原 著

JASMIN 3.1000 の温度分布と臨床経験

遠藤 賢¹⁾ 鈴木宏俊¹⁾ 中島幸洋¹⁾ 長嶋 圭¹⁾
田畑 裕¹⁾ 田畑久美子¹⁾ 今西好正¹⁾ 大内幸敏²⁾
鈴木恵史³⁾ 新井一成³⁾ 小池 正³⁾ 柳川忠二⁴⁾

1) 聖マリアンナ医科大学放射線医学教室

2) 同 附属横浜市西部病院画像診断部

3) 昭和大学医学部外科学教室

4) 聖マリアンナ医科大学東横病院薬剤部

Thermal Distribution and Clinical Experience

Using a Prototype, Three-Electrode Capacitive Device Jasmin 3.1000

Masaru Endou¹⁾, Hirotohi Suzuki¹⁾, Yukihiro Nakashima¹⁾

Kei Nagashima¹⁾, Yutaka Tabata¹⁾, Kumiko Tabata¹⁾

Yoshimasa Imanishi¹⁾, Yukitoshi Ohuchi²⁾, Satoshi Suzuki³⁾

Kazunari Arai³⁾, Tadashi Koike³⁾ and Chuji Yanagawa⁴⁾

1) Division of Radiation Oncology. Department of Radiology, St. Marianna University
School of Medicine

2) St. Marianna University School of Medicine, Yokohama Seibu Hospital

3) Department of Surgery, School of Medicine, Shouwa University

4) St. Marianna University School of Medicine, Tohyoko Hospital, Pharmaceutical Division

Summary

The studies with agar phantoms demonstrated that, with the symmetric, three-electrodes capacitive device employed, central axis heating patterns can be manipulated significantly without appreciable distortion of lateral heating patterns produced at midphantom depths. Problems of excessive heating of subcutaneous fat will exist in most applications of deep tumor hyperthermia with capacitive devices. Five patients with cancer received hyperthermic treatment using a Jasmin 3.1000. No severe side effects were experienced, it was found that through reduction of the ratio of net power to the upper electrode and lower two electrodes, steady-state temperatures in the rectum and bladder could be raised from 4 °C to 5 °C above temperature within 20 minutes after heating. In this report, the possibilities and consequences of manipulation of lateral heating patterns also will be evaluated. A prototype of Jasmin 3.1000, a capacitive heating device (operating at 13.56MHz) with an upper electrode and two symmetrically placed lower electrodes is a useful equipment clinically. We investigated that clinical application and thermal distribution with agar phantoms using three-electrodes capacitive device Jasmin 3.1000

Key Words:

三電極誘電加温 Jasmin3.1000

領域加温 13.56MHz

はじめに

JASMIN 3.1000 は周波数 13.56MHz の波長を有する独立した3つの電極から成る誘電加温装置である(オーダム社, フランス)。各電極の最高出力は 600W であり, 各電力の出力を増減することにより加温部位を変えられるように工夫されている。さらにボラスの塩度を 3~5 g/dl にすることにより体表面の冷却を調整することができる。加温開始から 10~15 分で 41.5 から 42.5 °C に達し得る。本装置は電極板およびボラスなどの大きさから腹腔や骨盤腔の腫瘍に対する深部加温装置として有用である。今回我々は寒天ファントムを用いての温度分布の実験結果を供覧し, 尾

骨および骨盤骨転移 2 例, 膀胱腫瘍 1 例, 転移性肝腫瘍 1 例, 大腸腫瘍 2 例, 食道腫瘍 1 例の計 7 例の臨床例に応用し, 臨床症例の加温状態についても検討した。本装置の臨床的有用性を含め, 種々問題点について検討したので報告する。

装置の名称および機能

本装置は Fig.1 に示す如く①3つの電極(周波数 13.56MHz), ②発振装置, ③ IBM パーソナルコンピュータおよびコンソール・コントロールデスク④治療台から構成されている。温度測定用センサーは4個で精度は 0.1 °Cである。

Fig. 1 A structure of Jasmin 3.1000

- ① Bolus and application with electrode
- ② High power generator
- ③ Control desk (IBM Personal Computer)
- ④ Bed

ファントム実験と3電極の出力比による温度分布

寒天ファントム〔組成：NaCl 1%，H₂O 94%，NaN₃（防腐剤）1%，工業用寒天4%〕，3つの電極およびボラスの位置関係を Fig.2 に示す．30～60 分加温後サーモメータ（AVIO

Thermovideo system）にて温度を測定した．また3つの電極の出力比を変えることにより加温部位を変えられるがその出力比と加温部位の関係を Fig.3 に示す．

Fig. 2 Power ratio on three electrodes

Fig.3 Power ratio on three electrodes

ファントムによる実験結果

寒天ファントムによる実験結果を供覧する．3つのボラスの出力比を1：1：1，3：3：1，1：3：3，および，2：1：2，における寒天ファントム表面のサーモグラムである（Fig.4）．臨床における患者の腹，臥位の加温中の状態（Fig.5）である．

