

超音波CT의 現況과 展望

崔 宗 秀*

차례

- 1. 序 言
- 2. 超音波投影데이터
- 3. 超音波CT裝置와 그 結果
- 4. 超音波CT에서의 問題點과 그 解決策
- 5. 結 言
- 參考文獻

1. 序 言

人體의 體軸斷層面을 映像化하는 技術중에, CT (computed tomography : 計算斷層映像法)^[1]은, 오스트리아의 數學者 J. Radon (1917年)이 "2次元 혹은 3次元의 物體는 그 投影데이터의 無限集合으로부터 一意的으로 再生될 수 있다." 라고 數學的으로 證明한 데 立脚하고 있다. 1967年頃에는 EMI社(英國)의 G. N. Hounsfield가 X線을 使用한 CT Scanner에 關해 基礎實驗을 開始하여, 1972年의 英國放射線學會에 이의 結果를 報告했다. 한편, 이와 별도로 美國의 物理學者 A. M. Cormack에 의해 1963년부터 1964년에 걸쳐서, X線의 投影데이터로 부터 畫像을 再構成하는 數學的方法과 이 理論을 간단한 phantom에 適用시킨 研究結果가 報告되었다. 이를 契機로 해서, CT技術은 그뒤 急速히 發展하여, 1979年 10月 이 처럼 X線斷層攝影에 革命的인 開發을 가져오게한 上述의 二人에게 노-벨醫學生理學賞을 授與하기에 이른다.

그림 1은 EMI社가 初期에 利用한 X線CT Scanner이다.^[2] 被檢體S를 通過하는 平行하고도 等間隔으로 分布되어 있는 複數個의 X線通路를 따라서 X線管과 檢出器의 直線走査에 의해 投影데이터가 얻어진다. 그다음, X線管과 檢出器를 被檢體에 對해 一定角度만큼 回轉시킨 뒤, 또다시 前記의 直線走査

함에 의해, 平行하면서 等間隔으로 分布되어 있는 複數의 投影데이터가 얻어지고, 以後 마찬가지로 方式으로 回轉과 直線走査를 反復하면, 被檢體S에 關해 空間的으로 均一하게 分布되어 있는 多方向으로부터의 投影데이터를 얻게 된다. CT技術은 이들 投影데이터를 利用하여 計算에 의해 斷層面上 組織의 X線吸收係數分布를 再構成하는 것이다.

한편, 軟部組織(soft tissue)의 斷層映像技術로는 벌써 實用化되어 있는 超音波 pulse echo法 (B-mode)이 있다. 이 方法은 放射線障害의 두려움이 없다고 하는 利點이 있는 反面, 表示되는 畫像의 物理的인 量이 定量的이지 못하다는 흠이 있다.

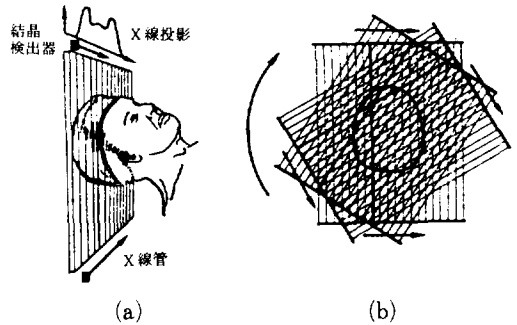


그림 1. EMI社가 初期에 利用한 撮影法^[2] : 좁은 빔이 頭部의 一斷面을 통해 가계끔 走査해서 NaI檢出器로 測定된다. 全體가 一定角度回轉한 뒤 走査, 測定을 反復한다.

* 正會員 : 中央大 工大 電子工學科 助敎授 · 工博

그곳에, 放射線障害의 두려움도 없고, 軟部組織의 映像化에 있어서도 그 相對的인 定量性을 期待할만한 것이 超音波 CT이다. 이는 J. F. Greenleaf & S. A. Johnson et al^{[31-51][14][32]}의 報告以來, 近年 A. C. Kak et al^{[6][15][19]}, P. L. Carson et al^{[7]-[10]} G. H. Glover et al^{[11][12]}, J. R. Klepper et al^{[13][20][33]} J. S. Choi et al^{[36]-[40]} 등에 의해 속속 發表되어 왔다. 또한 이 方法으로 映像化되는 物理量은 他的 映像法에서 얻어 있던 것과는 本質的으로 달리하므로 臨床醫學的으로 從來와는 判異한 診斷效果가 얻어지지 않을까 하는 것이 이 研究의 杼點으로 되고 있다.

本稿에서는 먼저 超音波 CT에서의 2種類의 投影 데이터, 즉, ① 超音波透過波의 減衰量을 測定해서, 橫斷斷層面에서의 減衰定數를 映像化 表示하기 위한 減衰投影 데이터와, ② 透過波의 傳播時間(time-of-flight)을 測定해서, 斷層面의 音速分布를 表示하기 위한 傳播時間投影 데이터에 關한 物理的인 性質에 對해 說明한다. 다음, 超音波投影 데이터 收集裝置 및 斷層像再構結果에 關해 記述한다. 마지막으로, 超音波 CT에서의 問題點과 現在까지 行해져 왔던 그 解決策에 關해 論述하고, 今後의 展望에 對해 簡單히 言及하고자 한다.

