

## Heating Properties of Resonant Cavity Applicator for Treatment of Osteoarthritis - Heating Experiments Using Prototype Applicator -

YASUHIRO SHINDO<sup>1\*</sup>, KAZUKI WATANABE<sup>2</sup>, KYOHEI KODERA<sup>1</sup>,  
KAZUO KATO<sup>1</sup>, HIROMASA KUROSAKI<sup>3</sup>, KENJI TAKAHASHI<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Department of Mechanical Engineering Informatics, Meiji University, 1-1-1 Higashi-mita, Tama-ku, Kawasaki, Kanagawa 214-8571, Japan

<sup>2</sup>Graduate School of Science and Technology, Meiji University, 1-1-1 Higashi-mita, Tama-ku, Kawasaki, Kanagawa 214-8571, Japan

<sup>3</sup>Department of Radiology, Tokyo Kousei Nenkin Hospital, 5-1 Tsukudo-cho, Shinjuku-ku, Tokyo, 162-8512, Japan

<sup>4</sup>Department of Orthopaedics and Rheumatology, Nippon Medical School, 1-1-5 Sendagi, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8603, Japan

**Abstract :** This paper describes experimental results of a new heating method for treating osteoarthritis in the knee using a resonant cavity applicator.

In the previous study, we proposed a new heating method using a resonant cavity applicator for thermotherapy of osteoarthritis, and discussed the calculated temperature distributions using 3D FEM. From these estimated results, it was found that the proposed heating method is useful for treating osteoarthritis in the knee.

In this paper, the thermal properties of the proposed method are discussed with experimental results using the prototype applicator with several types of agar phantoms. And the experimental results of the resonant cavity applicator were compared with that of the microwave diathermy system, which is used in clinics. Furthermore, in order to resemble real-life conditions, a cow knee was used in the heating experiment.

First, experimental results of a cylindrical agar phantom with the proposed method and the microwave diathermy system are discussed. Second, temperature distributions of an agar phantom shaped like a human leg using both methods are presented. Third, the experimental result using the cow knee is discussed.

From the experimental results, it is found that the proposed heating method using the resonant cavity applicator is effective for treating osteoarthritis in the knee.

**Key Words :** osteoarthritis, resonant cavity applicator, experimental result, temperature distribution.

## 緒言

変形性関節症は、その多くが、病変の進行とともに軟骨組織の菲薄化、骨の新生増殖などが生じる、進行性の変性疾患である<sup>1)</sup>。さらに、関節機能を著しく阻害するため、日常生活や社会活動が制限されてしまう。日本のコフォート研究では、推定有症有病者数が約800万人と推測され、その多くが中高齢者である<sup>2,3)</sup>。また、変形性関節症の温存的治療法として、ヒアルロン酸製剤を関節内へ直接投与する治療が行われているが、進行した関節症に対しての効果は低いとされている<sup>3)</sup>。さらに症状が進行し、関節破壊が重度となってしまった場合、人工関節への置換手術等の外科的手術が必要となるため、初期段階で変性阻止に有効な温存的治療法の確立が急務である<sup>1-4)</sup>。

現在、変形性関節症等の関節疾患を対象とした簡便なりハビリテーション方法として温熱療法が広く行われている<sup>1-6)</sup>。変形性関節症を対象とした温熱療法では、関節深部を36~38°C程度に温めることで、関節症による痛みの緩和および病変の進行を防ぐ効果があるとされている<sup>1-4)</sup>。

特に効果的な温熱リハビリテーションを実現させるためには、Fig. 1に示すように、関節腔内深部の損傷した関節軟骨細胞を集中的に温めることが必要不可欠である<sup>1-3)</sup>。特に、骨に挟まれた深部間隙組織を加温可能なアプリケータの開発が求められている<sup>2,4)</sup>。

現在、臨床で用いられている具体的な加温手法として、ホットパックやパラフィン浴等の、体表面から関節部を温める方法や、Fig. 2に示すマイクロ波照射型治療装置を用いた加温治療方法(以下、極超短波治療)が挙げられる<sup>1,4)</sup>。極超短波治療は、プローブ内部に設けられたループアンテナから、関節部へ2.45 GHzの電磁波を照射し、関節部の非接触加温を行う治療方法である。しかし、使用する電磁波の周波数が高くなるほど、電磁波エネルギーの吸収深さを表す表皮深さ (skin depth) が小さくなるため、マイクロ波帯を照射した場合、電磁波エネルギーが深部組織まで到達することは困難であるとされている<sup>2,4-6)</sup>。また、極超短波治療では、電磁波を直接照射しているため、加温治療中の電磁波漏洩が大きく、周辺環境への影響も懸念されている<sup>8,9)</sup>。これらの理由により、変形性関節症患者を対象とした温熱治療分野において、未だ効果的な治療方法が確立されていないのが現状である<sup>2-6)</sup>。

我々は、このような問題を解決するための一手法として、先行研究で培った深部加温技術<sup>10-12)</sup>を応用し、シールド付き空洞共振器アプリケータを用いた非接触温熱リハビリテーション手法(以下、本加温方式)を提案している。さらに、前報において、2次元医用画像から再構築した3次元人体解剖学的膝モデルを用いて、有限要素法による温度分布解析を行い、極超短波治療装置との比較検討により、本加温方式の有用性を数値的に示した<sup>13)</sup>。

本論文では、前報の研究成果である、有限要素法

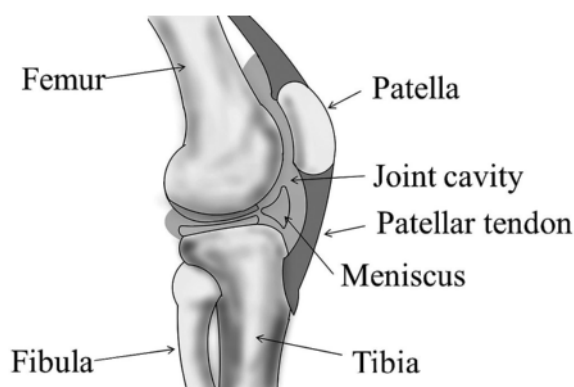


Fig. 1. Structure of human knee joint.

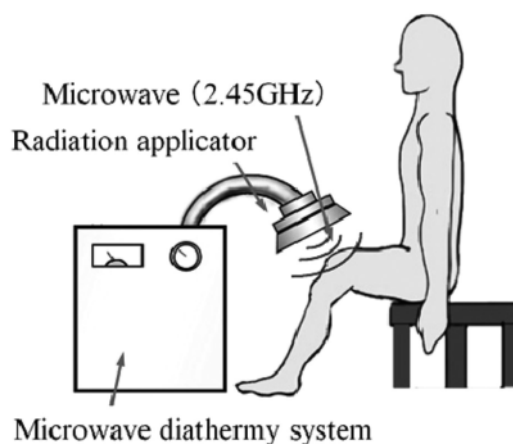


Fig. 2. Microwave diathermy system.

