

B-mode 斷層像에서의超音波 빔의屈折影響

崔 宗 秀

= Abstract =

Effects of Refraction of Ultrasonic Beam on B-mode Tomograms

Jong-Soo Choi

This paper describes about effects of refraction of ultrasonic beam on B-mode tomogram. Both computation based on Snell's law and the experiments performed using B-mode scanner and schlieren optical method are discussed on a circular phantom immersed in water. In these results, if the discrepancy of sound velocity is more than 0.6%, the distortion of the B-mode image becomes conspicuous and a target beyond the phantom may disappear or displayed as two targets depending on the velocity of the phantom.

1. 序 論

超音波診斷裝置는人體適用에容易하고, X-線과 달리人體無害한實時間映像裝置라는利點때문에最近그利用도가부쩍늘어가고있다. 이는1972年X-線CT scanner의發明에힘입어몇년사이예급격히變化한것같다.

그림 1은超音波診斷裝置의概念圖이다. 이의基本原理는 rader 혹은 soner 와 다를바없다. 즉探觸子로부터生體內로放射된超音波는傳搬媒質中에異質物이存在하면,反射와散亂을일으키는性質이있다. 따라서,超音波빔에따라보내진超音波가順次的으로反射되어되돌아오게된다. 이때探觸子內의壓電磁器는彈性振動등의스트레스를받으면그強度에比例한電界를發生하므로(壓電逆效果),發射된하나의超音波파는生體內 여러깊이의各點으로부터反射되어오고, 이는그림 1(a)와같이時間軸 t에필스列을만들어낸다(A-mode). 이필스列의各強度를輝度變調하여上記時間軸에對應된한개의라스터(x(t))에表示하고,그다음다시探觸子를連續의으

로生體위에서移動(y方向走査)시킴에의해그때그때의各各을라스터에나타내면,生體의斷層像을그림 1(c)와같이CRT上에表示할수있다.

이移動을電子的으로高速走査시킴에의해生體內部的動的畫像을얻을수있다(電子走査型超音波診斷裝置).

그러나이裝置의基本原理에는아직도解決되지 못하고있는難點이있다. 즉,超音波빔이生體內部를透過하여되돌아오는그傳搬路가直線상에있다고가정하여表示하는데問題가있다. 따라서CRT상에나타난生體內部的斷層像은超音波빔의屈折等으로因해實際斷面과는다르게表示되어나오게된다^{1,2}. 이屈折의影響이B-mode斷層像의畫質을劣下시키는가장큰要因中하나로되어있고, 또한醫師의立場으로왔을때誤診의우려마저있다.

本論文은어떤媒質中에이것과는다른性質의圓柱物體를두고, 여러경우에對한超音波屈折의影響을數值的으로計算나타냄과동시에簡單한phantom을利用實驗的으로確認한것이다⁴. 그結果, 이를바탕으로醫師들의診斷에도움을주하고자함에있다.

2. 實驗 및 結果

그림 2는周圍媒體(音速 v_2)中에그것과音速이 다

<1981. 12. 3. 접수>

中央大學校 電子工學科

Dept. of Electronic Eng., Chungang University

* 本稿는日本超音波醫學會(1981年 11月 3日) 및大韓電子工學會(1981年 11月 26日)에發表한것임.

