手術室用 1.5 kW ワイヤレス給電システムの試作

Prototype of 1.5 kW wireless power supply system for operating rooms

田中顯 吉光喜太郎 * 岡本 淳 ** Akira TANAKA Kitaro YOSHIMITSU Jun OKAMOTO

> 正宗 賢* 西岡淳一 Ken MASAMUNE Junichi NISHIOKA

近年, 医療現場における医療機器からの各種ラインは増加傾向にあり, それに伴う医療アクシデント・イン シデントも増加している。手術室における各種ラインにおいて電線ライン(電源ラインと通信ライン)の割合 は多い。電線ラインのうち通信ラインはワイヤレス通信技術がライン削減に貢献し始めている。 一方, 床面 を這う電源ラインのワイヤレス化においては種々の理由から実用化されていない。そこで我々はその対策とし て手術台周りの床からスポット給電できるワイヤレス給電システムの初号機を完成させ電源ラインの減少に貢 献できる可能性を見出した。

In recent years, there has been an increase in the use of various lines from medical devices in healthcare settings which has led to a rise in incidents and accidents. The electric wire lines (power and communication lines) make up a significant proportion of various lines in operating rooms. Among these, wireless communication technologies are starting to contribute to reducing the number of communication lines. However, for several reasons, the transition to wireless of power lines crawling across the floor has not yet been implemented. Therefore, we have successfully developed the first prototype of a wireless power supply system that can supply power in spots from the floor around the operating table, indicating potential for reduction of power lines.

1. はじめに

医療機器からの各種ラインは増加傾向にあり¹⁴⁾,それに 伴う医療アクシデント・インシデントも増加している⁵⁾。 そして医療現場からラインをなくしたいと言う要望は多く 聞かれる。ラインの中でも特に電線ライン(電源ラインと 通信ライン)は多く,近年のワイヤレス給電技術を用いれ ばライン数の減少に貢献できる可能性がある。電線ライン のうち通信ラインにおいてはワイヤレス通信技術のWi-Fi や Bluetooth 他が電子カルテ (PC),医用テレメーター(生 体情報モニター)などの医療機器に組込まれ、ライン減少 に貢献し始めている⁶⁸⁾。一方,電源ラインにおいてはワイ ヤレス給電技術が主に低侵襲性を目的として体内植込み型 の人工内耳,人工眼,ペースメーカーなどの内部バッテリ 一充電用として一部採用されている⁹¹⁶⁾。しかし問題とな っている床を這う電源ラインのワイヤレス給電への取り組 みは技術的ハードルが高い,給電の途絶えや医療器機の誤 動作などのリスクが不安,研究開発のための医療フィール ドがないなどの理由から実用化されていない。そこで我々 は既存の磁界結合方式のワイヤレス給電技術を医療用に適 合させ,手術台周りの床からスポットで給電できる手術室 用 1.5 kW ワイヤレス給電システムの初号機を完成させた。 そして電源ラインの減少に貢献できる可能性を見出した。

2. 法的要求事項と手術室現場の調査

システムを医療用として適合させるために法的要求事項 と手術室現場の調査を行った。

2.1 法的要求事項の調査

有識者へのヒアリングの調査の結果,本システムは医療 機器には該当せず電源設備としての扱いにできることがわ かった。表1に医療用途への適合化のための法令調査結果 を示す。この中で手術室用給電システムとして特に考慮し たのがJIS T1022「病院電気設備の安全基準」に定められ ている非常電源と等電位接地,そしてJIS T0601-1「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

^{*} 東京女子医科大学

^{**} ソニア・セラピューティクス株式会社

求事項」の保護接地,更にCISPR11「工業用,科学用及び 医療用機器 – 無線周波妨害特性 – 限度値及び測定方法」に 定められている周波数妨害に関する項であった。