臨床症例における時間と温度との関係

転移性肝癌1例，膀胱癌1例，直腸癌術後再発1例，直腸癌術後1例，転移性骨腫瘍2例，食道癌術後1例の合計7症例について臨床的に応用した．それらの症例の時間と温度との関係を供覧する．いずれの症例においても，肝臓内，膀胱内および直腸内の温度を測定し，43.4～41.4℃の温度上昇を得ることができた（Fig.6）．

Fig. 4-1: Power ratio on three electrodes 1 : 1 : 1

Fig. 4-2: Power ratio on three electrodes 1 : 3 : 3

Fig. 4-3: Power ratio on three electrodes 3 : 3 : 1

Fig. 4-4: Power ratio on three electrodes 2 : 1 : 2

Fig. 4 Thermal distribution with relative temperature elevations

Fig. 5 Patient on Prone and Supine position

Fig. 6-1 Temperature in the bladder

Fig. 6-2 Temperature in the rectum

考 察

温熱療法⁵⁾の目的は腫瘍細胞に対して 42⁽¹⁾⁽⁸⁾⁽¹⁰⁾～43.5 °C前後の温度を与えること、この際均一な温度でしかも腫瘍部分のみを加温でき、更にその温度を正確に測定できる温度センサーが必要である。Jasmin 3.1000 の波長は 13.56MHz である。13.56MHz の波長は生体内では Table.1 に示す如く導電率で骨格筋 0.5, 脂肪 0.05, 肝臓 0.4, 血液 0.2 であり比誘電率では骨格筋 10², 脂肪 40, 肝臓 2×10², 血液 10² の値を示¹¹⁾す。

生体組織においては周波数が高くなるにつれて誘電率が下がり導電率が上がるという性質がある。即ち RF 波や MW 波では脂肪層において大きくその値が変わるということで、臨床的には脂肪層で吸収が多くなり、いわゆる hot spot の形成となり、この現象が患者に熱いあるいは火傷の原因となる。これは温熱療法における大きな問題である。Jasmin 3.1000⁹⁾ではこの問題の解決の為に3つのポーラスの塩度を 3～5 g/dl にすることにより体表面の温度調節を可能にしている。実

Table 1 An electric fixed number jin human organs

Characteristics	Frequencies Organ	100 Hz	10 kHz	10 MHz	10 GHz
Conductivity κ [S/m]	Muscle	0.11	0.13	0.5	1
	Fat	0.01	0.03	0.05	0.1
	Liver	0.12	0.15	0.4	1
	Blood	0.5	0.5	0.2	2
Ratio of permittivity ϵ	Muscle	10 ⁶	6×10 ⁴	10 ²	50
	Fat	10 ⁵	2×10 ⁴	40	6
	Liver	10 ⁶	6×10 ⁴	2×10 ²	50
	Blood	10 ⁶	1×10 ⁴	10 ²	50

(by Kanai, Iyoudenshi and Seitaikougaku, 3(5) :1975)

際にはポーラスの温度を 23～32 °Cの間でコントロールすることにより患者の訴えはほとんど経験していない。加温開始後 10～15 分で目的の温度である 40～43 °Cが得られる。この時間と温度上昇の関係は熱生物学の点からも満足できる。本症例中 43.4 °Cに上昇後或いは 43 °Cを越える時点で温度が徐々に下降することを経験するが、熱に対する生体の防禦反応のあらわれと考えている¹²⁾。実際には、我々はこの現象が生じると一旦 41 °C前後に温度をおとし、再び加温し 43 °C以上を保つ工夫をしている。加温時間は 45～60 分としているが全患者とも加温中に重篤な愁訴はない。本器の加温は腹腔および骨盤腔内の腫瘍の加温が目的である。骨盤腔の場合はほとんど問題はないが腹腔特に上腹部の肝臓、胃、下部食道の腫瘍に対

する加温の際あまりいそうが強いと季肋部と腹腔に空間ができ加温が難しい場合がある。このような患者の場合腹臥位にし更に空間には弾力性のあるゴム袋に生食を入れ可能な限りポーラス表面との間に空間ができないようにして加温している。温熱療法では加温とともに温度測定が重要である。本来腫瘍内に温度センサー用の穿刺を行い測定することが必要だが、必ず穿刺できるとは限らない。癌患者に対する穿刺による浸襲は加温施行或いは継続を難しくさせる要因となる。そこで我々は生体の腔をできるだけ利用している。食道、胃、十二指腸、直腸、人工肛門、陰、尿道、膀胱などである。またフィステルも利用する。今回の肝転移の症例では腫瘍内に特注した穿刺針を用いて温度センサーを挿入、測定した。注意すべ