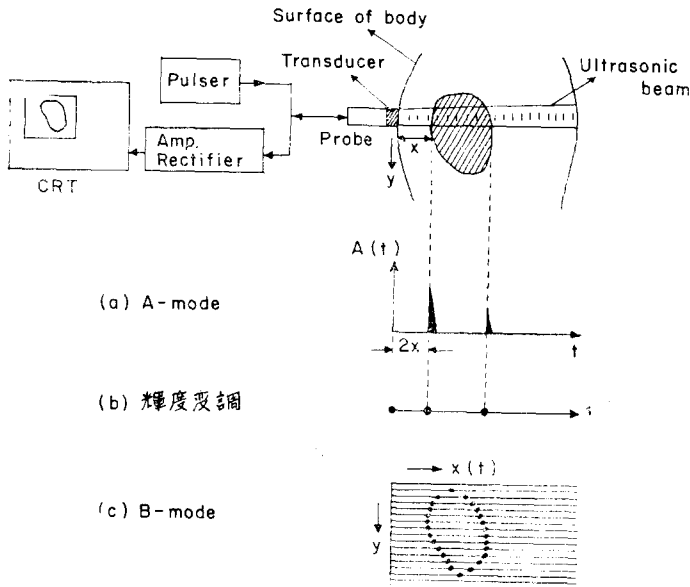
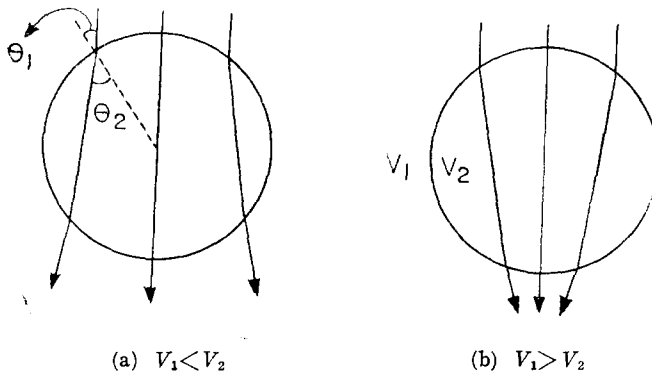


그림 1. 超音波診斷裝置의 原理
Fig. 1. Principle of ultrasonic diagnosis equipment



(a) $V_1 < V_2$ (b) $V_1 > V_2$
그림 2. 超音波빔의 屈折
Fig. 2. Refraction of ultrasonic beam

큰 圓柱物體(音速 v_2)을 두었을 때, 超音波빔의 屈折 狀態를 나타내고 있다. 즉,

Snell의 法則³⁾에 따라

$$\frac{\sin\theta_1}{v_1} = \frac{\sin\theta_2}{v_2} \quad (1)$$

入射角 θ_1 이 클수록(그림 2의 端部), 또 媒體의 音速 差가 클수록 屈折角 θ_2 는 크게 된다.

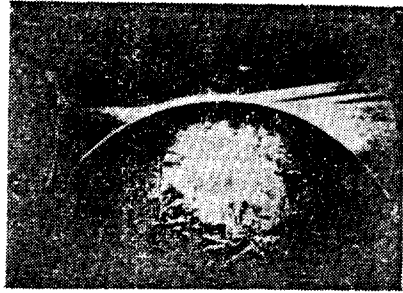
그림 3은 超音波의 屈折狀態를 Schlieren 光學裝置에 의해 觀測한 것이다. 물($v_1=1500\text{ m/s}$)속에서 (a)는 砂糖을 넣어 만든 寒天($v_2=1540\text{ m/s}$)을, 또 (b)는 에틸 알콜($v_2=1350\text{ m/s}$)을 고무봉지에 넣은 것을, 各各 나타낸 것이다.

音波差比

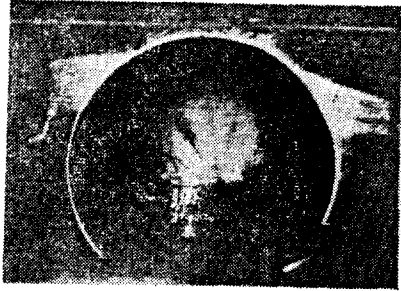
$$VR = (v_2 - v_1) / v_1 \times 100\% \quad (2)$$

는 各各 2.6% 및 -10%이다. 그림 2로부터 音速이 다른 媒體의 境界에서 빛의 屈折狀態를 確認할 수 있다.