非常電源は商用電源が停止したときに無停電供給あるい は 40 秒以内で回復するいわゆる緑コンセントや赤コンセ ントの機能であり、これを備える必要性がわかった。

医療機器への保護接地については 3P コンセントのアー スピンの導通を確保できる構造にする必要性があった。ま た手術室内の患者環境においてはそれぞれの金属導体表面 に電位差を生じさせないように等電位接地(EPR システム) が要求される。そのため EPR ポイント(通常は医用接地 センタ)に医療機器を 0.1 Ω以下で接続する必要があるこ とがわかった。

EMC (Electromagnetic Compatibility) 対策については, CISPR11 グループ2のクラス A 機器への規定または高周 波利用設備を満足する必要があることがわかった。

規雷	法令(名称)	該当内容
JIS T1022	病院電気設備の安全基準	●非常電源 停電防止対応 ●等電位接地 Z:0.1Ω以下
IEC60601-1, JIS T0601-1	医用電気機器-第1部(基礎安全及び基礎 性能に関する一般要求事項) 電撃に対する保護 漏れ電流及び患者測定電流	 ● クラス I 機器 保護接地 3Pコンセントへの対応 ・患者漏れ電流 B.BF.CF装着医療機器への対応
CISPR11, IEC 61000-3-2, IEC 61000-3-3, IEC 61000-4	工業用、科学用及び医療用機器-無線周 波妨害特性-限度値及び測定方法」	●CISPR11 グループ2 クラスA機 器
_	高周波利用設備	●100Hz以上、50W以上 許可状必要
_	電波法 我が国の電波の使用状況(整理基準)	●3000kHを以下のワイヤレス電力 伝送への割振り79~90.425- 471.480-489.491-494.506-517 kHz
ICNIRP(2010)	国際非電離放射線防護委員会 ICNIRP (International Commission on Non- Ionizing Radiation Protection) (電磁波による生体への影響)	ガイドラインとなっているが、法令 ではない
—	医薬品医療機器等法(薬機法)	非該当
業機法23条の2 QMS省令及びISO13485	医療機器の製造・販売・届出制度	非該当

表1 医療用途適合化に向けての法令調査結果

2.2 手術室現場の調査

ワイヤレス給電能力を決めるために医療機器の消費電力 を調査した。表2にその調査結果を示す。目安として人工 心肺装置1.2~2.5 kW(2427 W*), 麻酔器 0.5~1.5 kW(795

表2 医療機器の消費電力調査結果

医療機器名い		消費電力 ^{\$3} W (n=3))
生体情報モニター	F社 230、60	N社180、140	0社 110
麻酔器	A社(入力1500)	F社300(入力1500)	T社50
輸液ボンブ、シリンジボンブ	J社 20	T社 20	T社 16(シリンジP)
電気メス	R社 100	B社 330	C社 924
超音波火ス	J社 500	0社300	H社 800
一時使用ペーシング付き除細動器	A社 220	N社 220	N社 300
超音波画像診断装置	0社 370	F社 1200	A社 600
汎用人工呼吸器	E社(入力1500)	N社 70	N社 220
人工心肺装置	G社 1500	1社 1200	T社 2000
IABP補助循環用バルーンボンブ駆動装置	Z社 350	T社 420	Z社 250
下肢圧迫装置(フットボンブ)	N社 10	M社 40	T社 40
エアバッド加温装置	1社 260	T社 500	S社 900
透析装置	N社(入力1500)	T社 1500	G社 1275
吸引器(分娩用、可搬型)	A社 360	M社 300	M社 120
医療用ベッド(汎用診療・処置台)	A社(入力680)	N社 1000	T社 370
清拭車	A社 350	N社 750	A社 800
洗髪車	A社 230	N社 350	1社 500
ペッドサイドモニタ	G社 140	G社 300	G社 200
保育器	A社 540	A社 220	D社 1000
脳波計	F社 100	N社 600	F社 310

i) 床面からワイヤレス給電が可能と考えられるキャスター付の装置またはワゴン上で使用されるもの ii)調査データ: Pmda https://www.pmda.go.jp/PmdaSearch/kikiSearch/, 各社HP,現物調査による W*),電気メス 0.3 ~ 1.0 kW (724 W*),超音波診断装 置 0.3 ~ 1.2 kW (842 W*) などの消費電力が大きいこと がわかった (※括弧内は調査内の平均消費電力)。JIS T1022 では定格電流が 10 A を超える医用電気機器を使用 する医用室では配電盤から専用の分岐ラインにより給電す ることになっている。よって壁面コンセント1 口分に相当 する給電スポット (送電ヘッド部)の電力容量は 1.2 ~ 1.5 kW あれば殆どの機器に給電可能であると判断した。

