

超音波 CT에서의 屈折 및 位相 相殺 效果의 影響과 그 補正法

(Influence on Refraction and Phase Cancellation Effect in Ultrasonic CT and its Correction)

崔 宗 秀*
(Jong Soo Choi)

要 約

超音波 CT는 tissue characterization을 위해 現在 有用한 技法으로 期待되고 있다. 그러나 이에 의해 再構成된 音速分布 및 減衰 定數 分布는 超音波 빔의 反射, 屈折, 位相 相殺 效果 等の 畫像 劣下 要因으로 인해 그 斷層像의 定量的 評價에 問題點이 存在한다. 이에, 本 論文은 먼저 超音波 CT 畫像의 定量的 評價를 위해 開發한 寒天(Agar) gel 팬텀을 利用하여 減衰 定數 分布 畫像 劣下 要因을 檢討했다. 그 結果, 팬텀 中央部에서의 再構成 減衰定數는, 周圍媒体(食鹽水)와 音速差가 25m/s일 때, 實際値보다 約 0.6dB/cm 程度 작게 나타났다. 다음, 이의 補正法으로 受信用 마이크로프로브 어레이法에 대한 計算 機 시뮬레이션 및 實驗을 통해 그 有效性을 檢討하고, 良好한 結果가 얻어짐을 밝혔다.

Abstract

Although ultrasonic CT is one of the useful techniques for tissue characterization, the reconstructed images, such as the velocity distribution and attenuation constant distribution, are degraded by reflection and refraction of ultrasonic beam. This paper studied the degradation effects on attenuation images using agar gel phantoms which were developed to evaluate ultrasonic CT. We found that the reconstructed attenuation constants at the center of the phantoms were less than the actual values by 0.6 dB/cm when phantom velocity differs by 25 m/s from surrounding saline. We also studied a correction method for refraction and phase cancellation effects, where the correction was made using the maximum value in the received subdata, as obtained by sub-arraying microprobes located at each sampling point. Using this method, we could obtain an improvement in the reconstructed image by the correction on the attenuation effect.

I. 序 論

펄스-에코法을 利用한 醫用 超音波 診斷 裝置에는

X線 裝置에서와 같이 放射線 障害의 두려움이 없고, 簡單히 生體의 斷面 畫像(B-모드像)이 얻어진다는 理由 때문에, 近年, 急速히 普及 되었다. 그러나 이 펄스- 에코法은 音響 임피던스가 서로 다른 媒体間의 境界面 에서 反射된 에코를 利用하기 때문에 臟器等의 形狀을 映像化하는데 적당하나, 生體 組織의 定量的 診斷이 어렵다는 欠點을 갖고 있다. 이 때문에 超音波 組織

* 正會員, 中央大學校 工科學科 電子工學科
(Dept. of Elec. Eng., Chung-Ang Univ.)
接受日字: 1982年 5月 31日

定量化(tissue characterization)이라고 하는 또 다른 방향에 관한 研究의 重要性이 認識되어 가고 있다.^[1] 그 한 手段으로써 超音波 CT(Computed Tomography; 計算斷層映像法)을 들 수 있다.^{[2],[3]} ① X線 CT와 같은 高度의 定量성과 ② X線과는 달리 放射線 障害의 두려움이 없다는 것, 또한 ③ X線 CT, 혹은 超音波 펄스-에코法으로써 人體로부터 얻어낸 情報와는 判異한 새로운 정보를 끌어 낼 수 있을 것이 아닌가 하는 利點 등이 期待되고 있다.

그러나, 再構成된 超音波 CT 斷層像(減衰 定數 分布 및 音速 分布)의 定量的인 信賴度는 超音波 빔(beam)의 反射·屈折등의 畫像劣下要因(反射, 屈折, 位相 相殺 效果 등)으로 인해 問題點으로 남아 있다.^[4]

本 論文은 減衰 定數 測定時, 問題點으로 되어 있는 超音波 빔의 屈折 및 位相 相殺 效果(phase cancellation effect)가 超音波 CT 畫像에 주는 影響과 그 補正法으로, T. Itoh & J. S. Choi^{[5],[6]}, K. M. Pan & C. N. Liu^[7]들이 提案했던 受信用 트랜스듀서의 서브어레이 方法이 計算機 시뮬레이션 및 實驗을 통해 檢討된다.

