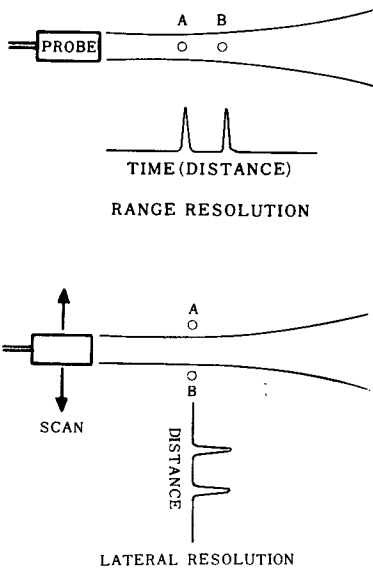


그림 5. 距離分解能과 方位分解能

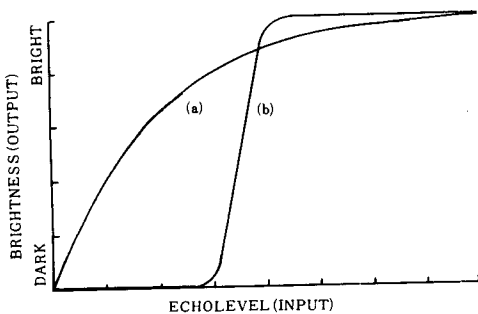


그림 6. 에코 레벨과 輝度

또 한편, 壓電高分子材料(poly vinylidene fluoride, PVDF로 略稱)가 開發되어, 医用計測에로의 応用이 시작되고 있다¹⁸⁾. 電氣機械結合係수가 대단히 작으면서, 音響임피던스가 生体組織에 가까우므로 綜合感度는 壓電磁器와 同等以上の 것으로 製作可能하고, 대단히 넓은 帶域特性을 가지므로 짧은 超音波 펄스의 送受信이 可能하여, 距離分解能이 좋고 集束性(方位分解能)이 良好하다는 利點 등을 들 수 있는 期待되는 素子이다.

3) 그레이 스케일: 에코의 表示方法에 있어, 初期에는 殘光性브라운管, 그다음 축적관 메모리스크로프가 사용되었으나, 어느 쪽도 에코 振幅表示의 dynamic range(그림 6 (b))가 너무 좁아 斷層像에 黑과 白사이의 中間調像을 낼 수 없었다. 그곳에, 스캔- 컨버터管(read, write를 独立的으로 電子 빔에 의해 수행할 수 있는 画像메모리用 電子管)이라고 하는 것을 사용하여 TV方式 스캔으로 變換, 黑白 TV用 브라운管에 그림 6 (a)와 같이 微小한 에코에서부터 큰 에코까지를 폭넓게 表示할 수 있게 했다. 보다 넓은 범위를 커버하기 위해 前述의 对数増幅器로 信號를 壓縮해서 쓰고 있다. 이 方法을 日本의 M. Ide(1967年)는 階調性斷層像으로, 호주의 G. Kossoff(1973年)는 그레이 스케일 에코그래피라고 불렀다. 더욱이, 최근에는 디지털 메모리가 急速히 열가로 됨에 따라, 高速 A/D變換器와 디지털 메모리에 의한 디지털 스캔 컨버터¹⁹⁾가 요사이의 거의 모든 장치에 들어 있다.

3. 實時間 診斷裝置

빔의 走査方法에 따라 여러 가지 分類法이 있다. 振動子를 機械的으로 移動, 回轉시키는 機械走査方式, 또한 振動子를 一次元的으로 配列시켜 이들을 電子的으로 스위칭 하던가 혹은 電氣信號 自體의 相互關係를 電子的으로 變化시키기에 의해 빔을 走査하는 電子走査方式이 있다. 한편, 走査의 形態에 따라 linear, sector, arc, 이들의 複合形 등의 走査方式 등으로도 나눈다.

현재는 이렇게 多種多樣한 것을 적당히 그 目的에 따라 選定, 사용하고 있다. 또한 최근 電子走査型의 性能이 크게 向上됨에 따라 적어도 一般用 裝置은 이 方式으로 바뀌어 가는 추세에 있다. 따라서 이절에서는 전자 주사형에 關於 略述한다.

