

科学研究費助成事業 研究成果報告書

令和 4 年 6 月 8 日現在

機関番号：17301
研究種目：基盤研究(C) (一般)
研究期間：2018～2021
課題番号：18K04147
研究課題名(和文)高精度化を図った血管検出用電波型腹腔鏡アンテナシステムの実スケールモデルの開発

研究課題名(英文) Research development in real-scale model of antenna with high precision for Radio-wave-type endoscope

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) 3,300,000円

研究成果の概要(和文)：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内視鏡を実スケールモデルで研究開発を行った。本研究により以下の成果が得られた。測定実験により提案する電波型内視鏡と差分信号処理法を組み合わせることにより、直径4mmの血管を脂肪表面からの深さ2mmまで検出可能である。実験用のファントム作成においては、脂肪の比誘電率、血管の誘電正接は概ね理論値に一致したが、他の特性が理論値より低い値となった。今後、成分比の検討が必要である。アンテナの高精度化に関しては、広帯域アンテナと狭帯域アンテナを比べた場合、広帯域アンテナがより深い位置での血管検出が可能であることが明らかになった。

研究成果の学術的意義や社会的意義

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内視鏡の研究、開発は世界的に見ても例はない。本課題は電波の医療応用としての学術的意義がある。内視鏡手術は、切開される腹部が非常に小さいため、開腹手術に比べ患者にとって体への負担が非常に小さい。しかし脂肪に隠れた血管走行異常が手術の危険性を高めるといった大きな問題がある。本研究で開発を行う電波型内視鏡は、血管の位置情報を術中に得ることができ、飛躍的に内視鏡手術の安全性が高められる。本課題は医療分野の発展に大きく貢献するものである。

研究成果の概要(英文)：The aim of this study is the development of an endoscope that can project an image of a blood vessel using radio waves in real time. In this study, the following results were obtained. By the measurement, it was confirmed that the blood vessel of 4mm diameter can be detected at a distance of 4mm from the top surface of the fatty tissue by the approach that combined the proposed antenna sensor with the proposed difference signal processing method. In the prototype of phantom, the permittivity of the fat and the dielectric tangent of the blood vessel agree with the theoretical values. However, the others are lower than the theoretical ones. The ratio of the components of the phantom has to be examined as our future works. In high-precision of the antenna, the wideband-antenna can detect the blood vessel at the deeper position compared with the narrow band antenna.

研究分野：アンテナ工学

キーワード：電波型内視鏡 アンテナ 医療応用 血管検知 ファントム

1. 研究開始当初の背景

内視鏡手術は、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。内視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。内視鏡挿入のため切開される腹胸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。しかし内視鏡手術では、血管走行異常が手術の危険性を高めるとい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内視鏡では得ることができないためである。内視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内視鏡の研究、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内視鏡の開発が必要とされている。

研究代表者はこれまでに研究の第1段階として、取り扱いが容易な2.5倍スケールモデル(アンテナの大きさを2.5倍とし、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・問題点を検討してきた。提案する電波型内視鏡により、脂肪表面より5mmの深さ(実スケールモデルでは2mm)の血管の検出が可能であることをシミュレーションにより明らかにした。

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内視鏡を実スケールモデルで開発することを目的とする。本事業の目的を達成するため、血管画像の高分解能を図った信号処理法、実験用の脂肪および血管ファントムの開発を同時に行う。実スケールの目標周波数は15GHz~25GHzである。さらに深い位置での血管検出を可能とするアンテナの高精度化の検討を2.5倍スケールモデル(周波数:6GHz~10GHz)[1]にて行う。

3. 研究の方法

(1) 電波型内視鏡アンテナシステム

最初に電磁界解析用ソフトウェアを用いてシミュレーションによりアンテナの設計を行う。次に設計したアンテナを基板加工機により試作する。ベクトルネットワークアナライザ(VNA)を用いて試作アンテナのSパラメータを測定し、その結果を評価する。シミュレーション値と測定値の誤差原因を次の設計にフィードバックし、上記の一連の作業(シミュレーション、試作、測定)を数回繰り返す、アンテナの完成を目指す。

(2) 実験用の脂肪および血管ファントム

VNAを用いた測定実験により脂肪ファントムおよび血管ファントムの設計を行う。試作したファントムの比誘電率および導電率をVNAによるSパラメータを用いて導出する[2]。ファントムの成分比を変えながら、比誘電率、導電率の測定値が、理論値[3]に近くなるよう繰り返す。

