

平成 30 年 6 月 23 日現在

機関番号：17301

研究種目：挑戦的萌芽研究

研究期間：2015～2017

課題番号：15K13990

研究課題名(和文) 異常血管位置検出のための電波型腹腔鏡アンテナシステムの開発

研究課題名(英文) Development of an antenna system for radio wave type laparoscope

研究代表者

藤本 孝文 (FUJIMOTO, Takafumi)

長崎大学・工学研究科・准教授

研究者番号：40264204

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,100,000円

研究成果の概要(和文)：本研究では脂肪中の血管を検出するための、電波型腹腔鏡の開発を行った。アンテナ部の設計では、シミュレーションにより、送受信アンテナは偏波面を揃えて配置し、スタック型にすることで、血管の検出精度が向上することが分かった。実験用の血管ファントム、脂肪ファントムの作成では、脂肪ファントムの比誘電率はほぼ目標値に達成したが、導電率については、目標値との差が大きかった。材料の検討を行う必要がある。信号処理法については、最初に周波数領域の信号を時間波形に変換し、送信アンテナの左右に配置された信号の平均値をとることにより、血管の位置検出が可能であることが分かった。

研究成果の概要(英文)：In this study, the radio wave type laparoscope is proposed and developed. In the design of the antenna, it is confirmed that the accuracy for the detection of the blood vessel is improved by arranging the receiving antennas in parallel to the transmitting antennas and by stacking the parasitic elements above the fed antenna elements. The phantoms of the blood vessel and the fatty tissue for the measurement were fabricated. In the fatty tissue, although the measured permittivity of the phantom achieved the target value, the difference was observed in between the measured conductivity and the target value. Also, in the blood vessel, the difference was observed in between the measured conductivity and the target value. It is necessary to examine the materials for the conductivity. In the signal processing, it is found that the position sensing of the blood vessel was possible by taking the average of a signal of the receiving antennas placed in right and left of the transmitting antenna.

研究分野：アンテナ工学

キーワード：腹腔鏡 アンテナ 血管検出 ファントム 医療工学

1. 研究開始当初の背景

腹腔鏡手術は、近年の医療機器の発達により世界的に盛んに行われるようになった。今後、腹腔鏡で手術可能な病気は大幅に増加すると期待されている。腹腔鏡手術の最大の利点は、患者にとって体への負担が非常に小さいことにある。腹腔鏡挿入のため切開される腹部は非常に小さいため、開腹手術に比べ術後の痛みが軽く、傷口の治癒も早い。しかし、腹腔鏡手術では、血管走行異常が手術の危険性を高めると言った大きな問題がある。これは、臓器内部の血管または臓器表面に付着した脂肪によって隠れた血管の位置情報をカメラ型腹腔鏡では得ることができないためである。腹腔鏡手術時に血管を傷つけることは、大きな医療事故の原因となる。血管の位置情報を術中に得ることができれば、飛躍的に手術の安全性が高められる。これまでに、脂肪中に隠れた血管をリアルタイムで投影可能な腹腔鏡の研究、開発は世界的に見ても例はない。このような背景のもと、リアルタイムで血管の画像投影が可能な腹腔鏡の開発が必要とされている。

現在、研究代表者は電波を用いた乳がん検出装置の開発、コンクリート内部に埋め込まれた鉄筋位置検出法など、電波を用いた探査方法・探査装置の研究を行っている。また、医療用、移動通信端末用等、様々なアンテナの研究を進めている。本事業では、これまでに提案してきた電波を用いた探査原理、探査装置およびアンテナシステムを組み合わせた電波型腹腔鏡アンテナシステムおよび異常血管位置検出法の開発を行う。

2. 研究の目的

本研究では、脂肪中の血管をリアルタイムで画像投影可能な、電波を用いた腹腔鏡の開発を目的とする。最終的な腹腔鏡の大きさは腹部に挿入可能な直径 10mm 以下の円筒形状であるが、本事業では研究の第 1 段階として、取扱いが容易な 2.5 倍スケールモデル（アンテナを 2.5 倍の大きさとし、使用周波数を 1/2.5 倍とするモデル）にて、提案手法の可能性・問題点を検討する。本事業の目的を達成するため、1 つの送信アンテナと複数の受信アンテナからなる小型アンテナシステム、患部からの散乱波を受信し、その受信波から血管位置情報を得るための信号処理法、実験用の脂肪および血管ファントムの開発を行う。

