



Title	RFID生体マーキングシステム
Author(s)	高畑, 裕美
Citation	大阪大学, 2014, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/34530
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

RFID 生体マーキングシステム

平成 26 年 3 月

高畑 裕美

RFID 生体マーキングシステム

博士（工学）論文提出先
大阪大学大学院基礎工学研究科

平成 26 年 3 月

高畑 裕美

RFID 生体マーキングシステム

高畑 裕美

内容梗概

本論文は、無線通信の一つである RFID (Radio Frequency Identification) タグ技術を用いて、生体内非触知領域へのマーキングを行う新しいマーキング手法を提案する。本手法は RFID 技術の応用に留まらず、生体内部の位置及び様々な付加情報をネットワーク化し利用する新しい概念を示すものである。提案する生体マーキングシステムは、可視および触知が困難である生体内部の病変領域の位置情報を、RFID 通信技術を用いて手術時に提供する。これまで、X 線 CT (Computed Tomography) や MRI (Magnetic Resonance Imaging) を始めとして容易にアプローチできない生体領域内部の構造を提示する様々な手法が提案されており、生体内部の病変部位の位置推定に極めて有効であることが知られている。しかし、これらの手法では、被験者が機器内に入り、検査を行うものであり、手術時に用いることは困難である。一方、病変部位に色素や金属クリップなどのマーカを配置する手法が用いられているが、臓器内部の高精度の位置検出は困難であること、ならびに、副作用、合併症のリスクがあるという問題がある。本研究では、まず検査時に極小 RFID タグを生体内部の病変部位近傍に留置する。次に手術時に RFID センサを用いて RFID タグのとの間で近接通信を行い、RFID センサとタグの間の距離を測定する。さらに複数地点で距離測定を行うことで、生体内部に留置した RFID タグの位置を推定することができる。提案の手法に基づいてマーキングシステムを試作し、実験によってその性能評価を行った。具体的には以下のとおりである。

- 提案手法に基づいて RFID 生体マーキングシステムを試作
- RFID タグマーキングシステム試作機の有効性と性能評価
- 動物実験を行い、生体組織を用いた場合の性能評価

この結果、生体組織を通過した信号を用いた場合でも、最大 2 mm 以下の誤差で位置測定が可能であることを明らかにした。さらに、動物実験による生体組織における提案システムの有効性と性能評価のために、中型犬の食道 14ヶ所および胃 10ヶ所への留置と位置検出検証実験を行った。その結果、食道において位置特定に必要な所用時間は平均 15.0 s、食道粘膜面のクリップ付着位置と外膜面での検出位置の誤差距離は、長軸方向で平均 3.0 mm であることを明らかにした。また、中型犬への胃 10ヶ所への留置と位置検出検証実験を行った。その結果、位置特定に必要な所用時間は平均 31.5 s、胃粘膜面のクリップ付着位置と外膜面での検出位置の誤差距離は、平均 8.2 mm であることから、本システムは高い精度で位置検出が可能であることを示した。これらの結果から本提案が生体マーキングシステムとして新しい概念であり、また、医療応用への可能性と社会的価値の高い研究であることを示唆する。

キーワード:

マーキング, RFID タグ, 極小病変, 内視鏡手術

RFID Bionavigation System

Hiromi Takahata

Abstract

This dissertation proposes a small lesion marking system based on an RFID (Radio Frequency Identification) technique. RFID is a short-range wireless communication technique. The proposed marking system is capable of providing the position of miniature RFID-tag implanted by the vicinity of the lesion. There are many medical imaging technologies such as X-ray CT (Computed Tomography) and MRI (Magnetic Resonance Imaging), which allow doctors to look into the structure of the human body. It is well known that these imaging technologies are useful for diagnosing and identifying the tumor. Although these imaging technology allow us to identify the position of the tumors in diagnosis phase, it is difficult to confirm the tumor during the surgery. In order to determine the tumor during the surgery, a metal clip and ICG (Indo Cyanine Green) dye based marking methods have been used. However, it is difficult to determine the accurate position by marking use of these marking methods. These marking methods also have a risk of complications.

In this study, a miniature RFID-tag is placed as a marker in diagnosis stages. The marking system measures the distance, which is composed of the RFID-tag, sensor and signal processor, between the sensor tag by marking efficient use of received signal strength from the tag. The distance measurement is carried out at several sensors and the position of the tag.

- I have developed a prototype system based on the proposed marking scheme.
- I evaluated the accuracy of the proposed scheme in order to confirm the feasibility of the proposed marking system.

-
- An animal experiment has been carried out for evaluation the performance of the proposed scheme.

The experimental results using the phantom showed that the proposed marking system is capable of determining the position of the target tag with the maximum estimation error of 2 mm. In the animal experiment using the medium-size dog, it showed that the RFID-tag average time detection are esophagus and stomach cases 15 s and 47 s, respectively. The average distance estimation errors for the esophagus and stomach cases are 8.2 mm and 3.0 mm. This result implies that the proposed system is valuable for improving this quality of the surgery. The proposed system is also applicable to the other medical applications such as tracking the implanted medical devices.

This result implies that the proposed system is valuable for improving this quality of the surgery. The proposed system is also applicable to the other medical applications such as tracking the implanted medical devices.

Keywords:

Marking, RFID-tags, Small Lesion, Endoscope Operation

目次

1	序論	1
2	マーキング	9
2.1	マーキングの定義づけ	9
2.2	医用マーキング	12
2.3	内視鏡手術とマーキング	14
2.4	まとめ	21
3	RFID 生体マーキングシステム	23
3.1	RFID 生体マーキングシステムの設計	23
3.2	RFID 技術と RFID タグ	25
3.3	RFID 生体マーキングシステムの構成	38
3.4	棒形状センサアンテナの設計と各特性検証	48
3.5	模擬生体組織を用いた距離推定	61
3.6	まとめ	65
4	3 次元位置推定	67
4.1	3 次元位置推定への取り組み	67
4.2	アンテナアレイを用いた 3 次元位置推定原理	67
4.3	3 次元位置推定	70
4.4	まとめ	75
5	生体を用いた臨床実験	77
5.1	生体を用いた RFID マーキングシステム臨床実験	77
5.2	RFID タグ位置推定臨床実験	78
5.3	まとめ	87

目次

6 結論	89
6.1 RFID 生体マーキングシステムの提案	89
6.2 RFID タグマーキングを用いた信号減衰特性	90
6.3 3次元位置推定	91
6.4 生体を用いたシステムの検証	91
6.5 むすび	92
謝辞	95
参考文献	97
研究業績	107

目 次

1.1	X線CTで発見された，体表視認不可病変と体表からの位置確認が困難な例	5
1.2	生体マーキング手法の特性比較	5
2.1	自然特徴点的マーカ：オウギバショウ (通称タビビトノキ)	10
2.2	人工的マーカ：出雲日御埼灯台 (島根県)	11
2.3	MRI 画像 (フィリップス社)	12
2.4	PET 画像 (フィリップス社)	13
2.5	消化管内視鏡 (オリンパス社製 TYPE RQ260Z Total size 1030 mm)	15
2.6	消化管内視鏡 (軟性鏡) の先端	16
2.7	消化管内視鏡 (軟性鏡) を介して使われる鉗子	16
2.8	消化管内視鏡に挿入された鉗子の様子	17
2.9	硬性鏡 (VISERA ビデオウレテロレノスコープ WA50201A)	18
2.10	胸腔内視鏡 (硬性鏡) 付属のカメラによる 2 次元画像の例	18
2.11	胸腔内視鏡 (硬性鏡) を用いた内視鏡手術の様子	19
2.12	注射穿刺 ICG マーキングによって気胸を併発した例	20
3.1	RFID 生体マーキングシステム	24
3.2	消化管止血用クリップと固着された RFID タグ (1.8 mm)	24
3.3	無線通信に用いられる周波数帯域例	25
3.4	10～2.45 GHz における信号減衰測定結果	26
3.5	RFID タグ内蔵カードの使用例	27
3.6	RFID システム	28
3.7	RFID タグ構造	30
3.8	パッシブ型 RFID タグ 3 種類	31
3.9	電力供給の主搬送周波数 13.56MHz と RFID タグ副搬送周波数 13.56 ± 0.423 MHz	32

図目次

3.10 デジタル信号のパルス波形の例	33
3.11 FSK 変調と ASK 変調によるデジタル信号送信の例	34
3.12 RFID タグ通信プリアンブル	35
3.13 RFID タグ通信の仕組み	36
3.14 RFID 生体マーキングシステム (機能分離型)	39
3.15 RFID 生体マーキングシステムの構成要素 (機能分離型)	39
3.16 RFID 生体マーキングシステム (機能一体型)	40
3.17 RFID 生体マーキングシステムの構成要素 (機能一体型)	40
3.18 電力供給アンテナが及ぼす影響の測定における各配置	42
3.19 電力供給アンテナがセンサアンテナに及ぼす影響	43
3.20 RFID タグへの電力供給周波数と RFID タグからの応答信号の様子	44
3.21 RFID 生体マーキングシステム信号処理ブロックダイアグラム	44
3.22 電流が作る磁場の関係	46
3.23 円柱コイルと、磁界と磁束の関係	48
3.24 PEN-I 型センサアンテナ	49
3.25 PEN-II 型センサアンテナ	50
3.26 PEN-I 型と PEN-II 型センサアンテナ特性評価検証結果	51
3.27 RFID タグ 3 種類 ($10 \times 2.2 \text{ mm}$, $1.8 \times 1 \text{ mm}$, $1 \text{ mm } \phi$) の振幅測定	52
3.28 RFID タグ 3 種類 ($10 \times 2.2 \text{ mm}$, $1.8 \times 1 \text{ mm}$, $1 \text{ mm } \phi$) の振幅値 測定結果	53
3.29 電力供給アンテナがセンサアンテナに及ぼす影響検証時の方位	54
3.30 RFID タグの留置方位 θ_x と信号強度	55
3.31 RFID タグの留置方位 θ_y と信号強度	55
3.32 RFID タグ信号の指向性	56
3.33 複数 RFID タグ分離処理ブロックダイアグラム	57
3.34 RFID タグ A の振幅値	58
3.35 RFID タグ B の振幅値	58
3.36 2 種類の RFID タグ振幅値の比較	59
3.37 2 種類の RFID タグ振幅値デジタル変換後の比較	59
3.38 消化管用止血クリップに固着した RFID 1.8 mm タグの様子	60
3.39 消化管用止血クリップに固着した RFID 1.8 mm タグの振幅強度検証	61
3.40 PEN-II 型アンテナ特性検証の様子 (空気中)	62

3.41	PEN-II 型アンテナ特性検証の様子 (模擬生体組織中：ブタ)	63
3.42	空気中と模擬生体組織を媒介とした場合の信号減衰量検証	63
3.43	実時間信号捕捉および音階変化プログラム動作の様子 (信号有り) .	64
3.44	実時間信号捕捉および音階変化プログラム動作の様子 (信号無し) .	65
4.1	3 次元位置推定の推定値と生体組織の有無による誤差検証	68
4.2	3 次元位置推定のためのアンテナアレイの配置図	69
4.3	相対座標に対する誤差値の分布グラフ	71
4.4	相対座標に対する誤差値の分布図 1	73
4.5	相対座標に対する誤差値の分布図 2	74
5.1	消化管内視鏡用ショートクリップと固着させた 1.8 mm RFID タグ	78
5.2	臓器外側からの RFID タグ位置探索および焼灼マーキングの様子 .	79
5.3	中型犬食道の RFID タグ固着クリップ留置の切除標本と X 線撮影 画像	80
5.4	切除標本の X 線撮影画像を用いた RFID タグ位置誤差距離測定 の様子 (中型犬食道)	81
5.5	胃壁内側に留置した RFID タグ付きクリップと金属針の様子 . . .	84
5.6	RFID タグの生体内留置検証の様子	84
5.7	切除標本の X 線撮影画像	85
5.8	切除標本の X 線撮影画像を用いた RFID タグ位置誤差距離測定 の様子 (中型犬胃)	86
6.1	RFID 生体マーキングシステムの位置づけ	93

表 目 次

3.1	RFID タグの種類と特性	29
3.2	本研究に用いたパッシブタイプ RFID タグ	41
3.3	RFID タグ振幅強度と距離情報提示音周波数との対応	65
5.1	中型犬の食道を用いた RFID タグ位置特定評価検証	79
5.2	中型犬の胃を用いた RFID タグ位置特定評価検証	83

表 目 次

第1章

序論

“生まれて以来、人は自分と周囲との間に、一つ一つ橋をかけ、人とも、物ともつながりを深め、それを自分の世界として生きています。この橋がかからなかったり、かけても橋としての機能を果たさなかったり、時として橋をかける意志を失った時、人は孤立し、平和を失います。”

これは国際児童図書評議会 International Board on Books for Young People (IBBY) 第26回世界大会で発表された美智子皇后の基調講演からの抜粋である [1]。

本研究は、医工学分野の融合研究として位置付けている。医工学分野とは医学と工学という異なる分野に架かった“新しい橋”である。異なる分野が互いの理解と向上に努め、一つ一つ橋を築いた成果が、現代の医工学分野を形成する結果となった。本研究は医工学分野ではあるが、RFID 生体マーキングシステムの核となっているものは無線通信技術である。

20 世紀末に登場した携帯電話を代表とする小型無線通信技術は、瞬く間にその利用用途の幅を拡げ、文字通り「世界を変えた」と考えている。それまでの電波利用の主なものは遠距離利用であり、3 GHz という高周波帯域を用いた船舶や飛行機のための遠距離通信が主流だった。衛星通信やレーダなども高周波帯域利用であり、通信と共に位置情報検出も可能であるが、携帯電話が登場するまで長い間、その精度は数 10 m に止まっていた。21 世紀になった現在、無線通信技術は社会インフラとして深く浸透し、電気も水道も整備されていない地球上の地域において携帯電話網だけは存在するという。携帯電話があれば、移動商人を呼ぶことが可能なので生きていけるらしい。GPS (Global Positioning System) 機能による位置情報取得機能も向上し、その精度は数 m に縮まっていて迷子になることもない。片手に納まる大きさの携帯電話の画面を通じて、テレビ通話が可能になっ

たのは2001年のことである。この背景には大容量通信伝送技術の向上がある。通信容量が拡大したことで、動画のような大容量通信を必要とする送受信さえも、片手に収まる携帯通信機器で可能になるほどに技術が発展した。

この片手に収まる携帯電話に、1,000万画素の動画撮影可能なカメラが搭載され、動画撮影やその映像の送信までも可能にし、それだけの技術が10万円以下で使える、という時代が来ることなど、10年前に誰が予想できたであろうか。現在において、無線通信技術は大容量通信が可能かつ数百kmの長距離通信から数mの位置情報までを瞬時に行えるほどの発展を遂げている。その技術は個人家庭への利用も始まり、家庭内ネットワークの構築が盛んとなっている。また、家庭内にあるそれぞれの家庭用電気機器をつなぎ、家族人数に合わせた動作制御がなされて電気消費量を自動調節するスマートホーム、それらを街単位で行うスマートタウン計画が動き出している。無線技術はもはや通信だけではなく、産業、工業、その他の分野にも利用用途を広げている。

様々な工学技術の医用利用

無線技術の発展は、他の工学技術を伴って医療分野においても広く浸透している。紙媒体のカルテは電子カルテに置換され、患者は医療・診療施設を変更しても、それまでの治療記録を瞬時に遠隔地の医療機関へ伝え渡すことが可能となっている [2-4]。

また、大容量伝送技術の向上と、高精度画像を可能にしたカメラ技術の向上は、X線CT (Computed Tomography) やMRI (Magnetic Resonance Imaging) の普及を著しいものとした。医用分野における高精度画像技術の利用やカメラ技術の発展は、X線CTやMRIに用いる画像の高精度化を可能にし、その伝送をも容易にし、医用分野において大いに貢献している。さらに、このような工学技術の医用利用において発展を遂げているものに内視鏡技術がある。内視鏡は、先端に小形レンズが付加された管を消化管を通じて体内に挿入して生体の内部を観察し、場合によっては処置・治療をする医療機器の一つである。低侵襲による診断や手術が可能であるため、近年は従来の開腹手術に代わり、多くのケースで内視鏡手術が行われている。厳密な呼称は各器官で異なるが、胸部と腹部では区別せず用いることもあり、総称して「内視鏡」と呼称することが多い。

低侵襲処置を可能とする内視鏡機器は画像の高精度化によりその機能において飛躍的な発展を遂げた。その低侵襲性は患者の負担を大幅に軽減できるため、内

視鏡は広く普及が進んでおり、技術の向上に伴って画像診断に留まらず、体内処置や内視鏡による手術も行われている。内視鏡撮影画像の高精度拡大も可能となって現在一層の普及が進んでいる [5,6]。また、カメラの小型化と取得情報無線通信を可能にしたことで、ケーブルを必要としない内視鏡、カプセル内視鏡の実用をも可能にした [7]。このように、現代において工学技術は様々な形で医療技術を支援し、特に無線通信技術は工学分野と医用分野を結ぶ重要な橋となっている。しかし、内視鏡においては新たな課題が生じている。内視鏡は、管腔内側から病変等を発見しその投影を可能とするが、体表から病変等を確認することは困難である [8,9]。そのため、体表から対象病変の位置を確認し、処置具のナビゲートを支援するために、病変部位に“目印(マーカ)”を付着させ、マーキングを施す処置がある。このような医用利用におけるナビゲーションとマーキングにおいても、工学技術による支援が求められている。

マーキングの重要性

一般的にナビゲーションには、マーキングが重要な役割を果たす。移動物の進行方向や運行方針を指し示し、目的地までの経路や道順、移動方法の案内を行うことをナビゲーションと呼ぶ。「カーナビゲーション」や携帯電話等のモバイル機器に電子的に地図と進路方向を示す「マップナビ」の利用も盛んである [10,11]。また、仮想現実感 (VR:Virtual Reality) や拡張現実感 (AR:Augmented Reality) を用いた技術がある。このような仮想空間をより現実的なものとして表現するために、マーカの存在は非常に重要である。これらの技術では、人工的にマーカを作成し、マーキングを施す場合と、人工的なマーカは設けず、得られた空間情報内の特徴点からマーカを抽出する場合がある [12-14]。

一般においても仮想・現実空間にマーカを施し、利便性が高い空間表現を作り出す技術は、益々の革新が進み利用者の生活の質を向上させている [15-18]。

このようなマーキング技術は、医用分野において、可視化が困難な体内への利用が望まれている。現在、画像診断技術の向上に伴って“**見つける**”だけではなく、“**病変へのマーキング**”も重要視され [19,20]、医用処置を加える際に、何らかの手法で生体内の病変位置情報を取得しマーキングを施し、処置部位への到達精度を高めることが強く望まれている。しかし、これらのマーキング技術は数 10 mm である。現在まで、体内利用が可能なほど小型化された工学的マーキング技術は存在しなかった。

小形病変・腫瘍へのマーキングに伴う問題

現在の医療的マーキング処置には、色素着色や金属片の利用が多い。このように予め病変に対して人工的なマーキングを施す場合と、人工的なマーキングを不必要とする場合がある。事前にマーキングを施すものには、着色処置や [21,22]、放射性物質の留置 [23,24]、X線CTに投影されるように金属針や金属ボール [25-30]、バリウムの留置やPET (Positron Emission Tomography) の利用がある [31-36]。また、磁界を利用する手法として永久磁石の留置がある [37-39]。しかし、金属クリップによる穿孔副作用の症例や [40]、バリウムによるアレルギー副作用も報告されている [41,42]。いずれも事前の**侵襲的な留置処理**や、**放射線被ばく**が問題となっている。

これらマーキング処置の具体的な利用方法は、Fig.1.1に示されるように、X線CT画像で小型病変を見つけ、おおよその位置を確認することである。しかしマーキングを発見することは可能であるが、切除において、患者表皮から体組織内の病変位置を確認することはできない。そのため患者の負担を考慮すれば最少の手術開口部となるように抑えたいが、正確な病変位置を把握できないため手術開口部が大きくならざるを得ない。

事前にマーキングを必要としない場合は、病変がそのままの姿でマーキング要素を持っている必要がある。すなわち、表面には現われなくとも病変と正常組織の区別ができなくてはならない。これには二つの場合が考えられる。病変が硬性或軟性の要素を持ち、触診によって周囲と区別可能であること、もしくは、病変が存在情報を周囲に出していることである。しかし、臓器深部に在り触診および目視が不可能な病変では困難となる。また、腫瘍などは、特殊なタンパク質を血中に放出することがあり、特定の腫瘍から生成されるタンパク質を検出する「腫瘍マーカ」が存在する [43,44]。しかしこの場合、腫瘍の有無は分かっても、その位置を特定することが出来ないため、ナビゲータになり得ず、物理的に位置を示すなんらかのマーカが必要となる。

Fig.1.1 および Fig.1.2 にも示すように、現代の着色等のマーキングや医用画像技術だけでは「**数 mm の体内病変を発見することは可能であるが、術者や処置具を対象病変に到達させることは困難である**」という課題が生じている。

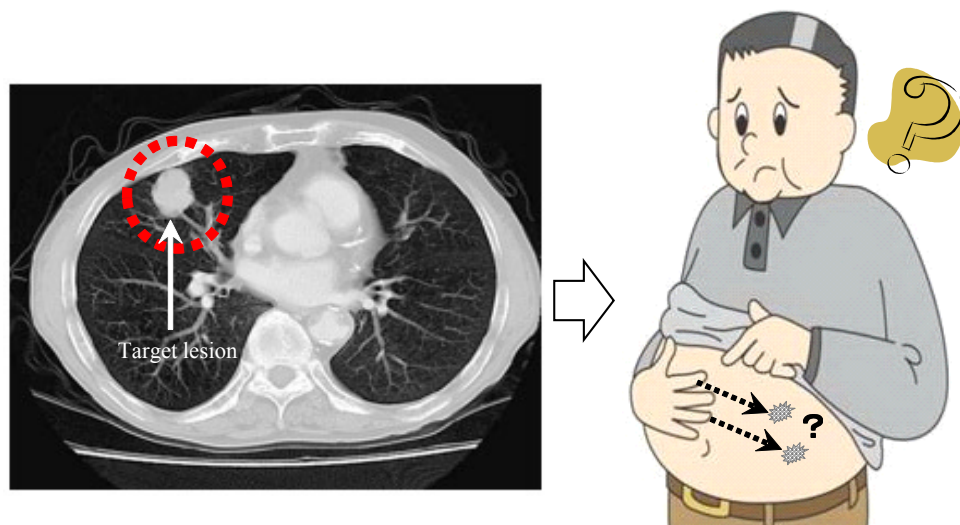


Fig. 1.1 X線 CT で発見された病変. 体表からの病変位置確認が困難な例 出典：[45]

