軟性鏡手術におけるエネルギー機器への無線電力伝送の研究

鶴田 尚英*

Study on Wireless Power Transfer for an Endoscopic Surgical Device

Shoei TSURUTA*

* オリンパス株式会社医療要素開発本部 (〒192-8512 東京都八王子市久保山町 2-3)

* Medical Elemental Development Div., Olympus Corp. (2-3 Kuboyama-cho, Hachioji-shi, Tokyo 192-8512)

概要 軟性内視鏡エネルギー機器に無線で電力を送る方法について検討を行った。送受電部は、体内へ挿入可能であるように、細管状で湾曲可能であって、温度上昇を避けるためにシステムは高効率である必要がある。本検討では、その方法として、直径3 mmほどのステンレス製モノコイルを用いた電界結合方式であれば、これらの条件を満たし得ることをシミュレーションおよび実験により示した。その結果、考え得る最大負荷である大湾曲時においても94%の電力伝送効率を確認した。さらにこの系は、電力100 Wの伝送時、機器の出し入れに相当する動作時、および送受電電極への人体の近接時にも、安定していた。

Abstract

We investigated wireless power transfer methods best suited for endoscopic energy devices. In order to insert the device into a body the transmitter and receiver need to have small tube-like bendable structures, and to avoid heating, the system needs to have high transmission efficiency. In this investigation, we used an electric field coupling method with stainless-steel monocoil electrodes ($\sim \phi 3$ mm), which was analytically and experimentally predicted to fulfill all the above conditions. The efficiency of a prototype was confirmed to be about 94% in the worst possible situation where the electrodes were severely bent. The proposed system was stable under the following conditions: transmission of electrical power up to 100 W; motion corresponding to insert and remove of the endoscopic energy devices; close approach of a human body to the electrodes.

Key Words: Wireless Power Transfer, Electric Field Coupling, Bendable Electrode, Endoscopic Therapy

1. 緒 言

近年、ワイヤレス電力伝送技術は、携帯電話、パソコンや自動車といった多くの業界で応用に向けた取り組みがなされている。昨今の応用研究の盛り上がりは、2007年のマサチューセッツ工科大学によるコイルを用いた磁界共鳴と呼ばれる方式による中距離無線電力伝送の発表¹⁾に、その端を発する。一方、伝送距離が近い場合には、平らな電極板同士を対向させる電界を用いる方式^{2)~4)}でも、高い電力伝送効率を実現し得て注目されている。

次に、一般に胃カメラと呼ばれる軟性内視鏡は、食道、胃、十二指腸といった上部消化管や、直腸、大腸といった下部消化管、他にも気管支、鼻腔などおよそ管状の組織を直接観察することにより、病変を直接発見する検査に用いられる。近年はそれに留まらず、粘膜層に留まる早期癌を内視鏡的粘膜下層はく離術(ESD: Endoscopic submucosal dissection)などによって取り去る方法も広まってきている⁵⁾。これら内視鏡手術では、軟性内視鏡の挿入管に処置具を挿通して使用する。その処置具には、高周波電力などのエネルギーを供給することで動作する高周波処置具が用い

られる。他にもエネルギーを必要とする軟性内視鏡エネルギー機器は多種あるが、現状、エネルギーの供給には有線による接続を必要としている。術者は、内視鏡観察に加えて、外径3 mm以下で全長1.6 m超という細長い処置具を内視鏡に挿入した上で、配線を接続したまま、精緻な動きで病変を切除しなければならない。エネルギー機器の入れ替えが頻繁にあると、そのたびにコードを付け替えることは煩わしく、加えて、方向があるタイプの機器を使用する際には、その向きを変えるとコードごと回るものもあり、内視鏡操作の妨げになり得る。また、コードやコネクタの重量も無視できない。