그림 4는 屈折에 의한 斷層像의 歪曲을 數值的으로 나타내기 위해, 音速差比 VR이 5%에서 -4%까지 變化되는 物體를 計算機 속에서 想定하고, 이의 結果를 그림으로 나타내 본 것이다. 그림에서처럼 物體의 音速 v_2 가 周圍音速 v_1 보다 빠를 경우 圓柱의 下半圓이 實際보다 짧게, 그리고 $v_1 > v_2$ 일 경우, 反對로 下半圓이 實際보다 길게(實際보다 크게) 表示된다.



(a) $V_1 < V_2$ (VR = 2.6%)

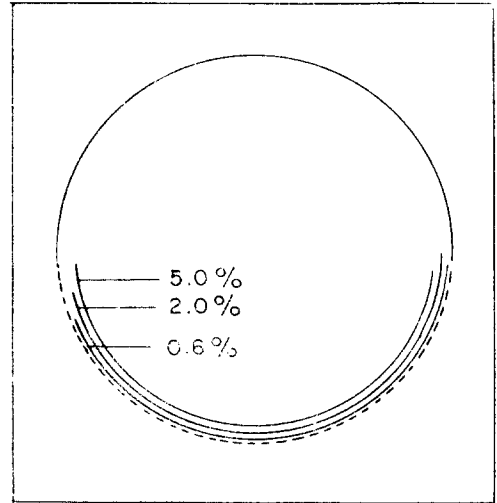


(b) $V_1 > V_2$ (VR = -10%)

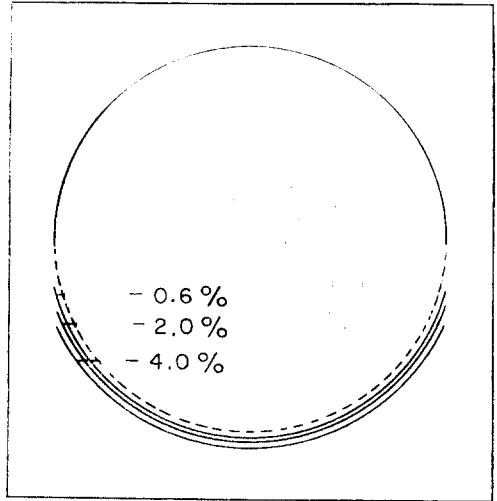
그림 3. Schlieren 光學裝置에 의해 觀察된 超音波 빔
Fig. 3. Ultrasonic beam measured by Schlieren optical system

그림 5는 고무봉지 속에 에칠알콜을 넣어 水中에 두고, linear 電子走査型裝置에 의해 觀察한 B-mode 斷層像이다. 下半圓이 實際보다 길게 觀察되어 있고, Schlieren 光學裝置 및 計算機 simulation 으로부터의 結果와 一致하고 있다. 特히, 그림 5의 (b)에 나타낸 것과 같이 phantom(音速 v_2)보다 遠方에 있는 小物體 T가 phantom의 兩側部 바로 밑에 있으면, 超音波가 中心方向으로 屈折하기 때문에(傳搬路 B), 音波가 到達하지 못하는 蔭의 部分(shadow, tadpole tail)이 생겨서 T는 CRT上에 表示되지 못하고 만다. 따라서 入射角이 큰 兩側部에서는 表示되지 못하는 部分이 나타나게 되고, v_1 과 v_2 와의 音速差가 크면 클수록 shadow의 面積은 크게 된다.