2. 超音波投影 데이터

그림 2와 같이, 지금 펄스 $g_t(t)$ 가 送信探觸子(transducer)에 印加되어 超音波가 水中으로 傳播해 간다고 생각하자. 이 超音波는 길이 l 인 被檢體(軟部組織)를 透過하여, 距離 L 만큼 떨어진 곳에 둔 受信探觸子에 의해 受信된다. 이때의 超音波를 $g(t)$ 로 한 경우, $g(t)$ 의 Fourier 變換形 $G(f)$ 는 다음처럼 나타낼 수 있다.^[15]

$$G(f) = G_t(f) H_1(f) H_2(f) e^{-[\alpha(f) + j \frac{2\pi f}{C}] l} e^{-[\alpha_w(f) + j \frac{2\pi f}{C_w}] l_w} \quad (1)$$

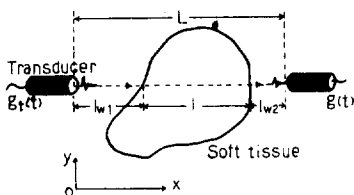


그림 2. 被檢體를 通過하는 超音波의 傳播關係圖

但, $l_w = l_{w1} + l_{w2}$ 로 本中에서의 傳播距離이고, f 는 時間 t 에 對한 周波數를 나타낸다. $G_t(f)$ 는 送信超音波 $g_t(t)$ 의 Fourier 變換形이며, T 는 透過率을, $\alpha(f)$ 와 C 는 各各 被檢體에서의 周波數依存 減衰定數와 傳播速度를 나타내고, $\alpha_w(f)$ 및 C_w 는 水中에서의 것임을 意味한다. 또한 $H_1(f)$ 및 $H_2(f)$ 는 各各 送信 및 受信探觸子의 特性을 나타내는 傳達函數이다.

여기서, 水中에 被檢體가 없을 경우, 受信信號 $G_w(f)$ 는

$$G_w(f) = G_t(f) H_1(f) H_2(f) e^{-[\alpha_w(f) + j \frac{2\pi f}{C_w}] [l + l_w]} \quad (2)$$

로 주어진다. 따라서, (1), (2)式的 關係로 부터

$$G(f) = G_w(f) T e^{-[\alpha(f) - \alpha_w(f)] l} e^{-j2\pi f [\frac{l}{C} - \frac{l}{C_w}]} l \quad (3)$$

가 얻어진다. 또한, 水中에서의 減衰度 $L_w(f)$ 는 無視할 수 있을 程度이라면

$$G(f) = G_w(f) T e^{-[\alpha(f) l + j 2\pi f (1/C - 1/C_w)]} \quad (4)$$

가 얻어진다. 여기서 周波數依存 減衰定數 $\alpha(f)$ 는 軟部組織의 경우 數 MHz 範圍(現在의 醫用超音波探觸子는 이 範圍內임)에서 周波數에 正比例한다고 하는 것^{[14][15]}에 根據하면 (4)式中的 $\alpha(f)$ 는

$$\alpha(f) = \alpha_0 |f| \quad (5)$$

로 주어지고

$$G(f) = G_w(f) T e^{-[\alpha_0 |f| l + j 2\pi f (1/C - 1/C_w)]} \quad (6)$$

가 얻어진다.

(6)式을 超音波CT에 適用하기 위해, 그림 3과 같이 被檢體를 超音波傳播의 方向 x 에 對해서, 物理量 $\alpha_0(x)$ 및 $C(x)$ 를 가진 多數의 얇은 層으로 構成되어 있다고 한다. 그렇게 할 경우, $G(f)$ 는

$$G(f) = T G_w(f) e^{-f \int_0^l \alpha_0(x) dx} e^{-j 2\pi f \int_0^l (1/C(x) - 1/C_w) dx} \quad (7)$$

로 된다

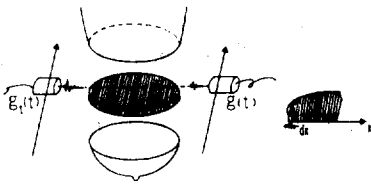


그림 3. 많은 얇은 층으로構成되어 있는 被檢體中에서의 超音波傳播

게다가 超音波에 에너지가 中心周波數 f_c 近傍에 密集되어 있고, 또한 그 範圍에서 急變되지 않는다고 하는 假定이 成立하면, (7)式은

$$G(f) \cong T G_w(f) e^{-f_c \int_0^l \alpha_0(x) dx} e^{-j2\pi f \int_0^l (1/C(x) - 1/C_w) dx} \quad (8)$$

로 近似되고, 그 逆 Fourier 變換形은

$$g(t) \cong T g_w(t - \tau_d) e^{-f_c \int_0^l \alpha_0(x) dx} \quad (9)$$

$$\text{但, } \tau_d = \int_0^l [1/C(x) - 1/C_w] dx \quad (10)$$

로 주어진다. 여기서 (10)式은 (9)式 및 그림 4로부터 理解할 수 있듯이, 水中에서만의 傳播速度와 被檢體가 存在한 경우와의 時間差를 表示한다. 따라서 斷層面은 二次元的인 音速分布로 되어 있으므로 그 二次元的의 分布로부터 얻어지는 傳播時間投影데이터는

$$\tau_d = \int_0^l [1/C(x, y) - 1/C_w] ds = P_r(\xi, \theta) \quad (11)$$

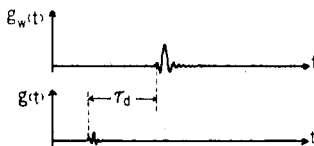


그림 4. 傳播時間 (time-of-flight) 投影데이터

τ_d : 물만에서의 傳播時間과 被檢體存在時의 傳播時間과의 差

로 定義될 수 있다. 여기서 θ 는 回轉走査角, ξ 는 直進走査位置이다.