これらの処置具に代表される軟性内視鏡エネルギー機器にワイヤレス電力伝送の技術を応用することにより電気配線の無線(コードレス)化が実現できれば、機器の入れ替えに伴うコードの付け替えの必要がなくなり、機器の回転操作時の配線の取り回しの煩わしさの改善や、コードなどの重量軽減に伴う医師の疲労の軽減にもつながることが期待される。しかしながら、前述の細長い形状に加え、強い湾曲や機器の出し入れによる形状や位置変化がある上に、医療機器は温度上昇が厳しく制限されている^{6),7)}ために、100

W 超の大電力の伝送を低損失で実現する必要がある。さらに、医療機器として利用可能な周波数帯にも制約⁸⁾があり、人体への電磁波の暴露⁹⁾にも注意を払う必要がある。

これまでのワイヤレス電力伝送の研究の多くは、比較的大型・大電力用途で、且つ柔軟性を必要とする系への適用を前提としていない。そこで、医療用途への適用に向け、最も適した方式の探索と、系の性能向上を試みた。

2. コンセプトの検討

2.1 送受電部の実装位置

Fig. 1 に、軟性内視鏡の長手方向の断面模式図を示した。軟性内視鏡は術者が手で持つ操作部と、それに連なる湾曲可能な挿入部と、組織を観察するための照明および撮像素子などがある先端部がつながっており、それらを内径 3 mm ほどの挿入管が貫いている。撮像や操作など、さまざまな影響を考慮すると、送受電部の設置可能な位置は限られる。

通常、軟性内視鏡エネルギー機器は、挿入管に挿通して使用するため、送電部がこの挿入管にあれば、エネルギー機器に設置した受電部と最も近接する。よって送受電部は、湾曲が弱く挿入時に患者の体外にある操作部、または操作部・挿入部の境界付近への実装が適当と思われる。

2.2 電力伝送方式の検討

無線電力伝送には、主に 5 つの方式（電磁誘導、磁界共鳴、電界結合、電界共鳴、マイクロ波）がよく知られている。Fig. 2 にそれぞれの方式が得意とされる典型的な伝送電力と伝送距離の概念図を示した。系の大きさ・コスト・伝送距離・送受電部の位置関係や電力などにより適不適がある。本件では、柔軟性と小型化に加えて、用途に応じて 1~120 W という広範な伝送電力が求められる。そこで、電力のカバー範囲が近く小型化に向く磁界共鳴方式、電界結合方式の二つについて比較検討を行った。一般に、前者は近傍界と呼ばれる非放射の磁界エネルギーを送電コイルの周りの空間に満たし、受電コイルで共鳴的に結合させる方式であるが、後者はそれとは対照的に、一般に電極間距離が短く、電極が大きいという物理的な制約を要求するが、一

方で密着に近い位置関係であるため原理的に空間への漏洩電磁界が少ないという特徴がある。

2.2.1 磁界共鳴方式の効率

磁界共鳴方式は、Fig. 3(a) のように、軟性内視鏡の挿入管に挿入するバイポーラ型の高周波処置具などの軟性鏡エネルギー機器に適用できる。軟性内視鏡の挿入管に設置したコイルと、処置具に設置したコイルとが相互インダクタンスにより結合して処置具に給電され、処置具の 2 つの電極に挟まれた生体組織に電流が印加される回路構成をなす。

それらコイル同士の伝送効率は、コイル同士の結合の強さを表す結合係数 k と、送電・受電コイルそれぞれの損失係数 Q 値の積 $k^2 Q_1 Q_2$ が大きいとき、高いことが知られている^{10)~12)}。なお、 Q 値は角周波数 ω 、自己インダクタンス L 、抵抗値 R を用いて $\omega L / R$ で定義される値である。

送電コイルと受電コイルが同軸で貫く方式の場合、結合係数 k を大きくすることに関しては、互いの磁束が多く貫けるように、コイル同士の直径になるべく差がなく、コイル素線同士が密なことが好ましい。一方 Q 値を大きくすることに関しては、表皮効果を考慮してコイル素線を太くし、近接効果を小さくするためにコイル素線同士を疎にすることが好ましい¹³⁾。一方が密巻きに適し、他方は疎巻きに適すために、その巻き方にはある幅をもつ最適解が存在する¹⁴⁾。