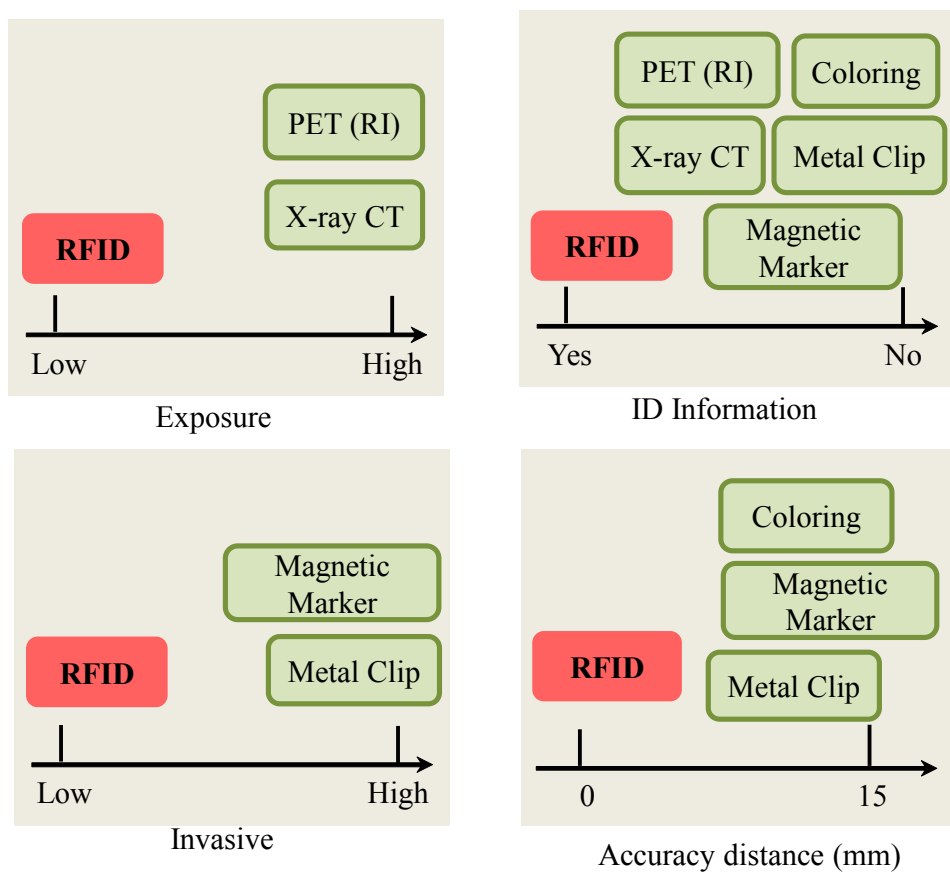


Fig. 1.2 生体マーキング手法の特性比較

第1章 序論

本論文では、無線通信技術の一つである RFID タグを用いて、生体内の病変にマーキングを施し、マーキングが発信する情報を捕捉してその信号源推定を行うことで、マーキング部位の位置特定を可能にする生体マーキングシステムを提案する。提案システムでは、管腔から挿入した内視鏡を介して、直径 2.2 mm の内視鏡チャンネルの通過が可能な小形の RFID タグを病変部位近傍に留置する。切除時には RFID タグ信号センサアンテナで捕捉した信号を解析することで切除位置推定を可能とする。

以下に RFID 生体マーキングシステムに用いた RFID タグの特長を述べる。

- 技術的・医学的側面
 - － 内視鏡および内視鏡鉗子を用いて体内留置可能，手術不要
 - － 低侵襲処置可能
 - － 複数 RFID タグの識別可能なため，複数病変の個別識別可能
 - － 医学的要求の「誤差 10mm 以内」が可能
 - － CT 及び MRI，オートクレーブ滅菌機の利用が可能
 - － 操作が簡便であり，熟練技術や利用免許が不要
- 患者負担面
 - － 放射線を用いないため被ばくの問題
 - － 注射穿刺不要のため，合併症等の危険を低減
 - － 切除箇所の迅速な特定により術部縮小や術式決定までの時間短縮

論文の構成

本論文では、無線通信技術と医用技術との関係性について整理し、生体マーキングという視点において双方が融合することの有意性と新規性、そして実現可能性を示す。本論文の構成は次のとおりである。1 章では、無線通信技術の歴史を概観した上で医用分野への応用において、信号源推定を行うことで非触知、不可視領域内に低侵襲でマーキングを施すことが可能であるという新しい概念を示し、特定領域の位置情報提示をすることの意義とその課題を述べる。2 章では、生体マーキングに焦点をあて、現在のマーカやナビゲーションと医用応用の位置づけ

を示しその重要性と課題を議論する．3 章では，近傍無線通信技術 RFID タグ技術についてその構成と特長を提示し，RFID タグ技術を用いることで生体内マーキングシステムの構築が可能であることを示す．さらに試作した RFID 生体マーキングシステムの基礎検証実験を行い，振幅値を利用した距離推定手法とその評価について述べる．4 章では，振幅値を利用した 3 次元位置推定手法とその評価について述べる．5 章では，試作した RFID 生体マーキングシステムの応用例として中型犬を用いた位置特定検証実験を行い，その評価について述べる．6 章では，結論と題して，無線通信技術の医用応用への価値を明確にし，本研究で提案する生体内非触知領域へアプローチするためのマーカ利用の展望と，今後の社会利用性についてまとめる．

第2章

マーキング

本章では、マーキングを行う際に必要とされるマーカについて述べる。最初にマーカについて概念を述べ、マーカを用いたマーキングとマーカを不要とするマーキングについて定義づけを行う。次に内視鏡と内視鏡手術について説明し、生体内マーキングの重要性と現状と課題を説明する。また、医療面におけるマーキングの要求仕様について明らかにする。

2.1 マーキングの定義づけ

2.1.1 非マーキング

ある目的地が存在する場合に、マーカを利用して移動し、到達する。このようなマーカの役割を果たしていたものは、古くは自然界の特徴的景観であったと思われる。海路で言えば北極星や南十字星などの星座、また、陸路では Fig.2.1 に示すような“旅人の木(和名：オウギバショウ)”が挙げられる。この木は、左右一直線上に葉を広げる特徴がある。このため、旅人がこの木によって方角を確認することが可能なことからこのような名称がついたと言われている。このような自然植物や“鬼面の崖”のような特徴的景観は、人々の重要なマーカとなっていた。人工的にマーキングを施したものではない状態、本論文ではこれを非マーキングと定義する。その後、このような非マーキングの特徴点情報が紙に書かれて記録されるようになる。峠の一本松を右に曲がって熊のような大岩を左、というような文字文章から始まり、次第に図が添えられ、特徴点を含め多くを記録したものが地図となった。

この非マーキング特徴点の記録は、近代化するとデジタル情報が用いられるようになりカメラに備えられているような「顔認識技術」や、自動車に搭載の障害

物検知自動停止システムに発展している [12, 14, 46]. この技術は古代遺跡の保護に適しており, 特徴点を定めて CG (Computer Graphics) 画像で再現することなども特徴点を利用した非マーキングによるところが大きい [13, 47, 48].



Fig. 2.1 自然特徴点的マーカ：オウギバショウ (通称タビビトノキ) 出典：[49]

この非マーキング特徴は, 自然体であり非人工物であるものが, 利用者によってマーカという役割を与えられた, という点である. 「マーカは動作しない. 利用者が情報を収集してなんらかの目的を達成する」となる.

2.1.2 マーキング

目印となる物体を人工的に設置することを考える. 前節において, 自然界にそのまま存在するものを非マーキング特徴点と表わした. これに対比してマーキング特徴点は, 目印となる石を置いたり植物を植えたり, というマーカを人工的に設けることである. 古くには海において滞標, 陸に道標が置かれるようになる. 道の四つ辻には灯籠が置かれるようになり, 松明を焚いて目印にし, 進むべき道を案内する. 灯りや方向を示す情報は, マーカ自らが情報発信している状態と言える. 例えば Fig.2.2 に示す灯台のように, その灯りが自ら情報を発信している. このようなマーキングが進化した結果, 現代では GPS に代表されるような機器により, 海路も陸路もマーカが情報発信することでナビゲートが可能となってい

る。この人工的なマーカを本論文ではマーキングと定義する。このマーキングの特徴は、人工物であって非自然体である。マーカ自らが周囲に対して情報を与えるために、人工的に必要箇所に置かれており「マーカは存在のみで情報を提供するが、同時に自ら情報を発信する機能も持ち合わせる。」と言える。

上記に述べた非マーキング・マーキングの両者とも、交通、社会インフラ、生活の向上、医療応用など多くの分野に存在する。そして、いずれであっても誘導においてマーカは重要な役割を担っている。

そして、良いナビゲートのためには良いマーカが存在すべきである。良いマーカとは何であろうか。非マーキング・人工的に設置されたマーキングのいずれであっても“情報が安定していること”, “長期間変化しないこと”, “他に干渉しないこと, 他からの干渉に強いこと”などが良いマーカの要素であると捉えている。良いマーカ・目印であるほど利用用途が広がることから, 「良いマーカ要素」を見つけ, 満たすことは重要な点である。



Fig. 2.2 人工的マーカ：出雲日御埼灯台 (島根県) 出典：[50]

2.2 医用マーキング

体内に小型病変が存在する場合における，マーキングおよび非マーキング特徴点について考察する．非マーキングとしてX線CTやMRI，超音波検査がある [24]．これらは自然にあるがままの中から特徴点をとらえ，得られる情報を集積し，存在の有無や形状の確認という目的に至る．この場合，利用者の知識に基づいてそれぞれの画像が投影する形状から位置や形状の特定を行う．MRI画像とPET画像の例をFig.2.3とFig.2.4に示す．このような例で特に侵襲的処置は加えないがX線CTを用いる場合に放射線被ばくは免れない．

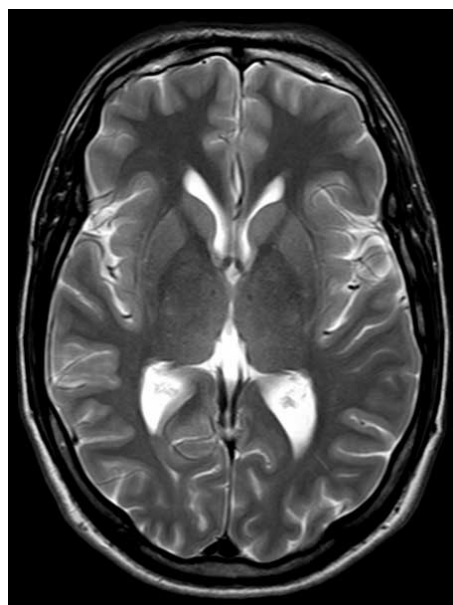


Fig. 2.3 MRI 画像 (フィリップス社) 出典：[51]

このような例において重要な点は，例えば病変に対して何らかの処置が必要な場合に，病変を発見することはできても，処置具を病変にたどり着かせることが難しいという点である．つまり非マーキングの場合は，病変の形状を確認することに留まる．術者らに病変部位を示すものとして，マーキングを施す手法がある．重な方法の一つに生体用色素着色法があるが，その着色範囲は30から50 mmと大きくなり，極小位置推定に対しては精度が低いうえに時間経過とともに色素が拡散すると着色部位も広がるため，明確な位置特定は難しくなる [21, 22]，金属針・金属クリップ [27–30]，永久磁石 [37–39]．他の手法として，造影剤やPETを用いた手法 [32–35] をあげる．これらはマーキング素材として人工的に体内に留置し，術者がそのまま視覚・触覚情報もしくはX線CTや磁力検知器を用いて得ら

れる情報を集積し、処置具を病変部位まで到達させることの支援手法となる。しかし、これらは必ず侵襲的処置を必要とする。永久磁石を除き、PET や X 線 CT を用いるため放射線被ばくは免れることができない。さらに、金属クリップを留置し術中に X 線 CT を用いて位置を確認する手法も考えられているが、手術と同時に CT の準備が必要なこと、患者、術者ともに必要以上の放射線被曝が発生することが懸案である。X 線 CT を用いずに金属クリップの位置を確認する手法として超音波検査が用いられることがある。手術中に管腔内視鏡を挿入して撮影した超音波画像を用いるため、手術が中断されること及び術中管腔内視鏡手法に熟練した術者の確保、および一ヶ所当たり 3 個のクリップが必要とされているため術式が複雑になるという課題がある [52, 53]。磁石付きクリップを使った磁気採点クリップ検出器システム MMCDS (Magnetic Marking Clip Detector System) もあるが、管腔内視鏡の直径孔 2.8 mm を通過できる大きさに小型化されていない。このように小型病変部位の位置推定において、推定精度や処置上の放射線被曝が懸念されること、また、施設面としては運用コストや人材コストが増大し、医療施設において全ての導入が現実的ではない場合が多い。さらにまた、手術の低侵襲化の意向が強く、腹腔鏡補助下だけでなく完全腹腔鏡下の手術も増えている。このような需要に対して、術中の生体内マーキング方法が必要となってきた。

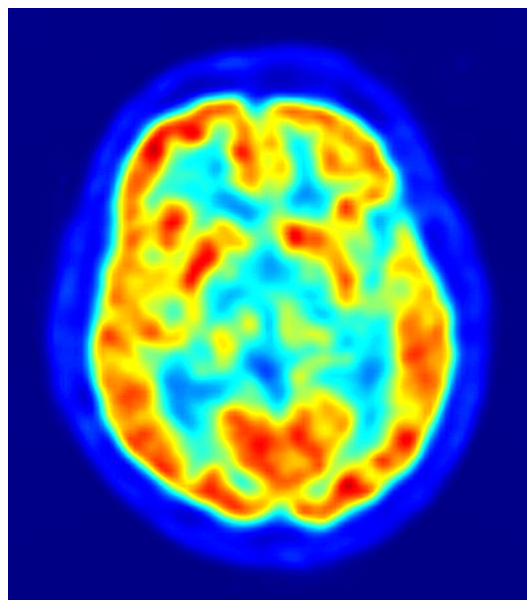


Fig. 2.4 PET 画像 (フィリップス社) 出典：[54]

2.3 内視鏡手術とマーキング

医療において、表皮へのマーキングは皮膚マーキング専用素材によるサージカルスキンマーカ等が存在する [55]. しかし手術時には臓器表面から見えない身体内部に対してもマーキングが必要となる. 開腹手術による切除対象領域では、臓器表面の直視確認や触知確認が可能であるが、臓器深部の病変は上記手法のみで位置を確認することは難しい [8, 9, 53]. さらに内視鏡手術においては、体内に挿入した内視鏡カメラから得られる画像情報のみで位置確認を行わなければならない. 内視鏡画像が投影できる臓器角度には限界があり、開腹手術のように触知確認ができないため切除病変位置の確認はより困難なものとなっている. さらに、腫瘍切除においては腫瘍部位周辺の正常組織を十分に考慮して切除する必要がある、マーキングには局在性が求められる [56, 57]. そのために内視鏡手術においては切除対象病変位置を確認するためのマーカとして、色素を用いた目視確認支援、金属クリップを用いた術中 X 線 CT による目的箇所画像確認及び触診確認支援手法などがある. このように切除対象領域が通常では確認困難な場合であっても、マーキングを施すことによって術者は迅速に目標位置を特定することが可能となる.

内視鏡と内視鏡下手術

内視鏡は、先端に小形レンズが付加されており管腔を介して体内に挿入することで生体の内部を観察し、処置が可能な医療機器の一つである. また、処置対象とする臓器が多いことも特徴である. 管腔を持つ臓器のほか、体表からは十数 mm の手術開口部から挿入ことも可能であるため、手足を除くほとんどの臓器において内視鏡を用いることが可能である. 低侵襲による診断・手術が可能であるため、近年は従来の開腹手術に代わり、多くのケースで内視鏡手術が行われている.

内視鏡の種類について、厳密な呼称は各器官の名称がつくが、胸部と腹部では区別なく用いることもあり、総じて「内視鏡」と呼称することが多い. またこれら機器を用いた手術を「内視鏡 (下) 手術」または「胸腔鏡 (下) 手術」、「腹腔鏡 (下) 手術」と呼ぶ. これら手術において本論文では特段の区別を必要としない場合は「内視鏡手術」と呼ぶこととする.

本研究で用いた内視鏡について以下のように定義する. 内視鏡には軟性鏡と硬性鏡が存在する. 軟性鏡は主に管腔から体内に挿入される. 体内挿入部は軟性で

かつ細径化が可能なため、体内のより細くより深い部位を目指すことが可能である。胃などの消化器官に挿入するものを主に上部消化管内視鏡、肺など呼吸器官に挿入するものを気管支鏡と呼ぶ。Fig.2.5 に消化管内視鏡の一例を示す。本論文ではこれらを管腔内視鏡と定義する。



Fig. 2.5 消化管内視鏡 (オリンパス社 TYPE RQ260Z Total size 1030 mm) 出典：[58]

Fig.2.6 に示すように、管腔内視鏡の挿入部先端はレンズが付加されており、照明や送気・送水ノズル専用の処置具、そして内視鏡鉗子を通すチャンネルで成り立っている。内視鏡先端部分を内視鏡鉗子にはクリップ状となって対象物を挟む、または切り取るタイプ、投げ縄のような形状でポリープ等を包み込み熱で焼切るスネアタイプなどが用途に応じて形状が異なっている。これら鉗子を内視鏡チャンネルに挿入した状態のものを Fig.2.7 に示す。通常では管腔内視鏡を体内に挿入し、目標領域に到達した後に、これら鉗子を内視鏡チャンネルに通して体内に挿入し、様々な処置を行う。いわゆる胃カメラ検査や管腔壁に出現した病変の切除処置などは、この軟性鏡を用いて行われる。

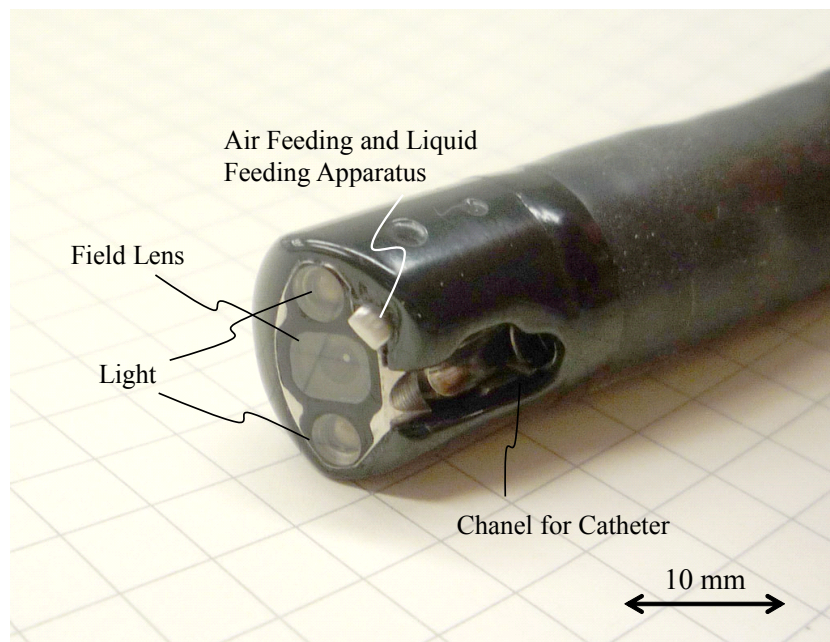


Fig. 2.6 消化管内視鏡 (軟性鏡) の先端

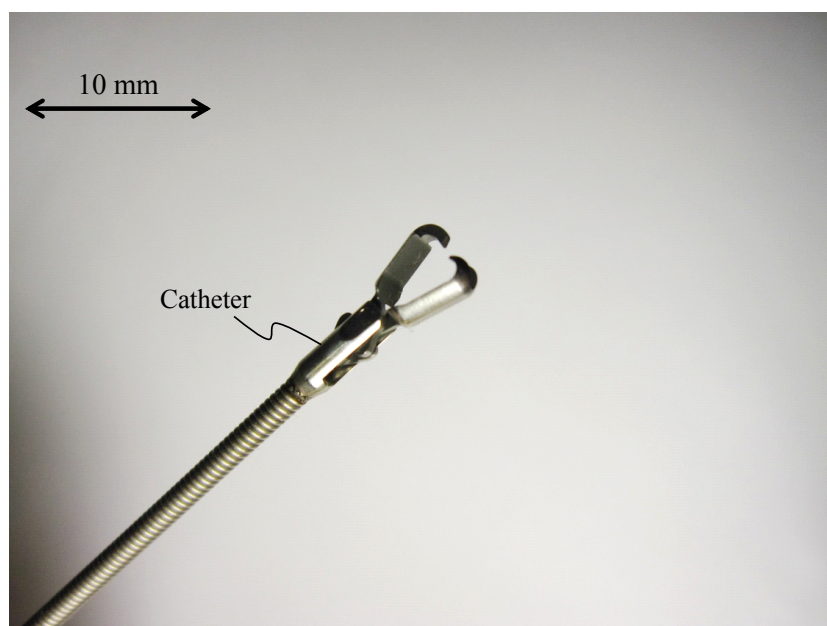


Fig. 2.7 消化管内視鏡 (軟性鏡) を介して使われる鉗子

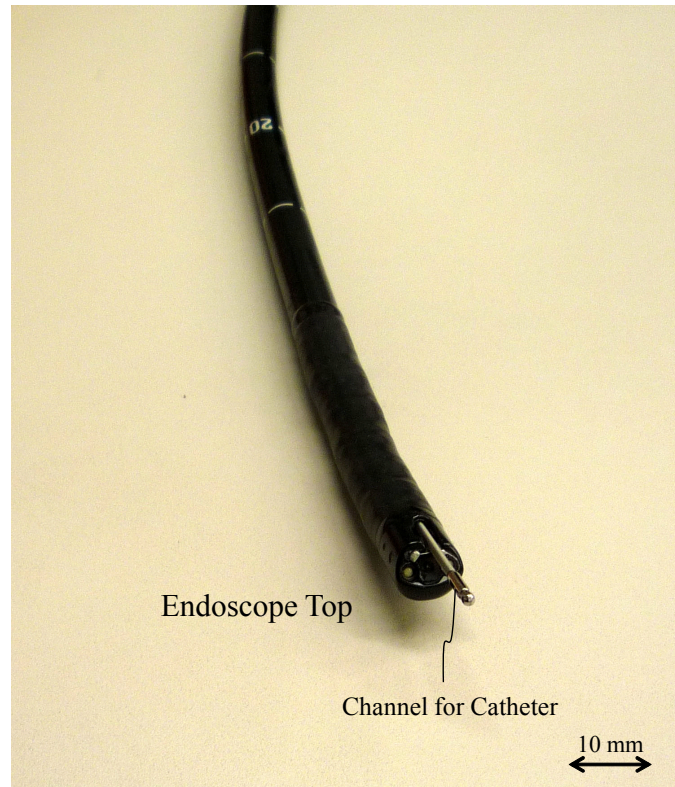


Fig. 2.8 消化管内視鏡に挿入された鉗子の様子

一方硬性鏡は、Fig.2.9に示すようにその挿入部が硬性であり、先端につけられたレンズによって得られる体内の像は、複数回のリレーレンズ系を用いて伝送され、画面に投影される。硬性鏡には胸腔内視鏡及び腹腔内視鏡が存在する。本論文ではこれら硬性鏡を胸・腹腔内視鏡と定義する。硬性鏡は体内の様子を外の画面に投影する役割を果たすのみであり、小型カメラおよびライトが搭載されているが内視鏡鉗子を挿入する孔は存在しない。管腔からの挿入ができないため、体表に切開孔をもうけ、胸・腹腔内視鏡を体内に挿入することになる。いわゆる内視鏡下手術とは、硬性鏡を体内に挿入して行われる手術を指す。まず胸部、または腹部の体壁を切開し、胸・腹腔内視鏡が挿入可能な直径約 12 mm の挿入孔を 3 ないし 4 箇所を施した上で硬性鏡を体内に挿入する。次に挿入された硬性鏡からの画像をもとにして、他方の手術孔から内視鏡手術用鉗子や電気メスなどの処置器具が挿入されて手術が行われる。硬性鏡を挿入している内視鏡手術の様子を Fig.2.10, Fig.2.11 にそれぞれ示す。