(3) 血管の位置情報を得るための信号処理法

上記(1)、(2)で設計したアンテナ、ファントムを用いて、手術を模したアンテナの動きにより血管検出の実験を行う。信号処理法として、受信点(観測点)の位置を移動させた際に、その受信点の前後で差分を取る方法を提案する。自作した信号処理用数値計算プログラムにより、血管検出画像を表示し、血管検出の精度を評価する。

(4) 高精度化を図ったアンテナの設計

埋蔵物探査で利用されるビバルディアンテナ(AVA)を用いて、血管検出画像の導出を行う。(1)で設計したアンテナの結果と比較することにより、アンテナの違いによる血管検出精度の違いを評価し、性能向上を図ったアンテナについて検討する。

4. 研究成果

(1) 電波型内視鏡アンテナシステムおよびファントムの設計および特性評価

図1に内視鏡用アンテナの構造を示す。アンテナには平面構造のマイクロストリップアンテナ(MSA)を使用する。送受信アンテナとして長方形パッチを1つずつ配置し、それぞれの放射素子に誘電体基板背面より同軸給電する。

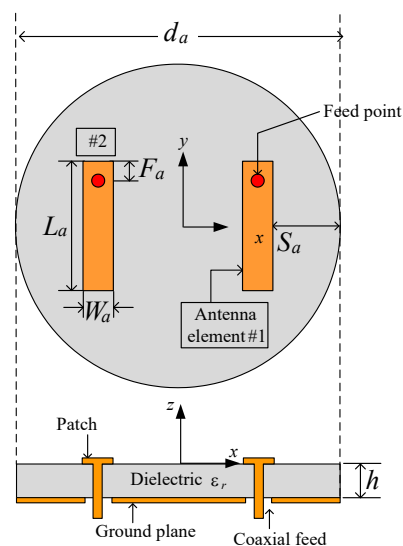


図1 アンテナシステムの構成図

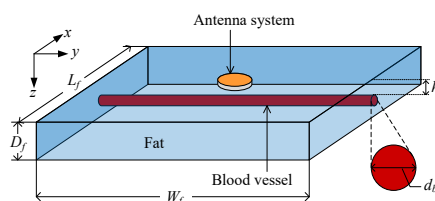


図2 解析モデル(血管および脂肪)

図2に血管検出の解析モデルを示す。解析モデルは血管と脂肪で構成されている。実際には脂肪の下に臓器が存在するが、電波は脂肪中での減衰が大きく、臓器からの反射波は非常に小さい。したがって、本研究での解析モデルには臓器は含めていない。脂肪、血管のそれぞれのサイズ、電気定数（比誘電率 ϵ_r 、誘電正接 $\tan\delta$ ）は表1の通りである。

アンテナサイズは、アンテナ前面に脂肪を配置し、シミュレーションにおいて給電部での反射係数が15GHz~25GHzで-10dB以下になるように決定している。

図3に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（比誘電率 $\epsilon_r=4.4$ 、誘電正接 $\tan\delta=0.02$ ）を使用している。内視鏡開口部の直径 d_a は目標値の10mmである。図4に試作した脂肪および血管ファントムの写真を示す。

図5にアンテナの前面に脂肪ファントムを配置した場合の反射係数 $|S_{11}|$ の結果を示す。シミュレーションでは16GHz付近で、また測定値では18GHz付近で $|S_{11}|$ が最小となる。両者には2GHz程度の誤差があるが共に目標とする15GHz~25GHzを達成している。

表2に脂肪および血管ファントムの比誘電率 ϵ_r および誘電正接 $\tan\delta$ の測定結果を示す。脂肪の比誘電率 ϵ_r 、血管の $\tan\delta$ は理論値（表1）に一致しているが、脂肪の $\tan\delta$ 、血管の ϵ_r は誤差が大きい。この誤差削減については今後の課題である。

表1 解析モデルのサイズおよび電気定数の理論値

(a) 脂肪@16GHz					(b) 血管@16GHz			
D_f [mm]	L_f [mm]	W_f [mm]	ϵ_r	$\tan\delta$	d_b [mm]	h_f [mm]	ϵ_r	$\tan\delta$
50	200	200	4.21	0.268	4	2-8	25.93	0.686



