

# 超音波를 이용한 溫熱療法時 溫度分布에 關한 研究

서울大學校 醫科大學 放射線科學敎室

朴 贊 一 · 高 京 煥 · 河 星 煥

= Abstract =

## Thermometry in Hyperthermia induced by Ultrasound A Phantom study

Charn Il Park, M.D., Kyeong Whan Koh, M.D., Sung Whan Ha, M.D.

Department of Radiology, College of Medicine, Seoul National University

Temperature homogeneity and stationary temperature is the most important thermometric considerations for the clinical use of hyperthermia.

A thermal mapping was done in a phantom with thermocouple during hyperthermia which was induced by 1.0 MHz, 0.7~0.8 watts/cm<sup>2</sup> ultrasound and unfocused 2.5 cm-diameter transducer.

The results were as follows

1. Effective heating range(42.5°C±0.5°C) were obtained 3 cm in width and 4 cm in depth from surface of phantom and temperature distribution was relatively uniform.
2. There was little heating effect more than 2 cm away from transducer axis and more than 5cm in depth.
3. There was hot spots(more than 43°C) in 2.0±0.5 cm depth from transducer along transducer axis.

### 緒 論

溫熱療法은 放射線治療時 局所治癒率을 저해하는 要因중의 하나인 低酸素細胞群을 극복할 수 있는 治療方法중의 하나로 單獨 或은 放射線治療 및 抗癌劑治療와 竝行함으로써 局所治癒率을 向上시킬 수 있는 새로운 癌治療方法으로 많은 動物實驗 및 臨床研究가 進行되고 있다<sup>1,2</sup>. 溫熱療法에는 全身溫熱方法과 局所溫熱方法이 시도되고 있는바 局所癌部位의 全身溫熱療法은 施行上 難點이 많고 또한 副作用이 크기때문에 現在는 局所溫熱方法의 研究가 集中되고 있다. 溫熱時는 正常組織과 腫瘍組織間의 溫度差異가 적으므로 微細溫度間差異를

감지하는 sensitivity가 높고 正確해야 하며 溫熱部位의 溫度分布가 均一해야함이 중요한 要因이다<sup>3~5</sup>.

局所溫熱方法에는 局所灌流法, 溫湯法, 極超短波 및 超音波等에 의한 溫熱方法들이 사용되고 있는데<sup>1,2,4</sup> 그 중 超音波는 集束이 可能하고 局所溫熱이 用易하며 加熱中 溫度測定이 可能한 뿐 아니라 溫熱部位의 깊이 조절이 쉽고 軟組織에 침투성이 높으며 非溫熱效果가 있어, 현재 臨床의 應用이 試圖되고 있다<sup>3,4,6~10</sup>.

이에 著者들은 1 MHz 超音波發生裝置를 利用하여 人體模型에서의 溫度分布를 測定研究하여 앞으로 臨床의 應用可能性을 위한 知見을 얻기 위하여 本實驗을 施行하였다.

### 實驗對象 및 方法

本實驗에 使用한 生體模型으로는 Aquasonic 100<sup>®</sup>을

\* 본 논문은 1984년도 서울대학교 병원 임상연구비 보조에 의한 것임.

가득채운 Water phantom을 사용하였고, 超音波發生裝置로는 Birtcher社製 Ultrasonic Therapy Unit Model 161 Megason VI를 사용하였고 探觸者(Transducer)는 非集束性(Unfocused)로 稼動調波數 1 MHz, 斷面積  $5\text{ cm}^2(\phi=2.5\text{ cm})$ 이었고 出力은  $0\sim 3\text{ watts/cm}^2$ 로 可變的이었다. 溫度測定은 Bailey Instrument Inc社製 Digital thermocouple thermometer BAT-8를 사용하였고 Thermocouple 은 Type MT 29/1(適用溫

度範圍  $-273\sim 200^\circ\text{C}$ , 時間常數 0.025 secs, 直徑 29 gage(0.33 mm), 길이 1 cm)를 利用했다.

實驗裝置는 探觸子를 生體模型下部에 固定한 後 X-Y Recorder의 Y軸에 固定된 Thermocouple 을 探觸子軸을 中心으로 上下左右로 移動하여 3 mm 간격으로 溫度를 測定하였다(Fig. 1).