II. 反射, 屈折, 位相 相殺 效果의 影響

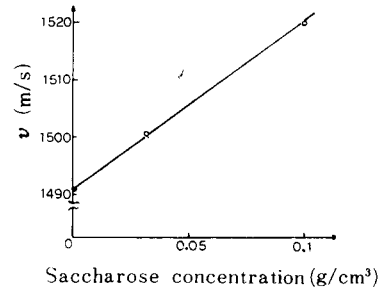
1. 팬텀(Phantom)

超音波 CT에서의 畫像 劣下 要因을 實驗에 의해 定量的으로 評價하기 위해서는 音速 및 減衰定數가 既知인 팬텀을 必要로 한다. 이를 위해 本 論文에서는 寒天(Agar)젤(gel)을 主體로 하는 팬텀^[6]을 利用하기로 했다. 이것은 寒天 젤에 설탕(saccharose)과 그래파이트 분말과를 混合하여 만든 것으로 그림 1에 나타낸 것 처럼, 音速은 설탕 量에 의해 決定되고, 減衰는 주로 그래파이트 분말량에 의해 制御된다. 그러나, 上記 方法으로 물의 音速보다 느린 팬텀을 만들 수 없기 때문에, 팬텀의 音速이 그 周圍의 媒體(通常물)보다 느린 狀況에서는 팬텀을 食塩水 속에 넣고 實驗했다. 以下에서 論할 實驗에서는 音速 및 減衰定數가 서로 다른 直徑 72mm의 圓柱形 寒天 팬텀을 使用했다.

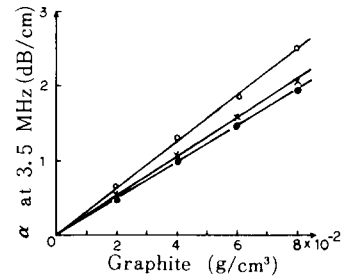
2. 反射, 屈折, 位相 相殺 效果의 影響

1) 定性的인 側面

超音波 CT에서는 그림 2에서 처럼 對向시킨 送信 및 受信用 트랜스듀서를 直進 走査시켜 各 點에서의 透過 程度를 測定한다. 이러한 配置에 의해 測定된 透過 程度는 被檢體 自體에 의한 吸收外에 被檢體와의 境界面에서의 反射, 屈折의 影響이 포함되기 때문에 再構成된 減衰 定數에 큰 誤差를 同伴하게 된다. 즉,



(a)



(b)

그림 1. 寒天팬텀의 (a) 音速 對 설탕濃度, (b) 설탕 濃度(—○—; 0.0g/cm³, —×—; 0.025g/cm³, —●—; 0.1g/cm³)의 變化에 따른 減衰 定數 alpha 對 그래파이트 濃度

Fig. 1. (a) Ultrasonic velocity vs. saccharose concentration and (b) Attenuation constant α at 3.5 MHz vs. graphite concentration by changing saccharose concentration, (—○—; 0.0g/cm³, —×—; 0.025g/cm³, —●—; 0.1g/cm³), in agar gel phantom.

反射 現象이 있을 경우, 測定 데이터中的 反射에 의한 波의 減衰와 被檢體에 의한 吸收와의 區別이 곤란하고, 屈折 現象이 일어날 경우, 被檢體를 透過하여 到着하는 超音波가 直線에 둔 受信用 트랜스듀서를 벗어나기 때문에 그 만큼 波의 強度가 弱해지는 理由에 있다. 또한, 超音波 빔 內에 多重 傳播路가 存在할 경우, 즉, 그림 3에서 처럼 被檢體를 通過한 超音波 빔 內에 位相이 다른 2개의 傳播路를 가지게 되면, 現用的 醫用超音波 트랜스듀서(PZT 振動子)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 例를 들어 180° 이면 그 變換電氣 信號는 제로로 되어 버린다. 그 結果, 減衰가 매단

히 크게 된다. 이러한 現象을 位殺 效果라고 한다. 이 現象은 音響 特性이 顯著하게 다른 境界面 등에서 자주 생기고, 또 트랜스듀서의 口徑에 따라 增加한다.

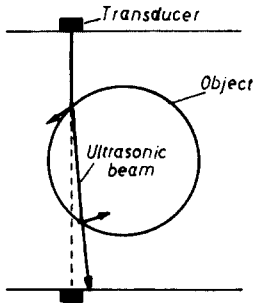


그림 2. 超音波 빔의 反射와 屈折
Fig. 2. Reflection and refraction of ultrasonic beam.