図3 試作アンテナ



(a) 脂肪



(b) 血管

図4 試作ファントム

表2 ファントムの測定結果@16GHz

	ϵ_r	$\tan\delta$
脂肪	3.5	0.046
血管	11.30	0.55

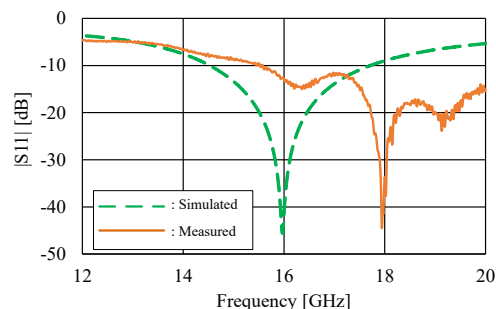
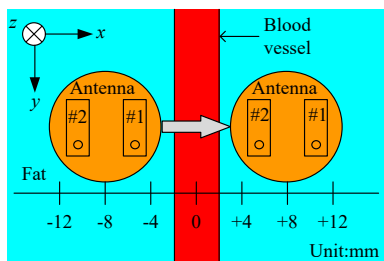


図5 $|S_{11}|$ 特性

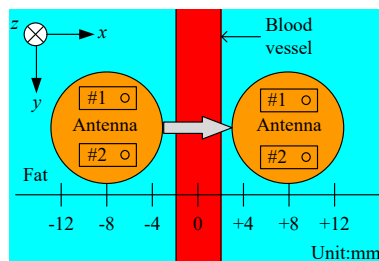
(2) 手術を模した場合の血管検出の評価

次に実際の手術を模した場合のアンテナ特性評価を行う。図6に解析モデルを示す。アンテナを血管の上部脂肪表面で移動させ、受信した血管からの反射波の強度をシミュレーションおよび測定により導出する。アンテナは血管に対して垂直に移動させる。長方形パッチを血管に対し平行に配置した場合（CASE A）と垂直に配置した場合（CASE B）の2つのパターンについて検討を行った。移動幅は血管を中心に $\pm 8\text{mm}$ であり、 $\pm 3\text{mm}$ 以下では 0.5mm 間隔に、 $\pm 3\text{mm}$ ~ $\pm 8\text{mm}$ では 1.0mm 間隔に測定を行った。シミュレーションおよび測定は共に周波数領域で行い、フーリエ逆変換を用いて時間領域での信号を導出している。

アンテナを移動させた場合の血管検出のシミュレーション結果を図7, 8に示す。血管の脂肪表面からの深さは $h_f=2\text{mm}, 4\text{mm}$ 、血管の直径は $d_b=4\text{mm}$ である。血管の位置は $\text{Position}=\pm 2\text{mm}$ の範囲であり、赤の破線で示している。CASE Aの $h_f=2\text{mm}$ では血管がはっきりと観測される。他の場合も血管からの反射波は観測されるがその強度は非常に小さい。



(a) CASE A



(b) CASE B

図6 アンテナを移動させた場合の血管検出解析モデル

図9にシミュレーションで血管が観測された $h_f=2\text{mm}$ での測定結果を示す. CASE A でのシミュレーション (図7(a)) では, 0.15ns 付近で, 測定結果では 0.72ns 付近で血管からの反射波を受信している. これは時間の基準点が両者で異なるためである. またシミュレーションと測定の方ともに血管からの反射波が送信アンテナから受信アンテナへの直達波と重なっている. CASE B の場合, 測定では血管検出はできていない.

方形パッチ表面から電波が放射される時間を基準 (0ns) にした場合, $h_f=2\text{mm}$ では送信アンテナから受信アンテナへの直達波の到達時間は約 0.037ns , 血管からの反射波は約 0.046ns と算出できる. これらの結果から, 直達波と血管反射波の到達時間の差は約 0.009ns と非常に小さい. このため, $h_f=2\text{mm}$ の場合, 直達波と血管反射波はほぼ同時に受信されることになる. 直達波を除去し, より鮮明に血管検出を可能にする信号処理が必要となる.

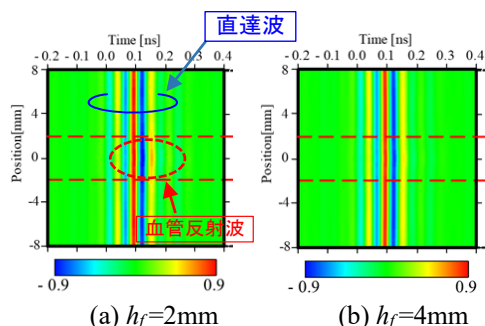


図7 手術を模した場合の血管検出のシミュレーション結果 (CASE A)