きことは同じ腔を用いてもときに1~1.5℃の温度差があることがある。従って通常3本以上の温度センサーを挿入するようにしている。また前回と比較し温度上昇に差がありすぎるときには温度センサーを動かすようにしている。本装置による臨床例は8例96回の加温を経験しているが加温による副作用、火傷などは全く経験していない。また本装置の改善すべきところとしてはポーラスの辺縁の硬さが皮膚面に直接接するためもう少し柔らかい物に変えること、ポーラスの大きさをそれぞれの加温部位に応じて変えられるようにすること、ポーラスを支えるアームの可動性をよくすることなどが挙げられる。

結 語

周波数13.56MHzを有する3電極からなる誘電加温装置Jasmin 3.1000を使用し以下の結論を得た。

1. 寒天ファントムを用いた実験から温度分布、温度の局在性について臨床上使用可能な分布、局在性が得られた。
2. 独立した3電極による加温装置は比較的hot spotを作りにくい。
3. 臨床的には加温開始後10~15分で41~43℃の温度上昇が得られる。また季肋部直下およびその周辺部の加温の場合更に工夫が必要である。
4. ポーラスの辺縁の硬さおよびポーラスの大きさについては日本人向けの検討が必要である。
5. 本器は腹腔および骨盤腔内の腫瘍の加温装置として安全であり臨床的にも有用性のあるものである。

(尚本論文は1990年10月第7回日本ハイパーサーミア学会において発表した。)

文 献

- 1) 遠藤 賢: 総説ハイパーサーミア. 聖マリアンナ医大誌 14: 14-28, 1986.
- 2) 遠藤 賢, 鈴木宏俊, 石垣洋子, 田畑久美子, 中島幸洋, 片田隆行, 高橋馨子, 柳川忠二, 尾上正孝, 石川大二: 癌治療における二重攻め. 診療と新薬 23(7): 1401-1409, 1986.
- 3) 遠藤 賢, 今村恵子, 鈴木宏俊, 中島幸洋, 石垣洋子, 田畑久美子, 長嶋 圭, 今西好正, 徳田正道, 米山優美, 藤井正道, 柳川忠二, 片田隆行: 温熱療法を含む集学的治療の検討(第1報)-PSの改善に関与する因子について-多変量解析数量化III類を用いて. 聖マリアンナ医大誌 16(2): 280-285, 1988.
- 4) 遠藤 賢, 田所 衛, 中島幸洋, 鈴木宏俊, 田畑久美子, 石垣洋子, 今西好正, 徳田正道, 米山優美, 藤井正道, 品川俊人, 高桑俊文, 柳川忠二: 温熱療法を施行した担癌患者9症例の剖検所見. 聖マリアンナ医大誌 16(3): 400-409, 1988.
- 5) 遠藤 賢, 鈴木宏俊, 中島幸洋, 田畑久美子, 石垣洋子, 長嶋 圭, 加地辰美, 藤井正道, 柳川忠二: Hyperthermochemotherapy と DDS. 医学と薬学 20(3): 309-314, 1988.
- 6) 遠藤 賢, 中島幸洋, 鈴木宏俊, 長嶋 圭, 岩田正範, 長嶋 学, 斉藤 馨, 林 和彦, 田所 衛: 女性性器癌における温熱療法とその評価. 産婦治療 58(2): 131-137, 1989.
- 7) 遠藤 賢, 中島幸洋, 長嶋 圭, 田畑裕, 田畑久美子, 今西好正, 藤井正道, 石川 徹, 宮本恵一, 柳川忠二, 池田義雄: 消化器系悪性腫瘍に対する温熱化学療法. Karkinos 3(1): 103-114, 1990.
- 8) 遠藤 賢, 鈴木宏俊, 中島幸洋, 長嶋 圭, 田畑久美子, 田畑 裕, 今西好正, 今村恵子, 石川 徹, 藤井正道, 宮本恵一, 柳川忠二, 金杉和男: ハイパーサーミアを含む集学的治療の Curability. 癌の臨床 36(4): 505-513, 1990.
- 9) Nussbaun, G., Sidi, J., Rouhanizadeh, N., Jasmin, P.M.C., Mabire, J.P. and Azam,

- G.: Manipulation of central axis heating patterns with a prototype, three electrode capacitive device for deep tumor hyperthermia. IEEE Transactions on microwave theory and Techniques 34 (5) : 620-625, 1986.
- 10) 石垣洋子, 遠藤 賢, 鈴木宏俊, 田畑久美子, 春成祥子, 久保田操子, 田口泰之, 雨宮 章, 山本百合子, 下田祥由, 柳川忠二: 外陰腫瘍に対する集学的治療. 産と婦 53 (12) : 1854-1857, 1986.
 - 11) 金井 寛: 生体物性 (2) - 電気特性. 医用電子と生体工学 13 (5) : 307-315, 1975.
 - 12) 小坂光男: 高体温と臓器障害総合臨床 29 (3) : 420-427, 1980.
 - 13) Storm, F.K., Harrison, W. H., Elliott, R. S. and Morton, D. L.: Normal tissue and solid tumor effects of hyperthermia in animal models and clinical trials. Cancer Res 39: 2245-2251, 1979.