한편, (9)式에서 超音波 反射의 影響이 無視될 수 있을 程度 ($T \approx 1$)이라고 하는 假定이 成立하면

$$\{-l_n |g(t)| / g_w(t - \tau_d)\} / f_c = \int_0^l \alpha_0(x) dx \quad (12)$$

가 얻어지고, 一次元的의 減衰定數 $\alpha_0(x)$ 를 二次元的의 分布 $\alpha_0(x, y)$ 로 擴張시키면, 下記처럼 二種類의 減衰投影데이터가 定義된다. 즉 受信波의 peak值 測定에 의해

$$l_n (g_w, peak / g_{peak}) / f_c = \int_0^l \alpha_0(x, y) ds = P_p(\xi, \theta) \quad (13)$$

가 얻어지고, 또한 受信波波形的의 積分值에 의해

$$l_n \left[\int_{TW} |g_w(t)| dt // \int_{TW} |g(t)| dt \right] / f_c = \int_0^l \alpha_0(x, y) ds = P_I(\xi, \theta) \quad (14)$$

가 얻어진다. 但 積分範圍 TW는 受信波形에 걸리는 時間窓幅이다.

3. 超音波 CT裝置와 그 結果

本節에서는 2.에서 記述되었던 投影데이터 P_r, P_p, P_I 를 收集하는 裝置와 이들로부터 CT 알고리즘에 의해 計算機 속에서 被檢體의 斷層面을 再構成한 結果를 보인다.

그림 5는 超音波 CT裝置의 概略을 나타내는 block圖이고, 표 1은 裝置의 性質에 關한 細目을 적은 것이다. 裝置는 投影데이터 收集裝置 및 再生斷層像表示裝置의 二部分으로 나누어져 있고, 그림 6에서 보이는 바와 같이 마주본 探觸子를 水中에서 회轉走査의

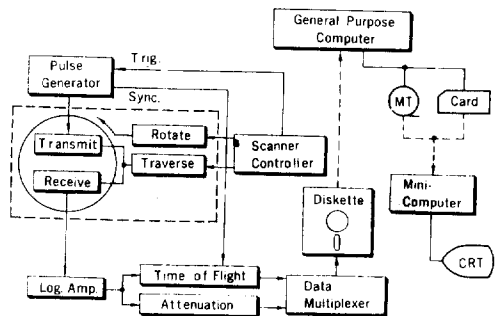


그림 5. 超音波 CT裝置의 block圖 [36]

方向으로 走査(直進走査)하면서 超音波 pulse 를 發射・受信한다. 計測部는 受信強度 및 傳播時間을 測定하는 2개의 部分으로 構成되어 있다. 前者는 피-크電圧値와 波形的 積分値을 測定하고, 各各 獨立의인 斷層再構成像을 提供하게 한다. 또한 後者는 超音波 pulse 가 發信되어 受信될 때까지의 時間을 計測하는 部分으로, 受信波의 最初의 leading edge 를 檢出한 뒤, 이들을 各各 發振器에 入力시켜 傳播時間을 計測한다. 現在, 10 ns 의 精度이다.^[37]

표 1. 投影데이터收集裝置의 明細^[36]

項 目	內 容
Scanner	
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]
回轉走査範圍	0~360°
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 円內
데이터收集時間	4 分
(2 mm 간격 45 方向)	
探觸子	
材料	PZT
直徑	13 mm
周波數	2.25, 3.50, 5.00 [MHz]
pulse 幅	~1μs
回路	
傳播時間測定精度	10 ns
動作範圍	100 dB

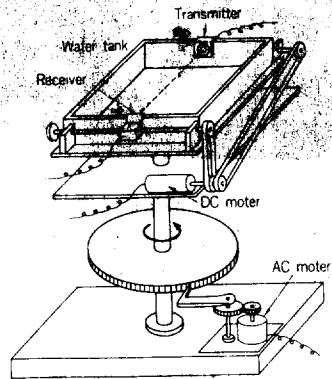


그림 6. 超音波 CT Scanner^[36]

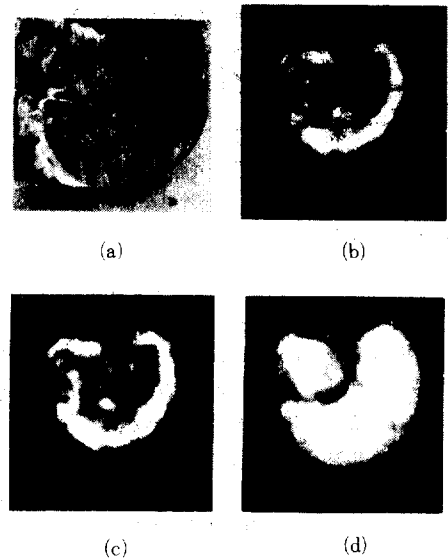


그림 7. 도려낸 돼지의 心臟의 斷層再構成像^[37]