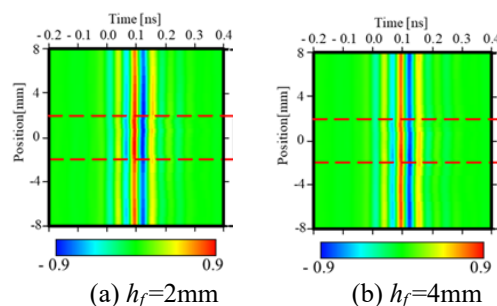


図8 手術を模した場合の血管検出のシミュレーション結果 (CASE B)

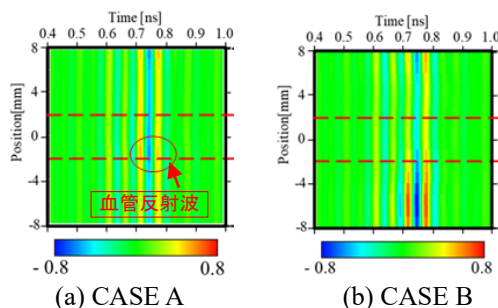


図9 手術を模した場合の血管検出の測定結果 ($h_f=2\text{mm}$)

(3) 受信波の信号処理に関する評価

ここでは, 高分解能な血管画像を得るための直達波を含む不要波除去法について検討を行う. 不要波を除去するために, 観測点の位置を移動させた際に, その観測点の前後で差分を取る方法を提案する. この信号処理方法は式(1)で与えられる. 式(1)の $f_{k-n}(t)$ は場所が $x=k-n$, 時間が t の測定値 (またはシミュレーション値) である. 図10に $f_{k-n}(t)$ とアンテナの位置関係を示す.

$$f_d(t) = f_k(t) - \frac{f_{k-1}(t) + f_{k+1}(t)}{2} \dots (1)$$

図11に信号処理を行った測定結果を示す. 図より CASE A, B 共に直達波が取り除かれていることが確認できる. また, 観測データの差分を取るため, 血管の反応はエッジ付近となる. CASE A では血管のエッジがある $\text{Position}=\pm 2\text{mm}$ 付近で血管からの反応が観測される. CASE B では $\text{Position}=-4\text{mm}, 0\text{mm}$ 付近で強く生じている. 血管のエッジ ($\text{Position}=\pm 2\text{mm}$) より 2mm 程度の誤差があるが, 差分処理を行う前 (図9(b)) に比べ血管検出が大きく改善できている. CASE B が CASE A に比べ誤差が生じているが, これは近傍界では給電点があるパッチエッジ付近での電界が強くなる. このためエッジ付近が血管を横切るときに反射波を強く受信するためであると考えられる. 今回の解析ではアンテナが血管から $\pm 3\text{mm}$ 以下では 0.5mm 間隔に測定点を取っているが, この測定点の間隔を狭くすることにより, 更に高い精度の血管検出画像を得ることが

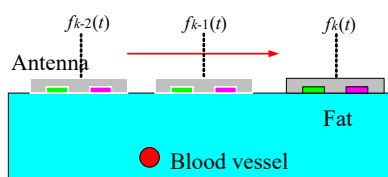


図10 差分信号処理

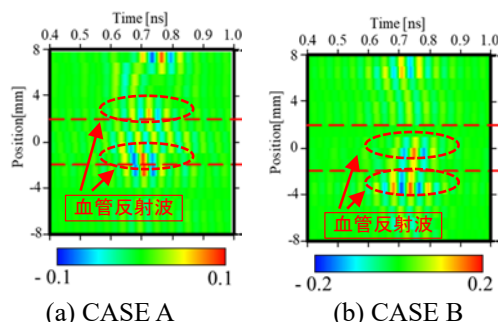


図11 手術を模した場合の血管検出の測定結果 (差分処理後) ($h_f=2\text{mm}$)

可能となる。

(4) アンテナの高精度化に関する検討

次にアンテナの高精度化について検討を行う。前節まで検討した MSA は狭帯域アンテナである。ここでは広帯域特性を持つビバルディアンテナ (AVA) を送受信アンテナ素子として用い、2.5 倍スケールモデルで血管検出の精度評価を行った。図 12 に AVA の構成図、送受信アンテナの配置図を示す。通常の AVA では、アンテナ放射部 W_a が大きい場合 $D_a=25\text{mm}$ の開口部に送受信アンテナ 2 つを配置することができない。そこでグラウンド部、放射素子部の大きさの組み合わせと周波数特性の関係をシミュレーションにより詳細に調査し、放射部 W_a の小型化を行った。