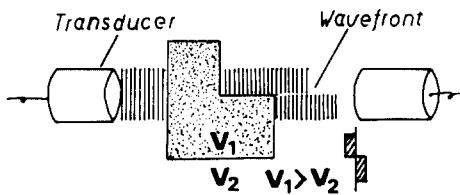


그림 3. 位相 相殺 效果
Fig. 3. Phase cancellation effect.

2) 理論的인 側面

트랜스듀서로부터 發射된 超音波가 水中의 媒體로 向해 傳播해 간다고 할 때, 이 對象 媒質이 軟部 組織으로 되어 있을 경우, 透過 超音波는, 橫波 成分이 아주 微弱하여 縱波만이 成分인 平面波로 볼 수 있고, 또한 分散現象(傳播 速度의 周波數 依存性) 및 水中 減衰도 無視可能할 程度로 작다고 간주할 수 있다.^[10]

이러한 경우, CT 理論에 있어서, 送信波 $g_t(t, 0)$ 를 基準하여 受信用 트랜스듀서의 表面에 到着하는 受信波 $g_r(t, L)$ 의 가장 理想的인 形은(그림 4 참조)

$$g_r(t, L) = g_t(t, 0) \exp\left[-\int_0^L \alpha(z) dz\right] \quad (1)$$

이다. 但, 여기서 L 은 트랜스듀서 사이의 直線 距離이다. 따라서, 上記의 水中 減衰를 無視한다면, 水中 傳播만에 의한 受信波 $g_w(t, L)$ 와 $g_t(t, 0)$ 와는 같아진다. 그러므로, $g_w(t, L)$ 를 基準으로 한 減衰投影 데이터는, 左(1)의 兩邊에 自然對數를 取해서, g_w 와 g 의 피-크值를 利用하면,

$$p(\zeta, \theta) = \frac{g_{w, \text{Peak}}}{g_r, \text{Peak}} = \int_0^{L'} \alpha(z) dz \quad (2)$$

로 定義 可能하다. 여기서 ζ 는 直線 走査 位置를, θ 는 投影角을, 各各 意味한다.

그러나, 實際로는 앞에서의 定性的 側面에서 다루었던 各種 現象때문에, 그림 4에서 처럼, 受信될 超音波 $g_r(t, L')$ 의 周波數 ω 에서의 成分은, 式(1)의 Fourier 變換形과는 달리,

$$G(\omega, L') = G_t(\omega, 0) \exp[-(\alpha'(\omega) + j\omega\tau)] \cdot T \quad (3)$$

로 나타내지고,^{[2],[11]} 여기서

$$\alpha'(\omega) = \int_0^{L'} \alpha(z, \omega) dz \quad (4)$$

$$\tau = \int_0^{L'} \left[\frac{1}{c(z)} + \frac{1}{c_w(z)} \right] dz \quad (5)$$

$$T = \prod_{l=1}^N T(z_l, \theta_l) \quad (6)$$

로 주어진다. 즉, $\alpha'(\omega)$ 는 傳播 距離 z 에 따라 變하는 周波數 依存 減衰定數로써, 媒質의 音速差로 인한 屈折 傳播路 L' 까지의 積分值로 주어진다. 이때 L' 는 兩트랜스듀서 表面의 中心을 잇는 直線을 基準으로 하여 超音波 빔이 上下 左右로 偏移함을 뜻한다. 다음, τ 는 傳播 時間으로 傳播路 L' 에 있는 水中(音速 $c_w(z)$)과 媒體中(音速 $c(z)$)에서의 傳播時間 合의 積分值이다. 끝으로, T 는 音響 임피던스가 다른 各境界面

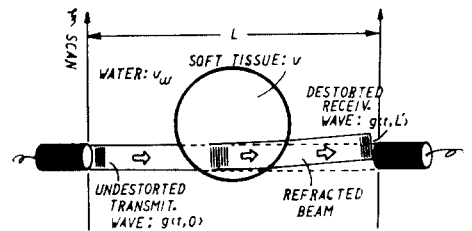


그림 4. 超音波 波面의 傳播
Fig. 4. Propagation of ultrasonic wavefront.

에서의 入射波와 透過波와의 比로 주어지는 透過率로, 入射角의 函數로 되고 따라서 投影角에 따라서도 變한다. 이때 N 은 境界面의 數이다.

