

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 29 年 6 月 13 日現在

機関番号：12501

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2014～2016

課題番号：26420338

研究課題名(和文)体内無線電力伝送システムの開発

研究課題名(英文)Development of in-body wireless power transmission system

研究代表者

高橋 応明 (Takahashi, Masaharu)

千葉大学・フロンティア医工学センター・准教授

研究者番号：70267342

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,800,000円

研究成果の概要(和文)：人体埋込型医療機器への電力伝送を目的としている。カプセル内視鏡への電力伝送には、画像伝送に使用されている433MHz帯が優位であり、人体腹部の組織の中で、筋肉、小腸、脂肪が他の組織に比べ電力伝送に大きく影響を与え模擬が不可欠であることが判明した。フレキシブル基板を用いた体内アンテナの提案を行い所望の特性が得られた。

皮下に埋込む固定型センサへについては、5.8GHzでのシステム設計、実験を行った結果、人体防護指針を順守しても、マイコンを駆動できる電力が送信できることを確認した。

研究成果の概要(英文)：This research is aimed at power transmission to a human body for an implantable medical device. For power transmission to the capsule endoscope, the 433 MHz band used for image transmission is excellent. We found that muscle, small intestine and fat have a great influence on power transmission compared to other tissues, and those organizations are indispensable for simulating human abdomen. We proposed the in-body antenna using the flexible board and obtained the desired characteristics.

For stationary sensors implanted subcutaneously, we designed and experimented at 5.8 GHz. As a result, it was confirmed that even if we comply with the human body protection guidelines, electric power that can drive the microcomputer can be transmitted.

研究分野：アンテナ工学

キーワード：無線電力伝送 アンテナ 医療応用 体内デバイス 人体埋込型医療機器

1. 研究開始当初の背景

人体埋込型医療機器を用いて身体情報を収集し、病気の早期発見や治療を行う研究が進められている。心臓ペースメーカーや除細動器、血糖値をモニタしながら動作するインシュリンポンプ、小腸の撮像を目的としたカプセル内視鏡などがある。これらの機器は電源を必要とする。カプセル内視鏡は、飲み込める大きさの制限から搭載できる電池の容量も小電力となる。そのため、1秒間に2枚までの撮像しかできない。また、何らかの要因で体内に留置した場合、電池の有毒性が懸念されている。一方、カプセル内視鏡は撮像画像の高解像度化、多枚数化などが求められている。さらに姿勢制御や投薬装置、生体検査装置などの機能追加が考えられている。これらを実現するためには、カプセル内視鏡の電源容量を増やす必要がある。またその他の人体埋込型医療機器も電源の持続的な確保が問題となっている。

電源の問題を解決するには、携帯電話などで採用されている無線電力伝送という技術を用いることが考えられる。無線電力伝送には、電磁誘導方式、磁界共鳴方式、レーザー方式、マイクロ波方式などがある。携帯電話の充電等で実用化されているのは電磁誘導方式である。埋込型医療機器でも電磁誘導方式による無線電力伝送は検討されているが、位置がずれると伝送効率が急減するなどの問題点があり、実用化されていない。カプセル内視鏡は体内を移動することもあり、この位置ずれ問題を克服する必要がある。そこで、位置ずれに比較的強いマイクロ波方式を採用する。マイクロ波方式を用いることにより、電力伝送だけでなく、画像信号や制御信号も同一の電波にて伝送することができるため、電力伝送用アンテナと通信用アンテナを共用することができ、省スペースで済ませることができる。

先行研究としては、電磁誘導方式の電力伝送の研究がなされているが、画像伝送用には別のアンテナが必要なこと、位置ずれの問題などがある。また、マイクロ波を用いたカプセル内視鏡用のアンテナの研究は国内外でいくつかなされているが、どれも画像伝送用のアンテナの研究であり、電力伝送も考慮したアンテナの研究はなされていない。電力伝送と画像伝送を両立させたアンテナ及びシステム開発を行っているのは、本研究だけである。

2. 研究の目的

カプセル内視鏡を代表とする人体内部にて医療情報をモニタするデバイスの開発が始まっている。これらのデバイスは、測定機器や通信機器を搭載しており、それらを駆動するための電源が必要となる。現在、カプセル内視鏡はボタン型電池を搭載しているが、その電力容量から撮影できる枚数や解像度など機能に制限がある。今後、姿勢制御や投薬