次に手術室で用いるシステムの要求事項を調べるために 医療関係者へのヒアリングを行い,手術台周りの必要な電 源数,医療機器の種類や配置について調査した。その結果, 術中に使用する医療機器の最大数は診療科や術者の手技に よって異なり,直接コンセントに差し込まれている数は最 大13台程度/手術室であった(テーブルタップで分岐さ せているものは除く)。また使用する医療機器や配置は大 規模の病院において診療科により手術室が決まっている が,そのほかの病院では様々な診療科が手術室を使用する ため機器種類やレイアウトがその都度異なることがわかっ た。麻酔器や超音波診断装置,内視鏡など術中必要に応じ て出入りする機器もあった。

手術室の床面送電部への要求項目として考慮しておく項 目として以下のことがわかった。床面は様々な医療機器が 移動し特に手術台の小さなキャスターにかかるスポット荷 重に耐える必要がある。大柄な患者を載せるとキャスター 1個にかかる最大荷重は1 kN/cm²程度となる可能性があ ることがわかった。そのほか血液や清掃時の液体の飛散対 応,清掃の容易さ,機器の通過などから平面フラット構造, 術中に機器の位置を調整できるなどの必要性がわかった。

3. ワイヤレス給電システムの仕様

第2項で得られた情報から**表3**の通りシステムの仕様を 決め試作した。

項目		 仕 様
電気的特性	給電能力	1.5kW(AC100V 50/60Hz) 連続1.2kW
	瞬停防止	1.5kW 1分以上
	接地(アース)	3Pプラグ対応 等電位接地対応
	EMC	CISPR11 Group 2 Class A (高周波利用設備)
機械的特性	給電スポット形状	床面フラット構造
	耐荷重構造	1kN/cm ² 以上(設計値)
	防水·防塵構造	IP65
	耐薬品構造	ハロゲン系の薬品など 耐食部材を使用
- 安全機能(画面表示と音声):過負荷,ヘッド過熱,電気回路異常,ヘッド位置ずれ その他:ヘッド勘合時給電,操作ガイド案内		

表3手術室, ICU 用ワイヤレス給電システムの仕様

図1に本システムブロック図を示す。入力 AC200 V を 送電ユニットにて 85 kHz の高周波に変換して送電ヘッド



図1 システムブロック図

へ送る。次にコイルから発生する磁界を受電ヘッドで受け 取り,整流・充電ユニットから DC48 Vで Li-ion バッテリ ーおよび DC/AC インバーターへ送り AC100 Vを出力さ せた。さらにシステムの操作を簡素化させるために、PLC (Programmable Logic Controller)を用いて起動までの操 作の自動化と異常警報と対処方法を音声と画面表示するよ うにした。

図2に接地の取れるヘッド構造を示す。送電ヘッド(以下, 給電スポット)と受電ヘッドのケースの縁を接触させ接地 ラインを確保した。また接触抵抗が増加するのを防ぐため に送電側の接地リングには耐食性のある導体を用い,受電 ヘッド側には接触性を高めるためにバネ性の突起がある部 材を用いた。



図2 接地の取れるヘッド構造図

4. システムの評価結果

試作したシステムが第3項で定めた仕様通り動作するか 評価した。

4.1 システム単体の評価結果

給電能力試験:受電ユニットに電子負荷装置を接続し連 続給電における出力と経過時間を調査した。その結果 1.5 kW (AC100V15A) では約 30 分で給電スポットと受電ヘ ッド温度が異常温度設定の 60℃を超えて送電が停止しバッ テリーバックアップに切り替わってしまった。負荷を 1.2 kW (AC100V12A) に低下させた結果, ヘッド温度は約 4 時間で 50℃に到達し飽和状態になった。そして連続 8 時間 までの供給を確認した。同時に電圧波形が正常な正弦波で あることも確認した。