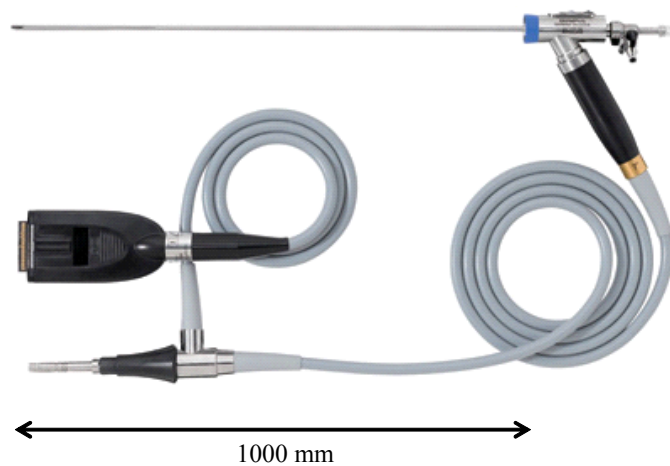


Fig. 2.9 硬性鏡 (VISERA ビデオウレテロレノスコープ WA50201A) 出典：[59]

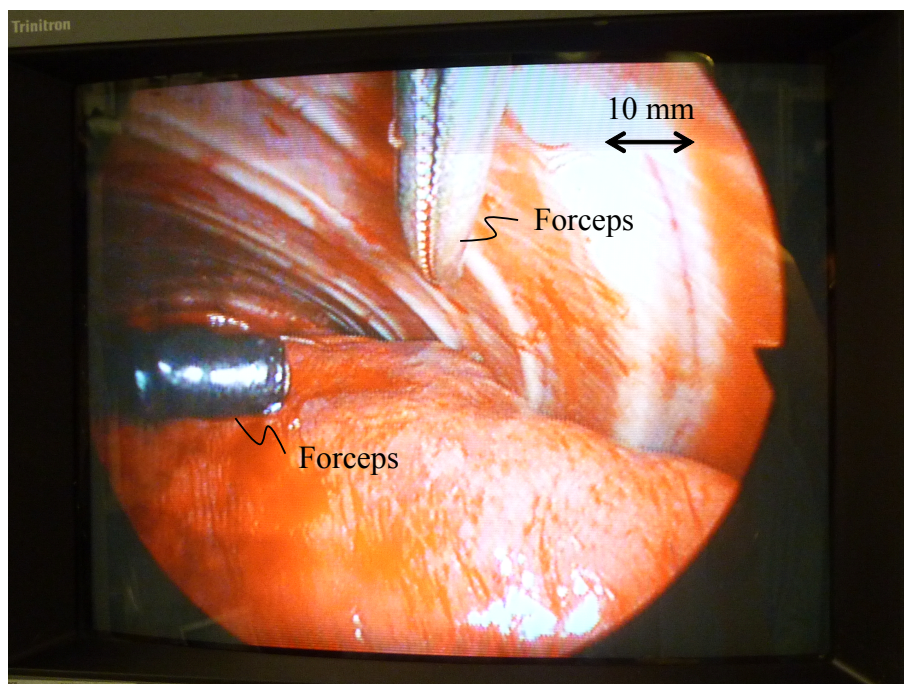


Fig. 2.10 胸腔内視鏡 (硬性鏡) 付属のカメラによる 2 次元画像の例

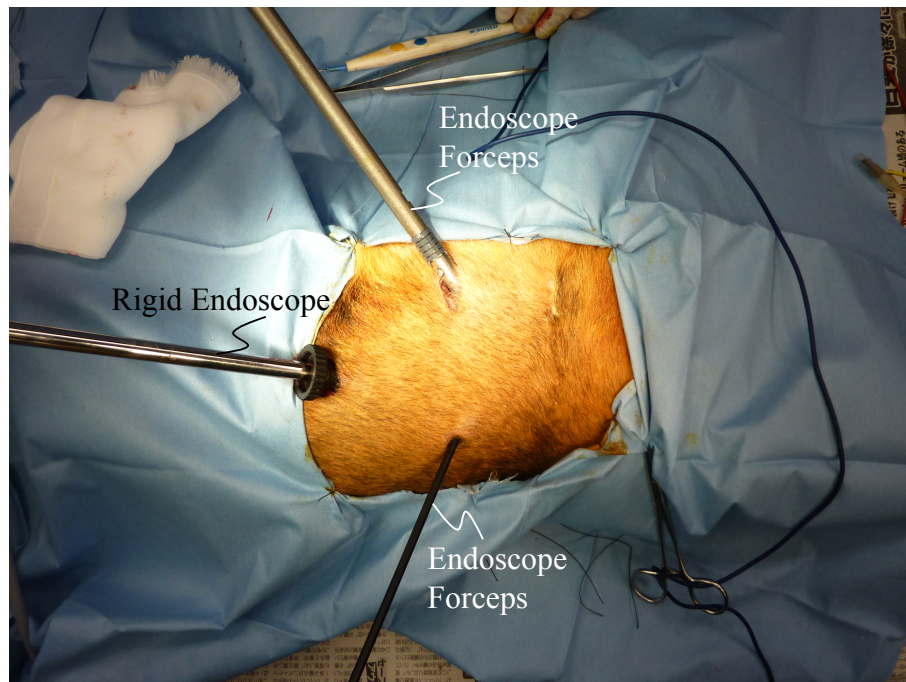


Fig. 2.11 胸腔内視鏡 (硬性鏡) を用いた内視鏡手術の様子

生体内マーキングとその問題点

内視鏡下手術創は従来の開腹開胸手術等に比べ非常に小さく、術後の臥床期間を短縮することができるため、現在広く普及している [60,61]。しかし術者にとっては開腹手術と比べて異なる点が多い。生体内に挿入された内視鏡カメラが投影する2次元画像下の場合、開腹手術時のような立体感は得られず、奥行や距離感に違和感が生じるため、内視鏡による処置や内視鏡下手術では相応の技術習熟が必要とされている。近年はステレオカメラによる3次元画像投影も可能となっているが、開腹手術のように手を挿入できないため、対象臓器表面から深部にある病変部位を触知確認することはできない [62]。両者いずれの場合であっても、内視鏡下手術においては画像情報に頼る部分が多い。しかしながら内視鏡下映像には死角も多く、術視野が狭く限定されることは大きな課題である。術者は胸腔内視鏡および胸・腹腔内視鏡ともに、また、3次元画像を用いても、その術視野は体内に挿入された内視鏡カメラが映し出す範囲のみと限定があるうえ、臓器表面の情報しか得ることができない。このように、内視鏡下手術では、開腹手術に比べて臓器内部の病変に対して位置を確認することが難しいこと、得られる画像情報に制限があるなどの課題を含んでいる。

第2章 マーキング

このため、臓器表面から確認できない病変に対して、特に内視鏡手術時では手術支援の一つとして、生体内にマーキングを施し、目的の病変領域へ速やかに到達する手法が取り入れられている。具体的に手術時におけるマーキングについて述べる。現在の消化管における手術では手術前に管腔内視鏡検査を行う際、病変近傍に、止血処置用に開発されたクリップを用いてマーキングを施し、手術中に触診やX線画像によりクリップを同定することで病変の位置を推定する手術が行われている。しかし、小さな鉗子孔より鉗子を挿入することで行われる胸腔鏡手術や腹腔鏡手術では術者の手による触診は不可能である [63]。他の従来マーキング手法には、前述のように色素・墨汁を用いた方法が挙げられる。Fig.2.12 に着色によるマーキング事例と注射穿刺によって臓器損傷している様子を示す。このように色素・墨汁を注入する方法では、数十 mm の大きさに着色されるうえ、時間経過による拡散があり位置特定精度はそれ程高くない。着色時の注射穿刺に伴う合併症の危険がある。また、使用する薬剤に対するアレルギーも報告されている [41], [42]。

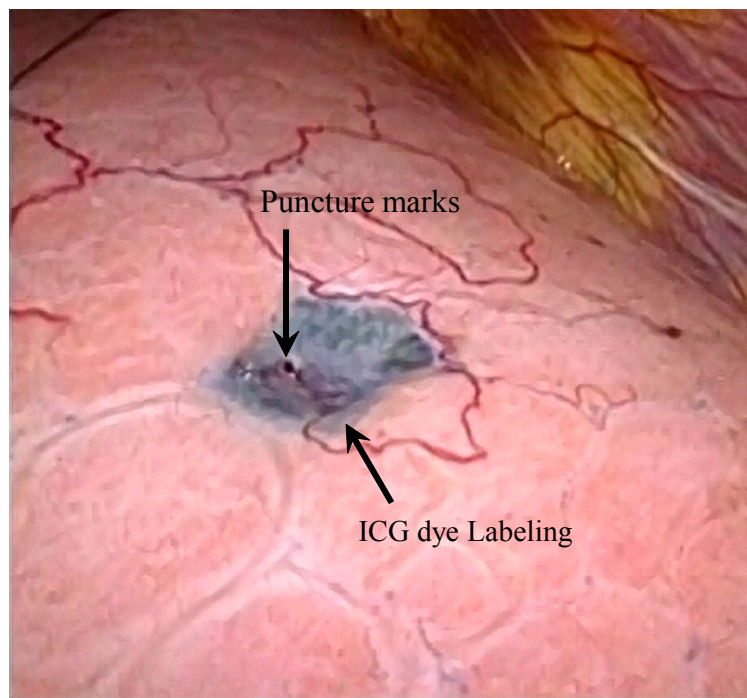


Fig. 2.12 注射穿刺 ICG (IndoCyanine Green) マーキングによって気胸を併発した例
出典：[64]

2.4 まとめ

本章では，一般的なマーキングの概念について述べ，医用分野におけるマーキングの重要性と従来手法およびその課題について明らかにした．また，医用マーキングに求められる要求仕様として，生体への安全性や信頼性，マーキング位置精度，そして処置の迅速性などがあることを示した．従来手法では，合併症やX線画像を用いる場合の術者と患者の被曝，複数部位への対応が十分ではないこと，さらにそれぞれに手術手技への習熟が必要であり，設備と人手の確保が生じるという課題が生じている．さらに，マーキング後の切除において，臓器によって異なるが，医学分野からの要求仕様として病変端から正常組織が10～15 mm程度の余裕をもって切除することが望ましいとされている．このためマーキング位置検知に求められる距離は，センサアンテナから病変位置まで最低10～15 mm前後が必要となる．これらの要求仕様も踏まえ，今後，低侵襲な手術として更なる発展が期待される腹・胸腔内視鏡手術・単孔式手術・ロボット手術においては，触診による位置特定は不可能であり，触診に代わる，簡便かつ正確な病変のマーキング法が待ち望まれている．

第3章

RFID 生体マーキングシステム

本章では，本システムについてその構成を述べ，システムの有するマーキング性能を評価する．構成各部において，医用応用を想定した検証と評価する．生体利用に適した周波数，生体内利用における RFID タグ留置方位とその指向性，RFID タグの持つ固有情報が解析可能なこと，RFID タグ振幅値と距離依存性を明らかにし，生体利用における本システムの有効性を導く．

3.1 RFID 生体マーキングシステムの設計

以下では管腔を持つ臓器の例として胃手術を例にあげ，提案する RFID 生体マーキングシステムの概要を説明する．Fig.3.1 に示すように，術前の管腔内視鏡検査によって管腔内から切除対象となる病変部位を確認すると，その近傍に内視鏡および内視鏡鉗子を用いてマーカとなる RFID タグを留置する．

さらに留置するための形状として，RFID タグの側面に細い針状のものを順方向に沿って斜めに備え，順方向に埋没した後は逆方向に抜けない形状を提案している [65]．病変部位切除手術の時は，腹腔鏡孔にセンサアンテナを挿入して，病変近傍に留置した RFID タグから体内組織を通過して届く信号を受信する．その後，受信信号処理部で RFID タグから送信された信号の強度を測定し，センサアンテナから RFID タグまでの距離推定を行う．推定した距離はディスプレイ上に表示する．なお本システムでは，RFID タグを含めた範囲を切除対象とするため，手術後は RFID タグは体内に残らない．

第3章 RFID 生体マーキングシステム

RFID タグは、Fig.3.2 のように、留置の為に消化管止血用クリップに固着させ、管腔臓器内に留置することが可能である。

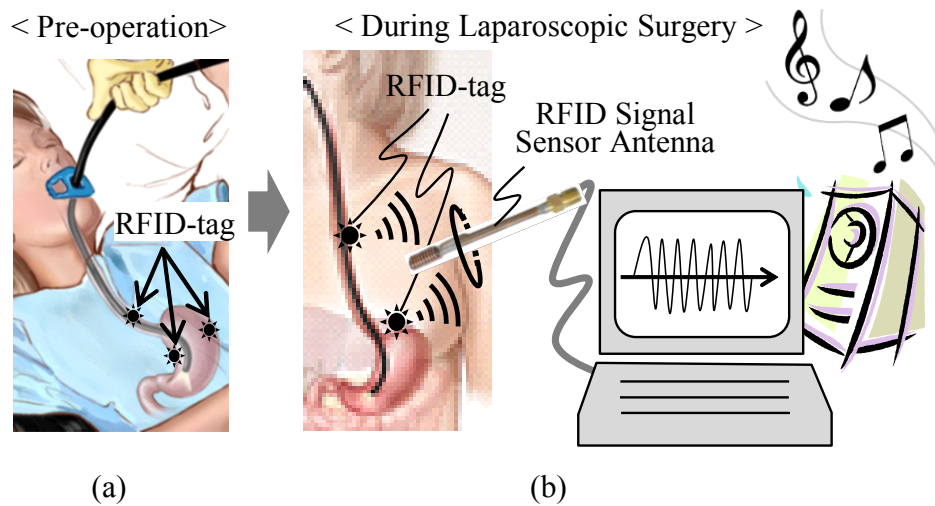


Fig. 3.1 RFID 生体マーキングシステム

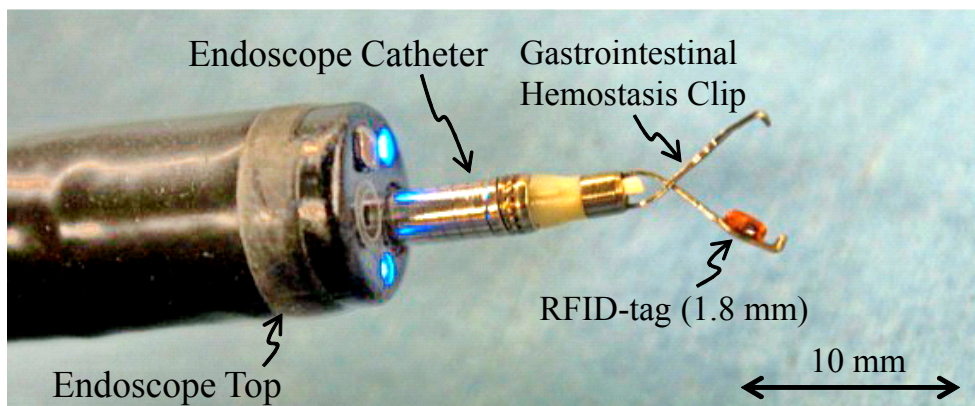


Fig. 3.2 消化管止血用クリップと固着された RFID タグ (1.8 mm) [66]

3.2 RFID 技術と RFID タグ

3.2.1 無線通信技術

現在，幅広い帯域で無線通信が行われている．Fig.3.3 に示すように，3 MHz から始まる短波帯域短波 HF (High Frequency) では，上空約 200～400 km にできる電離層で地表間で反射を繰り返し，地球の裏側まで届くという特長がある．そのため，各国の国際放送や船舶通信，アマチュア無線にも用いられる．30 MHz から始まる超短波 VHF (Very High Frequency) では，直進性が強く電離層での反射に弱いため，比較的近距离の AM/FM ラジオ放送に使用されている．300 MHz から始まる極超短波 UHF (Ultra High Frequency) になると，伝達できる情報量が多く，小型のアンテナと送受信機で移動体通信を行うことが可能となる．現在主に携帯電話や地上デジタルテレビ放送に用いられている．さらに高周波帯域になると衛星通信，その他レーダとして用いられるようになる．電波はその帯域に合わせて特長があり，それぞれの特長を活かして利用されている．

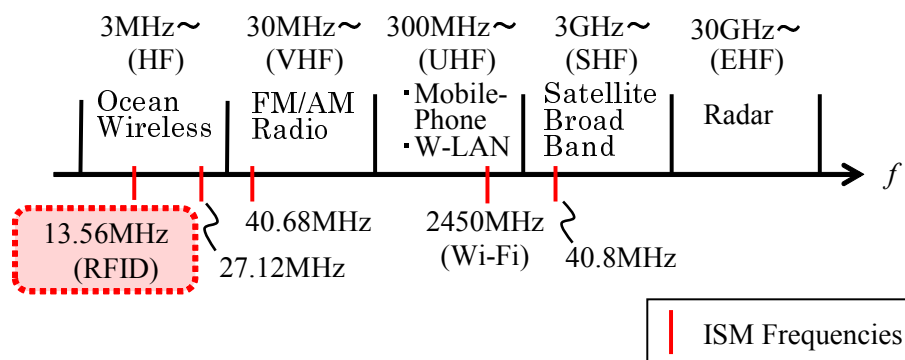


Fig. 3.3 無線通信に用いられる周波数帯域例

3.2.2 生体利用に適した周波数

本論文では生体利用として用いるために適した周波数について検証を行った．通信機器を生体内に留置して用いる場合，媒体に水分を含む生体組織を通過するため，その信号減衰量について検証を行い，用いた周波数の妥当性を検証した．まず水中において，無線通信として Wi-Fi に用いられる 10 MHz から 2.45 GHz までの周波数帯域で，送受信アンテナ間距離とその伝搬損失量を検証した．この結果を Fig.3.4 に示す．この結果では，高周波帯域では場合は距離による減衰量

が少なく安定している．反対に低周波の方は距離による信号減衰差がより明らかになることが示された．通常の通信では距離に比例せず信号量が安定していることが求められるが，本研究では距離に比例した減衰量の変化が著しい方が利用に望ましい周波数と言える．この結果から，低周波が適していると判断し，また，医学利用として許可されている帯域である 13.56 MHz を用いた RFID タグシステムを本研究に利用した．

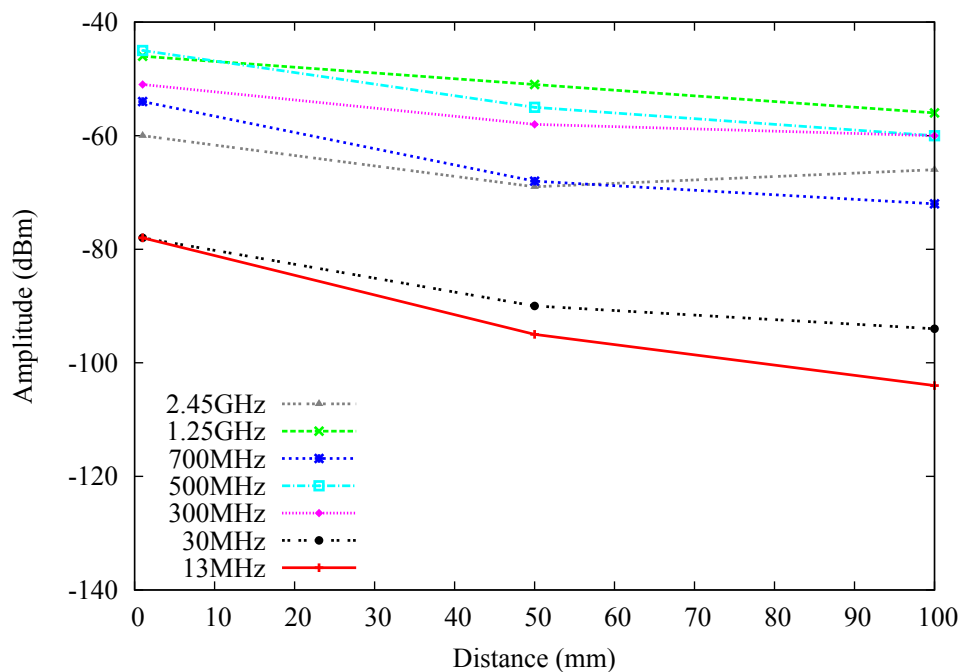


Fig. 3.4 10～2.45 GHz における信号減衰測定結果

3.2.3 RFID 技術

RFID 技術とは、誘導電磁界または電波によって非接触で ID 情報を埋め込んだ RFID タグのデータ読出し、データ書込みが可能な近距離通信を行うものの総称である。RFID 信号送受信部と RFID タグ (非接触式 IC カード等) で構成され、国際標準化機構によって標準化されている [67]。



Fig. 3.5 RFID タグ内蔵カードの使用例

また、使用周波数は 13.56 MHz であり、ISM (Industry, Science and Medical) 帯として産業・科学・医学の用途に用いることが許可されている。日本では国際標準化機構から引用されて JIS X 6351 規格群の物品管理用 RFID として利用可能な周波数帯域及び周波数を 135 kHz 未満, 13.56 MHz, 433 MHz, 860 MHz, および 2.45 GHz と分けて定められている。

特に 13.56 MHz には 100 mm 以内の通信を可能とする密着型と近接型、および 700 mm 以内の通信を可能とする近傍型の 3 種類が存在している。基本原理を Fig.3.6 に、詳細機能を Table 3.1 に示す。

現在、利用できる距離・用途に合わせて、Fig.3.5 に代表される交通乗車カードや電子マネーカードのような個人認証に加え、図書館での蔵書貸貸管理、物流管

第3章 RFID 生体マーキングシステム

理がある [68–71]. また, 野生動物の生態観察等に用いられており [72], 幅広く深く社会に普及している技術である [16, 73]. また, ISM 帯域を用いているため近年は医療施設においての利用が注目されており, 国内外広く医療物品の管理や患者の入退出の管理に用いられることへの研究が進められている [74–82].