3. 研究の方法

- 本事業では最初に
- (1)電波を用いた腹腔鏡アンテナシステム
- (2)実験用ファントム
- (3)血管の位置情報を得るための信号処理法

の 3 つの開発を個別に行う。次に、腹腔鏡アンテナシステムから測定用ファントムに電波を照射し、その散乱波を測定する。この測定された受信波の信号処理を行うことによ

り、血管の位置探査を行う。

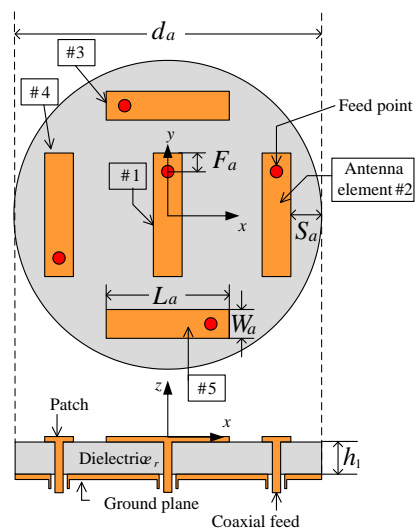
①では、小型化が可能なマイクロストリップアンテナを利用し、1つの送信アンテナと複数の受信アンテナからなるシステムを設計する。シミュレーションにより最適な受信アンテナの数、配置を決定し、試作、測定実験を通して開発する。②では、脂肪、血管を模擬した実験用ファントムを測定実験により開発する。また、③では、シミュレーションを中心に、信号処理法の開発を進める。

4. 研究成果

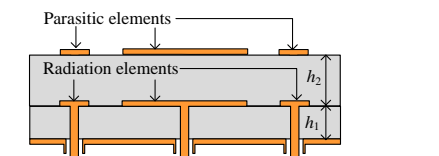
(1) アンテナの構造および解析モデル

図 1 にアンテナの構造を示す。中心に送信アンテナ#1、その周りに 4 つの受信アンテナ#2-#5 を配置している。アンテナは誘電体基板背面より同軸給電されている。受信アンテナ#2、#4 は送信アンテナと平行に配置し、受信アンテナ#3、#5 は送信アンテナと垂直に配置している。図 1(a)は単層モデル、図 1(b)は図 1 で示したモデルの上部に寄生素子を装荷したスタック化モデルである（断面図のみ示す）。寄生素子の大きさは給電素子と同じである。また寄生素子の位置 h_2 は使用周波数 8GHz の 1/4 波長とし、利得が最大になるようにしている。誘電体基板の大きさは単層モデル、スタック化モデル共に $d_a=2.5\text{cm}$ である。

図 2 に血管検出の解析モデル図を示す。解析モデルは血管と脂肪で構成されている。脂肪、血管それぞれのサイズ、電気定数（比誘電率 ϵ_r 、導電率 σ ）は表 1、2 の通りである。



(a) アンテナの構成図（単層モデル）



(b) スタック化モデル（断面図のみ）

図 1 アンテナシステムの構成図

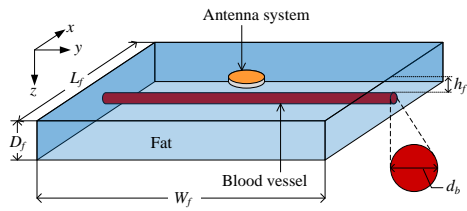


図2 解析モデル (血管および脂肪)

表1 サイズおよび電気定数 (脂肪)

D_f [mm]	L_f [mm]	W_f [mm]	ϵ_r	σ
50	200	200	4.42	0.76

表2 サイズおよび電気定数 (血管)

d_b [mm]	h_f [mm]	ϵ_r	σ
10 or 20	10-30	29.64	12.02

(2) アンテナ特性の評価

ここでは以下の点に注意し、シミュレーション結果の考察を行った。

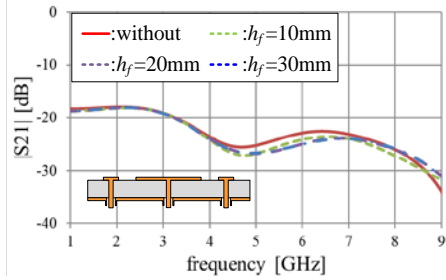
- ①受信アンテナ#2 と#3 の受信信号を比較することにより、偏波面と受信信号の関係を明らかにする。
- ②単層モデルとスタック化モデルの受信信号を比較することにより、利得と探查結果の関係を明らかにする。