(a)實物의 寫眞, (b)波形積分値에 의한 減衰定數分布, (c)波形成 피-크値에 의한 減衰定數分布, (d)音速分布

나타나고, 또한 암의 減衰定數는 比較的 높은 값을보이며 딱딱한 部分에서 잘 表示됨을 報告하고 있다. 덧붙이면 40 세 以下의 比較的 젊은 女性인 경우, 乳房 部分의 音速은 上記와 달리, 1540[m/s]보다 큰 값으로 나타날 때가 있다고 한다.

4. 超音波 CT에서의 問題點과 그 解決策

前述의 超音波投影(傳播時間 및 減衰) 데이터를 利用하여 그것에 對應한 斷層像을 만들려면, 여기에 몇

그림 7 은 돼지 심장 의 一部分에 對한 斷層像이고, 그림 8 은 人體適用例로 (a)에 보이는 바와 같이 비닐 봉지에 도려 낸 標本을 食鹽水와 함께 넣고 이것을 水槽에 넣어뜨려 實驗하여 얻은 斷層再構成像이다. 像中 밝은 部分은 어두운 部分보다 音速이 빠르거나 혹은 減衰가 큰 것임을 表示하고 있다. 심장 의 實驗結果에서는 音速 1510~1560 [m/s], 減衰定數 1.5~6.8 [dB/cm]정도의 값을 나타낸다. 한편, 乳房의 경우, 音速 및 減衰定數는 各各 1467~1570 [m/s], 1.84~8.74 [dB/cm]의 範圍에 있다. Greenleaf et al^[32]은 29~68 세의 患者 18名을 對象으로, 187 매의 斷層再生像을 토대로 그림 9와 같은 各組織의 音速과 相對的 減衰定數와의 關係를 만들었다. 乳房암의 音速은 1500~1540 [m/s]로 脂方質性乳房에서 잘

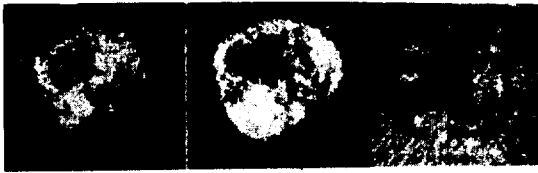


그림 8. 도러낸 乳房의 斷層再構成像^[37]
 (a) 波形的 積分値에 의한 減衰定數分布,
 (b) 波形的 피-크值에 의한 減衰定數分布,
 (c) 音速分布

(187 Regions; 18 Patients, 29-68 Years)

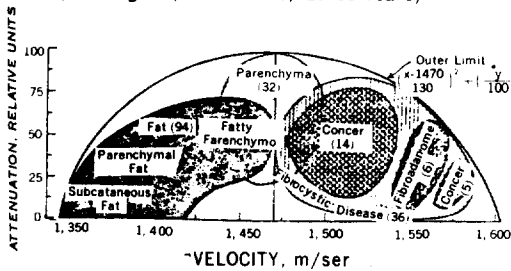


그림 9. 乳房에서의 音速과 減衰定數와의 關係^[32]

개의 假定이 必要하다. 즉, CT엘고리즘에 上記의 投影데이터를 適用시키기 위해서는, ① 散亂, 反射, 屈折 등의 吸收 以外에 起因하는 受信振幅의 減少가 미약할 정도일 것과, ② 媒質은 等方的(homogeneous) 이고 그것을 通過하는 超音波빔이 幅 좁은 直線形으로 보아도 문방할 것, 등의 가정을 만족하지 않으면 안된다. 그러나 超音波CT에서는 이들 假정이 충분히 만족되지 못하고, X線CT의 경우와는 다른 畫像劣下要因이 포함되어 있다.^[36]

1) 빔의 直線性에 관한 問題

超音波는 音速이 다른 媒質의 境界面에서 屈折하고, 그 결과, 超音波의 傳播路는 그림 10에서 처럼 送受探觸子를 잇는 直線路를 벗어나 버린다. 그 때문에 傳播時間의 計測에서 直線路(式(10) 및 (11)에서 積分路 0~l)라고 想定한 경우와 다른 結果로 관찰되어, 斷層再構成像에는 歪가 생긴다. 이 解決策으로, S. A. Johnson et al^[5]를 비롯하여 여러 研究팀^{[6][16][17][24][25]}들은 ray-tracing이라고 하는 理論^[34]을 利用하여, 먼저 直線傳播路의 假定下에 實驗데이터(式(11))로부터 音速分布를 再構成한 뒤, 이 音速分布를 토대로 計算機內에서 屈折을 考慮한 傳播

路(ray tracing)를 計算하고, 逐次的으로 本래의 實驗데이터와 比較함에 의해 音速分布를 修正해 가서 수렴시키는 方法을 行해왔다. 허나, 맨처음 直線路인 假定下에 出發하기 때문에 根本的인 分解能(resolution)의 改善은 不可能하고, 단지 畫像全體의 畫質이 나아진 듯이 보였다고 報告하고 있다.^[28] 이것은 散亂, 回折 등의 복잡한 超音波의 波動的 影響 때문일 것이다. 또한 R. K. Mueller et al^{[20][27]}은 波의 攪亂(perturbation) 理論에 根本을 둔 波動方程式의 解(一次近似)로 부터 音速分布를 再構成하고자하는 回折斷層映像法을 提案하여 그 基礎的인 것을 발표하고 있다.