### 結 果

Aquasonic 100<sup>®</sup>을 利用한 生體模型內 溫度分布는 直徑 2.5 cm 의 1 MHz 超音波發生裝置로 加熱하는 동안 幅 3 cm 內外 및 길이 4 cm 까지  $42.5^\circ\text{C}\pm 0.5^\circ\text{C}$ 程度의 均一한 溫度分布를 보였고  $43^\circ\text{C}$  以上の 熱點이  $2.0\pm 0.5\text{ cm}$  길이에서 一部있었다. 深觸子軸에서 2 cm 以上の 垂距거리에서는 거의 加熱效果가 없었고 5 cm 以上の 길이에서도 未滿까지였다(Fig. 2).

### 考 按

超音波는 局所的加溫이 容易하고 다른 電磁場과는 달리 溫度測定이 加溫途中에 可能하여 溫熱方法中 널리 使用可能한 熱源이다<sup>2,4,6,8,10</sup>. 超音波는 壓電物質인 Ceramic 이나 水晶結晶에 RF current 를 加하여  $0.5\sim$

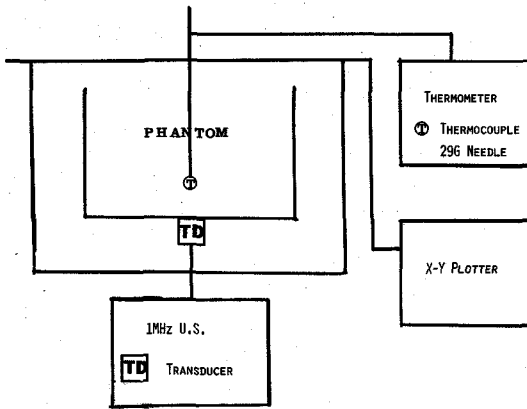


Fig. 1. Block diagram of a temperature measuring system in water phantom(Aquasonic 100<sup>®</sup>) during 1.0 MHz ultrasound heating.

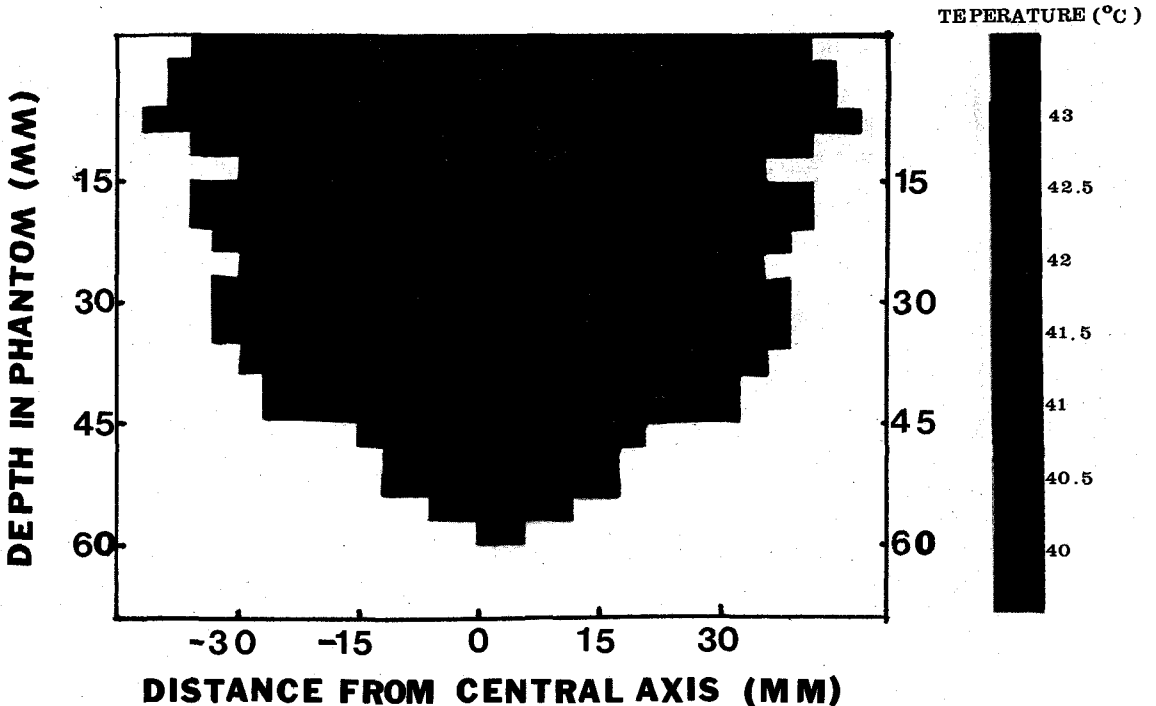


Fig. 2. Thermal mapping in phantom during 1.0 MHz ultrasound heating.