なお、磁界共鳴方式には周波数として MHz 帯がよく用いられるが、これはコイルサイズと前述の Q 値が関係しており、本件では産業科学医療用 (ISM)⁸⁾ の 13.56 MHz を用いて検討した。

Fig. 4 に、内視鏡実装に実現可能性のあるサイズにおいて、効率が高い送受電部の構造例を示した。

送電コイルを内径 5.0 mm で直径 0.5 mm の銅線を 1 mm ピッチで 16 回巻きし、受電コイルを外径 3.0 mm で同銅線を 0.55 mm ピッチで 53 回巻きしたモデルにおいて、有限要素法により電磁波解析を行ったところ、最適負荷で最高

Fig. 1 Proposed endoscopic energy device system with wireless power transfer

Fig. 2 Relationship diagram between transmission distance and power

Fig. 3 Electrical and functional comparison between (a) magnetic resonance and (b) electric field coupling

Fig. 4 Magnetic resonance method: (a) FEM model; (b) its trial product

伝送効率 87.8% という予測を得た。これに基づき、送電コイル内を受電コイルが貫く構成であって、外径 2.0 mm, 5.0 mm の PTFE 製の管に直径 0.5 mm の銅線を巻回して同寸法の試料を作製したところ、実験的に得られた最高伝送効率は最適負荷で 77.0% であった。モデルとの差異の要因には、配線部の損失、周辺の損失部材の存在、整合回路による損失などが考えられる。

2.2.2 電界結合方式の効率

電界結合方式は、Fig. 3(b) のように、軟性内視鏡の挿入管に挿入するモノポーラ型の高周波電気メスなどの軟性内視鏡エネルギー機器に適用できる。軟性内視鏡の挿入管に設置した電極と、処置具に設置した電極を対向・近接させてキャパシタを形成し、そのキャパシタを介して処置具に給電し、処置具の先端から生体組織に印加可能である。そして、対極板を被術者の背中側に広い面積で接触するように貼り付けておくことで、処置具の先端から生体組織を介して対極板に達した高周波電流を、電源に帰還させるリターン回路が構成される。

電界結合方式は、このキャパシタを高周波電流が透過できるように、コイルのインダクタンスによってそのキャパシタンスを打ち消せば良い。非常に単純であり、磁界共鳴の系に比べて原理的に損失部位がほとんどなく、効率が高いことが予想される。

ただし、高電圧の発生には留意する必要がある。

例えば、長さ 4.4 cm の円筒形の電極同士を、ギャップ 0.2 mm で同軸に挿入し対向させた場合、その静電容量 C は 23 pF と実測された。23 pF のキャパシタを介して 500 Ω の負荷に対して 120 W の電力を投入するためには、オームの法則よりキャパシタ間には 700 V_{p-p} という高電圧が発生する。これを例えば 200 V_{p-p} に抑制しようとした場合、81.5 pF 以上の静電容量が必要である。比例計算により、電極長は 15.6 cm 以上必要であると導かれる。

このキャパシタンスを打ち消すために必要な補償（共振）コイルの自己インダクタンス L は、 $\omega = 1/\sqrt{LC}$ より 1.69 μH であって、 Q 値の高い空芯コイルでもコンパクトに試作可能である。

なお、前述の長さ 4.4 cm の対向電極長を持つ試作機において、90.4% の高効率伝送を実測した。

以上で効率面を明らかにしたが、系の特徴を含めて Fig. 3 にまとめた。

(a) 磁界共鳴方式では、インピーダンス整合回路が入力側と出力側の両方に必要であり、回路がやや複雑になる。また、受電側端子が必ず二端子であるため、内部で電力消費が完結するような電池の充電や LED の点灯といった閉鎖回路や、ピンセットの先端同士といった電極間にエネルギーを印加するタイプの二端子のエネルギー処置具に適している。なお、一般に、整合前の負荷が整合先のインピーダンスと離れているほど、負荷変動に対して鈍感である。しかし、(a) 方式をエネルギー処置具に応用した場合、典型的な処置対象の負荷 50 Ω が、整合先の最適負荷のインピーダンス数