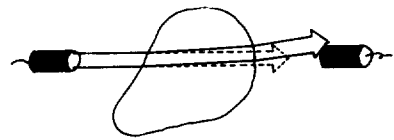


그림 10. 境界面에서의 超音波빔의 屈折

한편, 受信振幅減衰의 計測의 경우에도, 直線路로부터 벗어나 傳播해온 受信波의 振幅은, 直進한다고 想定한 경우에 비해 減少하고, 再構成像에 歪를 가져오게 한다. 이를 위해, 事전에 音速分布가 既知인 경우, 그 音速分布로부터 ray tracing 하여 傳播路를 計算하고, 減衰定數分布에서의 屈折影響을 補完하고자하는 方法^{[22][30]}과 受信探觸子の 直徑이 이에 큰 것을 利用하여 傳播路로부터 벗어나 버려서 損失되는 에너지를 防止하려는 기술도 고려되고 있다. 그러나 前者의 경우, 正確한 音速分布를 事전에 얻기 어렵다는 難點이 있고, 後者에는 後述의 探觸子の 直徑에 比例하여 增加한다고 하는 位相상쇄효과(phase cancellation effect) 때문에 實用的이지 못한 점을 안고 있다. 그곳에 探觸子の 直徑이 작으면서 또한 受信幅을 넓게 할 수 있게 하는 궁리로, microprobe의 subarray에 의한 方法이 提案되어 있다.^{[31][40]} 이것에 관해서는 後述한다.

2) 反 射

音響임피던스가 서로 다른 媒質의 境界面을 通過하는 超音波빔은 그곳에서 反射되어, 反射되어 도 당간 量만큼 受信振幅의 減少를 초래케 한다. 이 反射에 의한 損失은 媒質內部에서의 에너지 吸收와의 區別이 不可能하다. 따라서 再構成된 像에서는 境界

面에서의 減衰定數가 實際보다 크게 되고 edge가 強調된 畫像으로 表示되어 나온다. 이 對應策의 하나로, 式(4) $\alpha(f)$ 가 周波數의 函數로 되어 있고, 反射의 影響을 나타내는 T를 없애기 위해 多數의 周波數에 대한 $G(f)$, 즉 $\alpha(f)$ 를 測定하여 이들로 부터 T를 상쇄 혹은 減少시키는 周波數依存減衰係數의 計測法이 提案되고 있다.^{[13][15][19][33]}

한편, 音速型超音波CT에서는 超音波의 리-딩에 지를 取하기 때문에 式(10), (11)에서 보는 바와 같이 上述의 影響은 거의 받지 않는다고 생각해도 좋을 것이다.

3) 超音波빔 幅

受信探觸子로부터 發射된 超音波는 하나의 幅으로 된 빔을 形成하고, 또한 그 超音波빔 內에는 複雜한 特性의 媒質을 通過하므로 多重의 傳播路가 存在한다. 이 多重傳播路는 超音波CT像의 畫質을 劣下시키는 要因으로 되어 있다.

먼저, 傳播時間計測에서, 가장 빨리 到着하는 音波가 直線傳播路에 가깝다고 하는 사실에 따라 受信波의 리-딩 에지를 計測하고 있으나, 多重傳播路가 存在했을 경우 問題點으로 된다. 그림 11을 例로서 說明하자. 上段의 波形은 音速이 빠른 媒質이 빔 外部에 있을 경우이고, 下段은 그것이 마주 본 送受探觸子 사이에 있을 경우이며, 中段은 音速이 빠른 媒質이 빔 外部에 있을 경우이고, 下段은 그것이 마주 본 送受探觸子 사이에 있을 경우이며, 中段은 音速이 빠른 媒質이 막 빔 中에 進入을 시작하는 상태에 對한 各各의 受信波形의 形狀을 나타내고 있다. 즉, 音速이 빠른 部分을 通過한 音波가 他의 部分을 通過한 音波보다 조금 먼저 受信되기 시작하고 이것이 受信데이터로 되어버린다. 그 때문에 周圍보다 音速이 빠른 媒質로 構成된 部分의 形態가 擴大되어 表示되게 된다. 역으로, 周圍媒質에 對해 音速이 느린 部分이 있으면, 그 部分은 實際보다 작게 再生될 것이고, 특히 빔 幅보다 그 크기가 작으면서 느린 音速의 媒質에 대한 分解能은 현저하게 劣下하게 된다. 또한 減衰度가 큰 媒質에서는 리-딩 에지 檢出에 誤差가 생긴다.^{[18][38]} 이 처럼 超音波빔의 多重傳播路性質 때문에 受信波의 피-크值로부터 傳播時間을 計測하는 쪽이 나았다는 報告도 있다.^[25]

다음, 受信波의 振幅測定에서도, 多重傳播路는 問題된다. 例를 들면, 그림 12와 같이 媒質을 通過한 超音波빔 內에는 位相이 다른 2개의 傳播路가 存在