以上에서, T 는 媒質間에서 일어나는 反射에 의한 에너지 損失의 影響을, 또한 L' 는 屈折에 의한 非直線 傳播路의 影響을 各各 나타내고, 位相項인 τ 는 屈折 및 位相 相殺에 의한 에너지 損失의 影響을 나타내게 된다. 이중, 位相項에 關係된 性質을 좀 더 具體的으로 살펴보자. 그림 3에서와 같이 超音波 빔 內에 存在하고 있는 異種의 音速 媒質(異種의 屈折率)로 인해

빔내에는 複雜한 多重 傳播路, 즉 τ 值를 달리하는 複數個의 傳播路, 및 그들의 干涉 現象이 생기고, 그 結果, 受信用 트랜스듀서에 到着하는 波面에 歪를 가져 오게 한다. 이 波面의 歪는 式 (3)에서의 位相項이 一定值를 갖지 못함에 起因하고, PZT 트랜스듀서의 特性, 즉 直徑 W 인 트랜스듀서 表面에 순간적으로 加해지는 音壓波面

$$G(\omega, L') = A(\omega, L') \exp[-j a(\omega, L')] \quad (7)$$

$$\text{但, } \begin{cases} A(\omega, L') = Gt(\omega, 0) \exp[-\alpha'(\omega)] T \\ a(\omega, L') = \omega \tau \end{cases} \quad (8)$$

$$\quad \quad \quad (9)$$

의 2次元的(트랜스듀서 表面: 極座標系表現)인 積分值.

$$G'(\omega, L') = \beta \int_0^{2\pi} \int_0^W A(\omega, L', \rho, \phi) \exp[-j a(\omega, L', \rho, \phi)] \rho d\rho d\phi \quad (10)$$

에 의해 電氣 信號로 바뀌어지는 性質, 때문에 트랜스듀서 表面의 中心을 기준으로 하여 그 表面上的 各點에서의 位相 a 가 다르면 位相 相殺 問題가 생긴다. 바꾸어 말하면, 超音波 빔이 屈折 現象으로 인해 直線上에 둔 트랜스듀서를 벗어나므로, 그만큼 入가되는 波面의 壓力(強度)이 弱해지는 問題가 생긴다. 但, 式 (10)에서의 β 는 比例常数이고, (ρ, ϕ) 는 트랜스듀서 表面에서의 極座標系를 나타낸다. 따라서 이 現象은 位相項의 變化量과 口徑의 크기에 따라 增大된다.

3. 實驗 및 計算機 시뮬레이션

1) 實驗

그림 5는 3.5MHz에서의, 減衰定數가 1.74dB/cm, 音

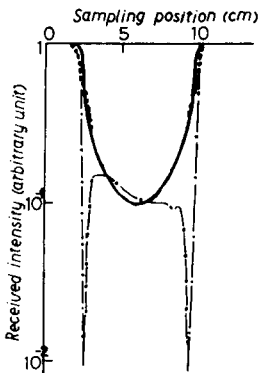
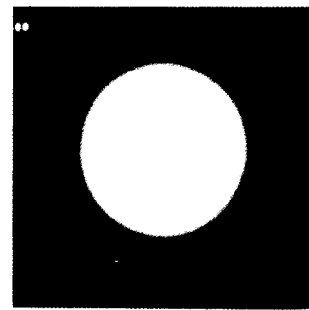


그림 5. 寒天 팬텀에 의한 投影 데이터

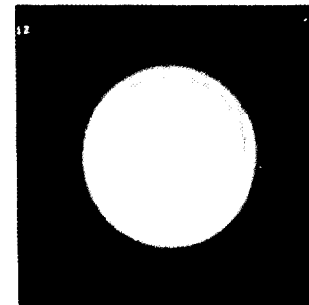
Fig. 5. Projection data of agar gel phantoms (-; in water (1490m/s), ---; in saline (1500m/s), -●-; in saline (1520m/s)).

速이 거의 물에서와 같은 1490m/s인, 寒天 팬텀을 水中과 食鹽水中에서 測定하여 얻어진 投影 데이터이다. 反射, 屈折, 位相 相殺 效果 등의 畫像 劣下 要因에서 受信 強度가 작아지고 있다. 이러한 投影 데이터를 2° 간격, 90 方向으로부터 測定하여 再構成한 結果를 그림 6에 보인다. 같은 그림 (b)에서 볼 수 있듯이 팬텀과 周圍의 媒體와의 音速差가 10m/s라고 해도 팬텀 周圍部에서의 減衰定數가 크게 算出되어 있다.