十 Ω と近いために、負荷変動に敏感である。すなわち、処置の進行に伴う処置対象組織の抵抗変化（負荷変動）によって効率が低下してしまうため、入出力側両方の整合回路によって負荷変動をキャンセルするように追従が必要になる。そして伝送効率は、多くの先行研究でも40～95%⁸⁾であるが、本系のような細径では高くないことが予想される。

一方、(b)電界結合方式では、入力側には整合回路が必要であるものの、エネルギー機器側には電極板が一枚あれば良く、回路が単純である。また、電極を一つしか持たない一端子のエネルギー処置具は、典型的な処置対象の負荷が500 Ω 程度と二端子型に比べて一桁大きいために、負荷変動には鈍感である。したがって、処置対象組織の抵抗変化によっても、整合回路の追従の必要性が低い。また、損失部位は少なく、簡単な試作機においても伝送効率は実測で90%を超えた。ただし、大電力の伝送を安全に行うためには、大きな静電容量が必要になる。

以上のことから、大きな容量の電極を用意できれば、電界結合型のシステムが本系には適していることが明らかになった。

2.3 電極の選定

電界結合型の無線給電システムを軟性内視鏡の挿入管および処置具を初めとしたエネルギー機器へ実装する場合、電極には柔軟性が必要であり、最大120 Wの電力を印加するために低抵抗で且つ安定している必要がある。また、電極同士も絶縁されている必要があるため、これらについて検討した。

2.3.1 形状

Fig. 5に、今回比較した3つの電極形状を示した。

いずれも送電電極内径2.8 mm、受電部外径2.4 mm、被

膜厚0.1 mm、電極長さ156 mm（送）、210 mm（受）とした。また、各材料の抵抗率は、銅1.67、金2.35、SUS73 $\times 10^{-8} \Omega\text{m}$ とし、銅線径0.5 mm、金薄膜厚0.4 μm 、モノコイルの素線幅0.2 $\times$ 2.0 mmで、ヘリカルピッチ2.2 mmとした。絶縁被覆はPTFEを想定し比誘電率2.1、誘電正接 $\tan\delta = 2 \times 10^{-4}$ とした。

(a)密着コイルは、被覆のない細線を隣同士の素線が密着するように巻いた形状であり、柔軟な一体の電極としてふるまう。しかしながら、送受電電極間の平均距離は、素線断面が円で凹凸があるために、他の二つに比べて大きく、そのために静電容量は小さい。また、湾曲時の挙動についても課題がある。本形状では、湾曲し、湾曲の外側の密着が解けてバラバラの素線となると、電極にそれまでなかったインピーダンスの成分が現れる。湾曲がなくなればまた一つの密着コイルになる。このように電極そのもののインピーダンスが安定しない。共振を用いる系では、このようにインピーダンスが安定しない電極の使用は適さない。

(b)薄膜電極では、例えば挿入管内壁や、処置具表面に、スパッタリング、めっきや印刷といった実装手法によって導電体薄膜を形成することが可能である。これらの薄膜は、三つの中で最も均一な膜を大面積に形成可能であるために、最も静電容量を大きくすることが可能である。しかしながら、複数回の湾曲に耐えなければならない軟性内視鏡特有の耐性面と、薄膜に120 Wの電力を流すという許容電力に関して課題がある。

一方で、(c)モノコイルは、長方形断面の板材を密着させないように小ギャップで縦巻きをした形状をしているもので、静電容量の大きさとしては(b)に次いで大きく、バルク材であるために許容電力も大きい。また、湾曲動作によっても、予め隙間があることでその間が変動するのみで

Fig. 5 Various types of bendable electrodes: (a) contact coil; (b) metal thin film; (c) monocoil