装置、生体検査装置などの機能追加が検討されており更なる電源容量の増強が必要となる。しかしながら、物理的な大きさの制限から電源確保は困難となっている。その解決手段として、外部から人体内のデバイスに電力を無線伝送する方法がある。本研究では、電力を無線伝送するだけでなく、その電磁波に情報を載せ、生体情報のモニタリングも可能とするための技術開発を目的としている。カプセル内視鏡のような体内受電及び通信用のアンテナの開発と、体外に設置する送電用および通信用アンテナの開発を並行して行う。また、電磁波が人体への影響を及ぼす電磁波曝露についても評価を行う。

3. 研究の方法

提案システムを実現するために重要なことは、1. 生体適合性があること、2. 体内デバイスを駆動する電力を確保できること、3. 体内埋込時でも外部と通信可能であること、4. 電磁波曝露の防護指針に適合していることである。これらの条件を全て満足するシステム設計を行い、体内外のアンテナを設計する。

個人認証を行うための人体埋込型アンテナの開発は行われているが、皮下挿入で動いてもずれなどが生じない場所への埋込が行われているだけで、筋肉組織よりも内部への埋込型アンテナの研究は皆無である。その理由は、筋肉組織は伝送損失が非常に大きく、カプセル内視鏡の様な埋込型機器を無線電力伝送により駆動することは困難であるからである。電磁波曝露の防護指針を順守しながら無線電力伝送を行うには体外アンテナのアレーアンテナの配置位置や制御方法、カプセル内視鏡の位置推定などシステムとしての研究課題も多い。この研究は、電力の確保だけでなく、人体に影響をできるだけ与えないアンテナシステムの開発が必要である。そのためには、アンテナの材料選定、小型化だけではなく、人体に対する電磁波影響も考慮してシステム設計を行う必要がある。

カプセル内視鏡の駆動には 35 mW の電力が必要となる。まず、この電力を体外から供給するシステム設計を行う。具体的には、電磁波曝露の防護指針を守りながら、送電用アンテナを幾つ配置すればよいかの検討を行う。また、体内に電力を無線伝送する際に最適な周波数を確定する必要がある。430 MHz 帯、920 MHz 帯、2.45 GHz 帯が候補となる。

次に、カプセル内視鏡の位置や向きに依存せず安定して電力伝送及び通信ができる体内用アンテナと体外用アンテナの設計を行う。アンテナを人体に貼り付けた時や人体に挿入した時には、人体組織の電気的特性がアンテナ特性に大きな影響を与える。従来、アンテナの開発には一般に3分の2筋肉等価媒質の均一モデルを使用して行われてきたが、人体の組織構造、皮膚、脂肪、筋肉、腸など、部位により電気特性が大きく異なり、

その影響が大きいことが分かっている。そのため、組織構造を模擬した正確な数値モデルおよび実験モデルを用いてアンテナ開発を行わないと、所望のアンテナ特性が実現できない。そのため正確な腹部数値モデルの開発とともに、それに合わせたアンテナの開発を行う。

電磁波曝露防護指針を満足し、移動するカプセル内視鏡に効率よく電力を伝送かつ通信するには、体外のアンテナはアレーアンテナを用いて、個々のアンテナから放射される電力を抑える方法が望ましい。また、実際に電力が確保でき、通信が可能であることを確認するため、人体組織構造を正確に模擬した数値シミュレーションおよび実験用ファントムを用いた実験を行う。

4. 研究成果

体内深部に留置して使用する体内デバイスに電力伝送を行うために、使用する周波数について検討を行った。数 kHz を用いる電磁誘導方式は、胴体と同程度の大きさのコイルが必要となり、体内デバイスにも電力伝送用のコイルと通信用のアンテナが必要になる。それに対してマイクロ波を用いた電力伝送では、通信に用いるアンテナを電力伝送にも使うことができ、省スペース化が図れるため、マイクロ波方式を用いることとした。使用する周波数としては ISM 帯を用いることになるが、筋肉での電力吸収が大きいため、図 1 に示すようなモデルを用いて、その吸収量を概算した。その結果、周波数が高くなるに従い、筋肉での電力吸収が大きくなることが分かった。カプセル内視鏡では、既に画像伝送用に 433.92 MHz が使用されているため、同じ周波数を用いて、電力伝送の検討を行うこととした。