瞬停防止試験:給電スポットから受電ヘッドを外して送 電を停止し,バッテリーからの給電に切り替えた。その時 点から1.5 kWで5分給電できた。よって仕様で定めた1 分以上を満足した。

接地(接地端子間電気抵抗測定):システム接地端子間

の電気抵抗を目安としてデジタルテスターで測定した結果 ヘッド位置ずれ0 mm時で0.3 Ωであった。これをJIS T1022 に当てはめると受電ユニット側に設けた接地端子か ら EPR ポイントまでのインピーダンス 0.1 Ω以下を満足で きない可能性が高く,改善する必要があることがわかった。

EMC 試験: CISPR11 グループ2のクラス A 機器および 高周波利用設備を満足できるか外部認定機関で測定を行っ た。その結果規格を満足した。しかし後述する超音波診断 装置で不具合が発生した。

耐荷重試験:キャスター付きの超音波診断装置(重量 130 kg)を用い,給電スポット上を通過させ外観および通 電に問題がないことを確認した。給電スポット内のコイル 上面は厚い FRP 板を配置し,筐体内はエポキシ樹脂の充 填構造としてコイルを荷重から保護する構造とした。設計 上はスポット荷重に耐えられる構造にしたが一点の試作で あるため,この荷重に留めた。

防水・防塵(IP試験) 耐薬品対応:給電スポットおよび 受電ヘッドにおいてIEC 60529, JIS C 0920「電気機械器 具の外郭による保護等級」に定める試験を実施した。その 結果IP65を満足した。また給電中において給電スポット と受電ヘッド間に水を散布し漏電なく通電できることを確 認した。なお床面に露出する接地リングは前述した接触抵 抗の低下を抑制するために塩素,次亜塩素酸ナトリウムや ヨウ素などのハロゲン物質にも耐えられる素材を採用し た。

安全機能の動作確認:ヘッド位置ずれ,温度異常,過負荷,回路異常などの安全機能の動作については故意に異常 を起こした時には警報が出ることを確認した。

4.2 医療機器への給電結果

図3に完成したシステムを模擬手術室に設置した様子を 示す。受電ユニットは超音波診断装置に乗せてある(図 3a)。床面には給電スポットが埋め込まれており、そこへ 装置を移動させ(図3b)受電ユニットの電源を入れて音 声と画像の案内に従い、給電スポット上に受電ヘッドを置 くだけで給電が始まる動作を確認した(図3c)。

超音波診断装置(EMC確認と対策):図4に超音波診断 装置(最大消費電力1.2 kW)への給電結果を示す。その 結果,問題なく給電できたが超音波診断装置Aにおいて赤 枠の白矢印で示すモアレ状のノイズ(以下モアレ)が発生 した(図4a, b)。一方,最新の超音波診断装置Bにはモ アレは現れなかった(図4c, d)。この原因を超音波診断装 置Aで調査したところ商用電源ではモアレは発生せず,本 システムの給電中にプローブを人体に接触させると発生す ることから,本システムの放射ノイズが影響していること がわかった。この対策として送電ユニット-送電ヘッド, 受電ヘッド-受電ユニット間のケーブルを電源用遮蔽ケー ブルノイレックス^{®*}に交換し,さらに各ユニット筐体の FG(Frame Ground)を強化した。

図5に10m電波暗室で測定したEMC対策前後の放射



a) 超音波診断装置への給電の様子 b) 受電ヘッドおよびユニットの拡大写真 c) ヘッド合わせと通電開始の様子

図3 完成したシステムの外観



図4 超音波診断装置に発生したモアレ



※ノイレックス[®]:電界・磁界遮蔽効果を有する電力ケーブル https://www.swcc.co.jp/jpn/products/pdf/noilex.pdf