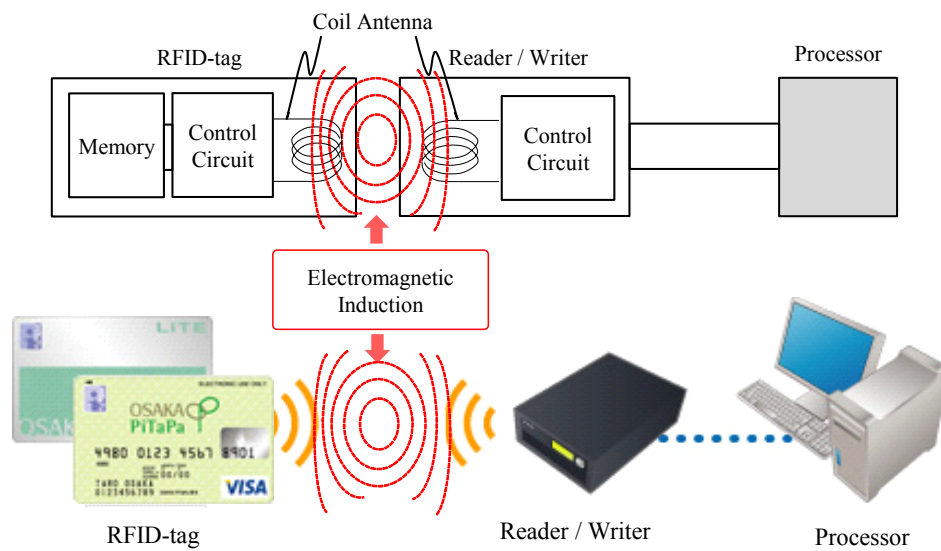


Fig. 3.6 RFID システム

Table 3.1 RFID タグの種類と特性

	密着型	近接型	近傍型
規格番号	ISO 10536	ISO 14443	ISO 15693
信号到達距離 (mm)	10 mm 以下	150 mm 以下	700 mm 以下
利用周波数 アンテナ → タグ	4.9152 MHz	13.56 MHz	13.56 MHz
RFID タグ → アンテナ	4.9152 MHz	13.56 MHz ± 0.42375 MHz	13.56 MHz ± 0.3072 MHz
符号化方式 アンテナ → タグ	BPSK	ASK 10 %	ASK 10 %
RFID タグ → アンテナ	BPSK	FSK	FSK
伝送レート	9.6 kbps	106 kbps	26.48 kbps

BPSK : Binary Phase Shift Keying

ASK : Amplitude Shift Keying

FSK : Frequency Shift Keying

RFID タグ

RFID 技術に用いられる RFID タグは、原則として RFID チップ、コイル、および内蔵バッテリーをプラスチックや樹脂等でパッケージして構成されている。電磁誘導により電力供給が可能であるため、バッテリーを不要とするパッシブ RFID タグを構成することも可能である。内蔵バッテリーによって稼働するアクティブ RFID タグ、双方を組み合わせたセミアクティブ RFID タグと合わせて、3 種類の RFID タグが存在する。パッシブ RFID タグは、電磁誘導により電力が供給されて稼働するため、蓄電量が低く、近距離の 100 mm 未満を対象とする密着型、近接型に用いられる。反対に内蔵バッテリーで稼働できるアクティブ RFID タグは大きな電力消費に耐えられるため送受信可能距離が長く、700 mm 以下の近傍型に用いられることが多い。また、RFID タグは 10 万回以上の読込み、書出しも可能とされている。これら 3 種類に共通する大きな特長として、製造時に**固有識別情報子** (UID : User IDentifier) が焼き付けられていることである。この情報を利用することで、同時に複数の RFID タグを識別することが可能となる。

なかでも、パッシブ RFID タグは電池を内蔵する必要がなく、薄型化や小型化が容易で製造コストも非常に安価にできる。パッシブ型 RFID タグの基本構成を Fig.3.7 に示す。

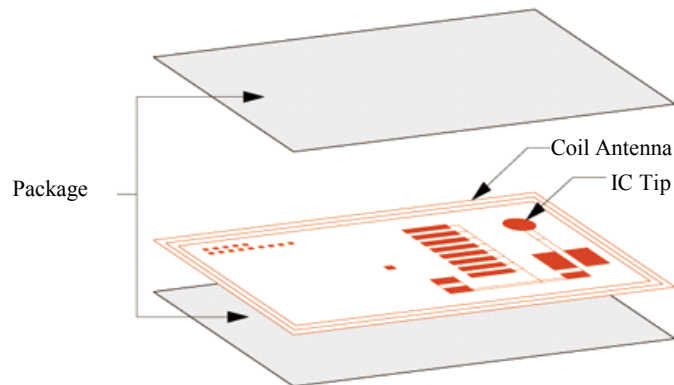


Fig. 3.7 RFID タグ構造

パッシブ RFID タグ

本論文に提案する生体 RFID タグマーキングシステムには生体組織での減衰特性を考慮して 13.56 MHz の動作周波数を持つパッシブ RFID タグを用いた。以下、本論文ではパッシブ RFID タグを“RFID タグ”と称する。センサアンテナはコイルアンテナを持ち、IC チップとメモリで構成されている。Fig.3.8 に示すように、コイル形状は RFID タグのサイズに合わせて様々な大きさの作成が可能である。

Fig.3.8 は実際に本論文で検証に用いた RFID タグであり、大きさはそれぞれ、(a) 長辺 1.8 mm, (b) 1 mm ϕ , (c) 長辺 10 mm である。

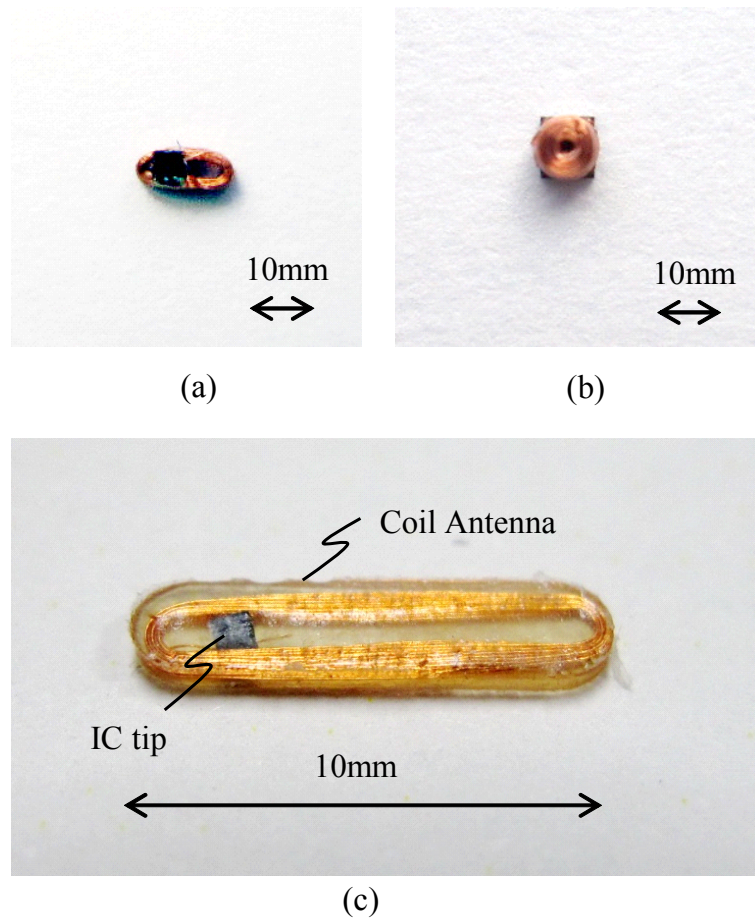


Fig. 3.8 大きさ異なるパッシブ型 RFID タグ：(a) 1.8×1 mm, (b) 1 mm ϕ , (c) 10×2.2 mm

3.2.4 RFID 通信の基本構成

RFID 通信の基本構成は、Fig.3.6 に示すように、RFID タグと、その情報を読み込み・書出すセンサアンテナ (リーダライタ) 部分、そしてデータ格納機能も持つ管理システム部分から成り立っている。センサアンテナは、信号の読み取りおよび書き出しの際の端末であるため、リーダライタとも呼ばれるが本論文ではセンサアンテナとして統一する。管理システム部は 13.56 MHz の信号作成と、RFID タグが用いる 13.56 ± 0.423 MHz の信号作成および信号復調などの処理を行う。作成されるこれらの信号は、センサアンテナを通じて RFID タグと通信する。センサアンテナは、 13.56 MHz を中心として 13.56 ± 0.423 MHz 帯域がセンシング対象範囲となるよう共振調整が施されている。

通信時には，管理システムはセンサアンテナを介して RFID タグに対し，搬送周波数 13.56 MHz で電力供給を行うとともに，搬送周波数 13.56 MHz の応答信号を出す．電力が供給された RFID タグは動作を開始し， 13.56 ± 0.423 MHz の副搬送波を発信することが可能になる．この時，RFID タグが用いる副搬送周波数 0.423 MHz は，主搬送周波数 13.56 MHz の $1/32$ 分周である．搬送周波数と副搬送周波数の関係を Fig.3.9 に示す．本論文では，電力供給アンテナが発信する主搬送周波数の最大出力を 0 dB と定める．

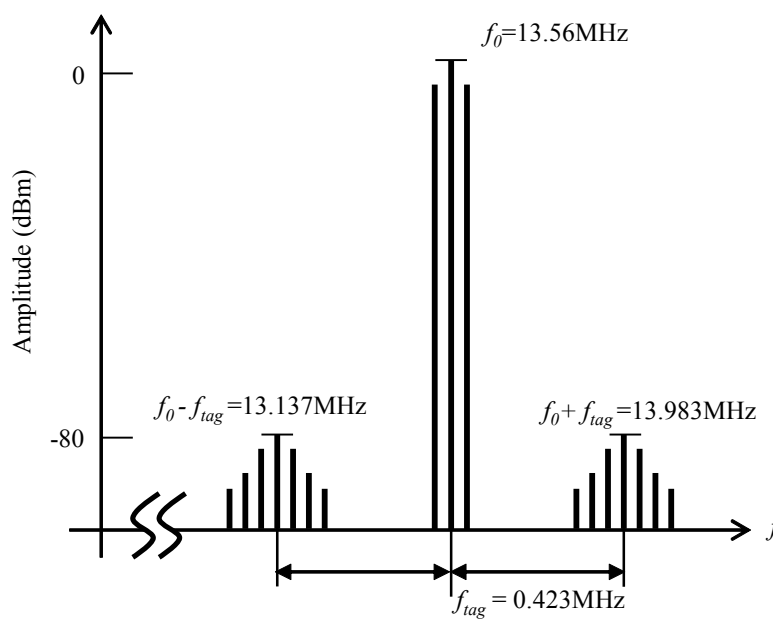


Fig. 3.9 電力供給の主搬送周波数 13.56MHz と,RFID タグからの副搬送周波数 13.56 ± 0.423 MHz

センサアンテナから RFID タグへの信号送信は，周波数を変調して行う FSK (Frequency Shift Keying) によって行われ，RFID タグからセンサアンテナへの返答信号は ASK (Amplitude Shift Keying) によって行われる．これは電力供給を電波で行うこと，同時に双方から通信電波を送受信することから，異なる変調方式を用いることで復調誤りを防ぐためである．また，RFID タグが発信する ASK は，その回路構成がとても単純であるため，小型化が容易である．最初に，一般的な周波数変調の概念を述べる．1 bit に対応する送信信号のパルスを $g(t)$ とあらわす．Fig.3.10 に示すように， T はパルス幅を示す．

$$g(t) = \begin{cases} 1 & (|t| \leq T/2) \\ 0 & (|t| > T/2) \end{cases} \quad (3.1)$$

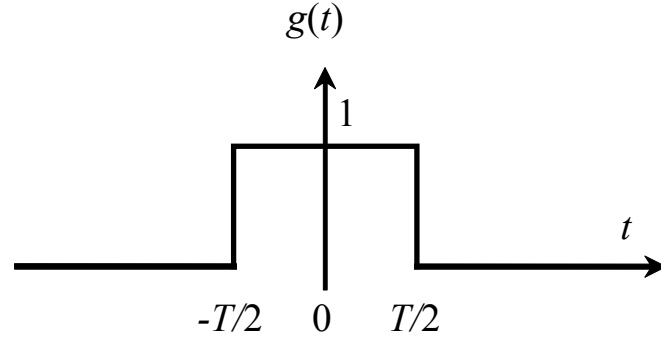


Fig. 3.10 デジタル信号のパルス波形の例

時刻を k における情報 bit 列を, $a_k \in 0, 1$ となる.

このとき, デジタル信号波形 $\psi(t)$ は,

$$\psi(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} a_k g(t - kT) \quad (3.2)$$

となる.

FSK と ASK

FSK はデジタルの情報 $\psi(t)$ に応じて正弦波の周波数を変化させる変調方式であり, 一方, ASK は振幅を変化させる変調方式である. 時刻 t における瞬時周波数 $f_{ins}(t)$ を式 (3.3) で定義する.

$$f_{ins}(t) = f_L + f_{\Delta} \cdot \psi(t) \quad (3.3)$$

f_L, f_H はそれぞれ, '0' および '1' に対応する周波数である. さらに $f_{\Delta} = f_H - f_L$ は周波数偏移をあらわす. このとき, FSK 変調信号は, 式 (3.4) のように $Y_{\text{FSK}}(t)$ であらわすことができる.

$$Y_{\text{FSK}}(t) = A \cdot \cos(2\pi f_{ins}(t) \cdot t) \quad (3.4)$$

但し、 A は正弦波の振幅である。ASK 信号を式 (3.5) に示す。

$$Y_{\text{ASK}}(t) = A(1 + m\psi(t)) \cdot \cos 2\pi f_0 t \quad (3.5)$$

f_0 は搬送波周波数であり、 m は変調度 (Modulation index) である。

Fig.3.11 に FSK と ASK の波形概形を示す。FSK では情報ビットの ‘0’、‘1’ に応じて周波数が f_L 、 f_H に変化している。一方、ASK では周波数は f_0 のまま変化せず、振幅が A と $(1+m)A$ の間の変化を指していることが分かる。

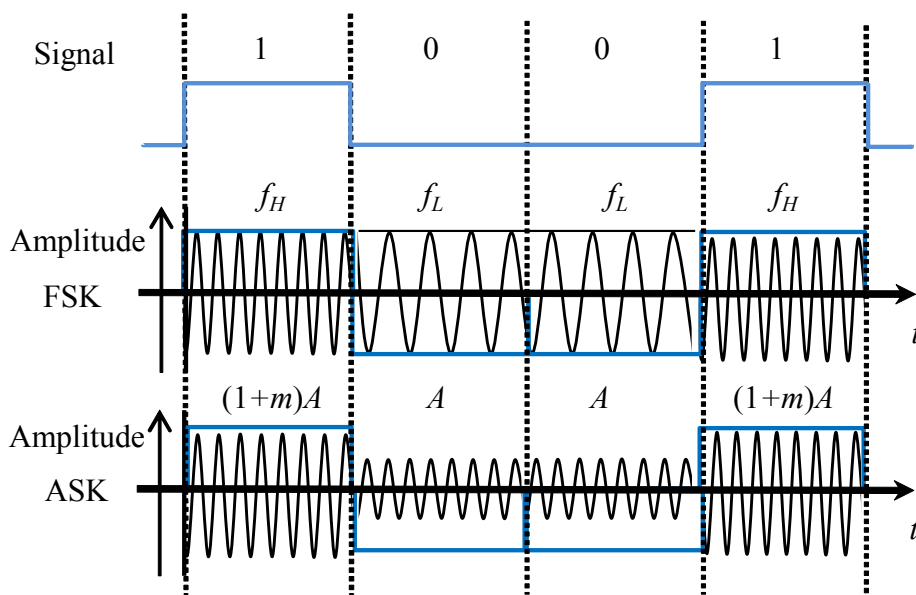


Fig. 3.11 FSK 変調と ASK 変調によるデジタル信号送信の例

センサアンテナ-RFID タグ間通信

センサアンテナと RFID タグの通信システムの概念について述べる。Fig.3.13 に示すように、複数の RFID タグを用いる場合、複数による信号衝突を防ぐために、 $4 \mu\text{s}$ と $6 \mu\text{s}$ の間欠的時間間隔を用いて信号送信を行う。また、RFID タグは、前述のように各々が固有の識別情報子を焼き付けられている。

RFID タグがセンサアンテナに向けて発信する信号列の様子を、RFID タグ A、RFID タグ B を例に挙げ、Fig.3.12 に示す。RFID タグは、副搬送波によって発信する信号列の最初と最後に、自身を区別するための固有識別情報子を含んだ SOF (Start of Frame) と EOF (End of Frame) を付加している。

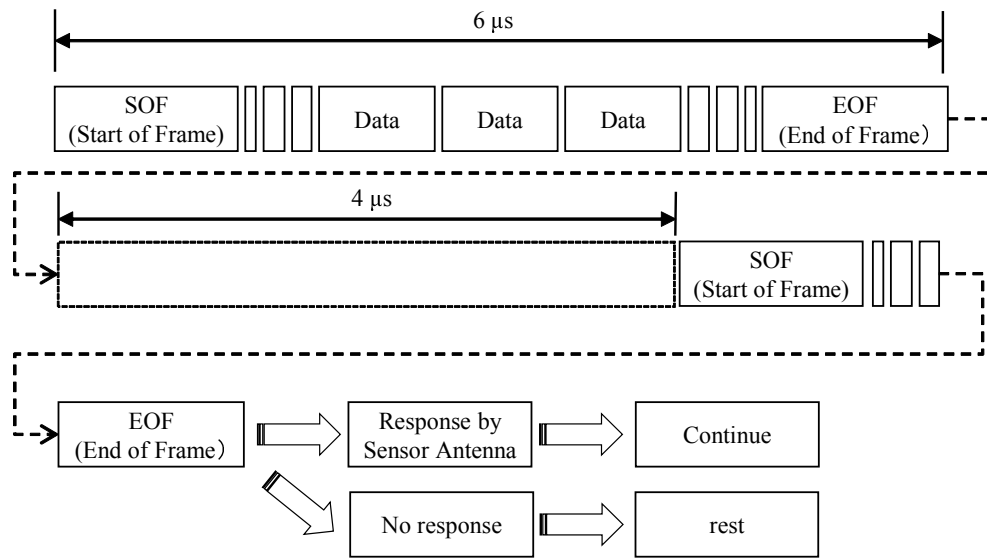


Fig. 3.12 RFID タグ通信プリアンブル

基本的にセンサアンテナと RFID タグは一対一通信を行っている。センサアンテナからの主搬送波の届く範囲に複数の RFID タグが存在した場合、限りなく同時刻で複数の RFID タグとの通信が可能である。この場合、複数の RFID タグによる信号衝突が懸念されるが、間欠時間通信と、固有識別情報子を含んだ信号、および SOF と EOF を用いることにより衝突が回避されている。

センサアンテナは、主搬送波である 13.56 MHz を用いて、RFID タグへの電力供給および起動信号 $S - S_s$ の発信を開始する。電力供給を受けた RFID タグは稼働を開始し、SOF と EOF、更に自身の固有識別情報子を含んだ信号 $S - R_s(ID)$ を周囲に発信する。この時、RFID タグ固有識別情報子は ID であらわされる。次に、センサアンテナは複数の RFID タグからの信号を受け、最も早く受信した RFID タグ信号を「一定期間において通信を交わす唯一の RFID タグ」と定め、定めた RFID タグの固有識別情報子を加えた開始/返信信号 $S_s(ID, k)$ を返す。稼働中の RFID タグは、自身の固有識別情報子が含まれた信号 $S_s(ID, k)$ が返ってきた場合だけ返信信号 $R_s(ID, k)$ を送り、続けてセンサアンテナと通信を行うことができる。自身の固有識別情報子の返信が認識できない RFID タグは一定期間、休眠状態へと移行する。通信が許可された RFID タグは、自身が持つメモリ内にある情報のセンサアンテナへ送信、また、は RFID タグメモリへ記録すべき新たな情報の受信を行う。

しかし、通信が許可された RFID タグも、一定の時間経過後は通信停止状態に

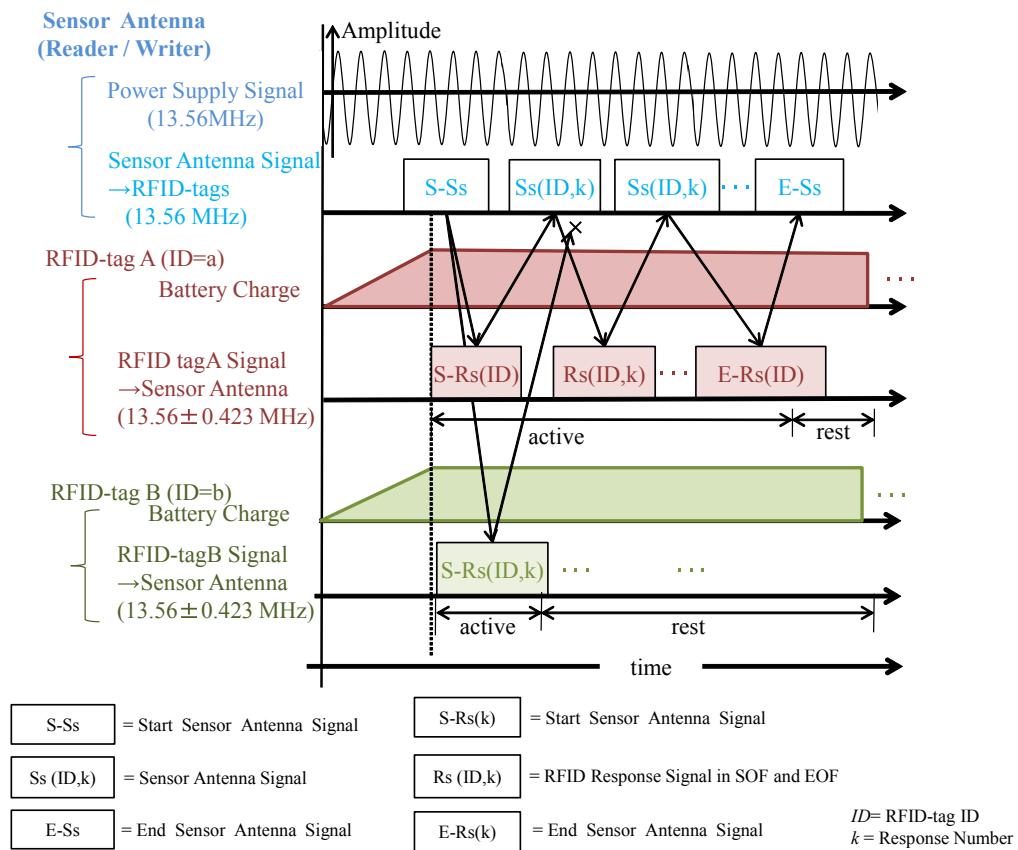


Fig. 3.13 RFID タグ通信の仕組み

移行する。この後、センサアンテナは再び起動信号 $S - S_s$ を発信する。周囲の RFID タグは、改めて応答信号の発信を開始する。再びセンサアンテナは、最も早く受信した RFID タグ信号との通信を開始する。この時、前回と同じ RFID タグであっても異なる RFID タグであっても構わない。管理システム部のメモリでのデータ蓄積は、RFID タグの固有識別情報子によって個別に管理されており、RFID タグとの通信には全て固有識別情報子が含まれているため、情報の混信は発生しない。

このようにして、送受信の時間差、および RFID タグからの信号情報に含まれる固有識別情報子によって、信号の混信と衝突を防ぐことが可能となっている。RFID タグは間欠的に不通信状態に遷移するため、センサアンテナを占有することではなく、他の RFID タグがセンサアンテナに対して通信を要求することが可能である。また、送受信では固有識別情子が含まれた SOF と EOF を用いて行っているため、管理システムに蓄積される個別の情報に影響は無い。このようにしてセンサアンテナは、複数 RFID タグとの識別を可能にしている。

3.3 RFID 生体マーキングシステムの構成

提案する RFID 技術マーキングシステムの構成、および生体内に RFID タグをマーカとして留置し、RFID タグ信号を捕捉するセンサアンテナによってマーカの位置、すなわち目標病変部位へのマーキングについて詳細を述べる。

本システムでは、センサアンテナに、電力供給アンテナ機能とセンサアンテナ機能の二つを同時に持たせることが可能である。そのため、検証には、二つの機能を別々に配置した「機能分離型」と、二つの機能を同時に持たせた「機能一体型」の2種類が存在する。

本システムに用いる RFID タグはバッテリーを持たないため、電力供給が足りないと稼働しない。その点で、電力供給とセンシング機能が分離している機能分離型では、センシング時の電力供給量を一定量に安定させることが可能である。しかし体内利用を想定した場合、電力供給アンテナとセンサアンテナの2本を用いることとなり、また、標的病変部近傍に必ず電力供給アンテナを配置することは困難であり、実利用において不向きである。

機能一体型では、電力供給が及ばない距離では RFID が稼働せず、センシングも不可となるため、詳細な検証においては不向きである。しかし体内利用を想定した場合、必要なアンテナは1本であり、標的病変部近傍を走査することで RFID タグが稼働するため、実際利用向きといえる。