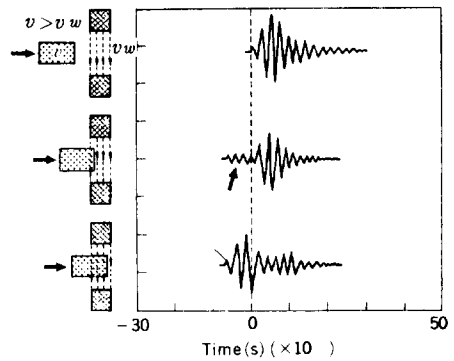


그림 11. 超音波빔 內에서의 多重傳播路

할 수 있다. 이러한 경우 現在의 醫用超音波探觸子, 즉 PZT探觸子는 傳播해 온 波面(音壓)을 積分하여, 그것을 電氣信號로 變換하므로 2개의 傳播路의 位相差가 꼭 180° 이라면 그 變換電氣信號는 0으로 되어 버린다. 그 결과, 減衰가 대단히 크게 된다. 이 現象을 位相상쇄 효과^[13] 라고 한다. 이 現象은 音響의 特性이 현저하게 다른 境界面 등에서 잘 생기고, 또한 探觸子の 口徑에 比例하여 增加한다. 이 解決策으로서 T. Itoh & J. S. Choi et al.^{[40][41]}은 位相相殺效果 및 屈折現象에 대해서 各各 口徑이 작은 micro-probe 受信探觸子(外形口徑 1 mm)와 그것의 sub-array를 사용하여 데이터를 얻음에 의해 補完 可能했음을 報告하고 있다. 또한 이와 달리 J. R. Klepper et al.^{[13][33]}은 位相에 鈍感한 音響-電氣變換探觸子

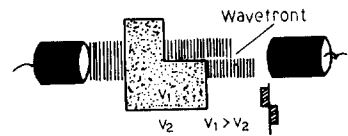


그림 12. 位相相殺效果

(acousto-electric transducer), 즉 波面의 強度를 電氣信號로 變換하는 探觸子에 의해 補完할 수 있었다는 實驗結果를 발표했다.

4) 投影데이터의 缺乏

對象으로 하는 媒質中에 音響의 特性이 크게 다른 物體가 存在할 경우, 屈折 혹은 散亂 때문에 受信探觸子에 도달하는 超音波가 대단히 작게 되거나 혹은

전혀受信되지 못해버리는 경우도 있다. 具體的으로, 軟部組織의 周波數依存減衰定數(α/f)는 0.5~3.5 [dB/cm/MHz] 程度이나, 骨은 約十數 혹은 數十 [dB/cm/MHz]로 대단히 크다. 더우기, 氣體가 體内に 있으면 超音波는 그 波面에서 거의 全反射해 버린다. 그 결과, 投影데이터에 欠乏이 생기고 이로인해 再構成像은 極端으로 劣下해 버린다. J. S. Choi^[39]는 이 경우의 對應策으로 實測에 의해 被檢體로부터 얻어진 欠乏있는 投影데이터와 被檢體의 外形 및 不透過部分(骨, 氣體 등)의 形狀이라고 하는 2種의 既知의 輪郭情報를 사용하여, 再構成 - 投影의 反復處理過程 속에서 그때마다 修正을 하여 수렴하는 再構成像을 얻고져 하는 알고리즘에 의해 畫像劣下 없는 斷層像을 얻고 있다.

5) 媒質의 異方性(anisotropy)

現在의 CT理論에는 媒質內에서의 減衰定數 α 및 音速 C 가 等方的(isotropy)일 必要가 있다. 그럼 實際로는 筋肉內에서의 音波의 減衰는 纖維組織에 垂直한 方向에서는 $\alpha=6.5$ [dB/cm]이고, 또한 개의 筋肉의 音速에 대해서도 各各 $C=1,592$ [m/s] 및 $C=1,576$ [m/s]로 異方性을 갖고 있다. 이처럼 媒質의 α, C 가 計測하는 全方向에 따라 달라질 수 있다. 이는 역시 再構成像劣下要因으로 된다. G. H. Brandenburger et al^[29]은 이 現象을 具體的으로 調査, 報告하고 있다.

6) 그外

上記의 경우 外에, 媒質의 溫度變化, 計測系의 機械的 및 電氣的精度 등의 影響도 劣下要因으로 될 可能性이 있다.

計測法改善의 試圖로, M系列을 사용한 超音波CT^[28], 擴帶域周波數스펙트럼을 사용한 方法^[26] 등이 있다. 또한 走査時間의 短縮을 위해 電子走査形式의 探觸子素子の 環狀配列에 의한 超音波CT裝置의 試作에 關한 報告가 있다.^[21]

5. 結 言

超音波를 CT理論에 적용시켜 被檢體의 斷層面을 再構成하고자 할때, 적용되는 CT理論에 잘 맞지 않는 超音波 特有的 物理的 特性때문에 現在의 超音波 CT는 여러가지 문제점을 안고있다. 그 여러가지 問題點을 音波의 側面으로 부터 定性的으로 그 現況을