による温度分布解析結果<sup>13)</sup>を基に加温装置を設計・試作し、二種類の形状の寒天ファントムおよび牛の膝関節を用いた加温実験を行った。まず、円筒型寒天ファントムを用いた基礎加温実験を行い、本加温方式と極超短波治療装置との比較検討を行った。次に人体脚部形状の寒天ファントムを用いた加温実験を実施し、被加温体形状による各加温装置の加温特性検討を行った。さらに、臨床に近い形状、複雑な組織で構成される被加温体を用いた際の本加温システムの加温特性を検討するため、切断加工した牛の膝部を用いた加温実験を実施した。

以上の実験的検討により、本加温方式を用いることで、変形性関節症の飛躍的な温熱治療効果の向上が期待できることを明らかにする。

## 材料と方法

### 加温システムの構成

Fig. 3は本研究で提案する、非接触温熱リハビリテーション手法の概念図を示している。本加温システムでは、高周波電力増幅器から空腔共振器内に設けたアンテナへ特定の周波数の高周波電力を供給することで、共振器内部に封じ込められている電磁界振幅を増大させ、周波数に応じた電磁界共振現象を発生させる<sup>10-12)</sup>。この時の周波数を共振周波数という。共振周波数は被加温体の電気的特性や設置位置により異なるため、本研究では先行研究<sup>13)</sup>で数値解析により求めた共振周波数をもとに、励振させる周波数を加温実験時に決定している<sup>10-14)</sup>。本研究では、共振器内部で局所集中させた電磁エネルギーにより、膝の関節腔内を非接触状態で深部加温することを目的としている。また、この電磁エネルギーを被加温体に効果的に吸収させるためには、高周波電力増幅器側と空腔共振器側とのインピーダンスを整合させる必要があるため、両者の間にインピーダンス整合器を挿入した<sup>10-12)</sup>。また、本研究では、目的部位以外への不要な電磁エネルギーの集中を抑えるため、シールド板と呼ばれるテーパ型円管を空腔共振器内部に設置した<sup>13,14)</sup>。

Fig. 4に、シールド付き空腔共振器アプリケーションの概念図および寸法を示す。本研究で試作した加温装置は、前報における解析結果を基に設計した<sup>13)</sup>。共振器外形寸法は人体膝関節の加温治療を目的

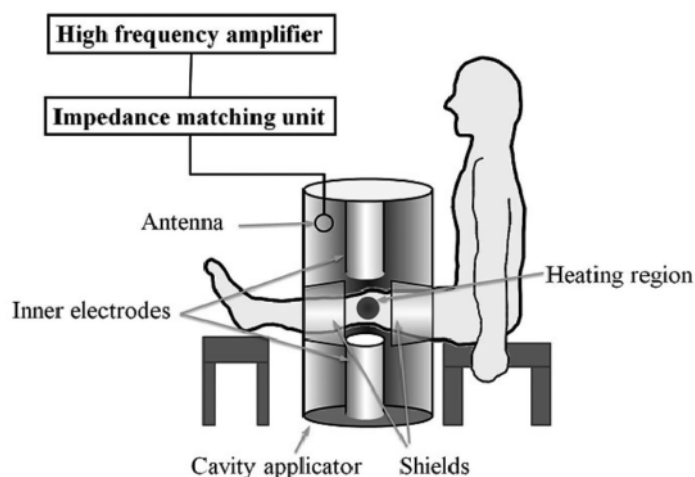


Fig. 3. Heating system of the resonant cavity applicator.

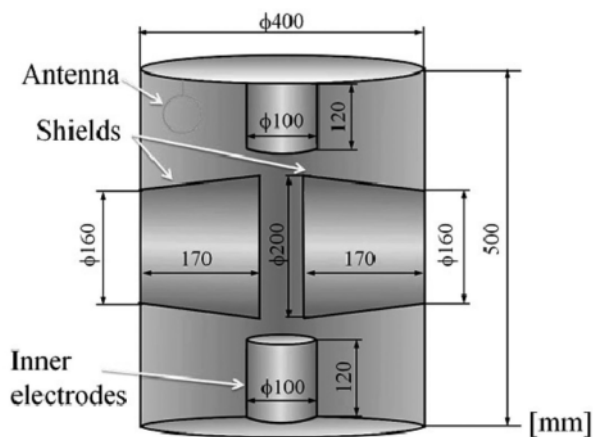


Fig. 4. Dimensions of the resonant cavity applicator with shields.

とし、直径 400 mm、高さ 500 mm の円筒形とした。空洞共振器内部に設けた上下の内円筒 (リエントラント) は直径 100 mm、高さ 120 mm とした。空洞共振器壁面には人体脚部を挿入するための直径 160 mm の開孔部を足首側と大腿部側に二か所設けた。脚部の非加温部を覆う、シールド板は空洞共振器壁面と電氣的に接続させることで、効率的に加温エネルギーを深部組織へ集中させている<sup>13,14</sup>。ただし、膝頭の形状が周辺脚部に比べて凸になっているため、シールド板と局所的に接近してしまう可能性がある。そのため、シールド板形状は内部に向かって広がるテーパ型とし、各直径 160 mm、200 mm、長さ 170 mm とした。

Fig. 5 は、本加温システムの外観である。空洞共振器およびシールド板は導電性および強度を考慮してアルミニウム製とした。ただし空洞共振器壁の半面は、加温中に内部の様子が分かるようにアルミニウムのパンチング板を使用した。また空洞共振器の継ぎ目については、その電氣的な接触抵抗を少なくするためにアルミニウム溶接とした。本加温実験で使用する高周波電力増幅器 (周波数可変発信器内蔵型) は周波数可変帯域 200-400 MHz、最大加温電力 150 W である。本アプリケーションを用いた加温実験における共振周波数については、前述のとおり加温実験時に決定される<sup>10-14</sup>。そのため、本研究で用いた各共振周波数については、加温実験結果と共に記載した。

本研究では比較対象装置として、臨床で用いられている極超短波治療装置 MT-Sdi (周波数 2.45 GHz、出力 0-150 W) (ミナト医科学社製、大阪府) を使用した。

また、本研究で行った全ての加温実験において、加温電力および加温時間は同一条件として、加温電力 50 W、加温時間 10 min とした。加温電力および加温時間は、臨床で用いられている温熱リハビリテーションを参考にした<sup>5,6</sup>。

加温実験で用いた寒天ファントムの重量割合成分を Table I に示した。寒天ファントムについては、引用文献『ハイパーサーミア装置の操作ガイド I -RF 容量結合型加温法-』<sup>15</sup> に記載されている寒天ファントムを参考に作製した。