磁界レベル 10 kHz ~ 30 MHz の測定結果を示す。超音波 診断装置に使用されている数~十数 MHz 領域(赤矢印) において対策前のスパイク状のノイズがほぼ消失したこと を確認した。

図6にEMC対策前後の超音波診断装置Aの画像を示す。 共にプローブ(コンベックス)に手で触れて図4よりも 最もモアレが目立つように最大輝度にしたものである(図 6a)。対策後はモアレが完全に除去できた(図6b)。



図 6 EMC 対策前後の超音波診断装置 A の画像

そのほか麻酔器,生体情報モニターにも給電を行い,誤 動作など不具合がないことを確認した。

電気メス装置(負荷変動確認):図7a, bに負荷変動の 大きな電気メス装置への給電の様子を示す(条件:モノポ ーラ300W(最大)カットモード)。また図7c, dに本シ ステムの給電出力電圧,電流の波形を時間軸で表示したオ シロスコープ画面を示す。図7cは本システムからの給電 結果である。電圧(紫色)は切断開始後50msecでVp138 Vから130Vへ8V(6%)電圧降下し,270msec後に元 の電圧に復帰した。一方,図7dの商用電源においては Vp141Vのまま電圧降下が認められなかった。また,普段 から電気メス装置を使用している医師に本システムからと 商用電源からの給電による切断感覚を比較してもらったと ころ,差はなしと回答を得た。

4.3 試作機デモによるヒアリング結果 試作機のデモを医療従事者,医療機器メーカーおよび病



a)電気メス装置外観
 b)評価中の様子
 c)オシロスコープ画面:本システムから給電
 d)商用電源から給電
 図7 電気メス装置の負荷変動確認

院施設設計業者に行い以下の改善要望を得た。手置き式の 受電ヘッドについては、位置合せの手間と術中に受電ヘッ ドがずれた場合に床面にある受電ヘッドのハンドルを持つ と不潔となってしまうことが指摘された。また様々な医療 機器配置に対応させるために給電スポットを多く設けるこ とを想定したが、位置を気にしないで勝手に給電できるフ リーポジション給電の要望が寄せられた。受電ユニットに ついて手術室内で用いられる医療機器の消費電力は多岐に 渡るため、小型の医療機器には小型の受電ユニットの開発 も必要であることがわかった。施工については、給電スポ ットの厚さが 40 mm であるため床面のコンクリートを削 るか床面をかさ上げする必要がある。これは工事コストが かかるため敬遠されるとの意見が得られた。また給電能力 については手術台周り4~8 kW 程度あれば賄え,システ ム1基あたりシーリングペンダントと同様に2kW×数系 統あれば更に良いなどの意見が得られた。以上の結果から 既存床へ設置可能な薄型送電部,電気容量2kW/基のフ リーポジション給電できるシステムが理想であることがわ かった。

5.考察

5.1 システムの給電能力

システムの給電能力について電気回路は1.5 kWの出力 が可能であったが、連続通電は1.2 kW(AC100V12A)と なってしまった。これは手置き式受電ヘッドの発熱による 火傷防止のため筐体温度が60℃を超えると給電を停止する 設計にしたため、およびヘッド筐体をφ150と小型にした ためである。連続1.5 kWを出力させるためにはヘッドを 大型化するか、放熱の工夫が必要と考えられる。

電気メス装置を用いての負荷変動による電圧降下につい ては2つの理由が考えられる。1つは図7cのワイヤレス給 電時は水色の電流波形のIpが2A超えているのに対し, 図7dの商用電源時ではIpが1.6Aと小さい。これはメス の入れ方の差によるものと考えられ、それに伴い電圧降下 の差を生じたものと考えられる。もう1つはDC/ACイン バーターの電圧変動帰還から制御までのタイムラグによる ものと考えられる。しかし今回の実験で発生した極短時間 の変動に関しては術者の使用感に影響はないレベルと考え られる。