10 MHz의 周波數를 갖게 發生시킬 수 있고 空氣中에서의 傳播가 어려워 脫空氣水나 젤등을 探觸者와 皮膚表面사이에 使用해야만 한다<sup>2,4,10,11</sup>).

物質內에서의 超音波傳播는 物質內音響的不均一에 의한 에너지 損失에 따라 減衰가 생기므로 媒質에 따라 그 程度가 달라서 脂肪, 肋肉 및 骨組織의 順으로 減衰係數가 높아지고 이에 따라 軟組織內에서는 길이 가 길어 질수록 強度가 떨어지며 0.5~3 MHz의 超音波를 使用한 경우 20~5 cm 길이까지 25%의 強度가 維持된다<sup>3,4,8,9</sup>. 本實驗에 따르면 4 cm 길이의 可用한 것은 기존의 報告와 큰 差異가 없는 結果이다. 다만 生體模型에서 探觸子 直徑보다 더 넓은 加熱輻이 관찰되어 探觸子에 가까울수록 더욱 넓었다. 이는 生體模型內에는 血流循環에 準한 對流가 거의 없음에 비해 熱傳導가 더 높았기 때문으로 사료된다.

이와같은 結果로 보아 生體內 組織 特히 皮膚表面 4 cm 以內의 長이에 있는 腫瘍의 溫熱療法時 超音波溫熱方法이 使用可能함이 立證되었다.

## 結 論

著者들은 Aquasonic 100<sup>®</sup>을 利用한 生驗模型으로 直徑 2.5 cm의 探觸者의 1.0 MHz 超音波發生裝置를 使用하여 43°C으로 加溫하여 生體模型溫度分布를 測定하여 다음과 같은 結論을 얻었다.

1. 探觸者軸을 中心으로 輻 3 cm, 깊이 4 cm 內에서 42.5°C±0.5°C의 均一한 溫度分布를 보였다.
2. 探觸者軸을 中心으로 2 cm 以上, 깊이 5 cm 以上에서는 加熱效果가 거의 없었다.
3. 生體模型表面에서 2.0±0.5 cm 長이에 探觸者軸을 따라 43°C 以上의 熱點이 形成되었다.

## REFERENCES

1. Hahn GM: *Hyperthermia and Cancer*. New York, Plenum Press 1982.
2. Oleson JR Dewhirst MW: *Hyperthermia: an overview of current progress and problems*. *CFCa* 83(12):1-62, 1983.
3. Marmor JB, Pounds D, Postic TB et al: *Treatment of superficial human neoplasm by local hyperthermia induced by ultrasound*. *Cancer* 43:188-197, 1979.
4. Hand JW, ter Harr G: *Heating techniques in hyperthermia, I, II, III*. *Br J Radiol* 54:443-466, 1981.
5. Christensen DA: *Thermal dosimetry and temperature measurement*. *Cancer Res* 39:2325-2327, 1979.
6. ter Harr G, Carnochan P: *A comparison of ultrasonic irradiation and RF inductive heating for clinical localized hyperthermia applications*. *Br J Cancer* 45:(Suppl V): 77-81, 1982.
7. Lele PP, Parker KJ: *Temperature distributions in tissues during local hyperthermia by stationary or steered beams of unfocused or focused ultrasound*. *Br J Cancer* 45:(Suppl V):108-121, 1982.
8. Hill CR: *Ultrasound biophysics: A prospective*. *Br J Cancer* 45:(Suppl V): 46-51, 1982.
9. Hynynen K, Watmough DJ, Mallard JR: *The effect of thermal conduction during local hyperthermia induced by ultrasound: A phantom study*. *Br J Cancer:(Suppl V):68-70, 1982*.
10. Hahn GM: *Ultrasound for the induction of localized hyperthermia*. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 4:1117-1118, 1978.
11. Raymond U, Engler MJ: *Introductory synopsis on heat generators and temperature measuring system*. In *Fundamentals of Cancer Therapy by Hyperthermia, Radiation and Chemicals*. Eiichi Kano, Tokyo, Mag Bros Inc. 1982, 9-32.