円筒型寒天ファントムを用いた加温実験

Fig. 6 は、加温実験で使用した寒天ファントムを示している。本研究で開発したシールド付き空

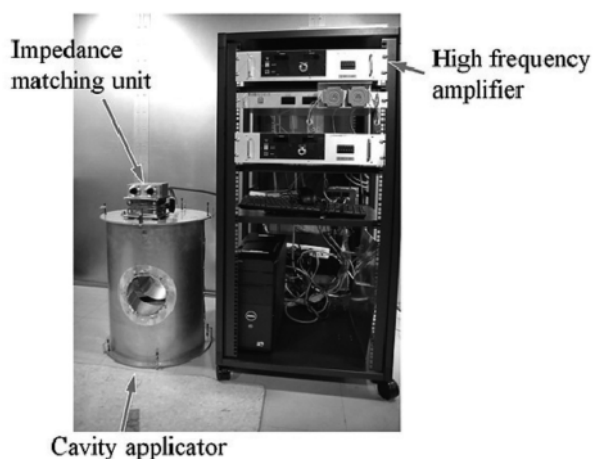


Fig. 5. Setup of the heating system.

Table I. Component ratio of the agar phantom.

Water	Agar	Salt	Sodium azide
95.46%	4.2%	0.24%	0.1%

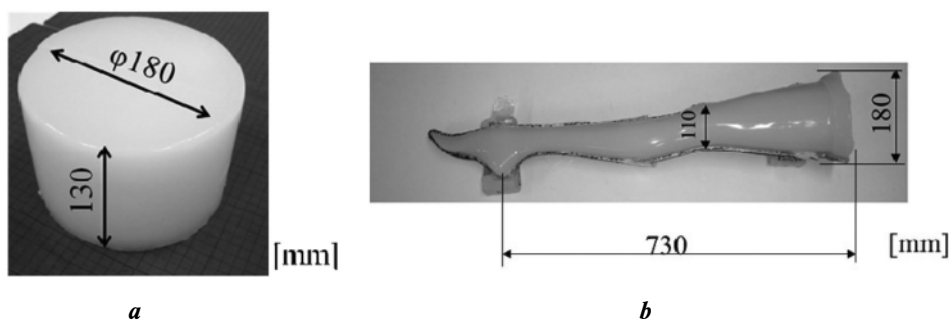


Fig. 6. Dimensions of agar phantoms. a, Cylindrical agar. b, Agar human leg.

胴共振器加温システムと、臨床で用いられている極超短波治療装置による加温実験結果とを比較評価するために、2つの異なる形状の寒天ファントムを用いた加温実験を実施した。Fig. 6aは、実験で使用した円筒型寒天ファントムを示している。ファントムの寸法は直径180 mm、高さ130 mmである。まず、この円筒型寒天ファントムを用いて、各アプリケーションの基礎加温特性の比較検討を行った。また、加温実験直後の寒天ファントム中央断面での温度分布は、赤外線サーモカメラ TH7102WX (最小温度分解能0.07°C) (NEC 三栄社製、東京) を用いて撮像し、2次元熱画像計測を実施した。

また、本研究では加温実験結果を比較検討するために、次式に示す正規化公式を用いて正規化温度値 ( $T_N$ ) を算出し、加温特性の比較を行った<sup>11-13</sup>。

$$T_N = \frac{T - T_0}{T_{MAX} - T_0} \quad (1)$$

ただし、 $T_N$ : 正規化温度、 $T_0$ : 初期温度 (°C)、 $T_{MAX}$ : 寒天ファントム中央断面での最高温度 (°C)、 $T$ : 寒天ファントム中央断面での温度 (°C) である。

#### 脚部型寒天ファントムを用いた加温実験

次に、被加温体形状による空洞共振器アプリケーションの加温特性検討を行うために、Fig. 6bに示す、人体脚部形状を模した寒天ファントム (以下、脚部型寒天ファントム) を使用し、被加温体形状による各装置の加温特性の比較検討を行う。脚部型寒天ファントムの寸法は、一般的な成人男性と同程度<sup>16)</sup>とし、長さ730 mm、太もも部直径180 mm、である。

#### アプリケーション周辺の漏洩電界強度計測

加温実験中のアプリケーション周辺の漏洩電界強度値を、電磁界強度計測器 EMR-200 (計測可能範囲0.6-800 V/m, 100 kHz-3 GHz, 分解能0.01 V/m) (Narda 社製, Milano, Italia) を用いて計測した。

#### 寒天ファントム設置位置

Fig. 7に極超短波治療装置を用いた加温実験における、各寒天ファントムの設置位置を示す。両加温実験では、被加温体と電磁波照射プローブを100 mm程度離れた状態で電磁波照射加温を行った。Fig. 7aに円筒型寒天ファントムを用いた際の装置の設置位置を示す。円筒型寒天ファントム上面より電磁

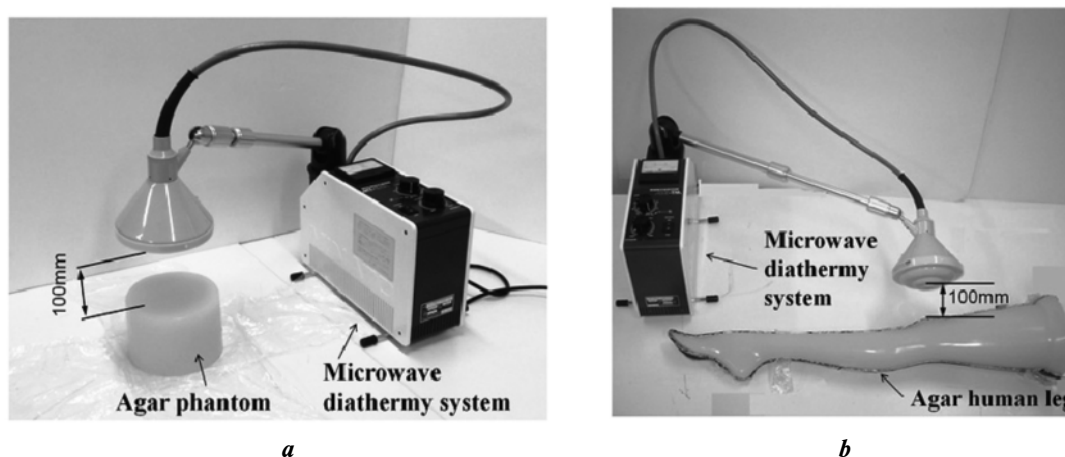


Fig. 7. Experimental setup of microwave diathermy system. *a*, With cylindrical agar. *b*, With agar human leg.