あり、電極そのもののインピーダンスも安定している上に、入手性も良い。

以上のことから、送受電電極として、本研究では(c)モノコイルを用いる。

2.3.2 材料

長さ15 cmの電極を、材料としては一般的な銅(Cu)を用いたFig. 5(a)密着コイルで作った場合と、ステンレスチール(例えばSUS304)を用いたFig. 5(c)モノコイルの場合とを例に、材料の比較をした。

(a) 銅の密着コイルでは、直径0.5 mmの素線では300回巻きが必要である。最悪条件として、素線表面が劣化し電気的な導通がなくなり単なるコイルになった場合を想定する。先に記した表皮効果によって、13.56 MHzの高周波帯では銅素線の表面のわずかな深さ18 μm の表皮厚に高周波電流は主に流れる。単純計算で、送電電極の端部同士の抵抗は1.7 Ω ほどになる。本来は近接効果によってさらに抵抗値は大きくなり得る。

一方、SUS304の体積抵抗率は銅に比べて約45倍大きい。表皮厚が120 μm と厚く、(c)厚さ200 μm の長方形断面をしたモノコイルの素線では、その断面全体を電流が流れる。よって送電電極の端部同士の抵抗は約1.1 Ω と計算される。すなわち、最悪条件で比較すると銅密着コイルよりも最終的には低抵抗になり得る。

一般に、表皮効果による抵抗増は、体積抵抗率の平方根に比例することが知られており、良導体である銅を用いた抵抗値は、SUS304を用いた抵抗値のおよそ $\sqrt{1/45}$ 、すなわち七分の一程度のオーダーで抵抗値は小さくなる。しかし、体積抵抗率ほど大きな差でない上に、処置具を想定した場合、モノポーラ型の処置具では、処置対象組織の典型的な抵抗値が高く、それに比べて電極の抵抗値はSUSであっても数百分の一で十分に小さく、電極での損失は無視できる。入手性も良く、軟性内視鏡エネルギー処置具に必要な適度なコシが材料の弾性から得られることもあるため、本研究ではSUS304を用いたモノコイルを採用した。

3. 実験方法

3.1 電力伝送効率の評価(微小電力・実電力)

高周波における無線電力伝送効率は、Sパラメータを用いて評価するのが一般的である¹⁵⁾。

軟性鏡処置の場合、典型的に体内の処置具電極から、体外のリターン電極に向かう組織の典型的な負荷は約500 Ω であり、既存電源製品もその狙いの抵抗値中心を500 Ω としているため、13.56 MHzで500 Ω となるように調整したLC回路を負荷として評価を行った。その状態で、インピーダンスアナライザにより入力側が50 Ω となるようにインピーダンス整合を行った。

その後、Fig. 6(a)に示したように、ベクトルネットワークアナライザ(VNA)で、反射電力に相当する S_{11} が狙いの

Fig. 6 Measurements of power transmission efficiency for (a) low power and (b) high power with thermography measurement

周波数で最低となっていることを確認した上で、透過電力に相当する S_{21} を用いて、伝送効率 $\eta = |S_{21}|^2$ を求めた。

また、Fig. 6(b)に示したように、実電力を投入する際は、パワーセンサを用いた。波形発生器で発生させた正弦波を高周波アンプにより増幅して、試料へ投入した先に、合計60 dBの減衰器(ATT)を介してパワーセンサ(P-Sensor)を設置し、反射電力を除いた正味の入力電力 $P_{in} = P_F - P_R$ に対する出力電力 $P_{out} = PS \cdot ATT$ の割合を、伝送効率 $\eta = P_{out} / P_{in}$ とした。