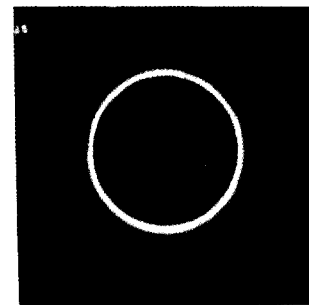
畫像 劣下 要因의 影響은 팬텀 周圍에서만 아니고, 中央部에서의 減衰定數에도 나타난다. 그림 7은 팬텀



(a) In water (1490m/s)



(b) In saline (1500m/s)



(c) In saline (1520m/s)

그림 6. 減衰 定數 分布의 再構成 結果

Fig. 6. Reconstructed tomograms of agar gel phantom in (a) water, (b) 1500m/s saline and (c) 1520m/s saline.

中央付近에서의 再構成 減衰定數와 팬텀 自體가 갖고 있는 減衰定數와의 關係를 보인다. 팬텀과 周圍媒體(例를 들어 물)의 音速이 같을 때에는 再構成値와 팬텀 自體 減衰定數가 거의 一致하고 있다. 그러나, 서로 音速이 다를 경우, 再構成値는 實際値에 비해 항상 작게 算出되어 있고, 그 誤差는 팬텀 自體의 減衰定數에 依存하지 않는다는 것을 알 수 있다. 단, 이 誤差는 音速差가 30m/s 程度라 해도 0.6dB/cm나 되므로, 減衰定數를 測定하는데 큰 問題로 된다.

2) 計算機 시뮬레이션

圓柱形 팬텀을 對象으로 다음과 같은 條件下에서 行했다. 즉, 서로 마주 본 두 개의 傳送器 사이의 非直線傳播路 L'를 Snell의 法則에 의해 구했다.^[8]그 다음, 이 超音波 傳播路上에서의 減衰와, 境界面에서

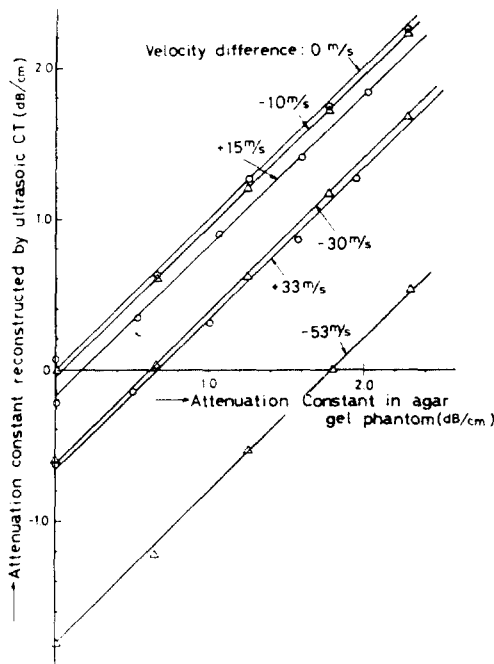


그림 7. 팬텀 中央部에서의 減衰定數
Fig. 7. Attenuation constant in agar gel phantom vs. attenuation constant reconstructed by ultrasonic CT at the center of its phantom.

의 反射에 의한 透過損失을 計算했다. 그리고, 屈折現象으로 인한 受信 強度 減衰는, 計算을 簡單히 하기 위해 式 (10)에서 처럼 2次元的인 口徑이 아니라, 屈折 빔이 도달되는 受信位置에서의 傳送器(周波數 : 3.5MHz, 直徑: 13mm) 指向特性(平面振動子, 遠距離

音場)^[10]과 直線上에 있는 傳送器와의 關係로 부터 1次元的으로 計算했다. (그림 4 참조). 이때, 對象으로 한 팬텀의 音速은 물(1490m/s)을 기준으로 하여 0~50m/s의 音速差가 있도록 했고, 이들을 各各에 대한 減度 投影 데이터로부터 再構成했다. 그때, 再構成 像의 中央部에서의 減衰 定數 誤差를 그림 8에 보인다. 그림 6 (b), (c)에 對한 實驗에서의 誤差 역시 같은 그림에 表示되어 있다. 本 시뮬레이션 모델이 實驗値와 比較的 잘 一致하고 있다.

III. 屈折, 位相 相殺 效果의 補正法

減衰 定數 測定時 超音波의 屈折 影響으로 인한 誤差를 적게 하기 위해서는 原則적으로 첫째, 可能限한 被檢體와 音速差가 적은 媒體中에서 測定할 것, 둘째, 될 수 있는대로 受信 傳送器를 被檢體에 가까이 해서 測定 데이터를 收集할 것 등이 要求된다.