波を照射し、加温実験を行った。また、Fig. 7b に示すように、脚部型寒天ファントムを用いた際には、本加温実験で加温対象としている関節部の上面より、電磁波照射加温を行った。

Fig. 8 は本研究で提案している空胴共振器加温システムを用いた加温実験における、各寒天ファントム設置位置を示している。なお、ここでは内部の様子が見えるようにシールド板は取り外した状態である。Fig. 8a に示すように、円筒型寒天ファントムは、空胴共振器中央に寒天の中心部が位置するように設置した。脚部型寒天ファントムについては、Fig. 8b に示すように、寒天ファントムの関節部分が共振器の中央に位置するように設置した。空胴共振器を用いた加温実験の際には、寒天ファントムを支持するため、電磁波の影響を受けにくいテフロン素材で作製したテーブルを使用した<sup>10,12)</sup>。

#### 牛膝部を用いた加温実験

さらに、より臨床に近い条件で加温実験を行うため、切断加工した牛の膝部を用いて加温実験を行った。Fig. 9 に加温実験で用いた牛の膝部を示す。牛の関節部には関節腔内を通るように、テフロン製の

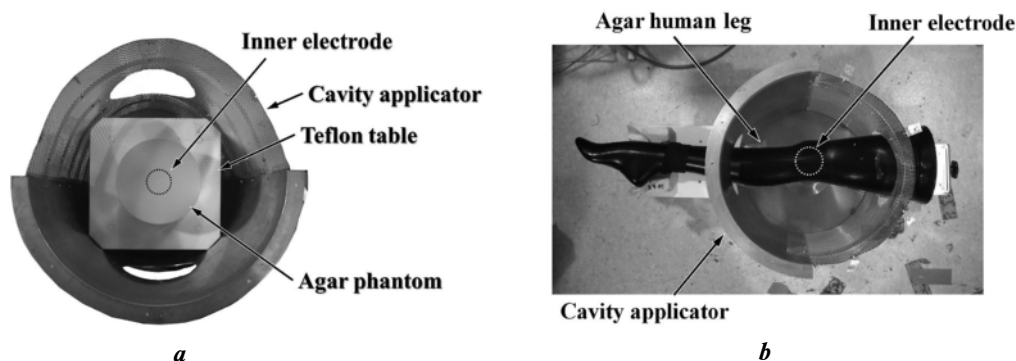


Fig. 8. Experimental setup of the resonant cavity applicator. *a*, With cylindrical agar. *b*, With agar human leg.

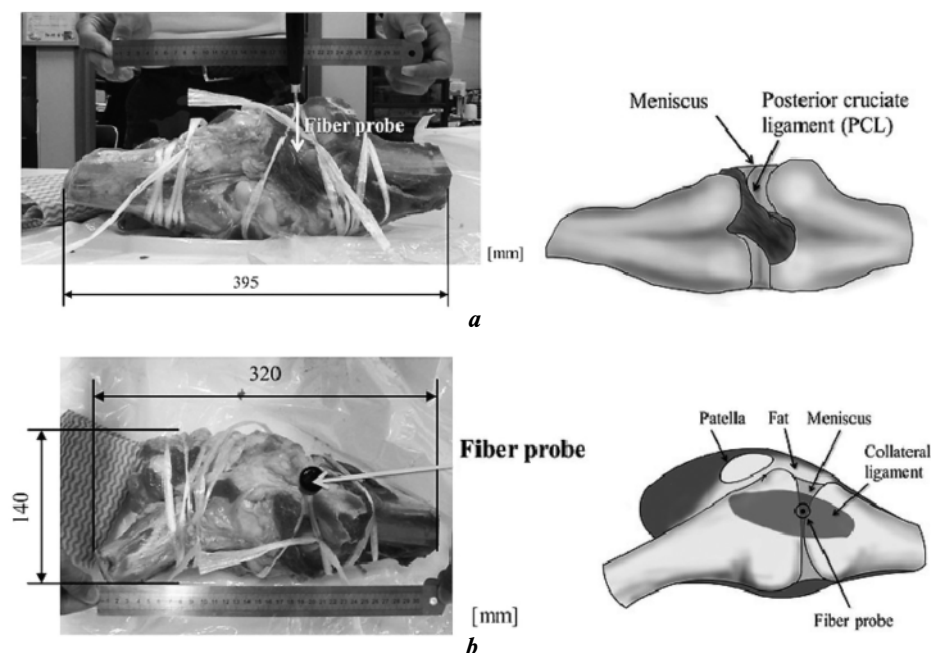


Fig. 9. Cow knee for heating experiment. *a*, Bottom view. *b*, Side view.

チューブを刺し込み、そのチューブ内に電磁波の影響を受け難い<sup>10,12)</sup> 光ファイバー温度センサーFS600 (温度分解能 0.1°C) (安立計器社製, 東京) を挿入し、温度計測を行った。加温実験時には、この温度センサー刺入位置を共振器内中央に配置し加温実験を行った。

Fig. 10 は牛の膝内部に刺入した光ファイバー温度センサーの刺入位置を示している。なお、この画像は加温実験後に牛の膝部を解体し、撮影したものである。光ファイバー温度計は先端部から、膝蓋下脂肪体-前十字靭帯-半月板-側副靭帯の順に通っている。加温実験直後に光ファイバー温度センサーを図中の X 方向へ 5 mm 間隔で引き抜き、各点における温度計測を実施した。

## 結果

### 円筒型寒天ファントムを用いた加温実験結果

Fig. 11 は加温実験終了直後の円筒型寒天ファントム中央断面の赤外線サーモ画像である。Fig. 11 から、電磁波を照射した寒天ファントム上面が 29.5°C に加温され、最高温度になっていることが確認できる。寒天ファントムの初期温度は 23.4°C であり、その温度上昇は約 6.1°C であった。この加温実験結果から、極超短波治療装置を用いて電磁波を照射した寒天ファントム表層面で、最も高い温度上昇が確認できた。

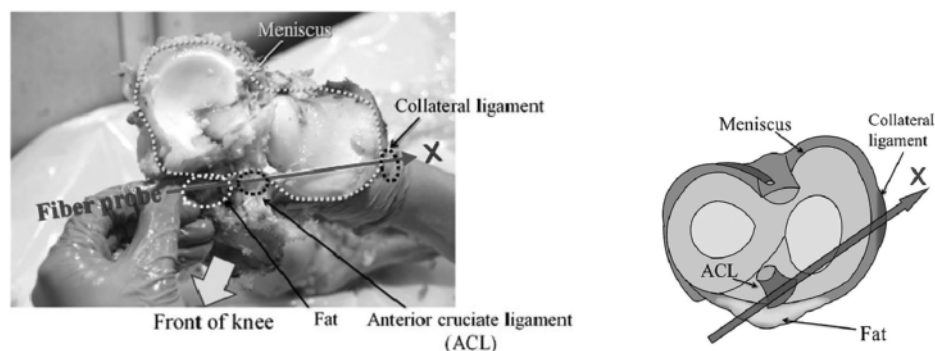


Fig. 10. Position of the fiber probe inserted in a cow knee. The temperature of the cow knee was measured after the heating experiment with the fiber probe along an X-axis.