1) 리니어(linear)電子走査: 그림 7 (a)와 같이 複數個의 振動子를 平面의 一直線에 配列하여, 1個씩 電子的으로 順次스위칭하여 가는 方法이 가장 간단하나, emin한 指向性을 얻기 위해서는 振動子面積(開口)

를 넓게 할 필요가 있고 간격 좁은 走査線을 얻기 위해서는 振動子 間隔을 좁게 하여야 하는 矛盾이 생긴다. 이에 대해 그림 7 (b)와 같이 얇은 振動子를 多數配列하여 複數個(例를 들어 20個)씩 同時에 動作시키고 그 다음 한개씩 옮겨 감에 의해 開口를 크게함과 동시에 走査線을 소밀하게 하는 方式을 취하고 있다.

일반적으로, 体内組織의 檢査範圍은 近距離音場과 遠距離音場의 양쪽에 걸쳐 있고, 充分히 좁은 빔을 얻기 위해서는 開口를 크게 하는 것만으로는 不充分하며 超音波빔을 集束시킬 필요가 있다. 이를 위해 그림 8에서 처럼 各素子의 信號에 時間差(位相差)를 할당함에 의해 音場을 制御하여 凹面 探触子와 같은 效果를 내게 하는 方法이 있다. 이를 phased array라고 한다.

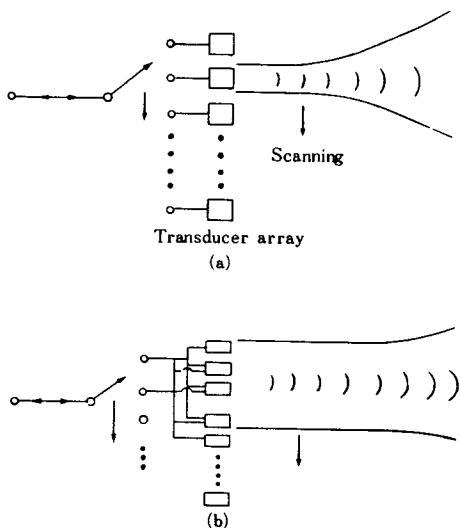


그림 7. 리니어(linear) 電子走査의 原理

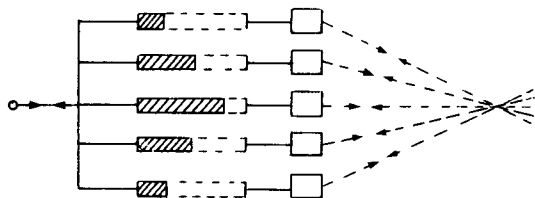


그림 8. 可變遲延線配列(phased array)을 利用한 電子集束法

또한 이 電子集束法과 微小角 sector法을 組合시켜, 集束에 의한 方位 分解能의 向上과 빔의 方向을 微小角(0.46°) 變化시킴에 의해 走査線 密度를 2倍로 올

리는 方法도 있다. 한편, 어떤 方向의 에코를 受信中 經時的으로 遲延時間을 變化시킴에 의해 그 빔 方向에 따라서, 反射波의 到達時間에 對應하여, 順次的으로 焦點을 自由로이 移動可能하게 하는, dynamic focusing 方法도 있다. 電子集束에서는 各 振動子 素子의 送受波 信號에 所定의 遲延時間을 주어 凹面 振動子 혹은 렌즈와 等價한 波面을 만들게 함에 있으나, 振動子 素子의 幅은 有限하고 그것에 對應해서 遲延時間의 값도 大小의 差가 심하다. 이를 遲延時間의 量子化라고 한다면, 이 量子化에 의해 波面은 完全한 凹面이 되지 못하고 따라서 量子化에 起因하는 side lobe가 생기게 된다. 이러한 것이 未解決 問題中 하나로 研究가 계속 되고 있다.