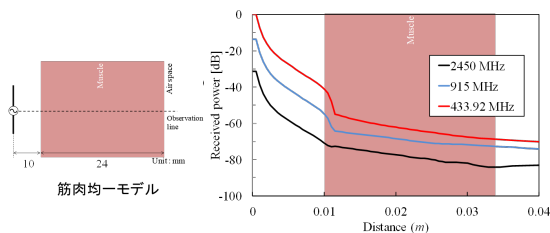


図 1 周波数による電力伝送特性

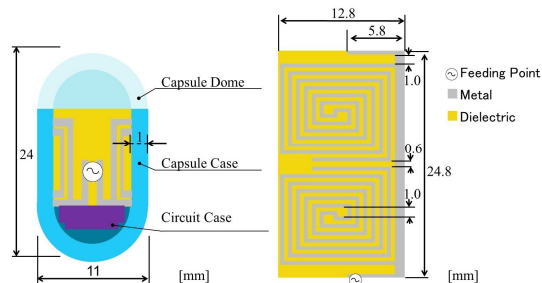
まず、カプセル内視鏡内に無線電力受信用のアンテナを設置し、体外に設置した電力送信用アンテナにより無線電力伝送の検討を行った。駆動電力を体外から得ることで、カプセル内視鏡内に電池を設置する必要がなくなる。結果として、既存のカプセル内視鏡のように電池の残量を考慮しなくても良くなるため、撮影回数や駆動時間を向上させることができ、カプセル内視鏡の小形化も見込むことができる。

人体組織の電気定数を腹部を中心に 20 以上の組織で調査した。カプセル内視鏡の電力

伝送時に影響を与える組織を選定した結果、小腸の電気定数は、筋肉の電気定数と差が大きくカプセル内視鏡と密着しているため、また、脂肪の電気定数は、全身に分布しているため、受信アンテナの反射係数に大きく影響する。よってカプセル内視鏡が小腸に位置する場合は、筋肉、小腸および脂肪の組織が、その他の組織に比べ影響が特に大きく、模擬する必要があると結果を得た。

従来提案されてきたアンテナは立体構造であり、容積と製造面でデメリットがあった。そのため、アンテナ形状を、フレキシブル基板を使用した平面構造とすることで、カプセル内視鏡内という限られた空間を最大限に活用するとともに、製品化した際の量産の容易さも兼ね備えたアンテナを提案した。

図 1(a)に、解析に使用するカプセル内視鏡モデルを、図 1(b)に設計したアンテナの平面図を示す。このアンテナの導体部の幅は 0.4 mm で、平面状に構成されたアンテナを巻いてカプセル内に挿入することを想定している。このアンテナはループ構造とオープンスタブで構成されている。通常、ループアンテナはその長さを 1 波長分として設計するが、その長さの素子をカプセル内に配置することは非常に困難であるため、オープンスタブを用いて整合をとっている。



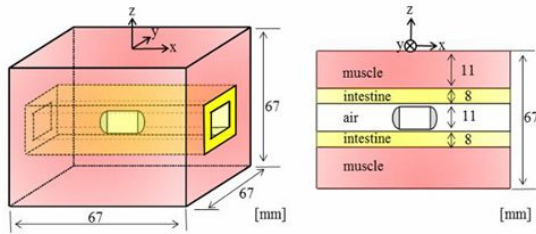
(a) カプセルモデル (b) アンテナ平面寸法



(c) 試作アンテナ

図 1 カプセル内視鏡モデル

カプセル内視鏡モデルは、回路部品ケース (ABS 樹脂: $\epsilon_r = 3.0$ $\sigma = 0$ S/m), カプセルケース (テフロン PTFE: $\epsilon_r = 2.0$ $\sigma = 0$ S/m), カプセルドーム (アクリル樹脂: $\epsilon_r = 3.5$ $\sigma = 0$ S/m), アンテナで構成されている。また、人体の腹部を筋肉 ($\epsilon_r = 57.7$, $\sigma = 0.83$ S/m) と小腸 ($\epsilon_r = 65.3$, $\sigma = 1.92$ S/m) で簡易的にモデル化し、図 2 に示すように配置した。



(a)全体モデル (b)計算モデル断面
図2 解析モデル

図3にフィルム状カプセル内アンテナの反射係数の計算結果を示す。433.92 MHzにおける反射係数は -8.5 dB を得ており、試作アンテナでもほぼ同じとなった。