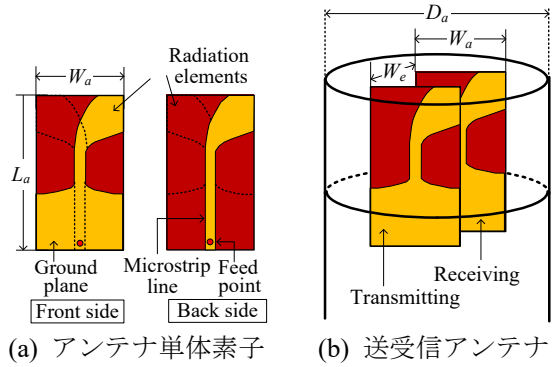


図 12 ビバルディアンテナを用いた電波型内視鏡の構成図

図 13, 14 に手術を模した時の血管検出のシミュレーション結果を示す。図 13 より CASE A の場合に信号処理前においても、 $h_f=10\text{mm}$ (実スケールモデル $h_f=4\text{mm}$ 相当)での血管を検出できている。信号処理を行うことにより血管エッジからの反応が観測される。図 14 より CASE B の場合においても、CASE A と同じ結果が得られている。MSA のシミュレーション結果と比較すると、スケールの違いはあるが AVA の方がアンテナの向きに関係なくより深い位置での血管を精度良く検出できることがわかる。今後は AVA の実スケールモデルの測定実験による検討を行う予定である。

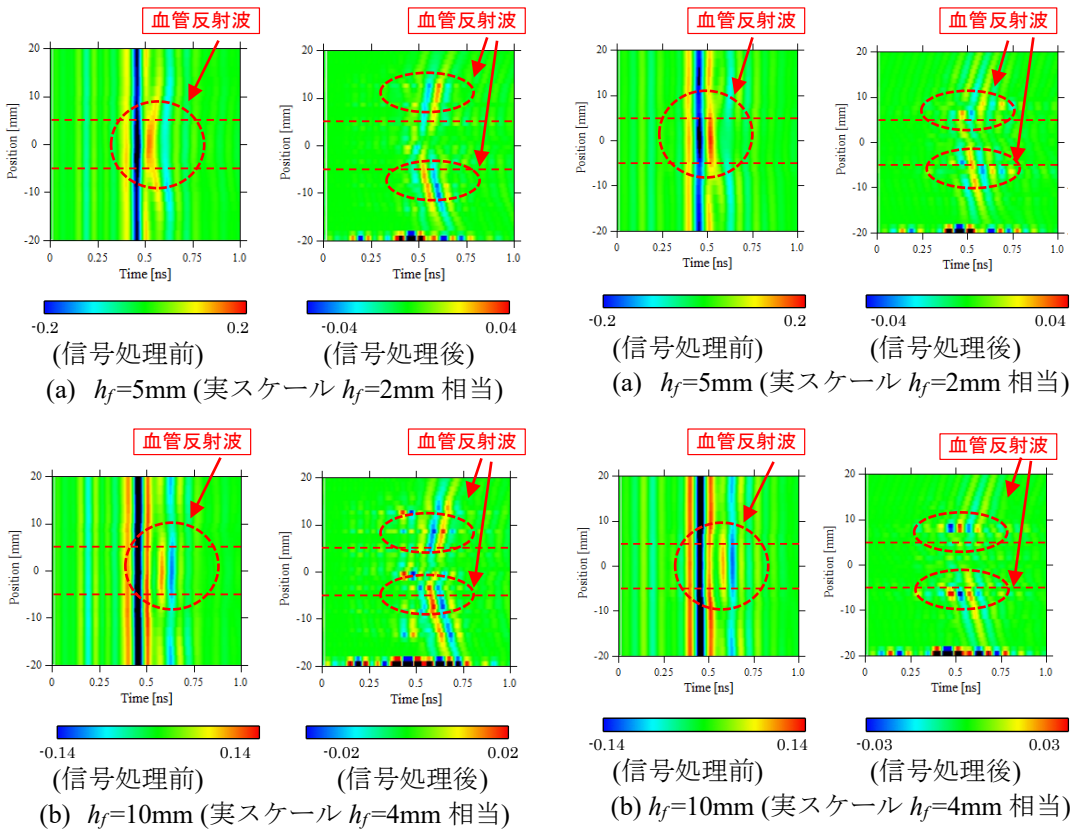


図 13 手術を模した場合の血管検出のシミュレーション結果 (2.5 倍スケールモデル, CASE A) (血管の直径 10mm=実スケール 4mm 相当)

図 14 手術を模した場合の血管検出のシミュレーション結果 (2.5 倍スケールモデル, CASE B) (血管の直径 10mm=実スケール 4mm 相当)

[1] T. Fujimoto et al., Sensors and Materials, Vol. 30, No. 12, pp. 2943-2959 (2018-12).
 [2] 堀口 他., 電子情報通信学会技術報告, vol. 118, no.86, EMCJ2018-14, pp.17-22 (2018-6).
 [3] <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>.