2) Sector 電子走査: 리니어 電子走査는 腹部의 診斷에 알맞는 것이나, 成人의 心臟의 檢査에는 적당치 못하다. 그것은 心臟이 가슴뼈에 둘러 싸여 있으므로, 가슴뼈의 좁은 사이로 超音波 빔을 入射시켜 그 内部의 정보를 얻기 위해서는 부채꼴 모양의 빔을 發射시키는 sector 走査가 적격이다. Sector 電子走査는 그림 9에서 처럼, 複數個의 振動子 素子의 送受 타이밍을 制御하여 超音波 빔의 偏向을 行하는 것으로, 전자 주사 안테나와 아주 비슷하다. 다른 점은 波數가 짧은 펄스를 사용하므로 位相制御에 의한 지연시간의 제어가 필요한 점과, 近距離音場 및 遠距離音場과의 兩領域을 사용하는 점이다. 이 方法의 回路上的 最大 問題點은 可變遲延 回路이다. 예를 들어, 32素子의 振動子列을 생각할 때, 1개의 走査方向에 대해서 32種類의 遲延時間이 있어야 하고, 走査線數를 예를 들어 128個로 한다면 $32 \times 128 = 4,096$ 種類의 지연시간의 選擇이 必要하게 된다. 따라서 最小의 지연시간 數ns로 부터 最大는 數 μ s까지 그 範圍가 넓고, 20ns 以下의 絶對精度까지 要求된다. 한편, 送信用 遲延回路는 타이밍을 설정하는 것만이라도 디지털回路로도 實行可能하나, 受信信號는 아날로그 信號인 까닭에 아날로그 遲延線을

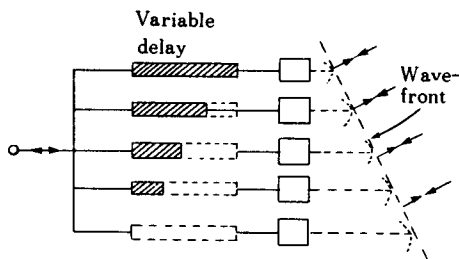


그림 9. Sector 電子走査의 原理

必要로 한다.

이 아날로그 지연선에는 精度外, 80dB以上의 dynamic range와 充分한 帶域이 必要하다. 이들을 위해 量子化 差分 코드의 方法, 지연선의 디지털 회로로의 교정법, CCD를 사용하는 方法 등이 提案되고 있으나, 實用化까지는 이르지 못하고 있다.

Sector 電子走査用 어레이振動子는 通常 32素子로 되어 있고 各 振動子素子の 中心 간격은 grating lobe¹¹⁾가 생기지 않게끔 0.4mm以下로, 또한, 인접해 있는 소자 사이에서는 전기적, 음향적 결합이 없게끔 설계해야 한다. 거리분해능을 올리기 위해서는 빠른 뱀핑이 필요하고, 耐久性도 要求되므로 이들 相反 條件을 만족하는 探觸子의 作成에는 高度의 技術이 숨겨져 있다.

3) 高速 走査의 限界: 전자 주사의 중요한 특징은 高速性이나, 주사 속도의 한계는, 어떤 빔방향에 초음파 펄스를 발사시켜 얻어지는 반사신호가 다음의 빔방향으로 부터의 反射波에 重複되지 않는 것으로 하여 정한다. 따라서 높은 주파수의 초음파를 쓰면 減衰量이 커서 距離方向視野의 깊이가 작게 되는 대신 走査速度가 빨라지고, 한편, 저주파의 경우, 이와 반대로 깊은 視野를 얻을 수 있으나 走査速度가 느려진다. 현재, 심장을 대상으로 하는 장치에서, 2~3MHz 정도의 초음파를 사용하여 깊이: 15cm, 주사선수: 128個/frame, frame rate: 30~40frame/s, 정도가 일반적이다¹²⁾. 거의 理論的 限界에 가까운 것이 계फल되어 있으나, 이것은 결코 의학실용상 만족할 만한 성능이 못

된다 한다. 이 이상의 주사선 밀도는 分해능의 저하, 수신회로의 복잡화를 가져 온다. 이것 역시 앞으로의 과제일 것이다.