3.2 発熱の評価

Fig. 6(b)の系で、予め放射率の分かった黒体テープを試料に貼り付け、固定した放射温度計を用いて視野内の温度測定を、連続的に行った。

4. 実験結果および考察

Fig. 7に、SUS304を用いてFig. 5(c)モノコイル構造を試作し、電力伝送効率の測定中の試料を示した。VNAのポート1に接続された入力側整合回路と、ポート2まで同軸ケーブルで接続された狙いの周波数で500 Ω となるLC回路を配した。その間に、内径2.9 mmで長さ156 mmの送電モノコイルに、厚さ0.1 mmのポリオレフィン製の熱収縮チューブで被覆絶縁した正味外径2.75 mmの長さ210 mmの受電モノコイルを貫通させた。二つのモノコイル間に生じるキャパシタンスを打ち消す共振コイルを直列に配した。内外径の差は0.15 mm(片側75 μm)あり、摺動可能。

	Inner Diameter (mm)	Outside Diameter (mm)	Length (mm)
Trans. Electrode	2.9	3.7	156
Receiv. Electrode	2.15	2.75*	210

*including thickness 0.2mm of heat-shrinkable tube

Fig. 7 A prototype production using SUS monocoil electrodes insulated by polyolefin heat-shrinkable tube fixed on resin jig

Fig. 8 Transmission characteristics. (a) Transmission efficiency and S11; (b) Comparison of efficiencies between default and the device slid; (c) Efficiency and S11 vs. curvature radius

4.1 電力伝送効率に対する摺動・湾曲の影響

Fig. 8(a) に、設計中心における伝送効率を示した。 S_{11} が最小となる 13.56 MHz で、最大伝送効率 94.1% を示し、高

い伝送効率を確認した。

また、Fig. 8(b) に示したように、電極同士の重なりが保たれた状態であれば、処置具の出し入れに相当する 50 mm

摺動した場合も伝送効率の変化は1ポイントほどであり小さかった。なお、摺動中の伝送効率も連続且つ滑らかな挙動であった。

ここで、摺動後の伝送効率の方が設計中心よりも高くなったことについて補足する。Fig. 7に示した試料は、送電電極よりも受電電極の方が長いため、送電電極から突出した受電電極が損失源になる。このため、送電電極からの突出量が減る方向に摺動させたことで全系の抵抗が低下し、伝送効率が発動（向上）したと考えられる。このことから、負荷側の受電電極が、摺動により終始送電電極から負荷端側に突出しないよう設計することで、系の安定性をさらに向上することができることも示唆される。

また、電極同士の距離変化が、電極間の静電容量に最も大きな影響を及ぼすことが予想される。ここで、本系は電極が略円筒断面で同軸に貫く構造としたことで、電極の偏心に伴って生じる容量変化は径方向の反対側でその符号は逆になるため、ある程度打ち消され、緩和される。ただ、いずれにしても電極同士の偏心が、電極間の静電容量に対しては最も影響が大きい。そこで、現実的に起りうる偏心を、電極を極端に変形させることにより状況を模擬することとした。Fig. 8(c)に、曲率半径が十分に大きい（曲げない）状態から、内視鏡操作部あるいは挿入部の湾曲の程度としては過剰な50 mmの湾曲までの結果を示した。

伝送効率の変化は検出限界0.1%以下であり小さかった。反射電力に相当する S_{11} の変化も小さく、得られた結果はリーズナブルであると考えられる。

以上より、摺動および湾曲に対する出力において高い安定性が明らかになった。

挿入された状態の電極同士は、絶縁層を介して低摩擦で摺動可能に断続的に接触した状態となっているものと考えられる。よって、摺動や湾曲による変化は、本構造の本質的な優位性に加え、電極全長にわたって平均化されるために、これらの変化に対する高い耐性があったものと考えられる。

4.2 電力伝送効率に対する実電力投入の影響

現行の軟性内視鏡エネルギー機器では、製品仕様により最大120 Wの電力供給が有り得る。そこで、シールドルーム内で100 Wの実電力を投入する実験を行った。

Fig. 9に、入力電力 P_{in} に対する伝送効率 $\eta = P_{out} / P_{in}$ を示した。わずかに右肩下がりであるものの、106 Wの電力入力（100 Wの出力）時であっても、小電力出力時と比べて、0.5ポイントの効率低下に留まった。実電力の投入においても、出力の安定性が明らかになった。