図3に透過係数 S_{21} を示す。8GHz 付近において、血管の有無による特性の違いは、スタック化モデルのほうが単層モデルに比べ顕著に見られる。また血管の深さによる S_{21} の差は、単層モデル、スタック化モデル共に確認できなかった。

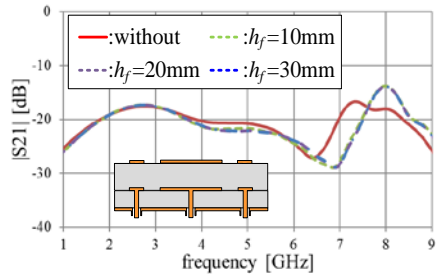
図4に透過係数 S_{31} を示す。 S_{21} と同様に、8GHz 付近において血管の有無による特性の違いは、スタック化モデルのほうが大きい。スタック化モデルの S_{21} と S_{31} を比べた場合、 S_{21} が血管有無の差が大きい。これは、アンテナ#2 がアンテナ#1 と平行、つまり送受信アンテナの偏波面が同じであるのに対し、アンテナ#3 はアンテナ#1 と垂直、つまり送受信アンテナの偏波面が直交しているためである。本システムでは、アンテナは近傍領域で使用されるが、偏波面を考慮してアンテナを配置する必要があることがわかる。

図5はスタック化モデルでの近傍界分布を示す。同図(a)は血管無モデル、同図(b)は血管有モデルである。両図より、血管により電波が反射されている様子がわかる。

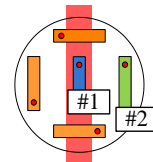
図6に単層モデルの試作アンテナの写真を示す。アンテナの誘電体基板には FR-4 基板を使用している。図7に透過係数 S_{21} 、 S_{31} の測定結果を示す。測定は自由空間 (ファントム無) で行っている。また、同図には比較のためシミュレーション結果も示す。測定結果とシミュレーション結果は良く一致していることが確認できる。



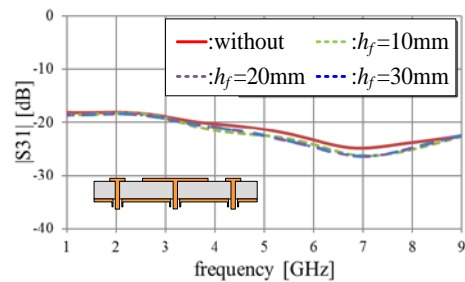
(a)単層モデル



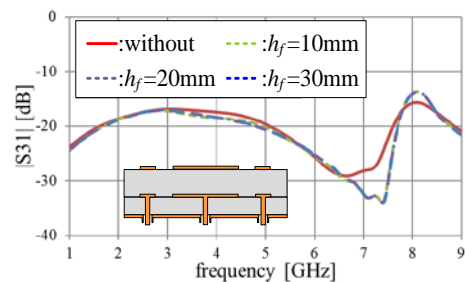
(b)スタック化モデル



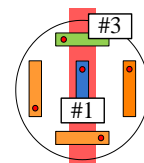
(c)送受信アンテナと血管の位置関係
図3 透過係数 S_{21}



(a)単層モデル

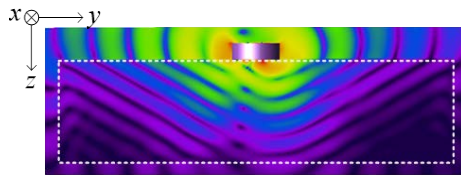


(b)スタック化モデル

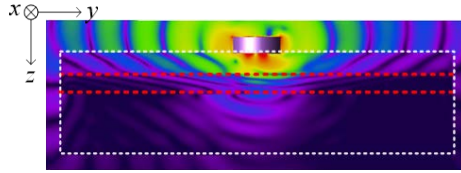


(c)送受信アンテナと血管の位置関係

図4 透過係数 S_{31}



(a) 血管無モデル



(b) 血管有モデル

図5 近傍界分布($\omega t=0$)