前者에 對한 一例를 그림 9에 보인다. 여기서 使用했던 寒天 팬텀은 같은 그림 (a)에 보이는 바와 같은 斷面으로 되어 있고, 그 音速 및 減衰定數는 各各 1520 m/s, 1.95dB/cm이다. 이 팬텀을 水中(1490m/s)에서 測定한 경우와, 音速差가 거의 없는 食鹽水中에서 測定한 경우와의 差는 쉽게 區別할 수 있다. 그러나, 被檢體의 音速을 미리 알기란 어렵고, 既知라고 해도 周

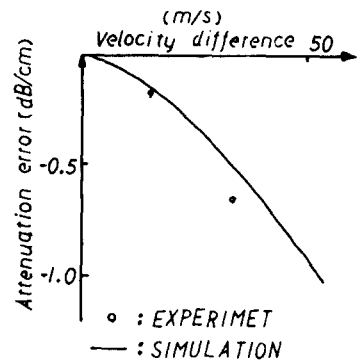
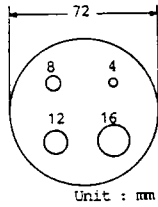


그림 8. 超音波 CT에서 音速差에 의한 減衰 定數 誤差
Fig. 8. Attenuation constant errors by velocity difference in ultrasonic CT.

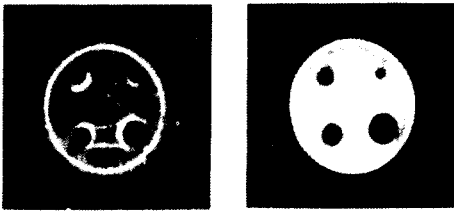
圍 媒體의 音速의 適當한 調整이 대단히 곤란하기 때문에, 屈折등에 대한 補正은 必然的이라 하겠다.

1. 補正法

前述의 II.2.2)의 理論의 側面에서, 位相項의 變動



(a) Phantom (1520m/s, 1.95dB/cm)



(b) In water (b) In saline

그림 9. 食塩水 濃度에 의한 畫質의 改善

Fig. 9. Improvement of reconstructed image by saline density.

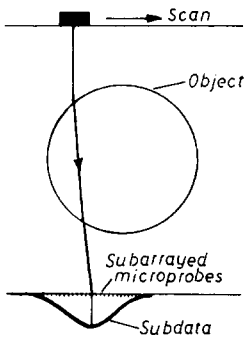


그림 10. 受信用 마이크로프로브 서브어레이에 의한 透過 強度 分布의 測定

Fig. 10. Measurement of transmitted intensity distribution by subarrayed microprobes.

에 의한 影響은 다음과 같다. 즉, 첫째, 超音波 빔의 屈折하여 直線傳播路를 벗어난다. 따라서 그 벗어난 만큼 트랜스듀서 表面에 印加되는 音壓은 弱해진다. 둘째, 波面의 歪에 의해 位相 相殺가 생기고, 이 影響은 트랜스듀서의 口徑에 따라 增大된다. 이에 대한 對策으로, 本 論文에서는, 그림 10에서 처럼 1개의 送信用 트랜스듀서에 對해 直徑이 無視할 만큼 작은 受信用 마이크로프로브를 1mm의 間격으로 서브어레이시켜, 이에 얻어지는 서브데이터中的 最大値를 送信點에 對한 代表値로 하는 方法이 고려됐다.

만약, 屈折 傳播路의 受信點이 直線傳播路로 부터 크게 벗어 나지 않을 程度(트랜스듀서의 直徑 程度)

라 하면, 上記 두 影響을 減少시킬 수 있을 것이다.

1) 計算機 시뮬레이션

前節에서 記述된 것처럼, 圓柱的 罐頭를 對象으로 하여, 먼저, 트랜스듀서의 中心 位置로 부터 發射되어 受信 位置까지 오는 非直線 傳播路를 Snell의 法則에 의해 구하고, 그 다음, 이 傳播路上的 減衰度와 境界面에서의 透過率(反射 影響)을 구했다. 位相 相殺 問題는 受信軸上的 點(直徑 無視)에 의해, 그리고 屈折빔으로 인한 受信 에너지 減衰 問題는 直線傳播路를 中心으로 하여 上下 1mm가격으로 13mm (트랜스듀서의 直徑) 範圍內的 受信點을 考慮, 이 중 에너지 損失이 가장 작은 것을 데이터로 함에 의해, 各各 解決된 것으로 했다.