概略해 보았다. 앞으로 超音波CT의 갈 길은 두 가지로 나눌 수 있을 것으로 본다. 즉 實用化의 레벨과 研究레벨이다. 實用化의 面에 있어서는 data計測精度向上, Data收集의 高速化, 2次元의 探觸子配列에 의한 多層像의 同時表示 등으로 發展시켜 現在의 畫質에 만족하면서, X線CT 혹은 超音波 B-mode (pulse echo 法)와 다른 어떤 診斷效果를 期待하는데 있다. 또 다른 한편인 研究 level로서는 超音波빔이라는 理論에 집착하지 않고, X線과 다른 波라는 事實에 立脚하여, 超音波만의 CT 알고리즘 개발을 목적으로 한, 波動方程式으로 부터의 理論的解析이 보다 활발히 進行될 것으로 전망된다. 이 흐름은 벌써 R. K. Mueller^[27], S. A. Johnson, A. C. Kak 등의 팀에 의해 이미 進行되고 있는 상황이다.

超音波B-mod法이 처음 개발되었을 때, 주목한 사람은 거의 없었다 한다. 그러나 X線CT의 경우는 이와 반대로 발명된지 10년도 채 안되는 經綸으로 Novel 賞까지 탔다. 역사로 보면 超音波 B-mod 法이 더 길다. 그러나 아직도 畫像이 깨끗하지 못하다는 結점이 있고 解決되지 못하는 문제점은 태산같이 많다. 그런데도 이것은 이제 병원에서의 重要도는 X線CT Scanner에 못지 않다. 왜냐하면 人體無解하다는 점, 實時間映像이 가능하다는 점, 그리고 X線의 경우와는 다른 임상학적 정보를 준다는 점등이 있기 때문이다. 이러한 이점을 의사가 自貰할 때까지에는 긴 시간이 필요했다. 이러한 의미에서 超音波CT의 장래는 결코 悲觀적일 수 없고, 계속해서 많은 研究가 進行될 것으로 筆者는 믿고 있다.

參 考 文 獻

- [1] 岩井喜典編; CTスキヤナ, 初版, コロナ, 東京, 1979
- [2] G. Haunsfield; "Computerized transverse axial scanning (tomography), part 1 description of system," Brit. J. Radial., 46, 552; 1016-1022 (1973)
- [3] J.F. Greenleaf, S.A. Johnson, et al; "Algebraic reconstruction of spatial distributions of acoustic absorption with in tissue from their two-dimensional acoustic projections," Acoustical Holography, 5, pp. 591-603 (Ed. by P.S. Green, Plenum press, New York) (1974)
- [4] J.F. Greenleaf, et al; "Algebraic reconstruction of spatial distributions of acoustic velo-

- cities in tissue from their time-of-flight profiles," *Acoustical Holography*, 6, pp. 71-90 (Ed. by N. Booth, Plenum Press, New York) (1975)
- [5] S.A. Johnson, et al; "Reconstruction of three-dimensional velocity fields and other parameters by acoustic ray tracing," *Proc. of IEEE Ultrasonics Sump.*, IEEE Cat. No. 75, CHP 994-4 SU, pp. 46-51 (1975)
- [6] C.V. Jakowatzand and A.C. Kak; "Computerized tomographic imaging using X-rays and ultrasound," Research report TR-EE 76-26., School of Electrical Eng., Purdue Univ. (July, 1976)
- [7] P.L. Carson, et al; "Ultrasonic transaxial tomography by reconstruction," *Ultrasound in Medicine*, vol. 2, Eds. D. White & R. Barns, Plenum Press, New York, pp. 341-350 (1976)
- [8] P.L. Carson, D.E. Dick, et al; "Initial investigation of computed tomography for breast imaging with focused ultrasound beams," *ultrasound in Med.*, vol. 4, Eds. d. N. White & E.A. Lyans, Plenum Press, New York, pp. 1319-1322 (1977)
- [9] P.L. Carson, et al; "Imaging of soft tissue through born with ultrasound transmission tomography by reconstruction," *Medical Phys.*, vol. 4, No. 4, pp. 302-309 (1977)
- [10] D.E. Dick, P.L. Carson, et al; "Technical evaluation of an ultrasound CT scanner," *Pro. of IEEE Ultrasonics Symp.*, IEEE Cat/#77CH1264-1SU, pp. 176-181 (1977)
- [11] C.H. Glover and J.C. Sharp; "Reconstruction of ultrasound propagation speed distributions in soft tissue; time-of-flight tomography," *IEEE Trans. Sonics & Ultrasonics*, vol. SU-24, No. 4, pp. 229-234 (1977)
- [12] G.H. Glover; "Computerized time-of-flight ultrasonic tomography for breast examination." *Ultrasound Med. & Biol.*, vol. 3, pp. 117-127 (1977)
- [13] J.R. Klepper, et al; "Phase cancellation, reflection, and refraction effects in quantitative ultrasonic attenuation tomography," *Proc. of IEEE Ultrasonic Symp.* IEEE Cat. #77CH 1264-1SU, pp. 182-188 (1977)
- [14] J.F. Greenleaf, S.A. Johnson, et al; "Measurement of spatial distribution of refractive index in tissues by ultrasonic computer assisted tomography," *Ultrasound in Med. & Biol.*, vol. 3, pp. 327-339 (1978)
- [15] A.C. Kak and K.A. Dines; "Signal processing of broad pulsed ultrasound: measurement of attenuation of soft biological tissues," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-25, No. 4, pp. 321-344 (1978)
- [16] E.J. Farrell; "Processing limitations of ultrasonic image reconstruction," *Proc. of IEEE Computer Society Conf. on Pattern Recognition and Image Processing*, IEEE Cat. No. 78CH1381-5C, pp. 8-15 (1978)
- [17] H. Schomberg; "An improved approach to reconstructive ultrasound tomography," *J. Appl Phys.*, vol. 11, pp. L181-L185 (1978)
- [18] P.A. Lambert, P.L. Carson, et al; "Improvements in ultrasonic CT data acquisition and pre-processing," *Proc. of 1979 IEEE Biomed. Symp.*, CH1400-7179/0000064, pp. 64-67 (1979)
- [19] K.A. Dine and A.C. Kak; "Ultrasonic attenuation tomography of soft tissues," *Ultrasonic Imaging*, vol. 1, No. 1, pp. 16-33 (1979)
- [20] R.K. Mueller, et al; "Reconstructive tomography and applications to ultrasonics," *Proc. of IEEE*, vol. 67, No. 4, pp. 567-587 (1979)
- [21] M.J.M. Clement, et al; "Ultrasonic computer tomography by electronic scanning of an annular array," *Ultrasonic Inst. Conf. Exb.* 1979, pp. 511-517 (1979)
- [22] 藤原外; "CT画像における屈折と反射の効果 -幾何光学モデルによるシミュレーション-", 電子通信学会技術研究報告, US 79-61 (1979)
- [23] 雨宮外; "M系列変調を用いた超音波CTについて 医用電子と生体工学, 第17巻, 特別号, 特別号, pp. 216-217 (1979)
- [24] A.M. Smith, et al; "Numerical ray tracing in media involving continuous and discrete refractive boundary," *Ultrasonic Imaging*, 2, pp. 291-301 (1980)
- [25] G.C. Mckinnon and R.H.T. Bates; "A limitation on ultrasonic transmission tomography," *Ultrasonic Imaging*, 2, pp. 48-54 (1980)
- [26] M. Onoe, et al; "Ultrasonic computed tomography utilizing waves with wide frequency