以下では、詳細な性能検討には機能分離型を、体内利用を想定した検証には機能一体型を用いて性能評価を行った。機能分離型を Fig.3.14 とその機器構成を Fig.3.15 に、機能一体型を Fig.3.16 とその構成を Fig.3.17 に示す。本システムは (A) 信号送信部、(B) 電力供給アンテナ、(C) RFID タグ、(D) センサアンテナ、ならびに、(E) 受信信号処理部から構成される。信号送信部、電力供給アンテナ、および、RFID タグは汎用されているものを用いた。諸元を Table 3.2 示す。

通信構成について述べる。まず、(A) 信号送信部から (B) 電力供給アンテナを介して、(C) RFID タグに対して搬送波周波数 13.56 MHz で電力供給を行い、同時に RFID タグへ起動信号を送信する。電力が供給され稼働を始めた (C) RFID タグは、起動信号を受信すると 13.56 ± 0.423 MHz の副搬送波を用いて応答信号を送信する。この時、RFID タグからの応答信号は、0.423 MHz の副搬送波により 13.56 MHz の搬送波が変調されており、 13.56 ± 0.423 MHz の周波数成分の信号となっている。この信号を (D) センサアンテナで受信し、(E) 送受信信号処理部に送られる。捕捉された RFID タグ信号は (E) 受信信号処理部で復調される。

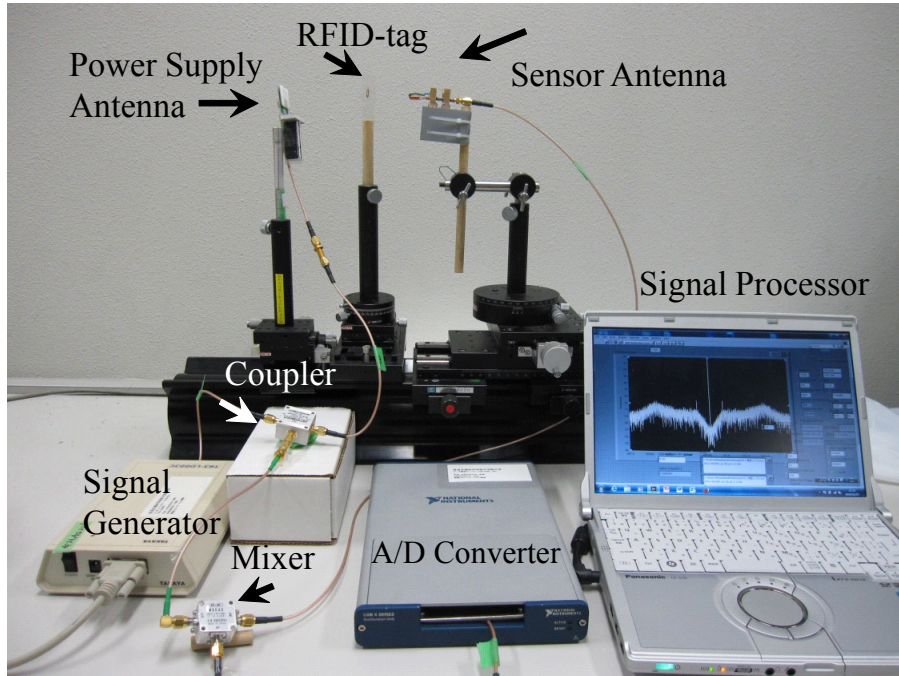


Fig. 3.14 RFID 生体マーキングシステム (機能分離型)

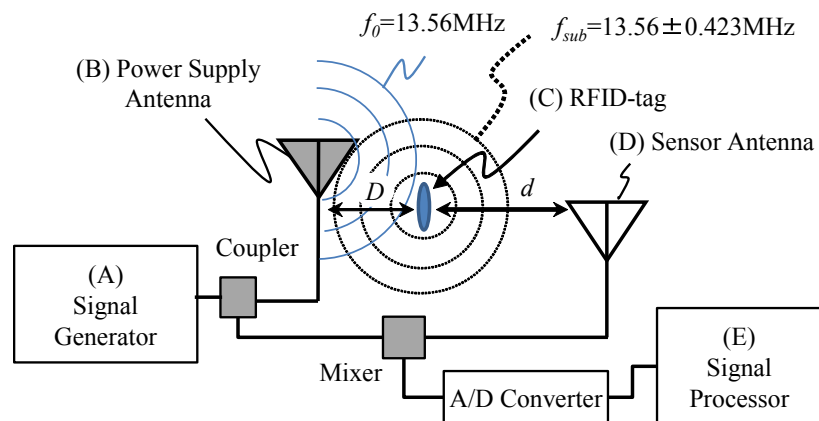


Fig. 3.15 RFID 生体マーキングシステムの構成要素 (機能分離型)

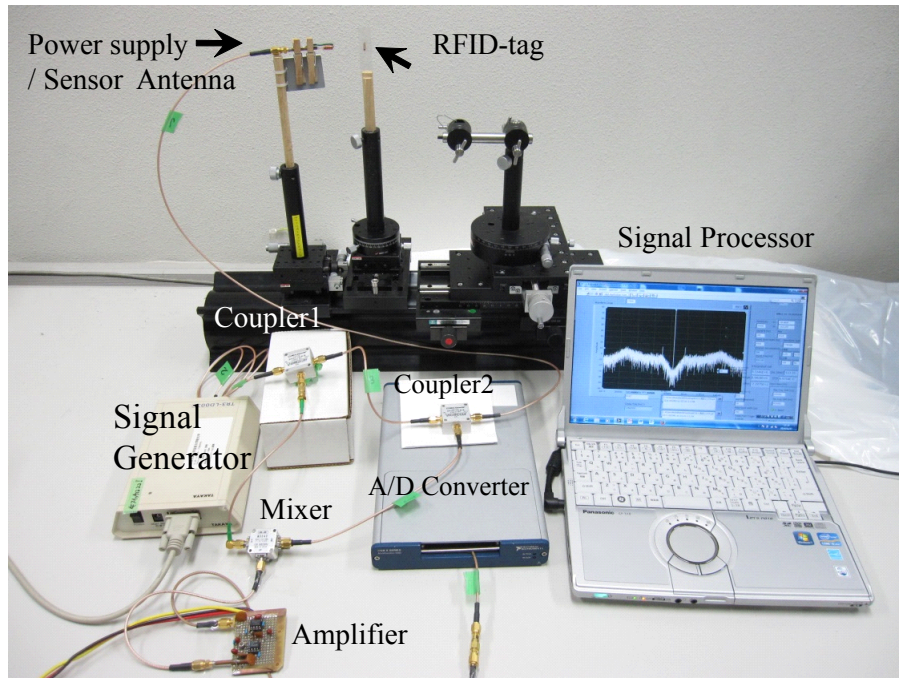


Fig. 3.16 RFID 生体マーキングシステム (機能一体型)

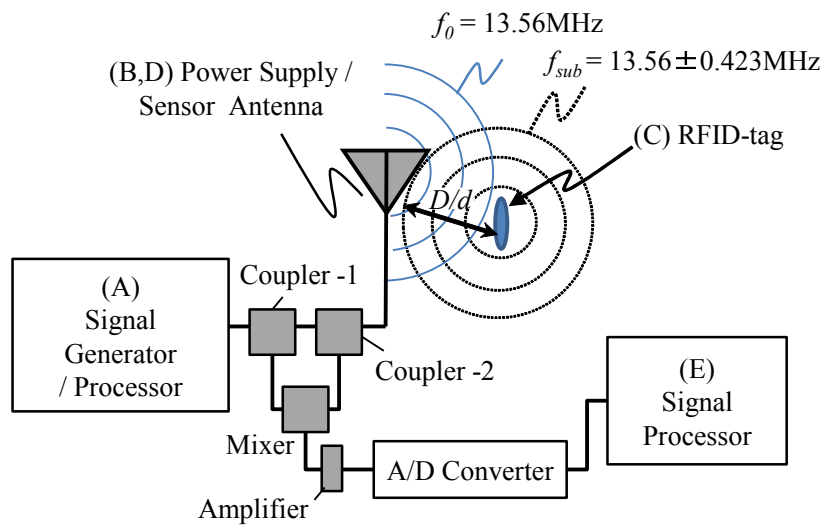


Fig. 3.17 RFID 生体マーキングシステムの構成要素 (機能一体型)

Table 3.2 本研究に用いた RFID システム諸元

Reader Writer Standard	TR3-LD003C TAKAYA Co.,Ltd ISO18000 mode 3
A/D converter	USB-6366 National Instruments 8 bit サンプリング周波数：1.695 MHz
Minimum Received Signal	-100 dBm (10^{-10} mW)
RFID-tag	Star Engineering Co.,Ltd. Compatible with MRI, Autoclave Sterilization Apparatus
Power Supply Antenna	TR3-A401 TAKAYA Co.,ltd.
Sensor Antenna	Prototype
Frequency	Sensor Antenna → RFID-tag 13.56 MHz RFID-tag → Sensor Antenna 13.56 ± 0.423 MHz
Coding Patterned	Sensor Antenna → RFID-tag ASK (mod. index 10 %) RFID-tag → Sensor Antenna FSK
Coupler	ZFDC-10-6-S, R&K 0.005-20 MHz, 11 ± 0.5 dB
Mixer	MX040, R&K 0.005-50 MHz, 20 dBm
Signal Processing Software	LabView on Windows 7, core i5, 2.5 GHz

3.3.1 電力供給アンテナが及ぼす影響

前節で示したとおり，電力供給の役割と RFID タグ信号センサアンテナの役割の二つを，それぞれ 2 本のアンテナに分離させ，電力供給分離型として用いることも，二つの役割を 1 本のアンテナに共用させ，電力供給一体型として用いることの両方が可能である．ただし電力供給分離型の場合，Fig.3.18 に示すように，電力供給アンテナと RFID タグとの距離 D が可変することに伴って，RFID タグの送信電力も変動するはずである．このような場合にはキャリブレーションを行う必要があるが，電力供給アンテナと体内に留置した RFID タグにおいてキャリブレーションコントロールを行うことは実用上困難である．そのため，電力供給一体型を用いた場合の電力供給アンテナと RFID タグとの距離 D の変化が，RFID タグの送信電力に及ぼす影響を明らかにする．検証には電力供給分離型システムを用いて行った．使用したのは PEN-I 型アンテナと，長辺 10 mm の RFID タグ，および空気中である．

最初に，RFID タグとセンサアンテナとの距離 d は 10 mm に固定し，電力供給アンテナと RFID タグの距離 D を 4, 7, 10, 13 mm に変化させ，それぞれの計測点における距離推定誤差を明らかにした．次に距離 D を 4, 7, 10, 13 mm に変化

させて計測を行い、さらに距離 D の計測点それぞれにおいて、距離 d も 10 ～ 50 mm まで 5 mm 間隔で変動させ、各計測点における RFID タグ信号強度をセンサアンテナで測定し、信号強度から推定できる距離と実際の距離誤差を導出した。

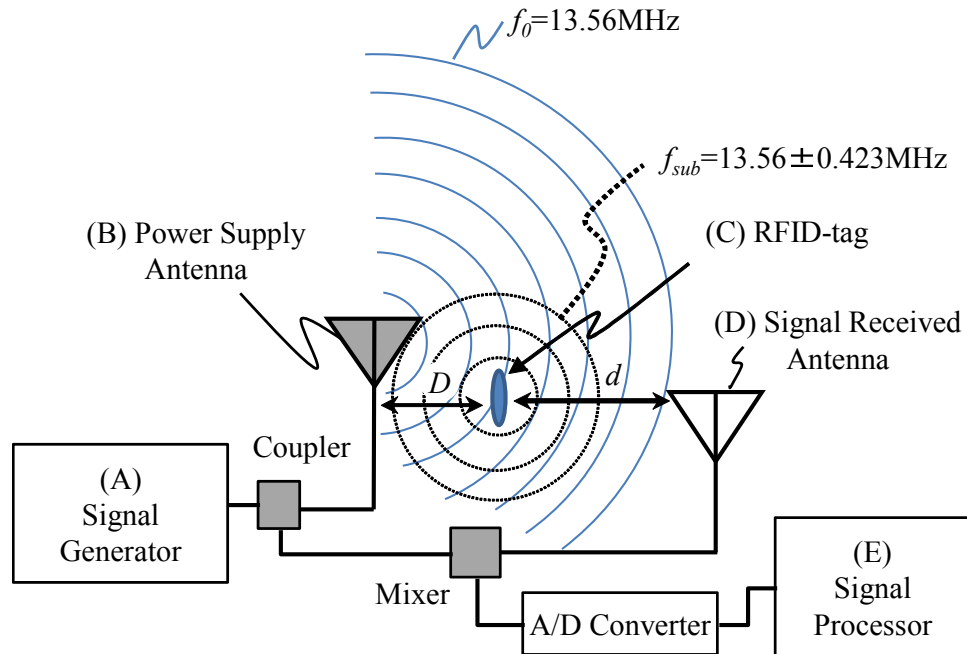


Fig. 3.18 電力供給アンテナが及ぼす影響の測定における各配置

この結果を Fig.3.19 に示す。測定の結果、実際の距離誤差が最大な計測点は、電力供給アンテナから RFID タグまでの距離 D が 10 mm ので RFID タグからセンサアンテナまでの距離 d が 20 mm の時であり、誤差値は 2.13 mm となった。誤差値最少は、距離 D が 7 mm で距離 d が 10 mm の時であり、誤差値は 0.03 mm であった。まとめると、電力供給距離が 4 mm から 13 mm に変動した場合、その誤差値は平均して 1.18 mm に抑えられている。

また、距離 d が 20～25 mm を頂点に誤差値がゆらぎが生じているが、これらは長辺約 10 mm、短辺 2.2 mm の楕円形による指向性があらわれているためである。しかしいずれにおいてもその誤差幅は 2 mm 以内に収まっているため影響は少ない。

これらの結果から、電力供給アンテナと RFID タグとの距離 D が変動することが及ぼす RFID タグ送信信号電力への影響は僅少であることを明らかにした。このことは、電力供給分離型および電力供給一体型のいずれであっても RFID タグからの送信信号強度に変化がないことを示している。

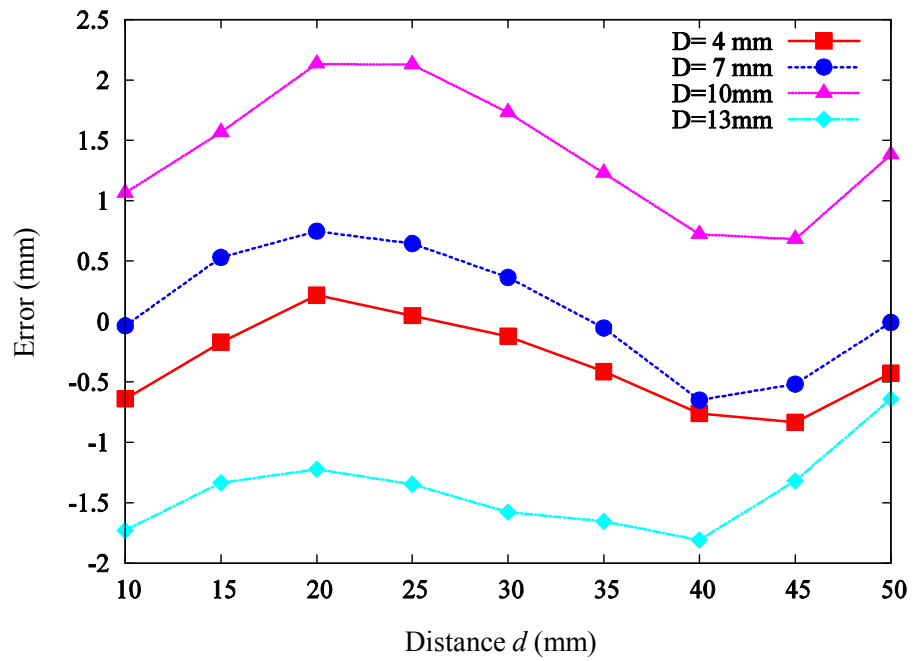


Fig. 3.19 電力供給アンテナがセンサアンテナに及ぼす影響

3.3.2 受信信号処理アルゴリズム

センサアンテナによって捕捉された RFID タグ信号情報を Fig.3.20 に示す.

Fig.3.20 では 13.56 ± 0.423 MHz に RFID タグ信号があらわれていることを示している. ここにあらわれている RFID タグ信号だけを抽出し, 得られた RFID 信号の振幅強度を測定することにより距離情報を得る. 復調および距離導出アルゴリズムを式 (3.6) に, 信号処理の流れをブロックダイアグラムとして Fig.3.21 に示す.

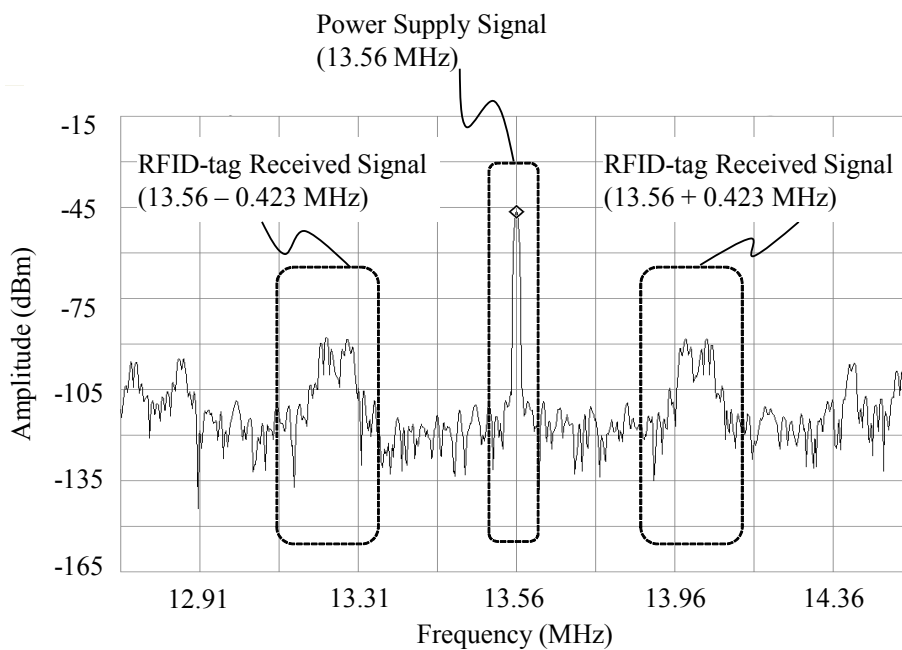


Fig. 3.20 RFID タグへの電力供給周波数と RFID タグからの応答信号の様子

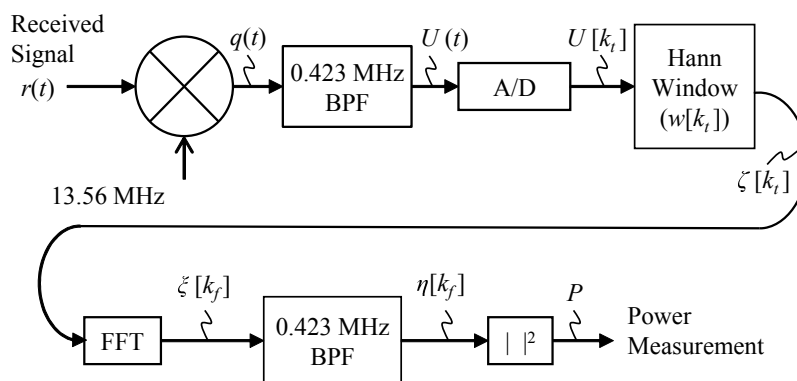


Fig. 3.21 RFID 生体マーキングシステム信号処理ブロックダイアグラム

RFID タグからの信号を $r(t)$ とおく. Fig.3.21 に示すように, センサアンテナは, RFID タグからの信号 $r(t)$ を受信する. 信号 $r(t)$ は, 式 (3.6) であらわされる.

$$r(t) = (1 + \alpha Y_{\text{FSK}}(t)) \cdot \cos 2\pi f_0 t \quad (3.6)$$

ここでセンサアンテナ, RFID タグの α は結合度に対応する係数である. ミキサにより $\cos 2\pi f_0 t$ が乗算される.

受信信号 $r(t)$ はミキサ回路 (Double Balanced Mixer: DBM) で元の搬送周波数である 13.56 MHz の正弦波信号 $\cos 2\pi f_0 t$ を乗じ, 周波数変換される. ミキシング処理後の信号 $q(t)$ は式 (3.7) であらわされる.

$$\begin{aligned} q(t) &= \left(1 + Y_{\text{FSK}}(t)\right) \cos^2 2\pi f_0 t \\ &= \frac{1}{2} \left(1 + \alpha Y_{\text{FSK}}(t)\right) + \frac{1}{2} \cos 4\pi f_0 t \cdot \left(1 + \alpha Y_{\text{FSK}}(t)\right) \end{aligned} \quad (3.7)$$

式 (3.7) は, 副搬送波の変調信号成分に対応する第 1 項と, 変調信号を $2f_0$ でさらに振幅変調した成分の第 2 項からなる. この信号 $q(t)$ からバンドパスフィルタ (BPF: Band-Pass Filter) を通して 0.423 MHz の副搬送波を変調した信号 $Y_{\text{FSK}}(t)$ を抽出する.

この信号を $U(t)$ とする. BPF が理想的であれば第 2 項及び第 1 項の直流成分が取り除かれるため, $U(t) = (\alpha/2)Y_{\text{FSK}}(t)$ となる. $U(t)$ は A/D 変換器によって時刻 kT_s で標本化され, $U[k_t] = U(kT_s)$ となる. T_s はサンプリング周期である. サンプリング周波は副搬送波 0.423 MHz の 4 倍となる 1.692 MHz と定めた. 次に, $U[k_t]$ に Hann 窓関数を乗じる. Hann 窓関数 $w[k_t]$ は,

$$w[k_t] = \frac{1}{2} \left(1 - \cos \frac{\pi k_t}{N}\right) \quad (3.8)$$

である. 窓関数を乗じた受信信号を $\zeta[k_t] = w[k_t] \cdot U[k_t]$ とする. $\zeta[k_t]$ は, FFT (Fast Fourier Transform: 高速フーリエ変換) に入力され, 周波数領域信号に変換される. 変換後の信号を $\xi[k_f]$ とする.

$\xi[k_f]$ は所望周波数成分だけを抽出する狭帯域 BPF (中心周波数 0.423 MHz) に入力され, 0.423 MHz 成分が抽出される.

$$\eta = \begin{cases} \xi[k_f] & ; (N_1 \leq k_f \leq N_2) \\ 0 & ; (otherwise) \end{cases} \quad (3.9)$$

を定義する.

N_1, N_2 は, BPF 下限および上限周波数であり, 次式であらわすことができる.

$$N_1 = N \cdot \frac{f_1}{f_s}, N_2 = N \cdot \frac{f_2}{f_s} \quad (3.10)$$

$\eta[k_f]$ の電力を, 式 (3.11) によって求める. 受信信号電力 P は次式となる.

$$P = \sum_{k=N_1}^{N_2} |\eta[k_f]|^2 \quad (3.11)$$

次に, RFID タグからセンサアンテナへの磁界について Fig.3.22 に示し, その位置による変化を述べる. ここで, センサアンテナのコイル面積を SQ_S , RFID タグのコイル面積を SQ_T とおく. c は光速をさす. 磁界は, $\mathbf{H} = (H_r, H_\phi, H_\theta)$ で示される. 微小な RFID タグの作る磁界は式 (3.12) となることが知られている.