上記의 方法에 의해 補正된 結果를 그림 11에 點線으로 나타냈다. 但, 이것은 再構成 像의 中央部에서의 減衰 定數 誤差를 計算한 것이다.

따라서, 本 補正法에서는 式(6)의 反射 現象에 의한 에너지 損失의 防止策과 빔의 屈折 現象으로 인한 非直線 傳播路 L'의 影響에 對한 장구책이 포함되어 있

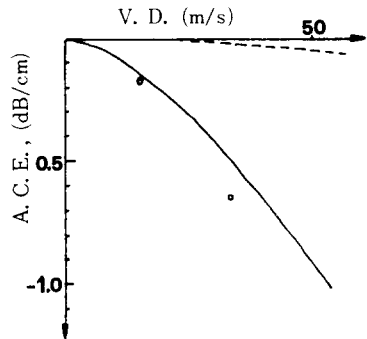


그림 11. 補正法을 適用한 경우(---)와 補正없는 경우(—)의 音速差 對 減衰 定數 誤差(計算機 시뮬레이션)

Fig. 11. Attenuation constant error vs. velocity difference obtained by computer simulation in case of applying the correction(---) and no correction(—).

지 않다. 그러나 그림 11에 보이는 바와 같이 이들 性質에 의한 것보다 本 補正法에서 考慮한 것에 의한 에너지 損失이 더 큰 것임을 알 수 있다. 그러므로 그 有用성이 確認됐다.

2) 實 驗

中心 周波數 3.5MHz, 直徑 13mm의 PZT 振動子로

된 送信用 트랜스듀서에 對해, 直徑 1mm인 마이크로프로브를 1mm의 간격으로 서브레이시커, 각 마이크로프로브로부터 測定된 波形의 피크值가 最大인 것이 送信點에 對한 데이터로 선정됐다. 이 過程을 直線走査 샘플링 포인트 64個에 對해 行하고, 이를 다시 回轉角 4° 간격으로 180°에 걸쳐서 測定됐다. 팬텀 使用 條件으로써는 그림 6(c)에서 보인 바와 같이 音速 1520m/s인 食鹽水中에 圓柱形 寒天 팬텀(1490m/s)을 둔 경우였다. 이때 얻어진 投影 데이터를 그림 12에 보인다. 그림 5의 같은 팬텀 使用 條件 結果(—●—)와 비교하여 볼때, 팬텀 境界面에서의 部分이 本 補正法을 使用함에 의해 그림 5의 理想的인 데이터(—)에 훨씬 接近되어 있음을 알 수 있다. 그림 12과 같은 投影 데이터에 의해 再構成된 結果를 그림 13에 보인다. 팬텀 中央部에서의 減衰 定數 誤차는 -0.14dB/cm였다. 종래의 方法(그림 6(c))에 의한 오차 -0.6dB/cm에 비해 크게 改善되어 있다.

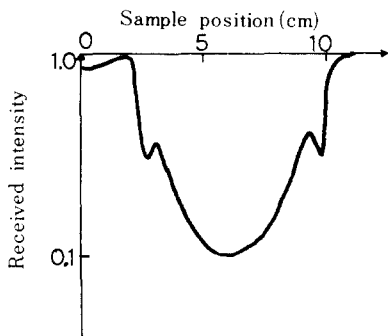


그림 12. 補正法에 의한 投影 데이터

Fig. 12. Projection data of agar gel phantom measured in 1520m/s saline with correction for refraction and phase cancellation effect.

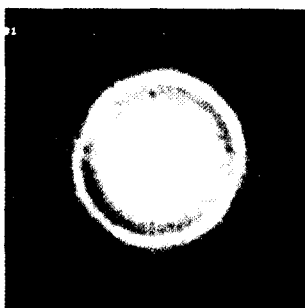


그림 13. 補正法에 의한 減衰 定數 分布의 再構成 像
Fig. 13. Reconstructed attenuation image with correction.