- spectrum," *Abst. of the 3rd Symp. on Phys. & Tech. Aspects of Transmission & Emission CT*, pp. 120-121 (1980)
- [27] R.K. Mueller; "Diffraction tomography I: the wave-equation," *Ultrasonic Imaging*, 2, pp. 213-222 (1980)
- [28] J.F. Greenleaf, S.K. Kenue, et al; "Breast imaging by ultrasonic computerassisted tomography," *Acoust. Imaging*, 8, pp. 559-614 (1980)
- [29] G.H. Brandenburger, J.R. Klepper, et al; "Effects of anisotropy in the ultrasonic attenuation of tissue on computed tomography," *Ultrasonic Imaging*, 3, pp. 113-143 (1981)
- [30] E.J. Farrell; "Tomographic imaging of attenuation with simulation correction for refraction," *Ultrasonic Imaging*, 3, pp. 113-143 (1981)
- [31] K.M. Pan and C.N. Lie; "Tomographic reconstruction of ultrasonic attenuation with correction for refractive errors," *IBM J. Res. Develop.*, vol. 25, No. 1, pp. 71-82 (1981)
- [32] J.F. Greenleaf and R.C. Bann; "Clinical imaging with transmissive ultrasonic computerized tomography," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-28, No. 2, pp. 177-185 (1981)
- [33] J.R. Klepper, G.M. Brandenbirger, et al; "Application of phase-insensitive detection and frequency-dependent measurements to computed ultrasonic attenuation tomography," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-28, pp. 186-201 (1981)
- [34] M. Born & E. Wolf; "Principles of Optics, New York Pergamon, 1965, pp. 121-122
- [35] 武田外; "超音波によるCTの試み", *超音波醫論文集*, 32, pp. 293-294 (1977)
- [36] 崔宗秀外; "超音波CTにおける波動性の影響" *超音波醫學*, 7, 1, pp. 35-44 (1980)
- [37] J.S. Choi, S. Matsubara, M. Nakajima, et al; "A projection data gathering system for ultrasonic CT (UCT)," *Proc. of the 3rd Symp. on Phys. & Tech. Aspects of Transmission & Emission CT*, Tokyo, pp. 122-123 (Sept. 1980)
- [38] 松原伸一, 崔宗秀外; "音速分布表示型超音波CTの再生像における受信波減衰依存性", 第27回應用物理學關係講演會, 2a-p-14 (1980)
- [39] J.S. Choi et al; "A reconstruction algorithm of body sections with opaque obstructions," *IEEE Trans. Sonics & Ultrasonics*, 29, 3, pp. 143-150, (May 1982)
- [40] T. Itoh, J.S. Choi & M. Nakajima; "Image degradations in ultrasonic CT," *Proc. of IEEE Ultrasonics Symp.*, pp. 601-606 (1981)
- [41] 崔宗秀; "超音波CT에서의 屈折 및 位相相殺 效果의 影響과 그 補正法", *大韓電子工學會論文誌* (投稿中)