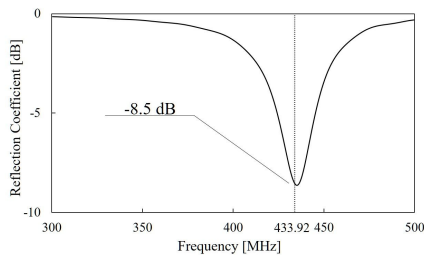


図3 カプセル内アンテナの反射係数

提案アンテナの電界強度分布シミュレーションの結果を図4に示す。カプセル内視鏡は体内で様々な向きや回転状態になることが考えられるため、カプセル内視鏡内に装荷するアンテナは回転に対応したアンテナである必要がある。カプセル内視鏡の向きに関しては、送信アンテナから円偏波を放射することにより解決する手法を提案しているため、受信のカプセル内視鏡内アンテナを設計するにはカプセルの軸回りの回転に対応したアンテナとして設計している。提案アンテナは軸から等方向に放射できているため、この条件を満たしていることがわかる。

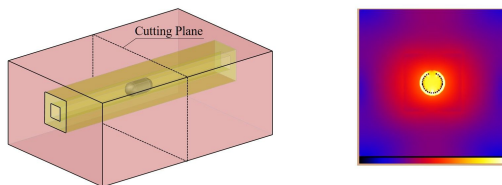


図4 放射電界強度分布

伝送効率を算出するにあたり、先行研究で提案されたアルキメデススパイラルアンテナを用い、その電力送信用体外アンテナのモデルを図5に示す。このアンテナは誘電体基板 ($\epsilon_r = 2.17, \sigma = 0 \text{ S/m}$) と 2 mm 幅の導体で構成されている。このアンテナは非常に帯域が広いため、人体近傍に配置することにより発生する帯域のズレに対応することができる。さらに、円偏波を放射するため、体内電力受信アンテナが人体中でどのような向きになっていても、電力を効率よく送信することが可能である。

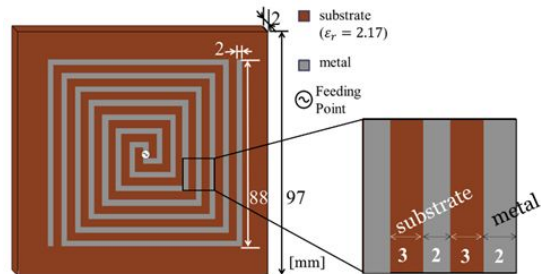
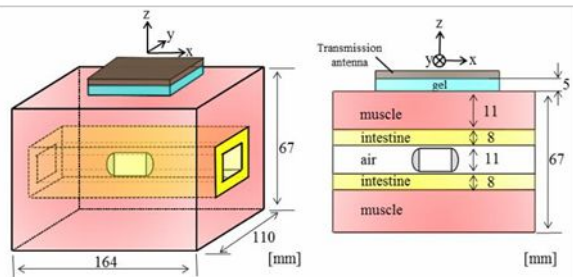


図5 電力送信用体外アンテナ

伝送効率シミュレーションモデルを図6に示す。体外送信アンテナを簡易人体モデルに向け、アンテナ-人体間にゲル ($\epsilon_r = 80.0, \sigma = 0 \text{ S/m}$) を配置した。

シミュレーション上での伝送効率は 0.2 % であった。送信電力の 9 割以上が人体により吸収されてしまうため、伝送効率は非常に低い値になっている。



(a)全体モデル (b)計算モデル断面
図6 伝送効率シミュレーションモデル

以上、カプセル内視鏡への無線電力伝送用フィルムアンテナを提案した。提案アンテナは 433.92 MHz で良好に動作することを確認した。

次に、体内に留置して、例えば血糖値などを常にモニタリングを行い、必要に応じて薬物投与する様な体内デバイスを腹部に埋込み、体外に設置した外部アンテナから無線で電力を供給すると同時に生体情報を外部に送信するシステムについて記す。皮下に埋込み、デバイスの小形化と伝送速度の高速化を考えて、5.8 GHz での検討を行った。