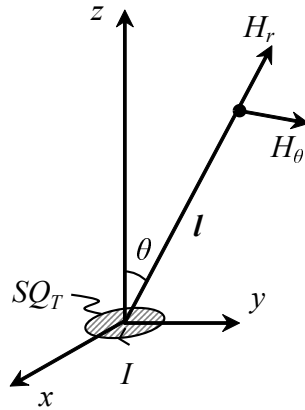


Fig. 3.22 電流が作る磁場の関係

$$\begin{aligned} H_r &= \frac{SQ_T \cos \theta}{2\pi} \left(\frac{1}{l^3} I(t) + \frac{1}{cl^2} \cdot \frac{\partial I(t)}{\partial t} \right) \\ H_\theta &= \frac{SQ_T \sin \theta}{4\pi} \left(\frac{1}{l^3} I(t) + \frac{1}{cl^2} \cdot \frac{\partial I(t)}{\partial t} + \frac{1}{cl^2} \cdot \frac{\partial^2 I(t)}{\partial t^2} \right) \end{aligned} \quad (3.12)$$

また, アンテナのコイル面に流れる電流 $I(t)$ は, 式 (3.13) で示される.

$$I(t) = A \cdot \cos 2\pi f_0 t \quad (3.13)$$

このとき、センサアンテナを微小コイルアンテナでモデル化する．センサアンテナの面積を SQ_S とおいて、法線ベクトル $\mathbf{n}(\mathbf{n} = (n_r, n_\phi, n_\theta), |\mathbf{n}| = 1)$ のコイルアンテナで近似する．このとき、ループアンテナを通過する磁束 B は式 (3.14) であらわされる．

$$\Phi_B = \mu S_s \cdot \mathbf{H} \cdot \mathbf{n} \quad (3.14)$$

ここで、 μ は透磁率である．ファラデーの電磁誘導の法則により、センサアンテナ出力電圧 V_E は式 (3.15) であらわされる．

$$V_E = \frac{\partial \Phi_B}{\partial t} \quad (3.15)$$

式 (3.15) に、式 (3.12)、式 (3.13)、式 (3.14) を代入すると、式 (3.16) となる．

$$\begin{aligned} V_E = & \frac{\mu SQ_T SQ_S A(t)(2n_r \cos \theta + n_\theta \sin \theta)}{4\pi} \\ & - \left(\frac{2\pi f_0}{l^3} \sin 2\pi f_0 t - \frac{(2\pi f_0)^2}{cl^2} \cos 2\pi f_0 t \right) \\ & + \frac{\mu SQ_T SQ_S A(t)n_\theta \sin \theta}{4\pi} \cdot \frac{(2\pi f_0)^3}{cl^2} \cdot \sin 2\pi f_0 t \end{aligned} \quad (3.16)$$

$1/d^3, 1/d^2, 1/d$ に比例する項はそれぞれ静磁界、誘導電磁界、および放射電磁界に対応している．

受信機では、式 (3.7) で示されたとおり、ミキサにより $\cos 2\pi f_0 t$ が乗算されたのち、フィルタ処理が行われる．この結果、第 2 項のみが受信機に出力される．従って、ミキサ出力信号は、

$$w(t) = \frac{\mu S_T S_S A(t)(2n_r \cos \theta + n_\theta \sin \theta)}{8\pi} \cdot \frac{(2\pi f_0)^2}{l^2} \quad (3.17)$$

となる．これにより振幅は $1/d^2$ に比例することが分かる．このようにして求められる出力振幅を、

$$H_j = \frac{a_j}{l^2} \quad (3.18)$$

とあらわす．

3.4 棒形状センサアンテナの設計と各特性検証

3.4.1 コイルアンテナ

円柱形状のコイルでは、磁束密度 B は Fig.3.23 のように存在する。

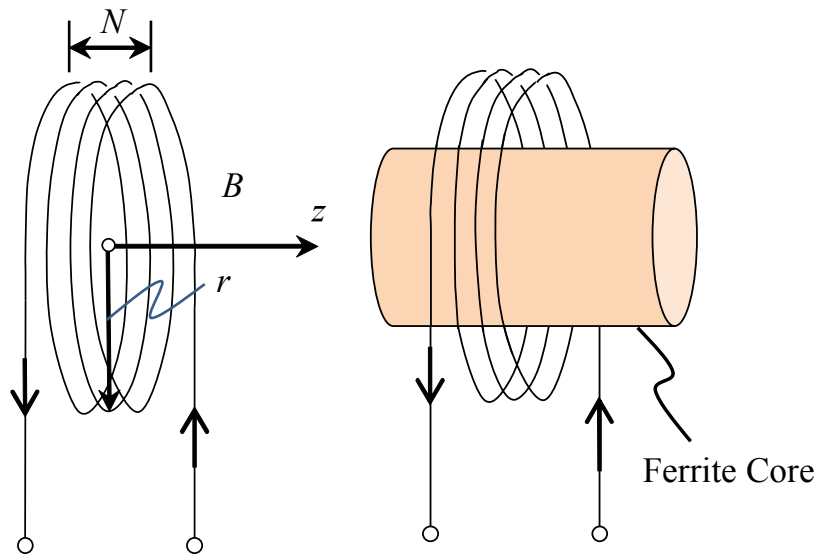


Fig. 3.23 円柱コイルと、磁界と磁束の関係

式 (3.19) は、誘導結合電磁界のコイル周辺の磁界強度を表す。定数 μ_0 は磁界の定数で真空中の透磁率を示す。 I = 電流, N = 巻き数, r = 円の半径, z = コイルの中心からの距離と定義し, $z = 0$ のとき, コイルアンテナの磁場 B は次式であらわすことができる。

$$B = \frac{\mu_r \cdot \mu_0 \cdot I \cdot N}{2r} \quad (3.19)$$

このようなコイルの中心にフェライトコアを差し込んだ場合, 比透磁率が高くなり, 磁界を強くすることが可能である。

本論文では, 体内に挿入することを想定し, 内視鏡手術のために設けられる手術孔 12 mm から挿入できる棒形状のセンサアンテナを 2 種類を開発した。

PEN-I 型センサアンテナ

体内挿入を想定し，耐水性と滅菌および滅菌処理ができるよう樹脂製カバーを被せた状態で，内視鏡手術孔から挿入できる直径 10 mm 以下の小型棒形状とした．本論文ではこれを PEN-I 型センサアンテナと呼称する．

PEN-I 型センサアンテナはコイルを持つループアンテナの 1 種類である．コイルコアとしてフェライトビーズ (直径 3.5 mm，長さ 10 mm，比透磁率 120，TDK 製，抵抗効率 $10^5 \Omega \cdot \text{m}$) を用い，この外側に，0.9 mm の銅線を 9 回巻きするコイルで構成されている．大きさは直径 6 mm，長さは 63 mm となっている．Fig.3.24 に形状を示す．

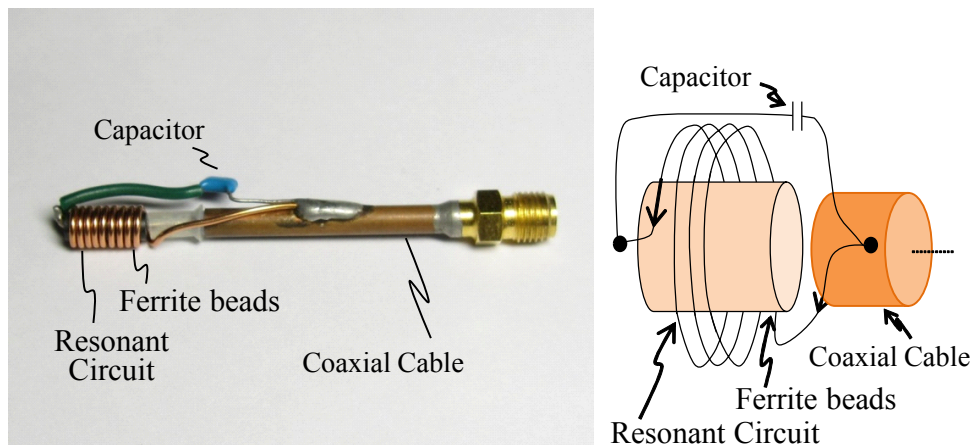


Fig. 3.24 PEN-I 型センサアンテナ

PEN-II 型センサアンテナ

精度を向上させることを目的として、新たな棒形状センサアンテナとして「PEN-II 型」センサアンテナの開発に取り組んだ。アンテナ中心部のフェライトコアを変更し、磁気損失の少ない高周波用フェライトコア (直径 3.5 mm, 長さ 10 mm, 比透磁率 360, アイコー電子製) を用いた。さらに熱変換ロスによる性能損失を防ぐために結合インダクタンスと共振コイルの 2 個のコイルを用いて電磁結合現象を利用する形状を考案した。この時、結合インダクタンスはコンデンサを用いず、フェライトコアの周囲を 1 回巻する一重コイルのみの構成とした。次に結合インダクタンスによって発生する電磁界を利用するために、共振コイルを作成し、結合インダクタンスを取り巻くように近傍に配置した。このような構造にすることで、結合インダクタンスに電磁界が生成されると、電磁界結合によって共振コイルに等しい電磁界が生成され、インピーダンス整合も行う。また、共振コイルにコンデンサを接着し、コイル巻き数を調整することによって、RFID タグ信号の副搬送周波数との共振が可能である。熱変換損失が発生する結合インダクタンスにおいてコンデンサを不要とするこの構造は、熱変換部を減らし、磁界への変換効率を向上させることが可能となる。Fig.3.25 に形状を示す。

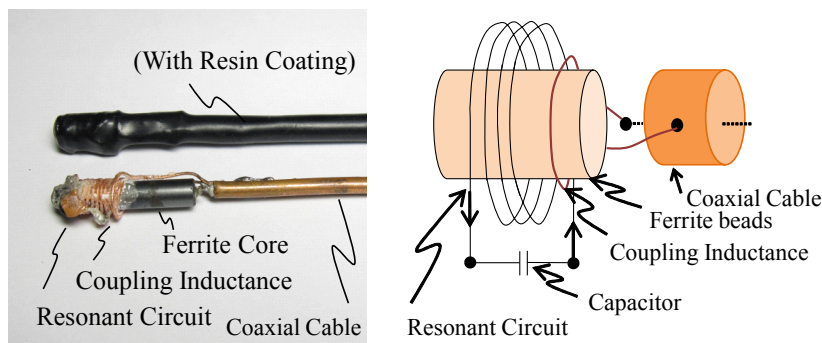


Fig. 3.25 PEN-II 型センサアンテナ

PEN-I 型および PEN-II 型特性評価検証

PEN-I 型と PEN-II 型について、性能評価を行った。体内挿入における利用を前提とした検証のため、ここでは電力供給とセンサアンテナ一体型を用いて検証を行った。また、振幅値の測定においても実際利用を想定し、直径 1 mm の RFID タグを用いて信号検出距離の比較検証を行った。

結果を Fig.3.26 に示す。この検証は空気中で行ったものである。横軸が RFID タグとセンサアンテナとの距離、縦軸が振幅値である。結果から、PEN-I 型では RFID タグ信号の検出可能距離は 4 mm であるが、PEN-II 型では検出可能距離が 12 mm まで伸長できたことを明らかにした。

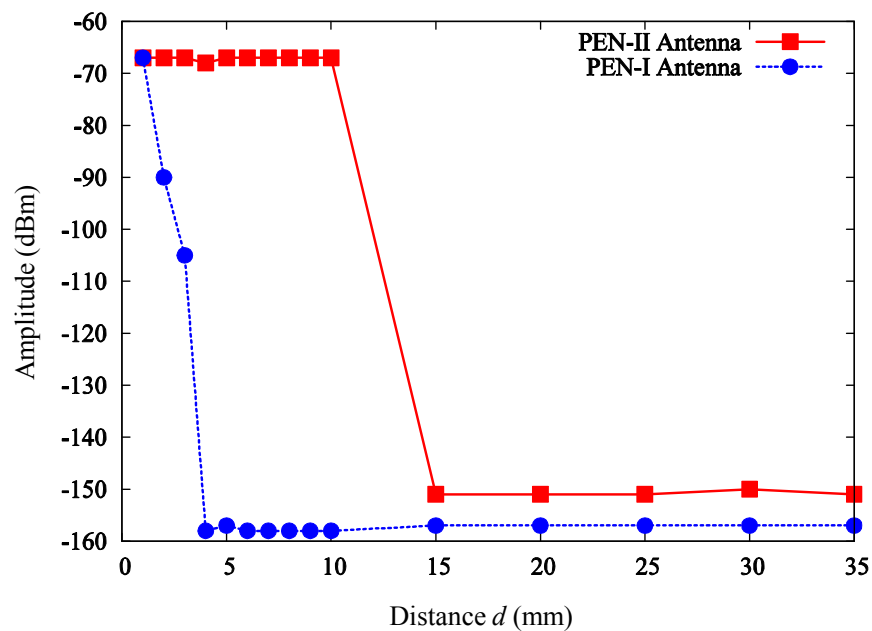


Fig. 3.26 PEN-I 型と PEN-II 型センサアンテナ特性評価検証結果

3.4.2 異なる RFID タグ振幅値の検証

10 × 2.2 mm, 1.8 mm × 1 mm, 1 mm ϕ の3種類の RFID タグそれぞれの信号強度評価を空気中で行った。検証の様子を Fig.3.27 に示す。右側にタグを付着させたプラスチック盤を固定し、RFID タグの中心から一直線上左側に、センサアンテナの中心を配置した。RFID タグとセンサアンテナとの距離を 1 mm 間隔で水平方向に移動させ、20 mm 間における信号減衰量を測定し、得られた信号強度を比較した。測定結果を Fig.3.28 に上記3種類の RFID タグのそれぞれの検出距離性能を示す。その結果、1 mm タグは検出距離が 6 mm 弱であるが、新たに開発した 1.8 mm タグの検出距離は約 12 mm であった。10 mm タグの検出距離は 17 mm であった。また、本手法で用いる RFID タグは 1.8 mm と大変小さいため、ごく少量の電力で稼働状態になる。この場合、電力供給アンテナによる大量の蓄電を待たずとも稼働となる反面、僅かな距離差で電力の供給が至らず非稼働となるため、距離 1 mm でも稼働状態変化量が大きくなることが分かる。

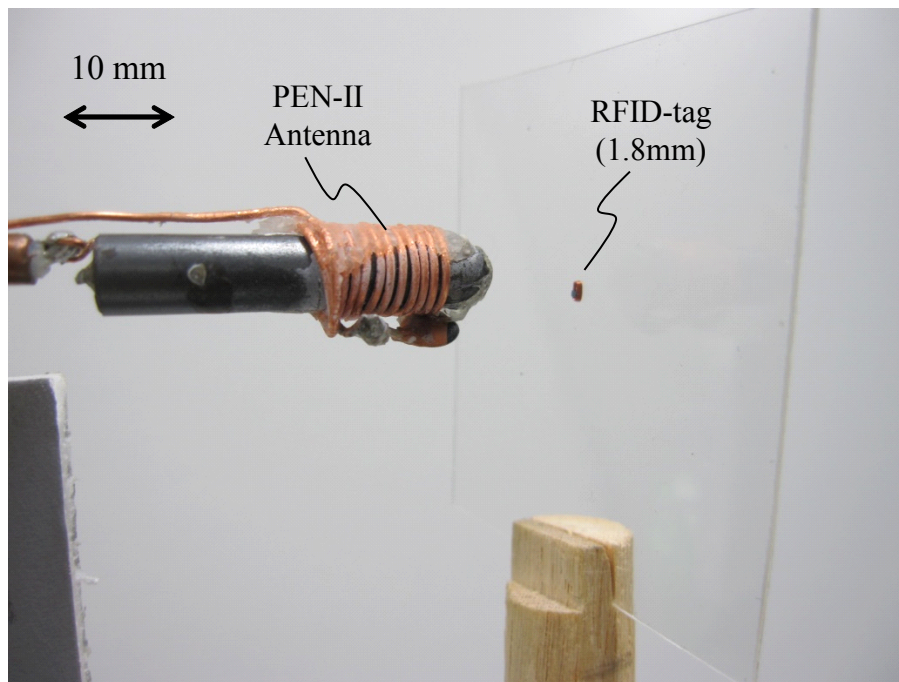


Fig. 3.27 RFID タグ 3 種類 (10 × 2.2 mm, 1.8 × 1 mm, 1 mm ϕ) の振幅測定

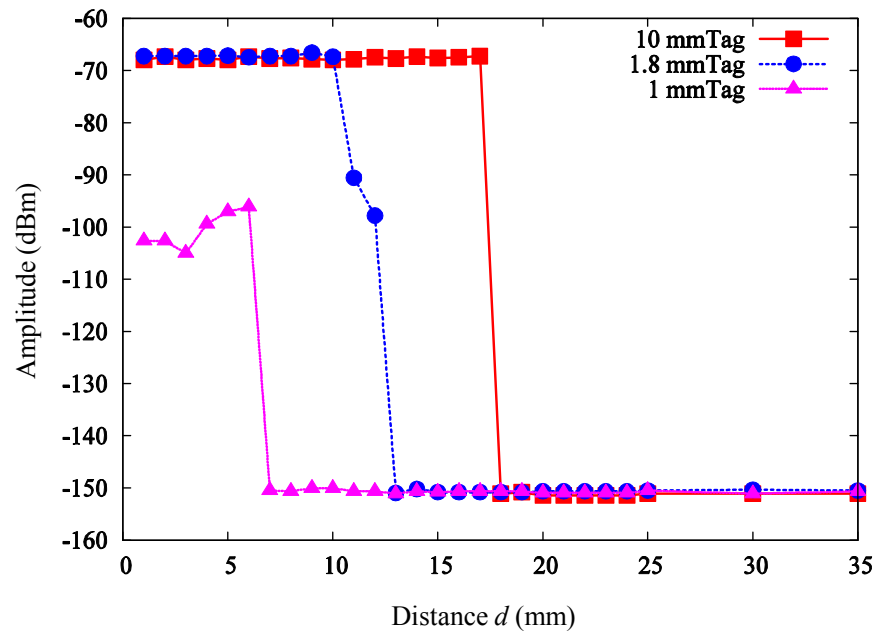


Fig. 3.28 RFID タグ 3 種類 (10×2.2 mm, 1.8×1 mm, 1 mm ϕ) の振幅値測定結果

3.4.3 指向性検証

体内に留置される場合，RFID タグの方位が不明であるため，RFID タグの発する信号特性は受信するアンテナとの方位関係によって変化する．RFID タグはコイルの向きによる指向性を持っており，発する電界強度はタグの指向性によって変化する．RFID タグを用いた手術支援システムの実現性を示すため，タグ留置角度による信号伝播特性を検証し，タグ方位が不明な場合でも距離を示せることを明らかにした．検証には Fig.3.29 のようにそれぞれを配置して行った．システムには電力供給分離型を用いて，センサアンテナは PEN-I 型，RFID タグは長辺 10 mm，短辺 2.2 mm の長方形型を使用した．

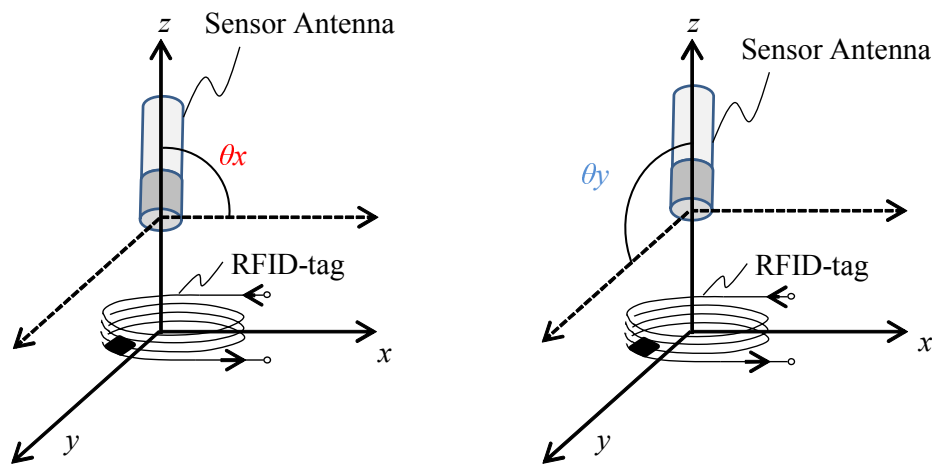


Fig. 3.29 電力供給アンテナがセンサアンテナに及ぼす影響検証時の方位

RFID タグの体内留置角度が不明であることから，およそ想定される x, y 方向へ回転させた場合の振幅値を検証した．検証結果について， θ_x 軸方向で検証した結果を Fig.3.30 に， $1/2\pi$ 交差させて θ_y 方向に検証した結果を 3.31 に示す．

測定結果から，タグに不均等なアンテナ特性があることが分かる． θ_x 方向に見ると， $0 \sim 1/2\pi$ ，及び $2/3\pi \sim \pi$ の間はタグの応答信号が存在することが分かるが傾きが高くなるとタグの応答信号は微弱となる．また， θ_y が $0 \sim 1/9\pi$ では応答しないが，次に反応が現れるのは， $2/3\pi$ 以上である．このように θ_x 方向と θ_y 方向ではタグの応答特性に違いが現れることと，タグの応答信号が得られない角度が存在することが確認できた．

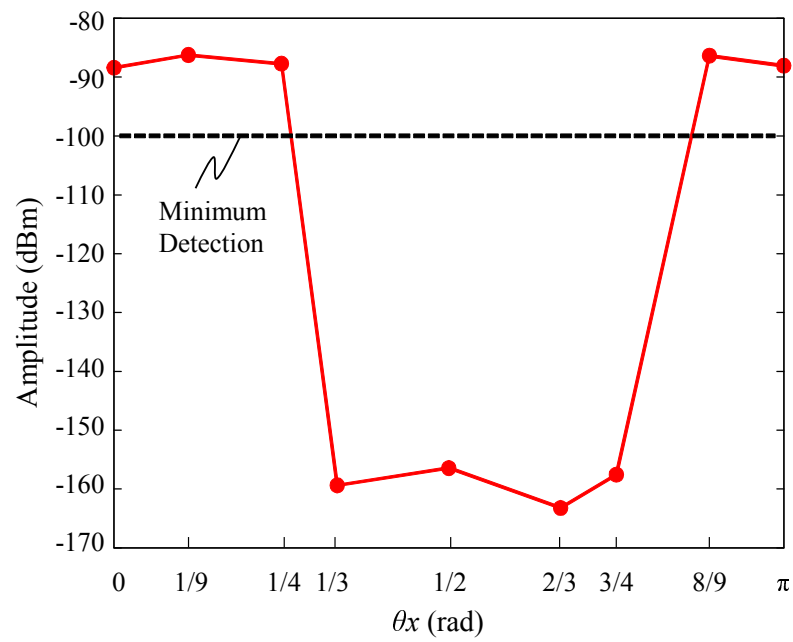


Fig. 3.30 RFID タグの留置方位 θ_x と信号強度

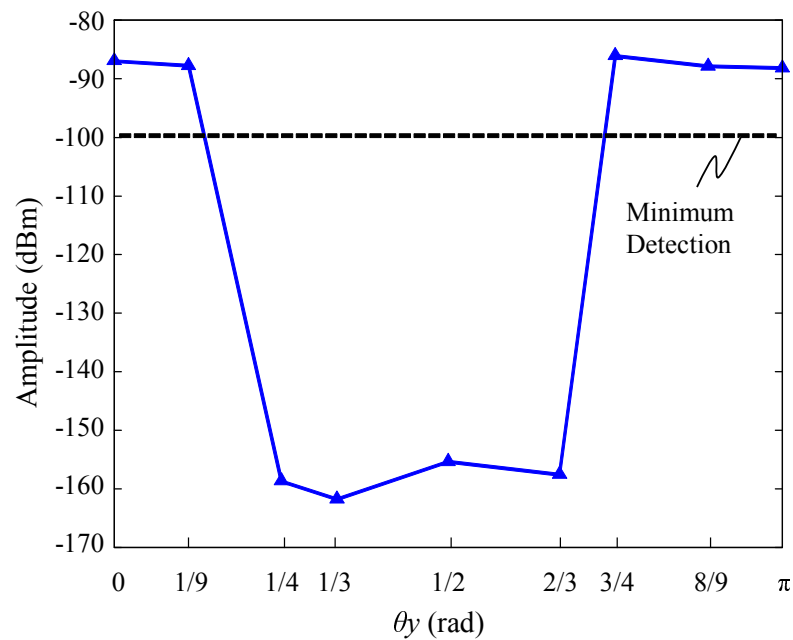


Fig. 3.31 RFID タグの留置方位 θ_y と信号強度

これらの結果から、RFID タグは指向性を有しており、使用時の留置方位により受信振幅値が変化する。この結果を Fig.3.32 を用いて示す。例えば θ_x 方向において、Fig.3.32 の (a) に示すように、0 から $1/4 \pi$ までは信号が捕捉できない。しかし (b) のように $1/4 \pi$ から $3/4 \pi$ の間は捕捉が可能となり、(c) で示されるような $2/3 \pi \sim \pi$ の範囲では信号捕捉が難しくなる。しかし、使用する RFID タグの大きさに合わせ、(a) や (c) の場合は x' , x'' までセンサアンテナを動かすことで検知有効な角度となる。本論文で用いている RFID タグは、直径 1 mm から長辺が約 10 mm のものを用いており、この場合、RFID タグの大きさに合わせて数 mm から十数 mm 操作することで、指向性の影響に関わらず位置検出が可能である。