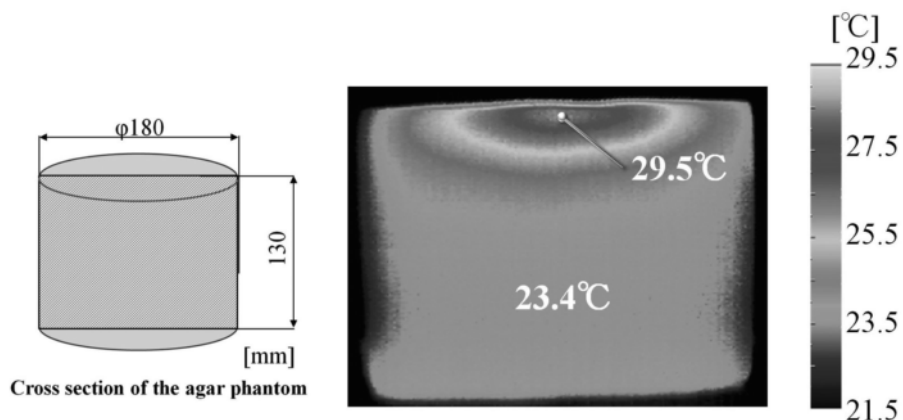


Fig. 11. Thermal image using microwave diathermy system. (Heating power: 50 W, Heating time: 10 min, Frequency: 2.45 GHz)

Fig. 12 は空胴共振器アプリケーションを用いた加温実験終了直後の寒天中央断面における赤外線サーモ画像である。なお、本加温実験における共振周波数は 349.3 MHz であった。寒天ファントムの初期温度は 26.2°C、加温実験直後の最高温度は寒天ファントム中心部で 32.2°C、その温度上昇は約 6.0°C であった。

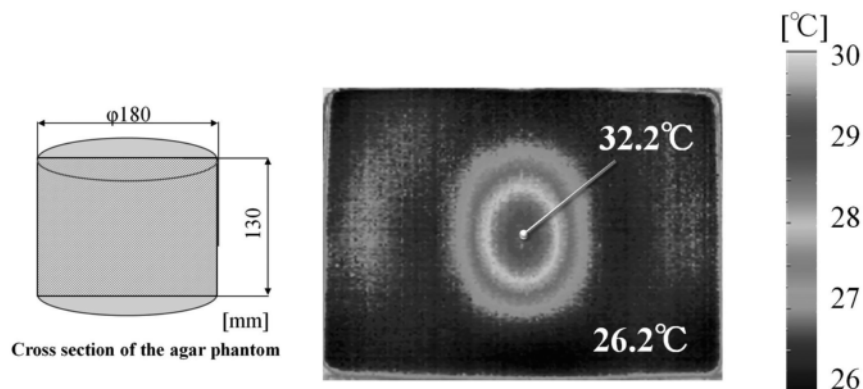


Fig. 12. Thermal image using the resonant cavity applicator. (Heating power : 50 W, Heating time : 10 min, Resonant frequency : 349.3 MHz)

アプリケーション周辺の漏洩電界強度計測

電磁波を利用した機器の研究において、周辺環境への影響は重要な検討課題の一つである。ここでは、円筒型寒天ファントムを用いた両加温実験中に、各アプリケーション周辺の漏洩電界強度を計測した。Fig. 13 は各実験における漏洩電界強度計測結果を示している。計測結果より、極超短波治療装置を用いた場合、アプリケーション直下では約 600 V/m、アプリケーションから 200 mm 程度離れた地点では約 200 V/m の電界強度値が計測された。一方、空胴共振器アプリケーションを用いた際には、共振器に最も近い地点で約 18 V/m、共振器から 200 mm 程度離れた地点では約 2 V/m であった。

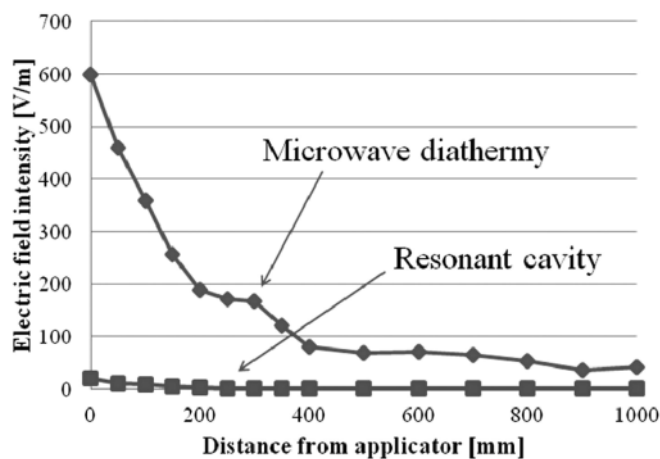


Fig. 13. Electric field intensity around the applicator. (Heating power : 50 W)

脚部型寒天ファントムを用いた加温実験結果

Fig. 14 は、脚部型寒天ファントムを用いた際のそれぞれの加温システムによる加温実験直後の脚部型寒天ファントム中央断面における赤外線サーモ画像を示している。Fig. 14a は、極超短波治療装置を用いた際の加温実験結果である。初期温度は 24.5°C、最高温度は膝頭の部分

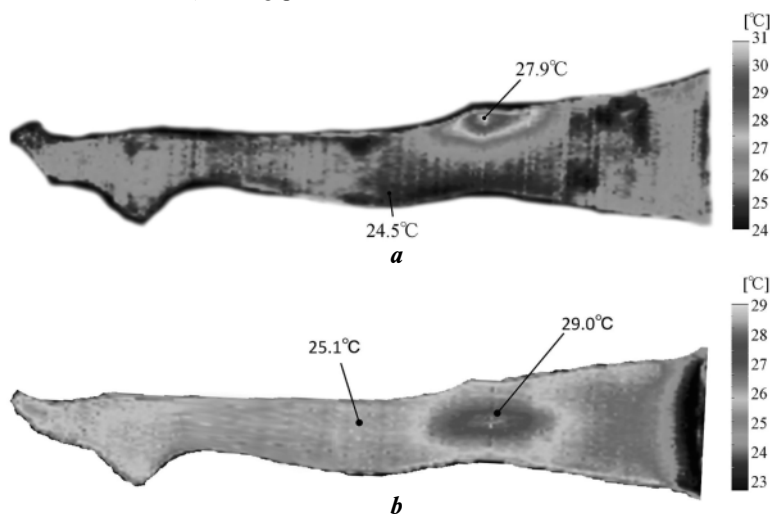


Fig. 14. Thermal images in the sagittal plane. (Heating power : 50 W, Heating time : 10 min) *a*, Microwave diathermy system. (Frequency : 2.45 GHz) *b*, Cavity with metal shields (Resonant frequency : 339.02 MHz)