4.3 発熱の影響

体腔内で使用する医療機器は、その安全性の観点から特別な場合を除き許容温度が43°Cに制限される^{6),7)}。ただし、前述のように電力に依らずに伝送効率が高く安定していることは、発熱も少ないことが予想される。そこで、放射温度計による発熱部位の特定と、その温度を測定した。

その結果、主要な発熱部位は、インピーダンス整合回路と受電電極であった。受電電極も、送電電極から突出した部分に限られていた。Fig. 10に、受電電極突出部の投入電力毎の2分間の温度上昇を示した。70 W入力時に2分後に8°Cの上昇が確認された。通常、エネルギー処置の一度の通電時間は5秒程度であることから、Fig. 10右には5秒後の上昇温度を抜き出した結果を示した。想定される最大電力である120 W伝送時（想定効率94%）を外挿すると、1.5°C

Fig. 9 Transmission efficiency vs. input power

Fig. 10 Temperature rises vs. elapsed time (left) and input power (right)

Fig. 11 Local SAR of a cylindrical model simulating human hand obtained from FEM analyses (Pout = 100 W). (a) Without shield; (b) With mesh-like shield

の上昇と明らかになった。

4.4 SAR・電磁遮蔽について

携帯電話などでしばしば議論されるように、高周波などの電磁波は人体で損失する。その影響は周波数により異なり、13.56 MHzでは熱的作用となって現われることが知られており、その影響は単位質量あたりの組織に単位時間に吸収されるエネルギー量である比吸収率 (SAR: Specific Absorption Rate) で評価可能である。国際非電離放射線防護委員会 (ICNIRP, International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection) により手術中などの管理された状態 (職業的暴露) では、6分間 10 g 平均局所 SAR で 10 W/kg という基本制限⁹⁾がある。

Fig. 1 の系で、最も人体が送受電部に近接するのは、術中の術者の手であると考えられる。そこで、長さ 5 cm に単純化した電極モデルの外側に、内径 25 mm、厚さ 30 mm で電極周りの操作部を握った術者の手を切れた円筒形に単純化して配し、局所 SAR の瞬時値を有限要素法により解析した。なお、解析に用いた手の電気定数は、体積抵抗率 1.35 Ωm 、比誘電率 $\epsilon_r = 60.2$ 、誘電正接 $\tan\delta = 16.294$ 、密度 1,000 kg/m^3 を用いた。

その結果、Fig. 11 に示すように 100 W 出力時に、(a) 電

磁遮蔽を設けない場合、最大値で 0.94 W/kg と制限値の十分の一以下であることがわかった。また、(b) 銅製の粗い網目によって簡単な電磁遮蔽がある場合、その値は最大値で 0.028 W/kg とさらに小さいことが見積もられた。実際の手技では、数秒の出力ののち数秒の間欠時間がある場合が多い。すなわち、シミュレーションではある電力を連続出力した際の SAR が得られるために、実際の手術中の 6 分間平均 SAR は、それより小さくなることが予想されることから、電磁遮蔽なしでも電磁波の人体への影響は小さい可能性が明らかになった。

これは、磁界共鳴など磁界を空間に満たす方式とは原理的に異なり、対向電極間にのみ強い電界がかかり、その他の部分に電界の漏れが少ないためであると考えられる。

5. 結論

本論文では、軟性内視鏡用エネルギー機器に無線で電力を送送するために、同軸の弾性変形可能な方式を提案し、シミュレーションおよび実験を行った。その結果、以下のことが明らかになった。

- (1) 主たる伝送方式のうち、小型化可能で、湾曲・摺動可能で回路も単純で鈍感である電界結合方式が優れていた。
- (2) 外径 3 mm ほどの SUS モノコイルを同軸貫通させる送受電系において、考え得る最も大きな負荷である大湾曲時でも、非湾曲時と差がない 94% の電力伝送効率を確認した。
- (3) 電力 100 W の伝送が低発熱で可能であって、送電電極に対する受電電極の摺動による伝送効率変化が小さいことを確認した。
- (4) シミュレーション上、電磁遮蔽なしでも人体への電磁波暴露の影響は小さい可能性。