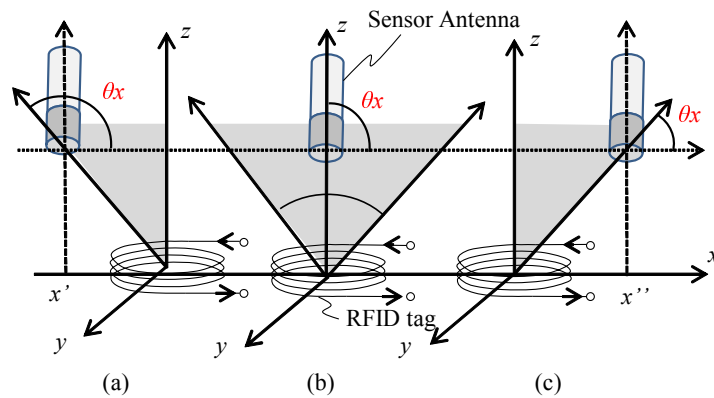


Fig. 3.32 RFID タグ信号の指向性

3.4.4 固有識別情報子と識別判定

RFID タグは特長として製造時に書換えが不可の固有識別情報子が埋め込まれている。この情報を利用することで体内に複数個存在しても各 RFID タグの識別が容易となる。RFID リーダライタと RFID タグの応答信号を捕捉し、その中から固有識別子が与えられている RFID タグの信号を解析することによって複数の RFID タグを識別可能であることを示す。

固有識別情報子を含んだ RFID タグの返信信号の抽出を行う。この抽出処理をブロックダイアグラムで Fig.3.33 に示す。

センサアンテナによって得られた信号に、主搬送波信号である 13.56 MHz の正弦波信号を乗じ、周波数変換を行う。周波数変換された信号は 0.423 MHz の正弦波が乗算され周波数変換のあと、0.423 MHz の BPF 処理される。その後、0.786 MHz 帯域幅の LPF (Low-Pass filter) を通す。このようにして、RFID タグ信号が持つ 0.423 MHz の副搬送波成分のうち、振幅値変動の大きな帯域を抽出した。得られた振幅値から 1/0 判別を行い bit 列に変換することで、RFID タグ信号列情報を得る。複数の RFID タグが存在する場合、得られた RFID タグからの bit 信号列を照合することで RFID タグの識別が可能となる。

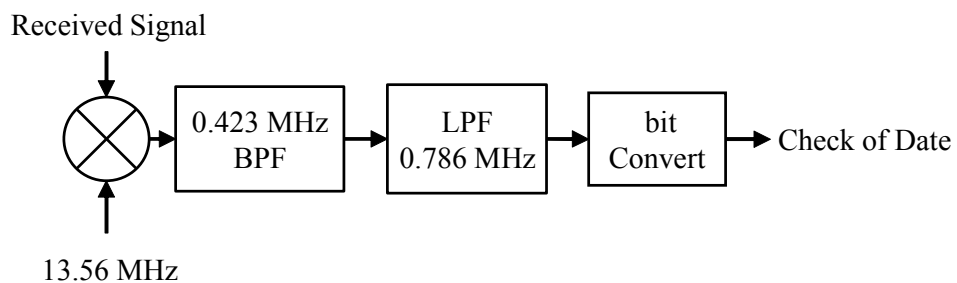


Fig. 3.33 複数 RFID タグ分離処理ブロックダイアグラム

検証には電力供給分離型を用いた。センサアンテナは PEN-I 型、RFID タグは長辺 10 mm、短辺 2.2 mm の長方形型の RFID タグ A と RFID タグ B の 2 種類を用いた。本検証により得られた信号によるそれぞれの RFID タグ振幅値を Fig.3.34, Fig.3.35, Fig.3.36 に示す。また、得られた RFID タグによる振幅値をアナログ/デジタル変換を行い、bit 列信号に復調したものを Fig.3.37 に示す。RFID タグは、固有識別情報子として 64 bit を必要とすることが定められている。

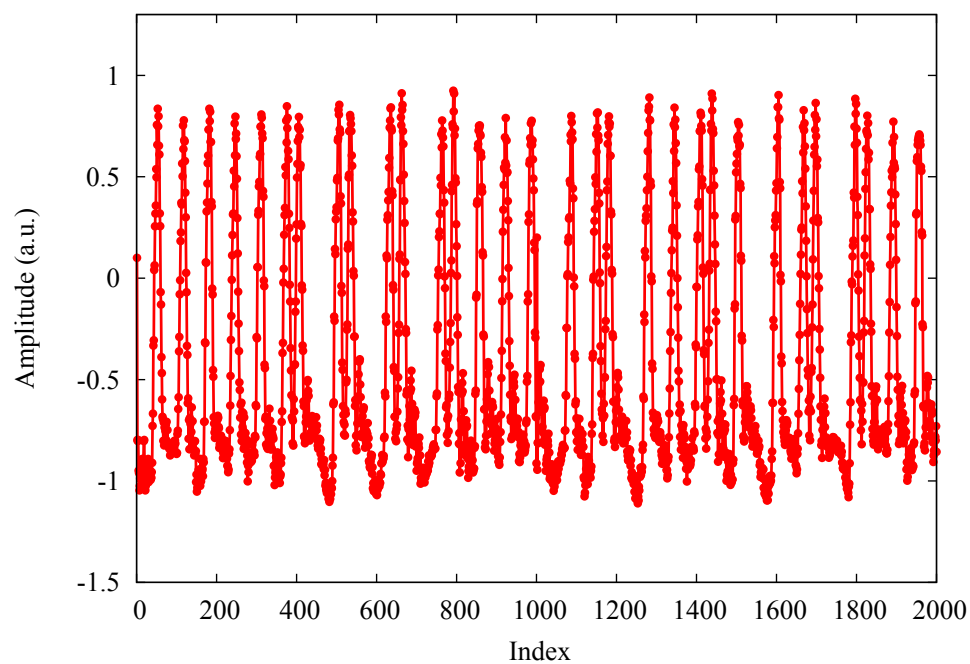


Fig. 3.34 RFID タグ A の振幅値

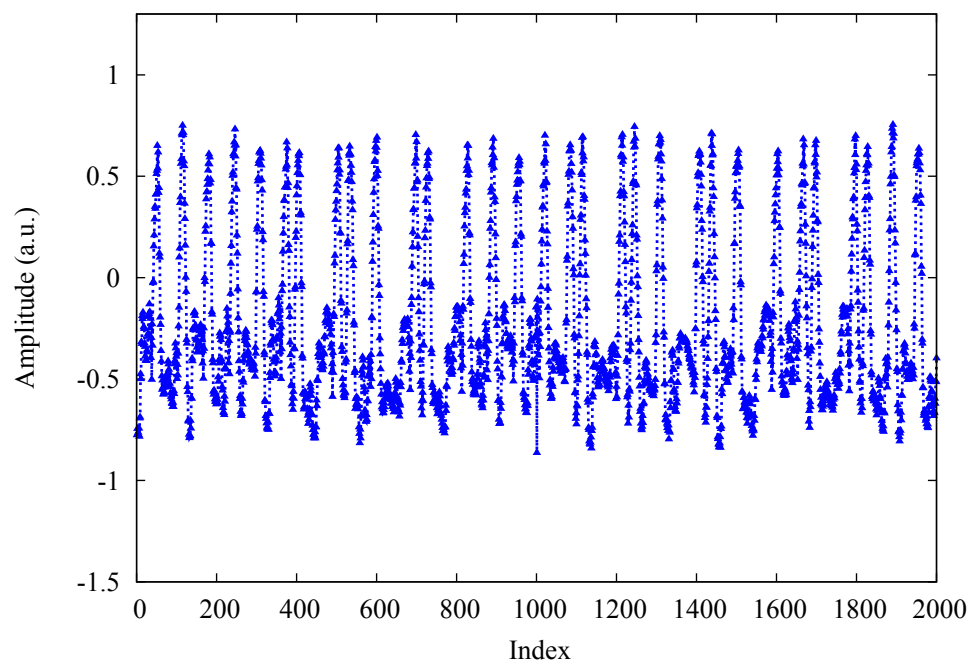


Fig. 3.35 RFID タグ B の振幅値

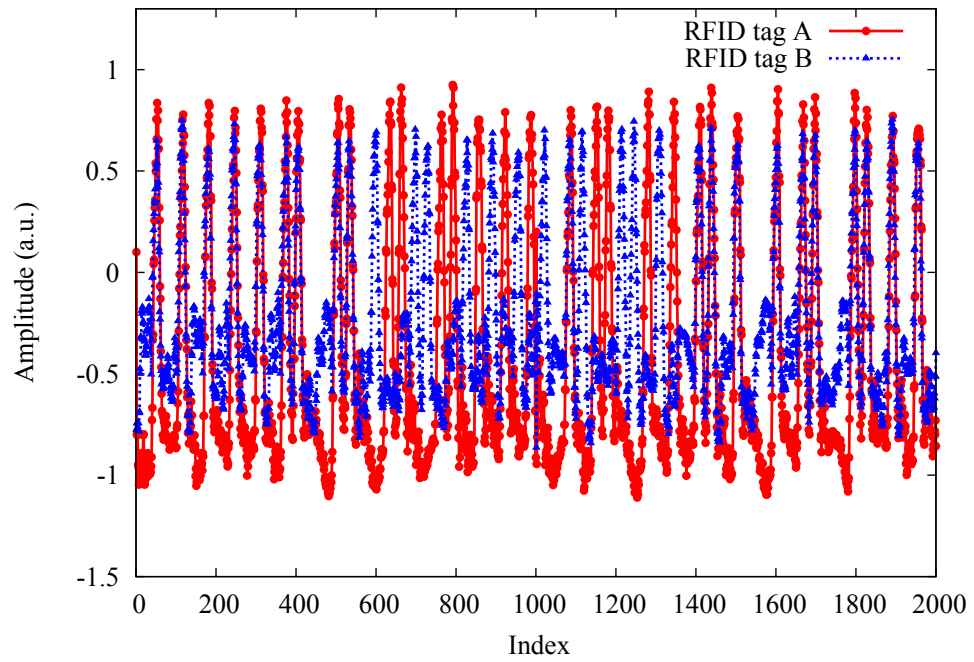


Fig. 3.36 2 種類の RFID タグ振幅値の比較

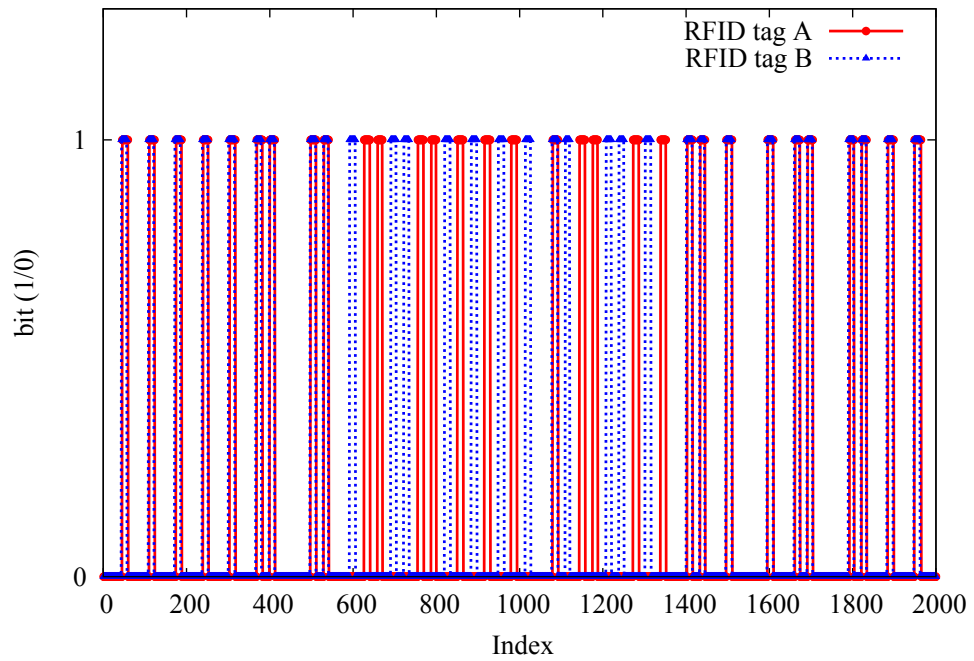


Fig. 3.37 2 種類の RFID タグ振幅値デジタル変換後の比較

この固有識別子の 64 bit は製造者によって規定されるため使用者によって書き換えることはできない。このような固有識別情報子や書き込みされている各情報の bit 信号を照合することでタグ A、タグ B を区別することが可能となる。提案するシステムでは、前もって利用するタグの固有識別子情報を保存しておき、システム利用時に取得するタグ信号と照合することで各 RFID タグの識別が可能となる。

3.4.5 止血用クリップに固着された RFID タグからの振幅強度検証

管腔臓器での利用を想定した場合、RFID タグは消化管用止血の金属クリップに固着させる必要がある。そのため生体内固着のための金属クリップが RFID タグに与える影響について検証を行った。消化管用止血金属クリップに固着させた状態を Fig.3.38 に示す。クリップに 1.8 mm の RFID タグを固着させた場合とクリップ無しの場合の両方を計測した。距離測定結果を Fig.3.39 に示す。信号送受信機の性能限界として、センサアンテナ RFID タグの信号を送受信および復調できる信号レベル下限は約 -100 dBm である。検証結果では、クリップを固着させた場合において、電力供給が成立している 13 mm 内において、クリップ無しの時では約 10 dBm 弱くなっており、金属クリップによる干渉の様子が窺える。

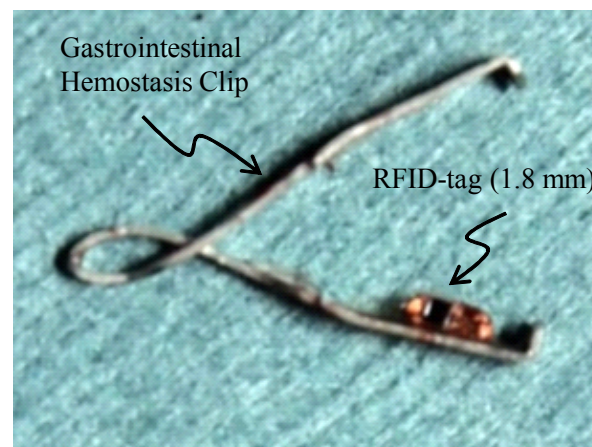


Fig. 3.38 消化管用止血クリップに固着した RFID 1.8 mm タグの様子

しかしクリップの有無に関わらず、振幅強度が-100 dBmを下回るのは約12～13 mmであり、電力供給範囲内において検知および距離導出が可能であることを明らかにした。また、近年ではこのような消化管用止血クリップの素材に樹脂が用いられるようになってきており、非金属性クリップを用いることでこの問題は解消される。

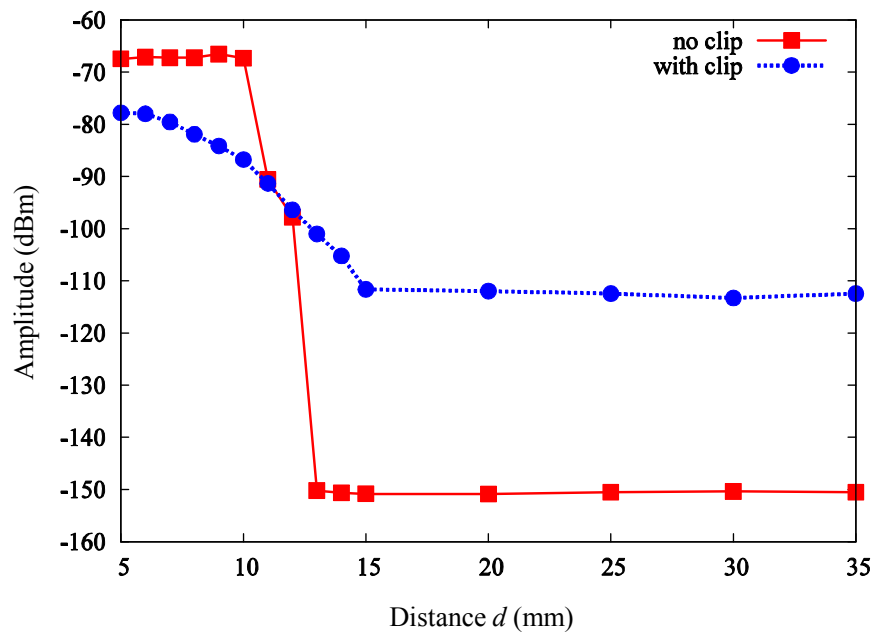


Fig. 3.39 消化管用止血クリップに固着した RFID 1.8 mm タグの振幅強度検証

3.5 模擬生体組織を用いた距離推定

一般的には RFID タグは空気中で使用するが、本提案では RFID タグを体内に留置して使用することを想定している。このため検証測定では、電波の通過媒体に模擬生体組織 (ブタ) を用いた信号減衰特性の検証を行った。本検証にはアンテナ機能分離型と PEN-II 型アンテナ、直径 1 mm の RFID タグを用いた。測定時の電力供給アンテナと RFID タグ、その近傍にタグからの電波を受信するセンサアンテナの配置した様子を Fig.3.40, Fig.3.41 に示す。検証における配置として、電力供給アンテナと RFID タグの距離を固定し、RFID タグとセンサアンテナとの間に模擬生体組織を配置し、RFID タグとセンサアンテナとの距離 d が 50 mm に至るまで計測を行った。比較のため、同じ条件で模擬生体組織を配置しな

第3章 RFID 生体マーキングシステム

い空気中としての測定も行った。また、今回は、実際の生体内利用においてなんらかの干渉要素が加わることを想定し、10 dB の減衰器を加えて測定および解析を行った。この検証結果を Fig.3.42 に示す。

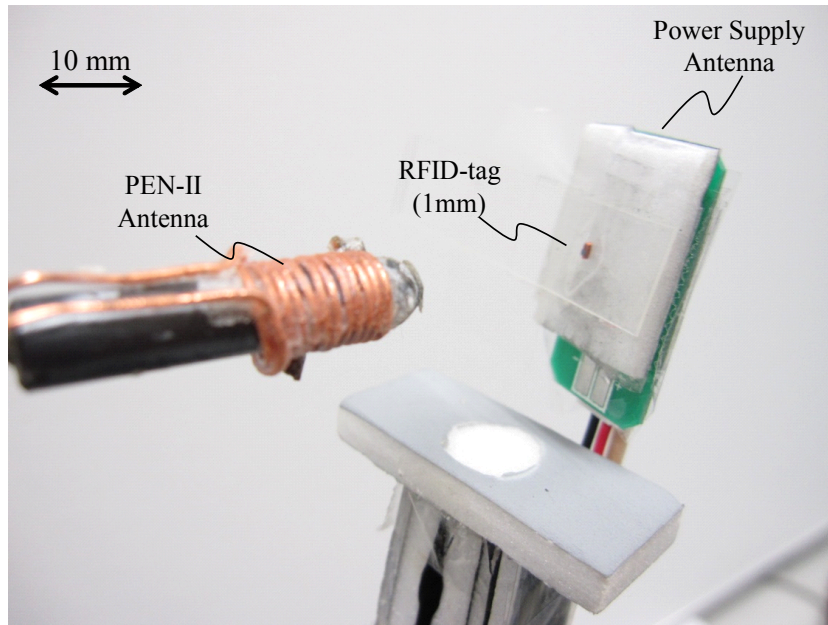


Fig. 3.40 PEN-II 型アンテナ特性検証の様子 (空気中)

結果からは模擬生体組織を通過した信号減衰量は空気中の値と大きな差異はなかった。RFID タグとセンサアンテナとの測定開始距離 7 mm では両者ともに、-88 dBm であり、距離が 50 mm に至るまで、最大 1.1 dBm の差異しか見られなかった。この 1.1 dBm は距離情報に変換すると最大 1.6 mm の誤差となる。この結果からは信号通過媒体が生体組織であっても、距離を判定することが可能であることを明らかにした。

信号通過媒体の違いによる変化が見られない理由として、RFID タグで用いている周波数が 13.56 MHz であり、波長が 22.2 m であることが関係している。波長の長い電磁界では、発振源付近の近傍界は電界と磁界の性質の差が大きく現れる。想定されるセンサアンテナとタグの間の距離は数十 mm であり、波長に比べて極めて短い距離においては、通常の間電場と磁場の相互作用による電磁波による伝搬ではなく、磁場が主要な要素となる。磁場の伝搬特性はセンサおよびタグ周辺媒質の透磁率に依存するが生体組織、空気中、水中にかかわらず比透磁率は限りなく 1 であり、真空中の比透磁率と変わらない。このことから低周波帯域は生体への影響が少なく、本システムの提案に適していることが分かる。