で27.9°C, その温度上昇は約3.4°Cであった. Fig. 14b は, 本研究で提案している空洞共振器を用いた際の加温実験結果である. 寒天ファントムの初期温度は25.0°C, 最高温度は本研究で加温対象とした関節中央部で29.0°C, 温度上昇は4.0°Cであった. また, この時の共振周波数は, 339.02 MHzであった.  
**牛膝部を用いた加温実験結果**

Fig. 15 は, より臨床に近い状態での加温特性を確認するため, 切断加工した牛の膝部を, 空洞共振器加温システムを用いて加温した直後の, 光ファイバー温度センサーの計測結果を示している. この時の共振周波数は, 357.7 MHzであった. プロファイルの横軸は, Fig. 10 に示す X 軸方向のセンサー引き抜き量, 縦軸はその地点での温度を示している. また各領域における組織名をプロファイル上部に示す. 被加温体の初期温度は25.5°C, 最高温度発生位置は前十字靭帯 (ACL: Anterior Cruciate Ligament) と半月板の境界部分で約32.9°C, その温度上昇は約7.4°Cであった.

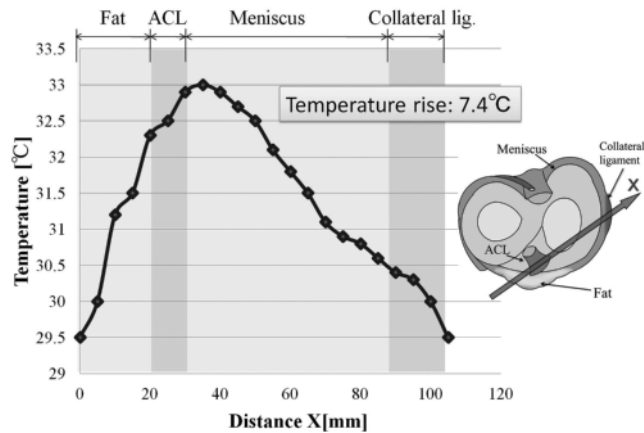


Fig. 15. Temperature profile of the cow knee on X-axis. (Heating power: 50 W, Heating time: 10 min, Resonant frequency: 357.7 MHz)

## 考察

### 円筒型寒天ファントムを用いた加温実験結果の考察

本加温システムの基本的な加温特性を検討するため, 円筒型寒天ファントムを用いた加温実験を行った. Fig. 11 に示す, 極超短波治療装置を用いた加温実験結果より, 寒天ファントム上面が最高温度に加温され, ファントム中心部での温度上昇は確認できなかった. 本加温実験結果より, 極超短波治療装置を用いた場合, 加温エネルギーが深部まで到達していないことが実験的に明らかとなった. 一方, Fig. 12 に示すとおり, 空洞共振器加温方式を用いた場合, 寒天ファントム中央部のみが局所的に加温されており, 本加温システムの特徴である非接触深部集中加温が実現されていることが確認できる. また, 本加温実験結果において効果的に深部集中加温が実現されていることから, 試作した加温システムでパンチング板やシールド板を使用しても, 不要な電磁界集中などを発生させずに, 深部加温できることを確認した. また, 両加温システムともに温度上昇が約6°Cであることから, 本加温システムを用いることで, 極超短波治療装置と同等のエネルギー効率で深部集中加温できる可能性のあることを示した.

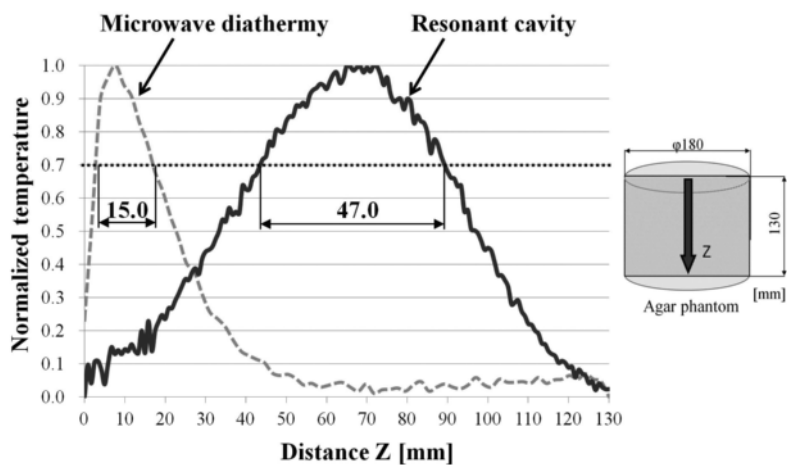


Fig. 16. Normalized temperature profile of the cylindrical agar phantom on Z-axis. The comparison the results of microwave diathermy and resonant cavity.

Fig. 16 は, Fig. 11 および Fig.

12より得られた、それぞれの温度プロファイルを、式(1)を用いて正規化し加温特性を比較した結果である。

ここで、正規化温度値について、変形性関節症を対象とした温熱リハビリテーションにおいて目的とする温度帯は、36-38°Cであり、膝関節の初期温度32°C<sup>8)</sup>を正規化温度値0.0、最高温度38°Cを正規化温度値1.0とすれば、36°Cのそれは0.7程度に相当する。このことから、正規化温度プロファイルにおける有効加温領域は、正規化温度値0.7以上の領域である。この観点から、それぞれの加温手法における、有効加温領域の相違について議論する。まず、極超短波治療装置を用いた場合、その有効加温領域は約15 mmであるのに対し、空洞共振器を用いた際には約47 mmと約3倍以上の有効加温領域であることが確認できる。さらに、それぞれの最高温度の発生位置に着目すると、極超短波治療装置では表面から深さ約7.8 mmの位置であるのに対し、空洞共振器を用いた場合、深さ約65 mmの位置であった。本加温実験で被加温体として用いた寒天ファントムの高さは130 mmであることから、本加温方式を用いることで、寒天ファントムの中央部を非接触状態で深部集中加温可能であることを実験的に示した。これまで、先行研究で開発した種々のアプリケータ<sup>12,14,17)</sup>は腫瘍の温熱治療を目的として開発した大形の空洞共振器であった。一方、本研究で試作した空洞共振器アプリケータは、従来の装置に比べてより小さく実用的形状で、従来の装置と同様に非接触深部集中加温できる可能性を実験的に示した。本加温実験結果より、空洞共振器加温システムの基本的特性を有した状態で、アプリケータを小型化させることに成功し、本加温システムの利便性をさらに向上できる可能性を示した。