図7に外部アンテナとして使用を想定しているパッチアンテナの構造を示す。本アンテナは、 $32.0 \times 32.0 \times 0.8 \text{ mm}^3$ の誘電体 ($\epsilon_r = 2.17$) に、 $32.0 \times 32.0 \text{ mm}^2$ の地板および $16.8 \times 16.8 \text{ mm}^2$ の放射素子をとりつけた構造となっている。また、地板の中心から、 $x = -2.0 \text{ mm}$ の位置でピン給電をしている。図8に、埋込みカプセル内のインプラントアンテナの構造を示す。アンテナ素子の形状は、直径 0.3 mm ワイヤを用いて、ループアンテナを長さ 11 mm の位置で折り返しており、注射器を用いて人体に挿入することを想定している。インプラントアンテナは $1.0 \times 1.0 \times 15.0 \text{ mm}^3$ の角柱型のカプセル ($\epsilon_r = 5.0$) に、埋め込んでいる。

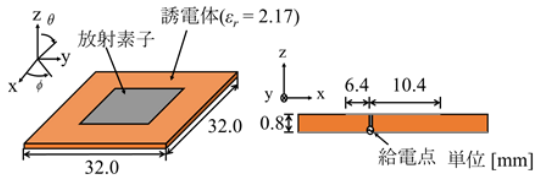


図 7 体外アンテナ

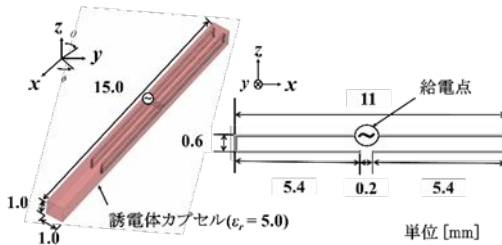


図 8 体内アンテナ

図 9 に、解析モデルを示す．皮膚，脂肪，筋肉のそれぞれの厚さは 2.0 mm, 10.0 mm, 48.0 mm であり，各組織の 5.8 GHz における電気定数を与えた（皮膚: $\epsilon_r = 35.11$, $\sigma = 3.71$ S/m, 脂肪 $\epsilon_r = 4.95$, $\sigma = 0.29$ S/m, 筋肉: $\epsilon_r = 48.99$, $\sigma = 5.23$ S/m）。本モデルの脂肪層でかつ皮膚表面から 3.0 mm の位置にインプラントアンテナを埋め込んだ．また，皮膚表面から 7.0 mm の位置に外部アンテナを配置し，解析を行った。

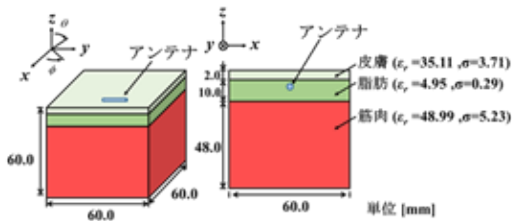


図 9 解析モデル

図 10 に、体内折り返しダイポールアンテナおよび体外パッチアンテナの各位置での反射係数 S_{11} を示す。実験結果は計算値と概ね一致した。また、図 11 に試作インプラントアンテナ、図 12 に層構造ファントムを示す。どちらのアンテナも所望の周波数である 5.8 GHz において -10 dB 以下を達成し、良好に動作することが確認できた。図 12 に示すような伝送実験を行った結果、衣服などを間に挟んでいても、効率の低下などがなかったことが確認できた。この時の伝送効率は 0.33% であった。人体防護指針を順守した送信電力の場合でも、マイコンなどを駆動するのに必要な電力が送信できることが分かった。

以上、皮下埋込み型体内デバイスへの無線電力伝送用アンテナを提案した。提案アンテナの 5.8 GHz で良好に動作することを確認した。

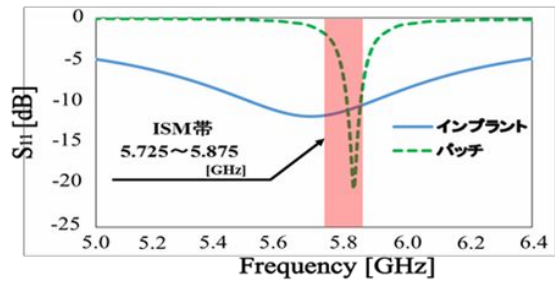


図 10 反射係数

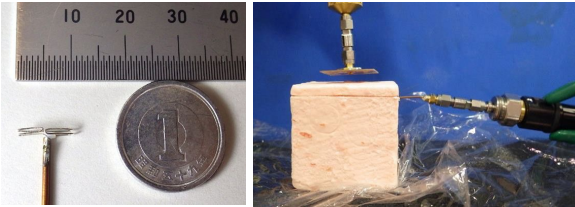


図 11 試作アンテナ 図 12 層ファントム

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計 3 件)