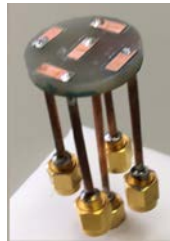
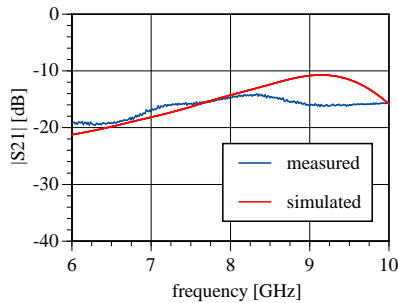
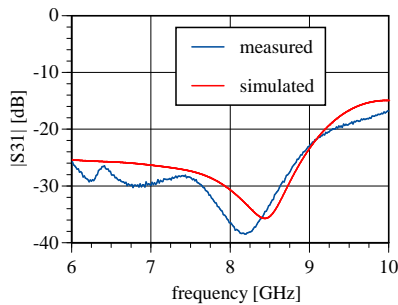


図6 試作アンテナ



(a) S21



(b) S31

図7 透過係数の測定結果(単層モデル)

(3) 脂肪および血管ファントムの評価

本事業では実験用の脂肪および血管ファントムの作製を行った。本節では試作したファントムの作製方法を説明し、試作ファントムの評価を行う。

表3、4に血管および脂肪の電気定数(比誘電率、脂肪)の設計目標値を示す。

表5、6に脂肪および血管ファントム作成に使用した材料の重量配合比を示す。表7にはファントム材料の比誘電率を示す。

ファントムの試作は以下の手順で行った。

手順1) 表に示す原料を鍋で配合する。

手順2) 配合した液体のファントムをケースに流し込み、数日常温に置くことで固化させる。

手順3) 血管ファントムの脂肪ファントムへの染みだしを防ぐためにサランラップとUVレジン液でコーティングする。

表3 脂肪の電気定数目標値@20GHz

	目標値	目標範囲
比誘電率	4.003	3.5~4.5
導電率[S/m]	1.258	1.1~1.4

表4 血管の電気定数目標値@20GHz

	目標値	目標範囲
比誘電率	22.445	21.0~24.0
導電率[S/m]	19.64	18.0~21.0

表5 脂肪ファントムの重量配合比

原料	重量配合比
グリセリン	20
寒天	2
PEP	1

表6 血管ファントムの重量配合比

原料	重量配合比
グリセリン	25
寒天	12
精製水	100
離型材	30
廃油処理剤	9

表7 ファントム原料の比誘電率

原料	比誘電率
グリセリン	5.7
寒天	1.9
精製水	77.0
離型材	338.7
PEP	1.5

図8に試作したファントムの写真を示す。また、表8、9に試作ファントムの電気定数の実測値を示す。脂肪ファントムの比誘電率は目標範囲となっているが、血管ファントムの比誘電率は目標範囲より大きくなった。しかし、オーダーは等しく、経験上材料の配合比を調整するだけで、目標値に近づけることが可能である。導電率に関しては、脂肪ファントム、血管ファントム共に目標値より一桁小さい。材料の選定より検討する必要がある。



図8 試作ファントム

表8 脂肪の電気定数の実測値

	実測値	目標範囲

比誘電率	3.75	3.5~4.5
導電率[S/m]	0.20	1.1~1.4

表 9 血管の電気定数の実測値

	実測値	目標範囲
比誘電率	39.24	21.0~24.0
導電率[S/m]	2.57	18.0~21.0

(4) 受信波の信号処理法の検討

図 9 に信号処理法の検討を行うためのシミュレーションモデルを示す。血管を送信アンテナ#1、受信アンテナ#2、#4 と平行に配置し、アンテナを血管を横切るように移動させる。このときの受信波を時間波形で表示させ、得られた血管の像について検討する。シミュレーションで得られる信号は周波数領域での信号であるため、受信信号をフーリエ変換により時間領域での信号に変換する。血管の直径は $d_b=10\text{mm}$ 、血管の位置（脂肪表面からの深さ）は $h_f=10\text{mm}$ である。