また、Fig. 13に示した、各加温システム周辺の漏洩電界強度計測結果を比較すると、空洞共振器アプリケータは、極超短波治療装置に対して、アプリケータ直下で約1/30、200 mm程度離れた地点で約1/100程度に低い値であることが確認できた。これまで、極超短波治療装置から照射する電磁波が周辺の医療機器に及ぼす電磁波影響について問題視されていた<sup>18,19)</sup>。なお、時間変化する電磁界に対する国際非電離放射防護委員会(ICNIRP)が作成した、時間変化する電界、磁界および電磁界による曝露を制限するためのガイドライン<sup>20)</sup>では、2 GHz~300 GHz帯における公衆の曝露参考レベルは61 V/m、10-400 MHzにおいては27.5 V/mとされているため、これと比較しても極超短波治療装置から漏洩した電磁波が周辺環境へ及ぼす影響の大きいことが確認できる。一方、本研究で開発した空洞共振器加温システムでは、アプリケータ直下においても上記参考レベルを下回っていることが確認できた。本加温方式を用いることで、現在臨床で用いられている極超短波治療装置と比べて、漏洩電界強度値が低く、周辺環境へ与える電磁波の影響が少ないことから、より安全性の高いアプリケータであることを実験的に示した。

#### 脚部型寒天ファントムを用いた加温実験結果の考察

次に、被加温体形状による各アプリケータの加温特性検討を行うため、脚部型寒天ファントムを用いた加温実験を行った。Fig. 14aに示した、極超短波治療装置を用いた実験結果から、電磁波を照射した膝頭の部分が、最も加温されていることが確認できる。なお、前報<sup>13)</sup>における人体解剖学的解析モデルを用いた、極超短波治療装置の温度分布解析結果においても本加温実験結果と同様に、凸部のみが集中的に加温されてしまうことが数値的に示されている。これは、周辺に比べて凸になっている膝頭に対して上面から電磁波が照射され、凸部に電磁エネルギーが局所集中したためであると考えられる。

一方、Fig. 14bに示すように、本加温方式を用いた場合、円筒型寒天ファントムを用いた基礎加温実験と同様に、表層は加温されずに加温目的位置である膝部中央が最高温度に加温されていることが確認できた。

Fig. 17 は、Fig. 14a, b に示した加温実験結果の、寒天中央断面における図中 Z 軸上の温度プロファイルについて、式 (1) を用いて正規化し、それぞれの加温特性を比較した結果である。まず、極超短波治療装置の結果に着目すると、その最高温度は表層面より約 10 mm の深さ位置で発生していることが確認できる。また、その有効加温領域は、約 20 mm であった。円筒型寒天ファントムを用いた加温実験結果と比較して、有効加温領域が広がったのは、膝頭部分が凸形状であるため、あらゆる方向から加温エネルギーが入ったためであると考えられる。一方、空洞共振器加温システムを用いた場合には、最高温度点は深さ 55 mm の位置であり、脚部型寒天ファントムの関節腔にあたる部分が最高温度に加温さ

れていることが確認できる。また、有効加温領域は約 35 mm であり、極超短波治療装置を用いた結果の約 1.7 倍程度であった。また、空洞共振器加温方式を用いた場合、円筒型寒天ファントムおよび脚部型寒天ファントムの両実験において、その有効加温領域はどちらもプロファイル全長の約 1/3 程度であった。このことから、本加温方式を用いることで、被加温体形状に関わらず、その中央 1/3 程度の領域を有効加温できることを明らかにした。

これらの実験結果より、空洞共振器加温システムを用いることで人体脚部のような凹凸のある被加温体に対しても、膝頭や大腿部などの凸部が異常加温されることなく、目的部位である膝関節の深部を局所的に加温できる可能性を確認できた。

#### 牛膝部を用いた加温実験結果の考察

骨や脂肪組織等を含む牛の膝部を用いた加温実験を行い、本加温方式の臨床応用の可能性を検討した。Fig. 15 に示した加温実験結果より、膝蓋下脂肪体から ACL にかけて急激に温度が上昇し、半月板内部から側副靭帯にかけて緩やかに温度が低下していることが確認できる。また、温度計測した部位は、全体的に実験前の初期温度から約 4°C 以上に加温されている。膝の温熱リハビリテーションで有効とされる温度上昇は約 4-7°C であることから、牛の膝関節全体が有効加温されていることが確認できる。さらに、本研究で加温目的位置とされる関節腔内は、前十字靭帯から半月板内部にかけての領域<sup>1-3)</sup>であり、特に、この深部組織が集中的に加温されていることが確認できた。また、前報のコンピュータシミュレーション結果と同様に<sup>13)</sup>、関節腔内が最高温度に加温されており、コンピュータシミュレーションと加温実験の両面から本加温システムの深部加温の可能性を示した。

本加温実験結果より、本加温システムを用いることで、従来の極超短波治療装置では温熱治療が困難とされていた、骨の間隙組織を含む関節腔内全体に加温エネルギーを集中させ、非接触深部加温が実現できる可能性を示した。このことから、人体脚部の様に複雑組織を有する被加温体についても、本加温システムを用いることで、骨などに阻害されることなく、深部加温可能であることを実験的に示した。

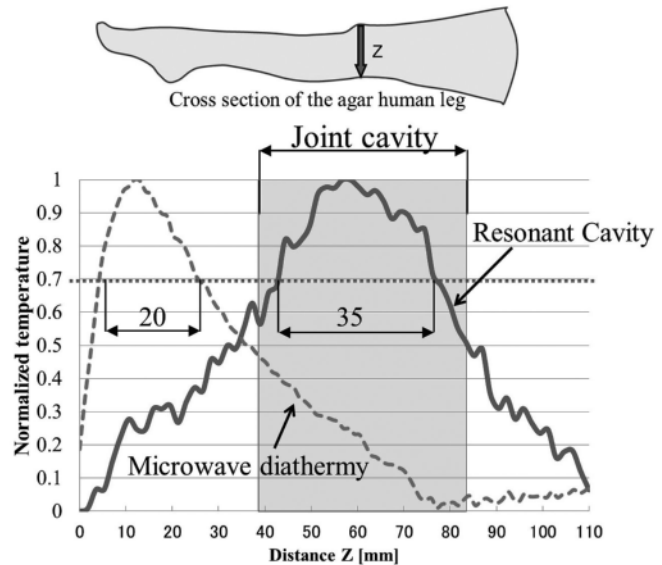


Fig. 17. Normalized temperature profile of the agar human leg on Z-axis. The comparison the results of microwave diathermy and resonant cavity.