2. 檢 討

本 補正法을 適用한 結果, 計算機 시뮬레이션(그림 11)에 있어서는 補正된 데이터를 보여 주었다. 反面에, 實驗에 있어서는 그림 12의 投影 데이터 兩모서리 部分에 굴곡이 남아 있고, 이는 다시 그림 13의 再構成 像에서 境界面을 強調해서 나타나게 하고 있다. 이 理由는 다음과 같이 考察될 수 있다. 즉, 첫째, 式(9)에서, 位相(波面)은 周波數($f=C/\lambda$)와 傳播 時間에 따라 변한다. 따라서 波面의 歪에 無關할 수 있을, 즉 位相 相殺 問題가 생기지 않을, 트랜스듀서의 直徑은 波長 λ 보다 작아야 한다. 여기서 사용된 트랜스듀서는 3.5MHz로 물의 音速을 기준으로 하면 波長이 約 0.4mm이다. 헌데, 마이크로프로브의 直徑은 1mm로 上記 條件을 만족시켜 주지 못하고 있다. 둘째, 測定上의 問題로, 마이크로프로브의 受信能力으로 인해 受信 強度가 弱하여 雜音의 影響을 받기 쉬웠다.

아울러, 이미 言及한 바와 같이, 本 補正法에서 고려하지 않은 反射 現象과 非直線 傳播路에 의한 영향이다. 그 量이 크지 않다고 하더라도, 보다 나은 畫質을 얻기 위해서는 補正되어야 할 性質이다. 反射에 대한 것은 多數의 周波數 依存 減衰 定數를 測定함에 의해 減少시킬 수 있음이 報告되어 있다.^{[2],[9]}

IV. 結 論

本 論文은, 寒天 팬텀을 使用한 實驗 및 그 計算機 시뮬레이션을 통해, 超音波 CT에서 減衰 定數 測定時의 畫像의 劣下를 評價했다. 또한, 再構成된 減衰 定數 分布에는 超音波 빔의 屈折 및 位相 相殺 效果의 影響에 의해 實際와는 다른 큰 誤差가 發生함을 檢討했다. 이의 補正法으로, 受信用 트랜스듀서 位置에 마이크로프로브를 서브레이시커 서브데이터中 最大 值를 送信點에 對한 代表值로 봄에 의해 屈折 및 位相 相殺 效果의 影響이 현저히 減少됨을 確認했다. 그러나, 本 補正法은 反射에 對해서 有効하다고 할 수 없고, 屈折 및 位相 相殺 效果에 대해서도 엄밀한 意味에서의 補正에 完全히 滿足시켜 주지는 못한다고 할 수 있다. 허나, 上記 結果로 부터 有効한 方法임을 증명해 주고 있다.

謝 意

本 研究를 行하는데 있어 有効한 指導와 격려를 해주신 日本 慶應義塾大學工學部 副教授 M. Nakajima 博士, 그리고 實驗과 討論에 協助해 주신 日本 Aloka (株), 研究所, T. Itoh, 兩氏에 感謝한다.

參 考 文 獻

- [1] Ultrasonic tissue characterization I & II Ed. M.Linzer, *NBS. Special Publication*, 453 & 525, 1976, 1979.
- [2] Special issue on computerized medical imaging, *IEEE Trans. BME-28*, no. 2, pp. 177-220, 1981.
- [3] J. S. Choi, et al.; "A projection data gathering system for ultrasonic CT(UCT)", *Proc. of Symp. on Phys. & Tech. Aspects of Transmission & Emission CT, Tokyo*, pp. 122-123, Sept. 1980.
- [4] J. S. Choi, et al., "Influence of the wave characteristics on ultrasonic computed tomography", *Japanese J. of Medical Ultrasonics*, vol. 7, no. 1, pp. 35-44, 1980.
- [5] T. Itoh, J. S. Choi, et al.; "Correction for refraction on ultrasonic CT", *Proc. of Japan Soci. of Ultrasonic Medicine*, 39-C-74, pp. 549-550, 1981.
- [6] T. Itoh, J. S. Choi and M. Nakajima, "Image degradations in ultrasonic CT", *Proc. of IEEE Ultrasonics Symp.*, Cat. no. 81, CH 1689-9, pp. 601-606, 1981.
- [7] K. M. Pan and C. N. Liu, "Tomographic reconstruction of ultrasonic attenuation with correction for refractive errors", *IBM Res. Develop.*, vol. 25, no. 71, 1981.
- [8] J. S. Choi, *A Study on Ultrasonic CT*. Ph. D. Dissertation, Keio Univ. pp. 52-54, 1980.
- [9] J. R. Klepper, G. H. Braudenburger, et al., "Phase cancellation, reflection, and refraction effects in quantitative ultrasonic attenuation tomography", *Proc. of IEEE Ultrasonics Symp.* pp. 182-188, 1977.
- [10] P.N.T. Wells: *Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis*. Academic Press, 1969.
- [11] 崔宗秀: "超音波 CT의 現況과 展望", *大韓電氣學會誌*, 3, 7, pp. 34-42, 1982.
-