4) 本質的인 問題: 하나의 組織中の 音速, 減衰가 均質이라고 하는 가정하에 적용하는 P. E.法은, 境界面 사이에서의 빔굴절로 인한 画像의 찌그러짐과¹³⁾ STC 등의 非線的 處理에 의한 定量性 결여와 分解能低下 등의 實際的인 問題를 안고 있다. 또한 반사파 강도에 포함된 傳播減衰情報와 境界面에서의 反射率 情報와의 分離가 不可能하여 定量性欠如의 問題이다. 原理的으로 是 透過波情報 없이 불가능하나, 音響임피던스는 주파수에 의존 않고 감쇄는 주파수에 비례하므로 多周波의 減衰(frequency-dependent attenuation)를 이용하여 定量的인 메이타를 얻을 수도 있다¹⁴⁾ 그외 산란에 의한 speckle 問題¹⁵⁾도 화질저하 요인으로 되어 있다.

VI. 超音波 CT²¹⁾

X線 CT²⁴⁾는 人體의 体軸斷層面을 映像化하는 기술로 醫學의 분야에서 최근 급속히 보급되고 있다.

이 方法에 의해 얻어지는 단층상은 조직의 X線 吸收係數 分布를 나타내고 極히 定量的이지만, 軟部組織의 映像化는 超音波의 경우보다 크게 우수하지 못하다.

이에, CT의 定量性和 無害한 超音波를 타협시켜 開發된 것이 超音波 CT²⁵⁾이다.

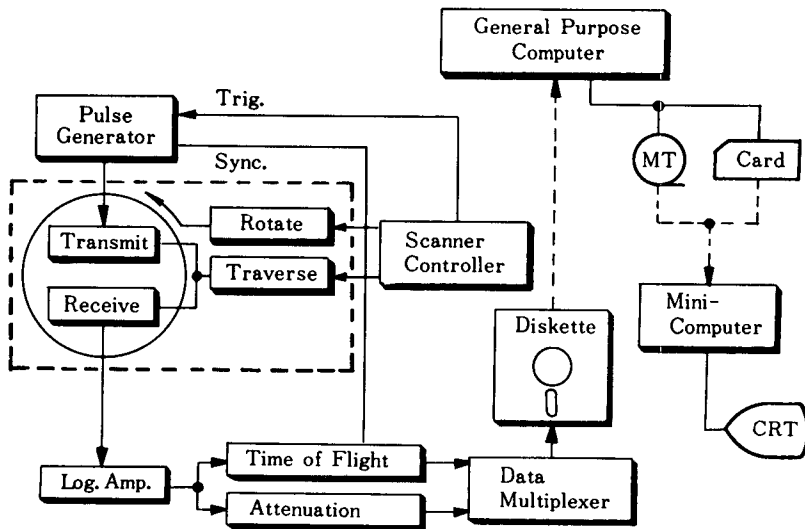


그림10. 超音波 CT 시스템의 概略圖

1. 原 理

超音波 CT(UCT)에는, (1) 超音波透過波의 減衰量을 測定하여 橫斷斷層面의 減衰定數分布을 映像化 表示하는 方法과, (2) 透過波의 傳播時間(time-of-flight)를 測定하여 斷層面의 音速分布을 表示하는 2가지 方法이 있다. 그림10은 UCT시스템의 概略을 나타내는 블럭 圖이고, 표 1은 시스템의 特性明細이다²¹⁾. 시스템은 投影收集裝置 및 再構成 斷層像 表示裝置의 2部分으로 構成되고, 마주 본 振動子를 水中에서 直進走査하면서 펄스波를 發射, 受信한다. 計測部는 受信振幅 및 傳播時間을 測定하는 2개의 部分으로 나누어져 있다. 前者로는 peak電壓值와 波形的 積分值가 測定되고, 各各 個別的인 단층상이 再構成된다. 또한 後者로는 超音波 펄스가 보내진 뒤부터 受信될 때 까지의 時間을 計測하는 部分으로, 受信波의 leading edge를 檢出하며, 100 MHz의 發振器를 사용하여 10ns의 精度로 計測한다. 斷層像再生結果로는 音速分布에 대해 1.7mm, 減衰定數 分布에 대해 4.3mm의 分解能을 얻고 있다.