## 結言

変形性関節症の深部温熱治療を目的として、空洞共振器を用いた非接触深部加温システムを提案し、その有用性を実験的に検討した。以下に本研究で得られた結果をまとめる。

- (1) 円筒型寒天ファントムを用いた基礎加温実験結果より、本研究で提案している、空洞共振器加温システムを用いることで、極超短波治療装置と比べて、より深部を加温することができる可能性を示した。また、アプリケーション周辺の漏洩電界強度を計測した結果、極超短波治療装置と比較して、本加温システムが周辺環境へ与える電磁波影響の少ない可能性を示した。
- (2) 複雑な被加温体形状による加温特性検討を行うため、人体脚部形状の寒天ファントムを用いて加温実験を行い、極超短波治療装置との比較検討を行った。その結果、極超短波治療装置を用いた場合、脚部型寒天ファントムの膝頭にあたる部分に加温エネルギーが集中し、表層面のみが加温されてしまうことが確認できた。一方、空洞共振器加温システムを用いた場合、被加温体形状に依らず、目的とする膝関節深部を集中的に加温できることを実験的に明らかにした。
- (3) 臨床に近い状態での加温特性を検討するため、切断加工した牛の膝を用いて、本加温システムの加温実験を行った。その結果、骨や脂肪など多数の組織が含まれる被加温体においても、本加温システムを用いることで、半月板とその周辺組織からなる膝関節腔内を集中的に加温できる可能性のあることを実験的に明らかにした。

以上の種々の被加温体を用いた加温実験結果から、本研究で提案している空洞共振器加温システムを用いることで、従来の極超短波治療装置では困難とされていた、関節腔内の深部加温の可能性を示し、変形性関節症の飛躍的な温熱治療効果の向上が期待できることを明らかにした。

今後、試作加温システムを改良し、臨床応用へ向けて生体を用いた加温実験を計画している。

## 謝辞

本研究の一部は JSPS 科研費 25461930 の助成を受けたものである。

## 引用文献

- 1) Amimoto K. : "Physical Therapy". Igaku-Shoin Ltd., pp.28-35, 2008. (Japanese)
- 2) Takahashi K., Tonomura H., Arai Y. : Hyperthermia for the treatment of articular cartilage with osteoarthritis. Int J Hyperthermia, 25 : 661-667, 2009.
- 3) Uchida A., Nakamura T., Itoi E., Baba H. : "Standard Textbook Orthopedics". Igaku-Shoin Ltd., pp.610-645, 2012. (Japanese)
- 4) Kurasaki H., Mori S., Takahashi K. : Marked response to radio-frequency hyperthermia in a patient having back pain with no evidence of magnetic resonance imaging abnormalities. Thermal Med, 26 : 131-133, 2010.
- 5) Giombini A., Giovannini V., Di Cesare A., Pacetti P., Ichinoseki-Sekine N., Shiraishi M., Hisashi N., Nicola M. : Hyperthermia induced by microwave diathermy in the management of muscle and tendon injuries. Br Med Bull, 83 : 379-396, 2007.
- 6) Jobb R.W., Piva S., Beinant L., Dacre J., Gishen P. : A one-year, randomised, placebo (saline) controlled clinical trial of 500-730 kDa sodium hyaluronate (Hyalgan) on the radiological change in osteoarthritis of the knee. Int J Clin Pract, 57 : 467-474, 2003.
- 7) Neufeld E. : "High Resolution Hyperthermia Treatment Planning". Hartung-Gorre Verlag, pp.70-90, 2008.
- 8) Becher C., Springer J., Feil S., Cerulli G., Paessler H. : Intra-articular temperatures of the knee in sports- An *in-vivo* study of jogging and alpine skiing. BMC Musculoskelet Disord, 2008, 9 : 1-7, 2008.

- 9) Goats G.C.: Microwave diathermy. *Br J Sports Med*, 24: 212-218, 1990.
- 10) Matsuda J., Kato K., Saitoh Y.: The application of a re-entrant type resonant cavity applicator to deep and concentrated hyperthermia. *Jpn J Hyperthermic Oncol*, 4: 111-118, 1988.
- 11) Shindo Y., Kato K., Takahashi H., Uzuka T., Fujii Y.: Heating properties of re-entrant resonant applicator for brain tumor by electromagnetic heating modes. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2007: 3609-3612, 2007.
- 12) Yabuhara T., Shindo Y., Kazuo K., Takahashi H., Uzuka T., Fujii Y.: Heating properties of resonant cavity applicator for brain tumor hyperthermia TM-like modes permit heat production without physical contact. *Thermal Med*, 24: 141-152, 2008.
- 13) Shindo Y., Watanabe K., Iseki Y., Kato K., Kurosaki M., Takahashi K.: Heating properties of resonant cavity applicator for treatment of osteoarthritis - temperature distributions calculated by 3-D FEM -. *Thermal Med*, 30: 1-12, 2014.
- 14) Shindo Y., Iseki Y., Yokoyama K., Arakawa J., Watanabe K., Kato K., Kubo M., Uzuka T., Takahashi H.: SAR analysis of the improved resonant cavity applicator with electrical shield and water bolus for deep tumors by a 3-D FEM. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2012: 5679-5682, 2012.
- 15) Quality assurance committee JSHO: User's guide of hyperthermia systems I -RF capacitive heating-. *Jpn J Hyperthermic Oncol*, 5: 421-434, 1989. (Japanese)
- 16) Kouchi M., Mochimaru M.: AIST/HQL human body dimension and shape database 2003. *Natl Inst Adv Industr Sci Technol*, H18PRO-503, 2006.
- 17) Shindo Y., Iseki Y., Kato K., Takahashi H., Uzuka T., Fujii Y.: SAR analysis of the improved resonant cavity applicator by a 3-D FEM, "IFMBE Proceedings 39". Ed. M. Long, Springer, pp.1620-1623, 2012.
- 18) Rabini A., Piazzini B., Tancredi G., Foti C., Milano G., Ronconi G., Specchia A., Ferrara E., Maggi L., Amabile E., Galli M., Bernabei R., Bertolini C., Marzetti E.: Deep heating therapy *via* microwave diathermy relieves pain and improves physical function in patients with knee osteoarthritis: A double-blind randomized clinical trial. *Eur J Phys Rehabil Med*, 48: 549-559, 2012.
- 19) Takagi M., Kawamura H., Uchida K., Tsurumi T.: Effectiveness of electromagnetic waves on intra venous fluid system and mechanical ventilator from microwave diathermy system. *Phys Ther*, 35: 763, 2008 (Japanese)
- 20) International commission on non-ionizing radiation protection: "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz)". *ICNIRP*, pp.21-30, 1998.