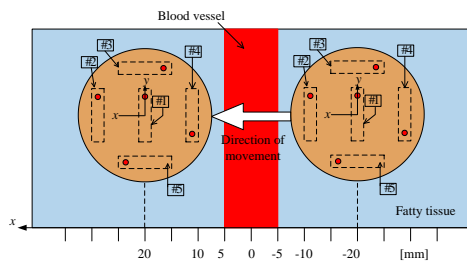
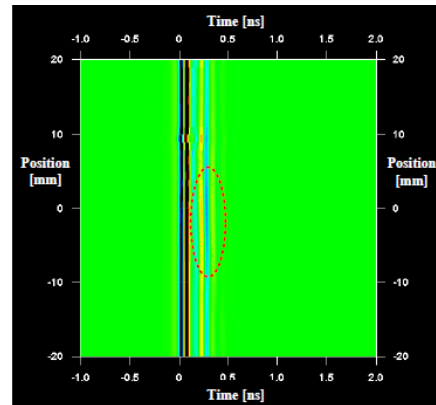


図 9 信号処理を検討するためのシミュレーションモデル

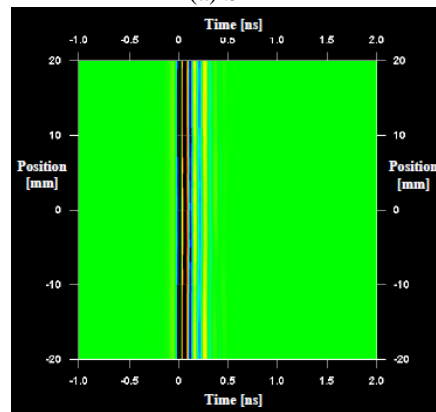
図 10 に時間領域に変換した血管からの反射波像を示す。横軸が時間、縦軸がアンテナの位置を示す。血管は縦軸の $\pm 5\text{mm}$ の位置に配置されている。図から S21 および S41 では血管の像が観測され、S31、S51 では像は観測できなかった。これは第(2)節で述べたように受信アンテナ#2、#4 が送信アンテナと偏波面が同じであり、血管からの反射波受信強度が強くなるためである。図から S21 においては $t=0.25\text{ns}$ で $x=-7\text{mm}\sim 3\text{mm}$ 付近で、また S41 においては $t=0.3\text{ns}$ で $x=0\text{mm}$ から 10mm 付近で血管の像が観測できる。しかし、送信アンテナ#2、#4 が血管に対して対称に配置されているが、S21、S41 における像の位置が異なる。これは、アンテナ#2、#4 の給電点の位置の違いによるものと考えられる。上記の結果を踏まえ、アンテナ#3、#5 を削除し、アンテナ#2、#4 の給電点の位置を同じにしたモデル（図 11）を検討する。

図 11 に示す 3 素子モデルにおいて、図 9 に示すアンテナを移動した場合のシミュレーションを行った。アンテナ#2、#4 で得られる像は、血管がアンテナの前方にあるか後方にあるかで、中心からのずれが生じる。そこで、2 つの受信アンテナによる像の平均値を取る。このときの血管の像を図 12 に示す。図より血管は真値の $\pm 5\text{mm}$ の位置に観測でき

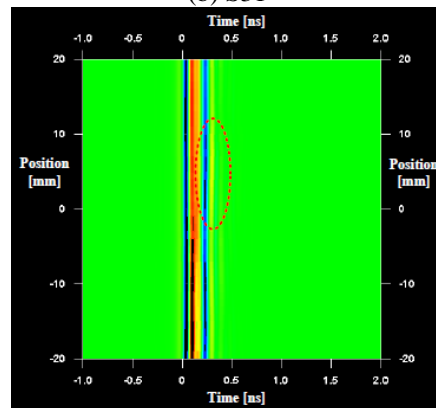
ることがわかる。



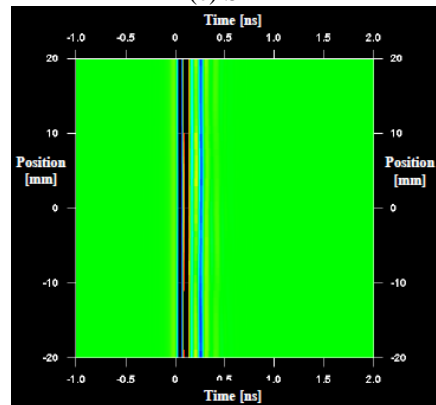
(a) S21



(b) S31



(c) S41



(d) S51

図 10 アンテナを移動させたときの血管からの反射波(5 素子モデル)

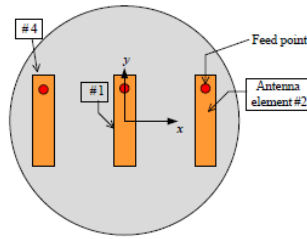


図 11 アンテナシステム (3 素子モデル)