5.2 システム接地端子間のインピーダンス改善策

システム接地端子間のインピーダンス 0.1 Ω以下を満足 できない可能性については JIS T1022 の等電位接地や後述 の患者漏れ電流の規格を満足させるために重要と考えられ る。この改善策として接地リングと受電ヘッドの接触抵抗 を下げるために接触面積を拡げたり導電性の良い部材に変 更したりするなどが考えられる。

患者漏れ電流について医療機器は患者に直接繋がってい たり接触したりするため、機器を介して漏れる微小な電流 値が規定されている。本システムは医療機器でなく患者が 直接触れることはないと考えられるが本システムに接続さ れた医療機器が規格を満足する必要がある。これについて も今後確認しておく必要があると考えられる。

5.3 EMC 対策

EMC 対策により超音波診断装置のモアレが除去できた ことについては以下のように考えられる。

- ・送受電ケーブルをノイレックス[®]に交換することにより ケーブルからの放射磁界が遮蔽できた。
- ・送電ユニット,送電ヘッド,受電ヘッド,受電ユニット 間のFGと遮蔽ケーブルの接続インピーダンスを小さく することにより受電ユニットから発生したコモンモード ノイズのリターンパスを形成することができた。

受電ヘッドへ容量結合分で伝わってしまったコモンモー ドノイズも図2の送受ヘッドの接地ラインを通じて発生源 である送電ユニットに向かってリターンパスを形成するこ とができた。これらによりモアレが除去できたと考えられ る。

最新の超音波診断装置 B には上記の EMC 対策を施さな くともモアレが現れなかったことについては、外部からの イミュニティに対する対策が強化されていると考えられ る。どこまで放射ノイズレベルを下げる必要があるかにつ いては法令を満足すると共に、低レベルの放射ノイズが影 響しそうな医療機器でテストする必要があると考えられ る。

5.4 ワイヤレス給電システム導入の利点と欠点

本目的は床面の電源ケーブルをなくすことであるが、電 気設備として以下の利点があると考えられる。

手術室の配電は電源盤内のアイソレーショントランスを 介して商用電源ラインからフローティングされている。本 システムを用いると送受電間は磁界を用いて給電している ため商用電源とアイソレートされる。そのためトランスが 不要となるかも知れない。また 4.1 項で述べたように送受 間に液体がこぼれても問題なく給電できる。更にバッテリ ーを搭載しているためバッテリー容量を増大させれば UPS (無停電電源装置)としても利用できると考えられる。 一方,電源ラインのワイヤレス化において予期しない事 態が発生する可能性がある。例えばシステム故障時のバッ クアップが働かず突然給電が止まってしまう,送電ユニッ トから漏れた高周波が医療機器を誤動作させてしまう,漏 れた磁場が金属を発熱させて火傷の原因となったりするな どが考えられる。医療用ワイヤレス給電技術を実用化する 際には,新たな不具合が発生しないように考慮する必要が あると考えられる。

6. まとめ

電線ラインに関するアクシデント・インシデント抑制の ための根本対策として電源ラインをなくすために手術室用 ワイヤレス給電システムの試作を行い模擬手術室内に1基 設置した。給電能力は1.5 kW(連続1.2 kW), 瞬停防止対 策, 3P コンセントへの対応, EMC対策などの要求条件へ の対応を実施した。そして超音波診断装置や電気メスなど へ正常に給電できることを実証した。

今後,実用化に向けての課題として等電位接地の規格満 足化,位置合せのフリーポジション化,発熱対策を考慮し た出力2kW化,送電部の薄型化,受電システムの小型化, 各種電気容量に対応するバリエーションなど多くの課題が あることがわかった。更なる改良により実用化を目指す。

謝 辞

本ワイヤレス給電システムの研究開発の機会をご提供頂 きました神戸大学(前東京女子医科大学)の村垣善浩教授, 山口智子先生,システムシーケンスにご協力頂いた生産技 術課の日下部匡孝氏,ワイヤレスユニット製作にご協力を 頂いた株式会社ビー・アンド・プラス様,ケーシングおよ び設置にご協力頂きました東京女子医科大学ものづくり工 房の皆様,情報提供を頂いた医師,手術室設計メーカー, 医療機器メーカーの皆様に厚く御礼申し上げます。