今後、摺動・湾曲可能な細長い対象に適した無線電力伝送の手法として、広く活用されることが期待される。

(2017.3.20- 受理)

文 献

- 1) A. Kurs, A. Karalis, R. Moffatt, J. D. Joannopoulos, P. Fisher, and M. Soljacic: "Wireless Power Transfer via Strongly Coupled Magnetic Resonances," Science Magazine, Vol. **317**, No. 5834, pp. 83–86, 2007
- 2) 原川健一, 影山健二, 鶴田壮広, 三浦一幸: "電界結合・共振型ワイヤレス電力伝送技術—並列共振型電力伝送回路—," 信学技報, WPT2011-24, 2011
- 3) 小丸 亮, 秋田英範: "電界結合を用いた無線電力伝送における結合係数の位置特性評価," 信学技報, WPT2013-15, 2013
- 4) 増田 満, 楠 正弘, 小原大輝, 中山裕次郎, 濱田浩樹, 根上昭一: "電界共振結合型ワイヤレス電力伝送システム,"

信学技報, WPT2013-20, 2013

- 5) 小野裕之, 八尾健史, 藤城光弘, 小田一郎, 二村 聡, 矢作直久, 飯石浩康, 岡 政志, 味岡洋一, 一瀬雅夫, 松井敏幸: “胃癌に対する ESD/EMR ガイドライン,” 日本消化器内視鏡学会雑誌, Vol. **56**, No. 2, pp. 310–323, Feb. 2014
- 6) JIS T 0601-1:2014, 医用電気機器 – 第 1 部: 基礎安全及び基本性能に関する一般要求事項, 11.1 ME 機器の過度の温度, pp. 124–136, 2014
- 7) JIS T 0601-2-18:2013, 医用電気機器 – 第 2 – 18 部: 内視鏡機器の基礎安全及び基本性能に関する個別要求事項, 201.11 過度の温度及び他のハザードに関する保護, pp. 12–14, 2013
- 8) 周波数割当計画 (平成 28 年 4 月 12 日現在), 国内周波数分配の脚注, J37, 総務省, 2016
- 9) ICNIRP Publication: “Guidelines for Limiting Exposure to Time-varying Electric, Magnetic and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz),” Health Physics, Vol. **74**, No. 4, pp. 494–522, 1998
- 10) 居村岳広: “電磁界共振結合,” パワーエレクトロニクスハンドブック, pp. 195–198, 1 編 11 章 5.2 節, オーム社, 2010
- 11) 遠井敬大, 金子裕良, 阿部 茂: “非接触給電の最大効率の結合係数 k とコイルの Q による表現,” 電気学会論文誌,

Vol. **132**, No. 1, pp. 123–124, 2012

- 12) 高橋俊輔: “電気自動車の充電に向けたワイヤレス給電技術を開発,” pp. 79–90, ワイヤレス給電のすべて, 日経 BP 社, 2011
- 13) 栗井郁雄, 小森琢也, 石田哲也, 石崎俊雄: “共鳴型ワイヤレス電力伝送に用いる共振器の比較検討,” 信学技報, WPT 2010-01, 2010
- 14) 鶴田尚英, 松井 亮: “外科手術におけるエネルギー機器への無線電力伝送の研究,” 第 25 回マイクロエレクトロニクスシンポジウム, 2C4-5, 2015
- 15) 陳 強, 小澤和紘, 袁 功微, 澤谷邦男: “近傍無線電力伝送のアンテナ設計法についての検討,” 信学技報, WPT 2010-05, 2010

著者紹介

鶴田尚英 (つるた しょうえい)

2008 年 東京理科大学大学院理学研究科物理学専攻修士課程修了。同年オリンパス (株) 入社 (現職)。これまでに光 MEMS, 無線電力伝送, 低侵襲治療に関する研究開発に従事。