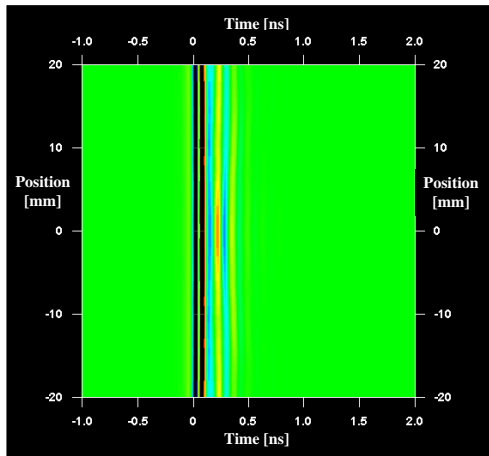


図 12 アンテナを移動させたときの血管からの反射波(3 素子モデル)

(5) 研究成果のまとめおよび今後の課題

本研究では脂肪中の血管を検出するための、電波型腹腔鏡アンテナシステムの開発を行った。また実験用の脂肪および血管ファントムの作製、さらに受信波から血管を探索するための信号処理について検討を行った。

シミュレーションにより、送受信アンテナは偏波面を揃えて配置し、スタック型にすることで血管の検出精度が向上することが分かった。血管および脂肪ファントムの作成では、脂肪ファントムの比誘電率はほぼ目標値に達成したが、導電率については目標値と一桁違う結果となった。信号処理法については、送信アンテナの左右に配置された受信アンテナの信号の平均値をとることにより、血管の位置検出が可能であることが分かった。

本システムを実現するには多くの課題がある。その中でも以下の課題を早急に解決する必要がある。

- ・精度向上を図ったファントムの作製
- ・スタック化構造のアンテナシステムの作製
- ・試作アンテナとファントムを用いた実験による検討

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕(計 2 件)

1. T. Fujimoto, T. Matori, K. Kawashima, and T. Tanaka, “Antenna system for radio wave type laparoscope -Part 2-”, Proceedings of IEEE Conference on Antennas Measurements & Applications (Dec. 2017)

2. T. Fujimoto, N. Masuda, T. Matori, and T. Tanaka, “Antenna system for radio wave type laparoscope”, Proceedings of 2017 IEEE AP-S Symposium on Antennas & Propagation (July 2017)

〔学会発表〕(計 5 件)

1. 堀口元貴, 田中俊幸, 藤本孝文, “脂肪中の血管探査に関する基礎研究”, 電子情報通信学会技術研究報告 宇宙・航空エレクトロニク, vol. IEICE-117, no. 403, pp. 117-122, (Jan. 2018)

2. 真鳥拓也, 藤本孝文, 川島慶也, 田中俊幸, “電波型腹腔鏡アンテナシステムの検討”, 映像情報メディア学会放送技術研究会技術報告, vo. 42, pp. 5-8, (Jan. 2018)

3. T. Fujimoto, T. Matori, K. Kawashima, and T. Tanaka, “Antenna system for radio wave type laparoscope -Part 2-”, IEEE Conference on Antennas Measurements & Applications, pp.314-315 (Dec. 2017)

4. T. Fujimoto, N. Masuda, T. Matori, and T. Tanaka, “Antenna system for radio wave type laparoscope”, 2017 IEEE AP-S Symposium on Antennas & Propagation (July 2017)

5. 真鳥拓也, 藤本孝文, 増田直人, 田中俊幸, “電波型腹腔鏡アンテナシステムの基礎検討”, 映像情報メディア学会放送技術研究会技術報告, vo. 41, no. 11, pp. 1-4, (March 2017)

〔図書〕(計 0 件)

〔産業財産権〕

○出願状況 (計 0 件)

○取得状況 (計 0 件)

〔その他〕

ホームページ等
なし

6. 研究組織

(1) 研究代表者

藤本 孝文 (FUJIMOTO, Takafumi)
長崎大学・工学研究科・准教授
研究者番号：40264204

(2) 研究分担者

田中 俊幸 (TANAKA, Toshiyuki)
長崎大学・工学研究科・准教授
研究者番号：50202172

(3) 連携研究者

なし

(4) 研究協力者

永安 武 (NAGAYASU, Takeshi)
岩崎 昌平 (IWASAKI, Shohei)