그림 6은 그림 5와 반대로 물보다 音速이 빠른 食鹽水($v_2=1770$ m/s)를 고무봉지 속에 넣어 phantom으로써 利用하여, 觀察한 B-mode 斷層像이다. 이 경우는 下半圓이 實際보다 짧게 表示되어 있다. 또 音波는 外側으로 屈折하므로 그림에서 처럼 遠方에 있는 1개의



(a) $V_1 < V_2$



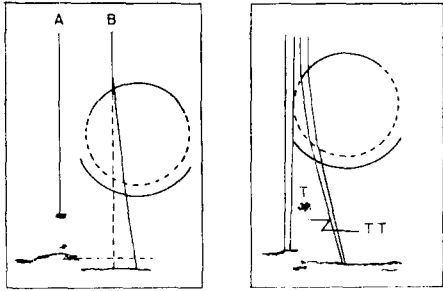
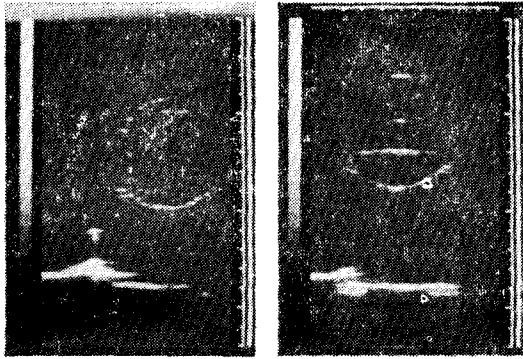
(b) $V_1 > V_2$

그림 4. 計算機 simulation 의 結果
Fig. 4. Results of computer simulation

小物體 T가 傳搬路 B에 따라 反射되어 와 그 發射地 點을 잇는 直線(그림의 點線)상의 한곳에 V라고 하는 거짓像을 한개 더 나타내고 있다.

3. 結 論

音速差가 다른 物體의 境界面에 入射하는 超音波 빔



(...; Actual phantom's interface, T; Non-displaced target, TT; tadpole tail(shadow))

(a)

(b)

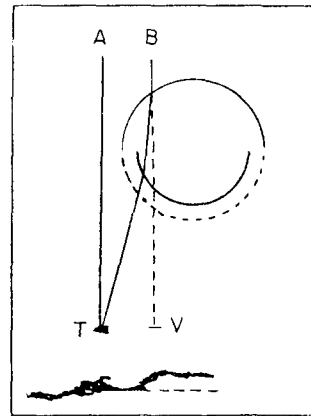
그림 5. $V_1 > V_2$ 인 경우의 B-mode 斷層像
Fig. 5. B-mode images of $V_1 > V_2$ (phantom; ethyl alcohol, $VR = -10\%$)

의 屈折狀態를 計算機 simulation 및 實驗을 통하여, 이것이 B-mode 斷層像에 미치는 畫質의 影響에 關係 檢討했다. 本報告가 產婦人科에서의 胎兒頭部 크기의 確認等, 超音波診斷分野에서 事前知識으로 有効하다면 다행이겠다.

感謝의 말: 本實驗을 行하는데 있어 有効한 助言을 주신 日本 Aloka(株), 研究所 C. Kasai 博士, 實驗에 協助해주신 S. Kasori, T. Itoh 兩氏에 感謝한다.

參 考 文 獻

- 1) J.S. Choi, et al.: "Influence of the Wave Characteristics on Ultrasonic CT", *Japanese J. of Ultrasonic Medicine*, 7.1, p. 35-44, 1980.
- 2) D.E. Robinson, et al.: "Shadowing and Enhancement in Ultrasonic Echograms by Reflection and Refraction", *J. Clin. Ultrasound*, 9, p. 181-188, 1981.
- 3) P.N.T. Wells.: *Physical Principles of Ultrasonic Diagnosis*, Academic Press, 1969.
- 4) J.S. Choi, et al.: "Effects of Refraction of Ultrasonic Beam on B-mode tomograms", *Proc. of Japan Soci. of Ultrasonic Medicine*, 39-C-73, p. 547, 1981.



(T: True target, V: Virtual target,; actual phantom's interface)

그림 6. $V_1 < V_2$ 인 경우의 B-mode 斷層像

Fig. 6. B-mode image of $V_1 < V_2$ (phantom; saline water, $VR = 18\%$)