표 1. 投影 收集 裝置의 明細²¹⁾

項 目	內 容
스캐너	
直線走査範圍	128, 192, 256[mm]
直線走査間隔	0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0[mm]
回轉走査角度	1°, 2°, 4°
探觸子間距離	285[mm]
走査有效面積	直徑 256[mm]인 丹內
데이터 收集時間	4分(2mm간격 45方向)
探觸子	
材料	PZT
直徑	13[mm]
周波數	2, 25, 3.50, 5.00[MHz]
펄스幅	~ 1μs
回路	
傳播時間測定精度	10ns
動作範圍	100dB

2. 問題點

CT 理論은 (1) 超音波의 傳播路가 幅 좁은 直線으로 간주될 수 있을 것, (2) 反射, 屈折 등의 영향에 의한 受信振幅의 變化가 無視可能할 만큼 작을 것 등의 假定에 立脚하여야 成立한다. 따라서 초음파의 波動性에 起因하는 各種 物理現象(反射, 屈折, 빔幅, 位相相殺效

果, 등)은 再構成像劣化의 重要한 要因으로 된다²²⁾. 이에 對해, 먼저 屈折에 의한 빔의 曲線化는 ray tracing 기술에 의해 逐次修正하여 較正하고자 하는 方法²³⁾, 多數의 周波數에 대한 減衰特性을 測定함에 의해 境界面에서의 反射의 影響을 除去하는 方法²⁴⁾, subarrayed microprobes에 의한 位相相殺效果 및 屈折의 較正法²⁵⁾ 등이 提案되어 있다. 그러나 무엇보다도 큰 핸디캡은 뼈가 있는 人體部立에는 適用不可能하다는 점이다.

이를 위해 投影 데이터 결핍이 있을 때의 再構成法이 提案되어 있으나²⁶⁾, 實用化엔 아직 거리감이 있고, 여전히 適用部位는 女性의 乳房에 限定되고 있는 실정이다.

VII. 結 論

医用超音波斷層法中 주로 電子走査方法(P. E. 法)과 超音波 CT에 關해 概說했다. 前者에 있어, 數年間의 進歩는 급작스러운 정도이고, 各 製造會社에서도 每年 大幅的 改良을 한 新製品을 내 놓고 있다. 이러한 開發競走는 아직 當분간 계속될 것이다. 電子回路와 一體化한 高性能 電子 走査 振動子의 開發이 하나의 技術的인 焦點이 될 것이나, 광범한 材料技術, 集積回路技術, 시스템 設計 등의 綜合技術이 必要하고 研究面에 있어서도 製造面에 있어서도 상당히 덩치 큰 投資가 필요해 질 것이다. 그리고 超音波 CT에 關한 研究는 超音波를 그대로 CT理論에 태우는 듯한 方向으로 되어 오다가, 최근 X線 CT에서와는 다른 超音波CT 고유의 理論을 만들기 위해 노력하고 있다. 즉, 波의 理論에 바탕을 둔 逆算問題(再構成)에 焦點을 맞추는 경향에 있는 듯하다. 보다 상세한 것은 참고문헌[23]을 참조하고, acoustic imaging의 특징인 proc. IEEE, 67, 4, 1979 역시 筆者의 非才를 커버해 줄 수 있을 것이다. 끝으로 紙面上 反射型 超音波 CT가 빠졌다. 透過型의 치명적인 適用部位 限定性을 보완해 줄 수 있고, 여러 長點들을 안고 있어 興味로우나, 다음 기회로 미룬다.

參 考 文 獻

[1] P. N. T. Wells : *Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis*. Academic Press, 1969.
 [2] *Ultrasonic Tissue Characterization I & II*, Ed. M. Linzer, NBS Special Publ., 453 & 525 (1976, 1979).
 [3] P. P. Lele et al : "Tissue characterization by