参考文献

- Cesarno FL, Piergeorge AR : The Spaghetti Syndrome. A new clinicalentity, Crit Care Med.7 (4), p.182-183 (1979)
- Michael Imhoff : The Spaghetti Syndrome Revisited, Anesth Analg98, p.566–567 (2004)
- 3) 小川雄之亮:スパゲッティ症候群, 医学のあゆみ, p.158-359 (1991)
- 4)小川雄之亮:スパゲッティ症候群,検査と技術20巻11号,p.935-936 (1992)
- 5)田中顯,吉光喜太郎,山口智子,正宗賢,村垣善浩:院内における医療機器と電線ラインに係わるアクシデント・インシデント調査, 医療の質・安全学会誌, Vol. 17, No. 4, p.399-406 (2012)
- 6) 宮花礼子,川崎俊博,前田久美子,上原久美子,兵頭永一,田口 晴之,他:ワイヤレス12誘導心電計を用いた運動負荷心エコー図 検査の有用性,医学検査, Vol.63 No.2, p.140-145 (2014)
- 7)渡辺敏:新しい医療用テレメータシステムについて、日本麻酔科 学会準機関誌、38(7)、p.954-959
- 髙橋俊輔:ワイヤレス給電の技術概容,特技懇誌, no.279, p.3-14 (2015)

- 9)花田英輔:医療現場における無線通信の需要と実現の条件,電子 情報通信学会通信ソサエティマガジン,No.25, p.33-37 (2013)
- 10) H.G.Lim, M.W.Kim, J.W.Lee, E.S.Jung, K.W.Seong, J.H.Lee, et al : A method for reducing body exposure to electromagnetic field of pillow type wireless charger in fully implantable middle ear hearing device, IEICE Electronics Express, Vol.6 No.18, p.1318-1324 (2009)
- 11) 日経エレクトロニクス 寝ている間に人口内耳に充電するスマー ト枕 2014 年 3 月 3 日号, p.16-17 (2014)
- 12) A. Hennig, J. Lauko, A. Grabmaier, C. Wilson : Wireless Tear Glucose Sensor, Procedia Engineering 87, p. 66- 69 (2014)
- 13) 川守田 拓志:スマートコンタクトレンズの進化と未来 視覚の科
 学, 2021年42巻4号, p. 96-101 (2021)
- 松木英敏: Wireless Energy Transmission for Medical Devices, エレクトロニクス実装学会誌, Vol. 13 No. 6 (2010)
- 15)谷内一彦,吉川雄朗,相良健一,佐々木秀:ワイヤレス給電 と体内埋め込み型センサーを用いた新しい動物行動薬理学,公益 社団法人日本薬理学会日本薬理学会年会要旨集,93(0) 1-LBS-08(2020)
- 16) 木村 光一:生体内機器を駆動させるワイヤレス給電システムの 開発,上原記念生命科学財団 上原記念生命科学財団研究報告集, 34, p.1-4 (2020)

SWCC(株)
 田中 顯(たなか あきら)
 新領域開発センター 商品開発G
 博士(医学)
 医療用ワイヤレス給電の研究・開発に従事

東京女子医科大学 吉光 喜太郎(よしみつ きたろう) 先端生命医科学研究所 先端工学外科学分野 特任講師 博士(工学),博士(医学) デジタル手術室の構築に関する研究開発に従事

ソニア・セラピューティクス株式会社
 岡本 淳(おかもと じゅん)
 (前東京女子医科大学 先端生命医科学研究所先端工学外科学分野
 特任准教授)
 取締役 COO
 博士(工学)
 手術支援ロボティクス・メカトロニクスの研究に従事

東京女子医科大学 正宗 賢(まさむね けん) 先端生命医科学研究所 先端工学外科学分野 教授 博士(工学) 手術支援システムの研究開発に従事

SWCC(株) 西岡 淳一(にしおか じゅんいち) 新領域開発センター 商品開発G グループ長 新規商品開発に従事