5. 主な発表論文等

〔雑誌論文〕 計1件（うち査読付論文 1件 / うち国際共著 0件 / うちオープンアクセス 0件）

1. 著者名 Fujimoto Takafumi, Sasano Manaki, Kamito Shinya, Guan Chai-Eu	4. 巻 -
2. 論文標題 Vivaldi Antenna for Radio-wave-type Endoscope	5. 発行年 2021年
3. 雑誌名 Proceedings of IEEE Conference on Antenna Measurements and Applications	6. 最初と最後の頁 8~9
掲載論文のDOI（デジタルオブジェクト識別子） 10.1109/CAMA49227.2021.9703484	査読の有無 有
オープンアクセス オープンアクセスではない、又はオープンアクセスが困難	国際共著 -

〔学会発表〕 計9件（うち招待講演 0件 / うち国際学会 2件）

1. 発表者名 Shinya Kamito, Takafumi Fujimoto, Chai-Eu Guan, Toshiyuki Tanaka
2. 発表標題 Antenna Sensor for Radio-Wave Type Endoscope in Actual Scale Model
3. 学会等名 International Symposium on Antennas and Propagation (国際学会)
4. 発表年 2021年

1. 発表者名 内藤賢, 藤本孝文, グアン チャイユウ, 田中俊幸
2. 発表標題 血管検知のための電波型内視鏡アンテナシステム
3. 学会等名 電子情報通信学会 宇宙・航行エレクトロニクス研究会
4. 発表年 2021年

1. 発表者名 藤本孝文, 内藤 賢, グアン チャイ ユー, 田中俊幸
2. 発表標題 電波型内視鏡アンテナセンサー
3. 学会等名 電気・情報関係学会九州支部連合大会
4. 発表年 2019年

1. 発表者名 Kenya Kawashima, Takafumi Fujimoto, Genki Horiguchi, Toshiyuki Tanaka
2. 発表標題 Antenna system for radio wave type endoscope
3. 学会等名 電気・情報関係学会九州支部連合大会
4. 発表年 2018年

1. 発表者名 川島慶也、藤本孝文、堀口元貴、田中俊幸
2. 発表標題 電波型内視鏡アンテナシステムに関する研究
3. 学会等名 映像情報メディア学会
4. 発表年 2019年

1. 発表者名 Takafumi Fujimoto, Manaki Sasano, Shinya Kamito, Chai-Eu Guan
2. 発表標題 Vivaldi antenna for radio-wave-type endoscope
3. 学会等名 IEEE Conference on Antenna Measurements and Applications (国際学会)
4. 発表年 2021年

1. 発表者名 上戸新也、藤本孝文、グアンチャイユー、米満俊介、田中俊幸
2. 発表標題 電波型内視鏡アンテナシステムの実験的検証
3. 学会等名 映像情報メディア学会
4. 発表年 2022年

1. 発表者名 上戸新也, 藤本孝文, グアンチャイユー, 米満俊介, 田中俊幸
2. 発表標題 等倍スケールモデルにおける電波型内視鏡アンテナの測定に関する検討
3. 学会等名 電子情報通信学会学生講演会
4. 発表年 2021年

1. 発表者名 笹野愛基, 藤本孝文, グアンチャイユー, 田中俊幸
2. 発表標題 ビバルディアンテナを用いた電波型内視鏡の検討
3. 学会等名 電子情報通信学会学生講演会
4. 発表年 2021年

〔図書〕 計0件

〔産業財産権〕

〔その他〕

-

6. 研究組織

	氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
研究 分担者	田中 俊幸 (Tanaka Toshiyuki) (50202172)	長崎大学・工学研究科・教授 (17301)	

	氏名 (ローマ字氏名) (研究者番号)	所属研究機関・部局・職 (機関番号)	備考
研究 協力者	グアン チャイユー (Guan Chai-Eu)		

7. 科研費を使用して開催した国際研究集会

〔国際研究集会〕 計0件

8 . 本研究に関連して実施した国際共同研究の実施状況

共同研究相手国	相手方研究機関
---------	---------