- ultrasonic frequency-dependent attenuation and scattering," *Ultrasonic Tissue Characterization NBS Spec. Publ.*, 453, pp. 167~196, 1976.
- [4] C. R. Hill: "Frequency and angular dependence of ultrasonic scattering from tissue", *ibid*, pp. 197~206, 1976
- [5] R. C. Waag et al: "Swept-frequency ultrasonic determination of tissue macrostructure", *ibid*, pp. 213~228, 1976.
- [6] F. J. Fry: "Biological effects of ultrasound-a review", *Proc. IEEE*, 69, pp. 604~618, 1979.
- [7] 中山 淑: "超音波 断層法", 日本應用物理, 49, 7, pp. 721~728, 1980.
- [8] 井田正男: "超音波 映像法", 日本超音波醫學, 5, 2, pp. 80~84, 1978.
- [9] J. F. Havlice and J. C. Taenzer: "Medical ultrasonic imaging: An overview of principles and instrumentation", *Proc. IEEE*, 67, pp. 620~641, 1979.
- [10] M. G. Maginness: "Methods and terminology for diagnostic ultrasound imaging system", *Proc. IEEE*, 67, pp. 641~653, 1979.
- [11] J. Ophir and J. F. Maklad: "Digital scan converters in diagnostic ultrasound imaging", *Proc. IEEE*, 67, pp. 654~664, 1979.
- [12] G. Kossoff: "The effect of backing and matching on the performance of piezoelectric ceramic transducers", *IEEE Trans.* SU-13, pp. 20, 1966.
- [13] 河西千広 外: "1/4波長の 中間 媒質層を有する 圧電変換器による短い超音波パルスの発生と検出", 電子通信学会論文誌, 56, pp. 242, 1973.
- [14] J. H. Gall & B. A. Auld: "Multilayer impedance matching schemes for broadbanding of water loaded piezoelectric transducer and high & electric resonators". *IEEE Trans.*, SU-22, pp. 52, 1975.
- [15] 野田豊太 外: "超音波映像装置用圧電型探触子の設計手法", 電子通信学会論文誌, 60A, pp. 781, 1977.
- [16] J. H. Goll: "The design of broadband fluidloaded ultrasonic transducers", *IEEE Trans.*, SU-26, pp. 385~393, 1979.
- [17] F. L. Thurstone et al: "Improved ultrasound imaging for medical diagnosis", *Proc. of IEEE Ultrasonics Symp.*, H-5, Dec. 1971.
- [18] 大東弘二: "高分子圧電膜トランスデューサとこれの応用", 超音波醫學, 7, 4, pp. 365~370, 1980.
- [19] A. Macovski: "Ultrasonic imaging using arrays", *IEEE Proc.*, 67, 4, pp. 484~495, 1979.
- [20] 近藤敏郎, 黒田正夫: "新レド超音波の醫學的 応用を探る—装置の性能の限界きたは可能性—", 超音波醫學, 6, 3, pp. 199~202, 1979.
- [21] 崔宗秀: "B-mode断層像에서의 超音波빔의 屈折影響", 醫工学会誌, 2, 2, 1981.
- [22] C. B. Burckhart: "Speckle in ultrasound B-mode Scans", *IEEE Trans.*, SU-25, 1, pp. 1~6, 1978.
- [23] 崔宗秀: "超音波 CT의 現況과 展望", 電氣学会誌, 31, 7, pp. 492~500, 1982.
- [24] "Special issue on physical and computational 3-D image reconstruction", Ed. Z. H. Cho, *IEEE Trans., Nuclear Science*, NS-21, June 1974.
- [25] J. F. Greenleaf, S. A. Johnson et al: "Measurement of Spatial distribution of refractive index in tissues by ultrasonic computer-assisted tomography", *Ultrasound Med. Biol.*, 3, pp. 327~339, 1978.
- [26] 崔宗秀 外: "超音波 CTL=における 波動性の影響", 超音波醫學, 7, 1, pp. 35~44, 1980.
- [27] S. A. Johnson, et al: "Renconstruction of three dimensional velocity fields and other parameters by acoustic ray tracing", *Proc. of IEEE Ultrasonics Symp.*, pp. 46, 1975.
- [28] K. A. Dine and A. C. Kak: "Ultrasonic attenuation tomography of Soft biological tissues", *Ultrasonic Imaging*, 1, 1, pp. 16~23, 1979.
- [29] T. Itoh, J. S. Choi, and M. Nakajima: "Image degradations in ultrasonic CT", *Proc. of IEEE Ultrasonics Symp.*, pp. 601~606, 1981.
- [30] J. S. Choi et al: "A reconstruction algorithm of body sections with opaque obstructions", *IEEE Trans.*, SU-29, 3, pp. 143~150, 1982.
- [31] 洪勝弘: "超音波의 醫用生体工学的 応用", 電子工學會雜誌, 8, 1, pp. 33~43, 1981.