1. 高橋応明, “医療分野における電磁波応用技術,” 電子情報通信学会誌, vol.99, no.8, pp.846-851, 2016 年 8 月, http://www.journal.ieice.org/summary.php?id=k99_8_846&year=2016&lang=J
2. K.Ito, M.Takahashi and K.Saito, "[Invited Paper] Small antennas used in the vicinity of human body," IEICE Trans. Commun., vol.E99-B, no.1, pp.9-18, 2016 年 1 月, DOI: 10.1587/transcom.2015ISI0002
3. S.Tsuzaki, K.Saito, M.Takahashi and K.Ito, "Development of antenna for wireless power transmission to capsular endoscope," IEICE Communications Express, vol.3, no.4, pp.138-143, 2014 年 4 月, DOI: 10.1587/comex.3.138

〔学会発表〕(計 9 件)

1. 高橋応明, “人体近傍アンテナの測定,” 2017 年電子情報通信学会総合大会, BI-1-1, pp.SS-27-SS-28, 2017 年 3 月 24 日, 名城大 (名古屋市)
2. 高橋応明, “体内デバイスへの電力伝送,” 第 10 回 日本電磁波エネルギー応用学会研究会, pp.26-47, 2017 年 1 月 16 日, 国土館大 (世田谷区)
3. S.Kai and M.Takahashi, “Investigation of the film antenna for wireless power transmission to the capsular endoscope,” Proceedings of the 2016 International Symposium on Antennas and Propagation, POS1-32,

- pp.348-349, 2016年10月26日, 沖縄
コンベンションセンター(宜野湾市)
4. 日吉大二郎, 高橋応明, “カプセル内視鏡における平面上での位置推定,” 2016年電子情報通信学会ソサイエティ大会論文集, B-20-6, p.435, 2016年9月20日, 北海道大(札幌市)
 5. 小池侑紀, 高橋応明, “受信強度を用いたカプセル内視鏡位置推定,” 2016年電子情報通信学会総合大会, B-1-202, p.202, 2016年3月15日, 九州大(福岡市)
 6. 甲斐重洋, 高橋応明, “カプセル内視鏡用無線電力伝送アンテナの開発,” 2016年電子情報通信学会総合大会, B-1-92, p.92, 2016年3月15日, 九州大(福岡市)
 7. 塩井慎侑, 高橋応明, “体内無線電力伝送用外部アンテナの検討,” 2016年電子情報通信学会総合大会, B-1-91, p.91, 2016年3月15日, 九州大(福岡市)
 8. 長谷川裕斗, 高橋応明, “体内無線電力伝送インプラントアンテナ,” 2015年電子情報通信学会ソサイエティ大会論文集, B-1-92, p.92, 2015年9月10日, 東北大(仙台市)
 9. 林合祐, 高橋応明, 齊藤一幸, 伊藤公二, “人体腕部モデルを用いた2周波共用インプラントアンテナの特性評価,” 電子情報通信学会技術研究報告, AP2014-44, pp.25-28, 2014年6月12日, 機械振興会館(港区)

〔図書〕(計 2件)

1. 川上春夫, 森下久, 高橋応明, 科学情報出版, “IoTシステムの極小アンテナ設計技術,” 分担共著 1~3章, 2015年, pp.1-70
2. K.S.Nikita, Wiley-IEEE Press, “Handbook of Biomedical Telemetry,” 分担共著, Chapter19, 2014年, pp.549-571

〔産業財産権〕

出願状況(計 0件)

取得状況(計 0件)

6. 研究組織

(1)研究代表者

高橋 応明 (TAKAHASHI, Masaharu)
千葉大学・フロンティア医工学センター・
准教授
研究者番号: 70267342

(2)研究分担者

伊藤 公一 (ITO, Koichi)
千葉大学・フロンティア医工学センター・
名誉教授
研究者番号: 90108225

齊藤 一幸 (SAITO, Kazuyuki)
千葉大学・フロンティア医工学センター・
准教授
研究者番号: 80334168