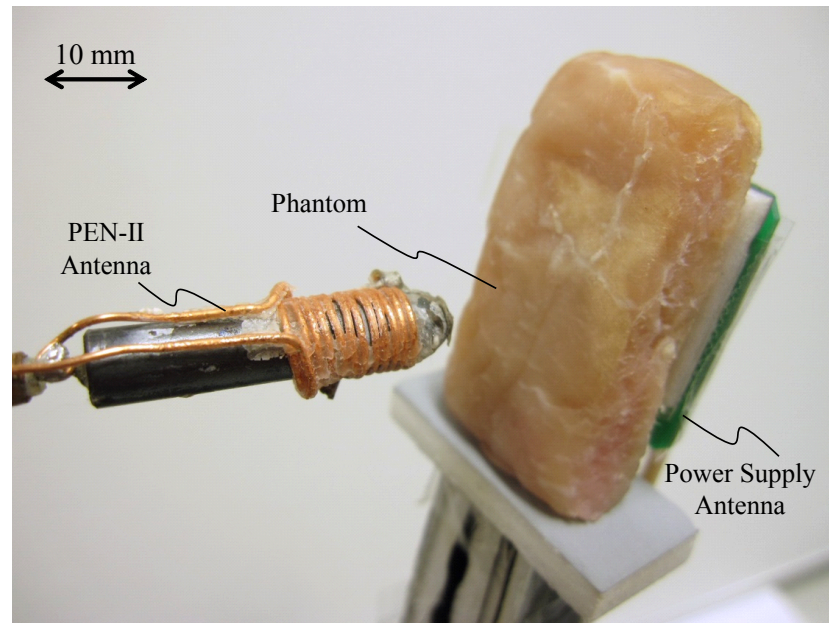


Fig. 3.41 PEN-II 型アンテナ特性検証の様子 (模擬生体組織中：ブタ)

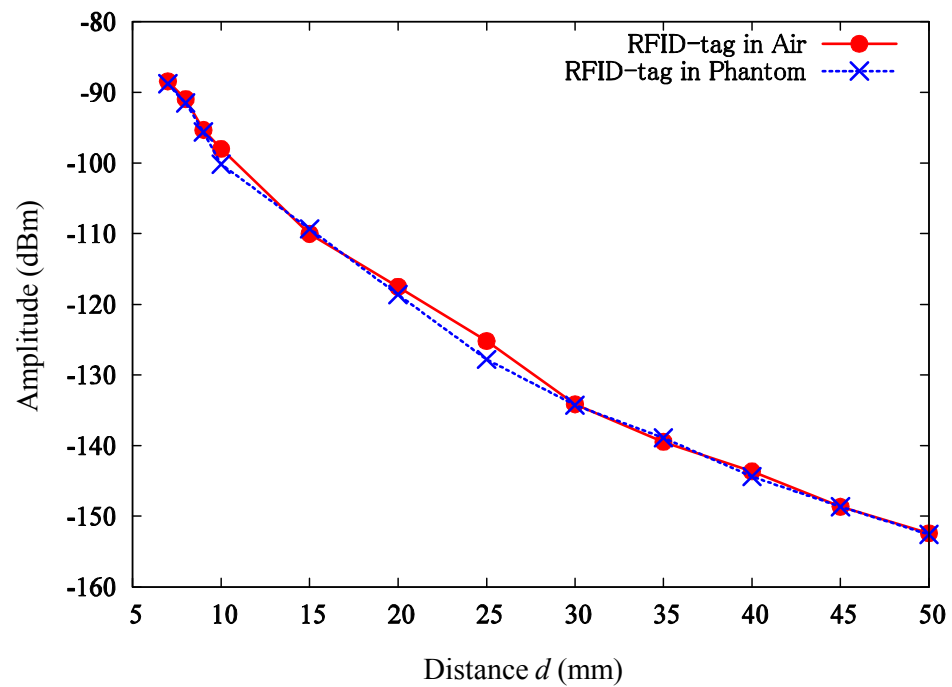


Fig. 3.42 空気中と模擬生体組織を媒介とした場合の信号減衰量検証

3.5.1 振幅値からの音情報変換

センサアンテナで得られる振幅値はセンサアンテナ位置での磁場 H を反映しており、距離依存性があることを明らかにした。得られたタグとセンサアンテナとの距離情報を、音情報に変換し、RFID 実時間で音階変化させる音イメージングを行った。実験には National Instruments 社の Lab View を用い、得られた振幅値に閾値を設け、データ変動に合わせて、一定の間隔で音階が変わるシステムを構築した。音階と振幅強度の対応表を Table 3.3 に示す。実験では、センサアンテナを動かすことで RFID タグからの振幅値を変化させ、信号振幅値の測定および音階の変化を確認する方法で検証を行った。結果はセンサアンテナがおよそ 30 mm 以内に近づくと実時間で音階が変動し、RFID タグの在る 5 mm 以内で最も強い反応がみられた。

信号の有無、および振幅強度が表示されている画像を Fig.3.43 と Fig.3.44 に示す。

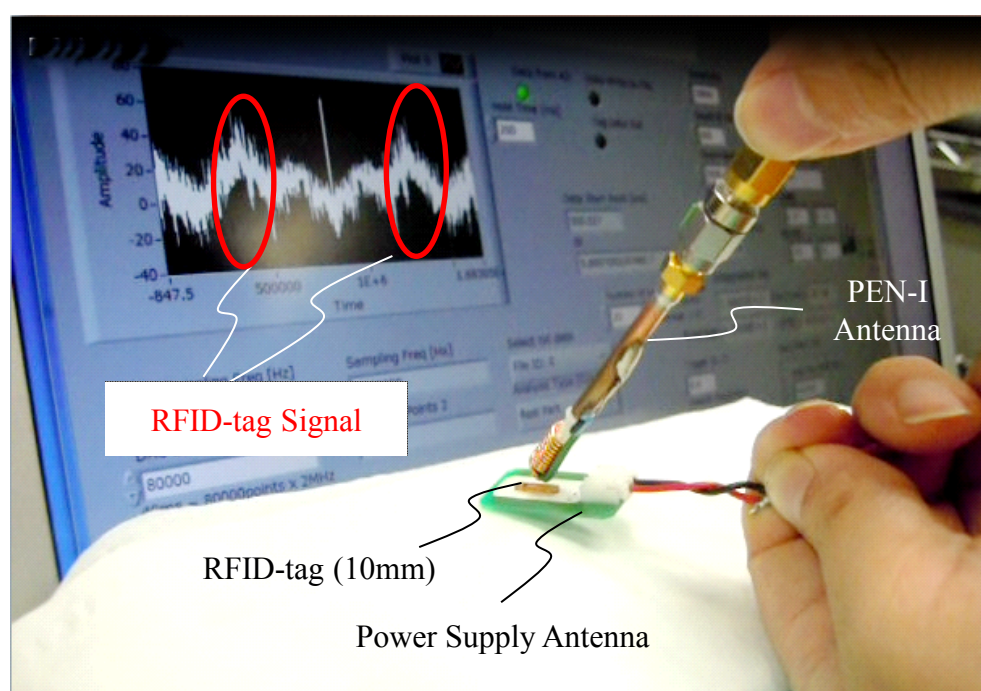


Fig. 3.43 実時間信号捕捉および音階変化プログラム動作の様子 (信号有り)

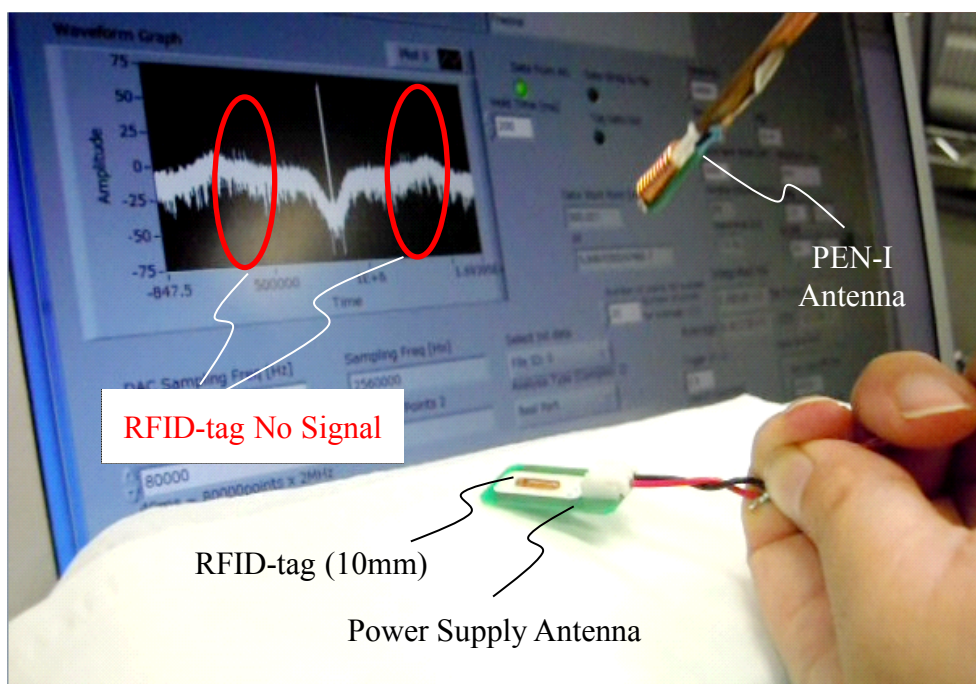


Fig. 3.44 実時間信号捕捉および音階変化プログラム動作の様子 (信号無し)

Table 3.3 RFID タグ振幅強度と距離情報提示音周波数との対応

振幅値 (dBm)	周波数 (Hz)
-72.21	448
-91.939	392
-111.67	336
-131.401	280
-151.131	224
-170.862	168
-190.592	112

3.6 まとめ

本章では無線技術および RFID タグ技術，RFID タグの特性，そして提案の RFID タグ技術を用いたマーキングシステムについて詳細を述べた．また，提案システムにおける電力供給分離型，電力供給一体型の 2 種類の構成について述べ，それぞれを用いた検証結果を示した．

最初に、生体利用に適する周波数帯域の検証を行い、低周波の方が生体において信号減衰量が大きくなるという結果から、13.56 MHz の ISM 帯域利用機器を用いることを示した。提案手法では、電力供給分離型では電力供給アンテナと RFID タグとの距離を変化するため、このことが RFID タグの送信強度に与える影響について検証を行った。この結果から、影響度合が僅少であることを示し、電力供給分離型および電力供給一体型のいずれであっても RFID タグからの送信信号強度に変化がないことを明らかにした。RFID タグ技術の医用応用において求められる大きさや性能などの要求仕様にに基づき、棒形状センサアンテナを「PEN-I 型」と「PEN-II 型」を提案し、その性能評価を行った。また、医用応用において求められる RFID タグの大きさが異なる場合を想定し、3 種類の大きさの RFID タグ振幅値検証を行い、いずれにおいてもシステムおよびセンサアンテナが有効であることを示した。また、生体内利用において RFID タグ留置方位が不明となることから、RFID タグの方位指向性についての検証を行い、指向性は存在するがそのことによる影響は僅差であることを確認した。

さらに、RFID タグが持つ固有識別情報子について述べ、本システムで得られる固有情報は固有識別が可能であることを述べ、事前に記録した信号情報と照合することで特定の RFID タグの識別、および体内留置時の複数 RFID タグ位置の個別認識可能性を示した。また、管腔臓器に応用することを想定し、消化管止血用クリップに RFID タグを固着した場合の振幅強度を測定し、利用において問題が無いことを明らかにした。次に、提案のシステムを用いて、RFID タグとセンサアンテナとの間に模擬生体組織 (ブタ) を介した場合の距離推定検証を行い、その結果から信号減衰減少と、それを利用した距離推定が可能であることを述べた。

RFID タグをコーティングしている樹脂はオートクレーブ滅菌器、MRI での使用が可能である物を用いている。これらの結果から、目標領域病変を示すことが可能なマーカとして RFID タグを用いることで、従来の内視鏡マーキングがもつ課題を解決し、より優位性があることを明らかにした。

第4章

3 次元位置推定

本章では，本システムを用いて RFID タグの 3 次元位置情報推定について述べる．最初に電力供給アンテナと RFID タグとの間に模擬生体組織を配置し，その場合の信号減衰影響について検証する．次に 4 本のセンサアンテナを用いた測定システムを用いて，3 次元位置推定シミュレーションと検証実験の結果を述べ，本システムの有効性を述べる．

4.1 3 次元位置推定への取り組み

RFID タグ技術を生体利用することを想定し，生体内の不可視領域 3 次元位置推定に取り組んだ．管腔内視鏡の挿入が可能な食道や胃，肺臓器の病変は内視鏡画像による腫瘍の確認も可能であるが，切除手術に際しては内視鏡を用いることができず，術中臓器変形も伴う為，術中の極小腫瘍位置確認は特に困難である．提案システムでは，内視鏡のチャネルを通過可能な小型の RFID タグを病変部位近傍に留置する．切除時にはセンサアンテナで捕捉した信号を解析することで切除位置推定を可能とする．本章では，PEN-I 型のセンサアンテナを 4 本組み合わせたアンテナアレイを用いることにより RFID タグ位置の位置推定手法を提案する．

4.2 アンテナアレイを用いた 3 次元位置推定原理

PEN-I 型のセンサアンテナを 4 本組み合わせたアンテナアレイを用いて RFID タグ位置の 3 次元位置推定を行うための原理を説明する．アンテナアレイと RFID タグの配置を Fig4.1 に示す．計測で用いたセンサアンテナの形状は Fig.4.2 に示すとおり，一辺を 20 mm とする正三角形になっており，中心にアンテナ # 1 を

第4章 3次元位置推定

置き，三角形の各頂点にアンテナ # 2 , # 3 , # 4 の 3 本を配置してある．アンテナ # 1 の位置を原点にして図中に示すように x, y, z 軸を取り，アンテナ 1 の座標からの相対座標としてタグ位置が求まる．以下では，アンテナ # 1~4 の先端座標はそれぞれ $(0, 0, 0)$, $(-10, -6, 0)$, $(10, -6, 0)$, $(0, -11, -2)$ (単位 mm) と設定した．

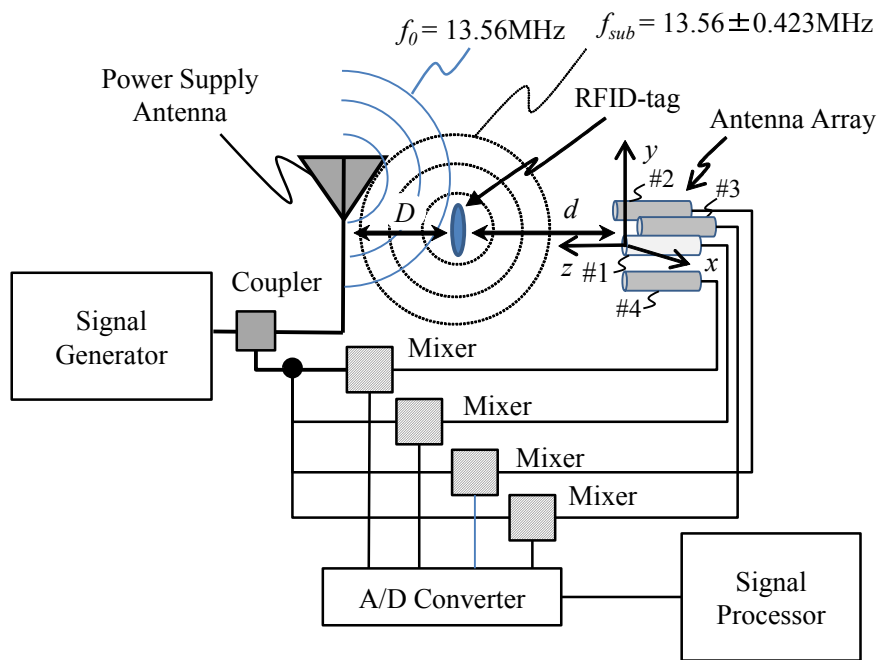


Fig. 4.1 3次元位置推定の推定値と生体組織の有無による誤差検証

前節で得られた信号振幅値はセンサアンテナ位置での磁場 H を反映している．RFID タグとセンサアンテナ間の距離 d と信号振幅値の関係は式 (4.1) で示すことができる．RFID タグ信号を受信するアンテナを 4 本を組み合わせるアンテナアレイを構成する．Fig.4.2 に RFID タグアンテナアレイの形状を示す．

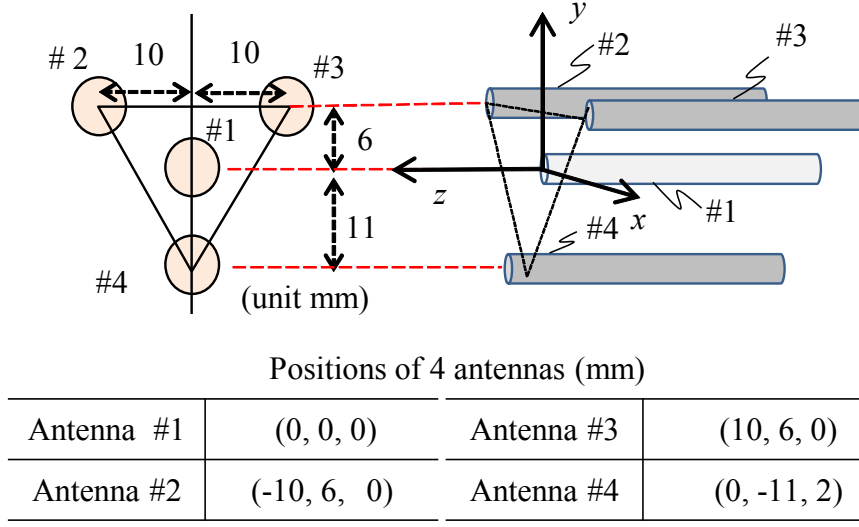


Fig. 4.2 3次元位置推定のためのアンテナアレイの配置図

位置推定では 4 本のセンサアンテナのうち, j ($j=1, 2, 3, 4$) 番目のアンテナによって受信した信号 H_j と, 各センサアンテナから RFID タグまでの距離 d_j との間には次の関係が成り立つことが知られている.

$$H_j = \frac{a_j}{d_j^2} + H_{noisej} \quad (4.1)$$

ここで a_j は比例係数, H_{noisej} は j 番目のセンサアンテナの受ける雑音である. H_{noisej} が H_j に比べて十分小さい時は, H_j から距離を式 (4.1) で推定できる. 距離推定値 \tilde{d}_j は式 (4.2) で推定することができる. 次に RFID タグ位置の 3 次元座標 $\mathbf{r} = (r_x, r_y, r_z)$ を推定する.

$$\tilde{d}_j = \sqrt{\frac{a_j}{H_j}} \quad (4.2)$$

j 番目のセンサアンテナ位置を $\mathbf{p}_j = (p_{xj}, p_{yj}, p_{zj})$, RFID タグ位置を $\mathbf{r} = (r_x, r_y, r_z)$ とすれば, j 番目のセンサアンテナと RFID タグとの間の距離は式 (4.3) で求められる.

$$d_j = |\mathbf{r} - \mathbf{p}| = \sqrt{(r_x - p_{xj})^2 + (r_y - p_{yj})^2 + (r_z - p_{zj})^2} \quad (4.3)$$

比例係数 a_j は、あらかじめ距離と信号強度の関係を測定し、補正を行うことが可能である。

ここで評価関数 J を、座標から導出した距離 d_j と、式 (4.2) により、推定した距離 \tilde{d}_j の差の二乗和と定義する。評価関数 J は式 (4.4) で与えられる。

$$J = \sum_{j=1}^N \left(\sqrt{\frac{a_j}{H_j}} - \sqrt{(r_x - p_{xj})^2 + (r_y - p_{yj})^2 + (r_z - p_{zj})^2} \right)^2 \quad (4.4)$$

RFID タグ位置の3次元座標推定は、評価関数 J を最小とする座標 $\mathbf{r} = (r_x, r_y, r_z)$ を探索することで求めることができる。

4.3 3次元位置推定

次にアレイアンテナを用いた実測値と推定値の誤差比較を行った。実測では電力供給分離型のシステムを用い、PEN-I型のアンテナアレイと長辺が10 mmのRFID タグを用いた。この時のサンプリング周波数は、これは13.56 MHzの1/8分周となる1.695 MHzとした。

PEN-I型4本をFig.4.2のように配置し、 z 方向に移動させて計測と位置推定を行った。式(4.4)による位置推定と同時に、RFID タグが位置する確からしさを明示的に示すため、共役配法を用いて対数尤度を求めた。初期値はアンテナ1の中心点である $x, y, z = 0, 0, -20$ であり、40回を収束条件とし、収束しない場合は確率尤度が20%未満として求めた。各センサからタグまでの距離推定誤差が互いに独立な正規分布に従うと仮定する。このとき、タグ位置の確率密度関数 $p(\mathbf{r})$ は式(4.5)で表される。

$$\begin{aligned} p(\mathbf{r}) &= \prod_{j=1}^{N_{sense}} p_j(\mathbf{r}) \\ &= \prod_{j=1}^{N_{sense}} \frac{1}{\sqrt{2\pi}\delta_j} \exp \left(-\frac{(\tilde{d}_j - |\mathbf{r} - \mathbf{p}_j|)^2}{2\delta_j^2} \right) \end{aligned} \quad (4.5)$$

$\mathbf{r} = (r_x, r_y, r_z)$ はタグ位置座標、 $p_j(\mathbf{r})$ は、 j 番目のセンサアンテナからの距離の確率密度関数、 $\mathbf{p}_j = (p_{jx}, p_{jy}, p_{jz})$ はセンサ j の位置、 δ は距離推定誤差の標準偏差である。 N_{sense} はセンサアンテナの個数を指す。さらに、式(4.5)の対数を求めることにより、式(4.6)の対数尤度が求まる。

$$\begin{aligned}
\Lambda(\mathbf{r}) &= \ln(p(\mathbf{r})) = \sum_{j=1}^4 \ln(p_j(\mathbf{r})) \\
&= -\frac{1}{2\delta_j^2} \sum_{j=1}^4 (\tilde{d}_j - |\mathbf{r} - \mathbf{p}_j|)^2 \\
&\quad - \sum_{j=1}^4 \ln(\sqrt{2\pi}\delta_j)
\end{aligned} \tag{4.6}$$

実測値では、各測定点で20回の計測を行い、その平均値を用いて実測値と推定値の差を誤差として求めた。

その結果、誤差値の最小は2.66 mm ($x, y, z = 0, 0, 20$)、最大は21.61 mm ($x, y, z = 20, 0, 40$)となった。結果をFig.4.3に示す。ただし、 y, z 方向に5 mm近づけた($x, y, z = 15, 0, 35$)において、その誤差値は9.98 mmになる。この結果から、センサアンテナアレイの中心から x 軸方向の距離15 mm以内、 z 軸方向の距離35 mm以内にRFIDタグが存在する場合、誤差10 mm以内で3次元位置推定ができることを明らかにした。

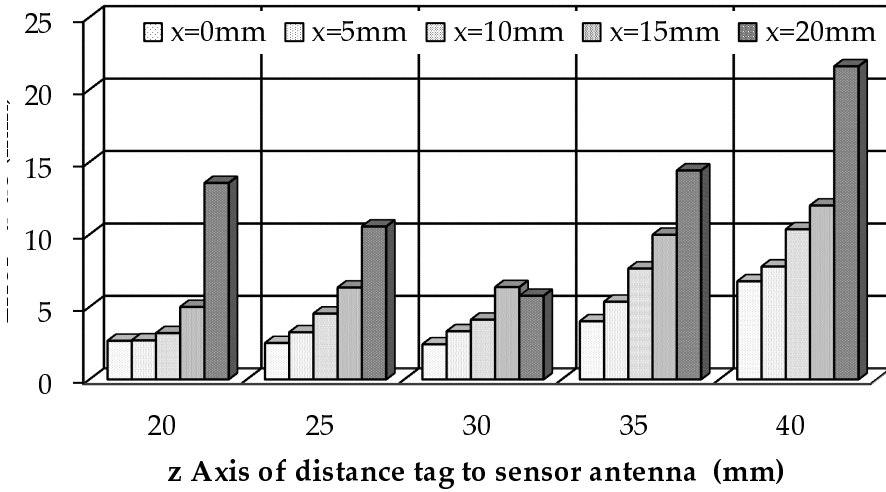
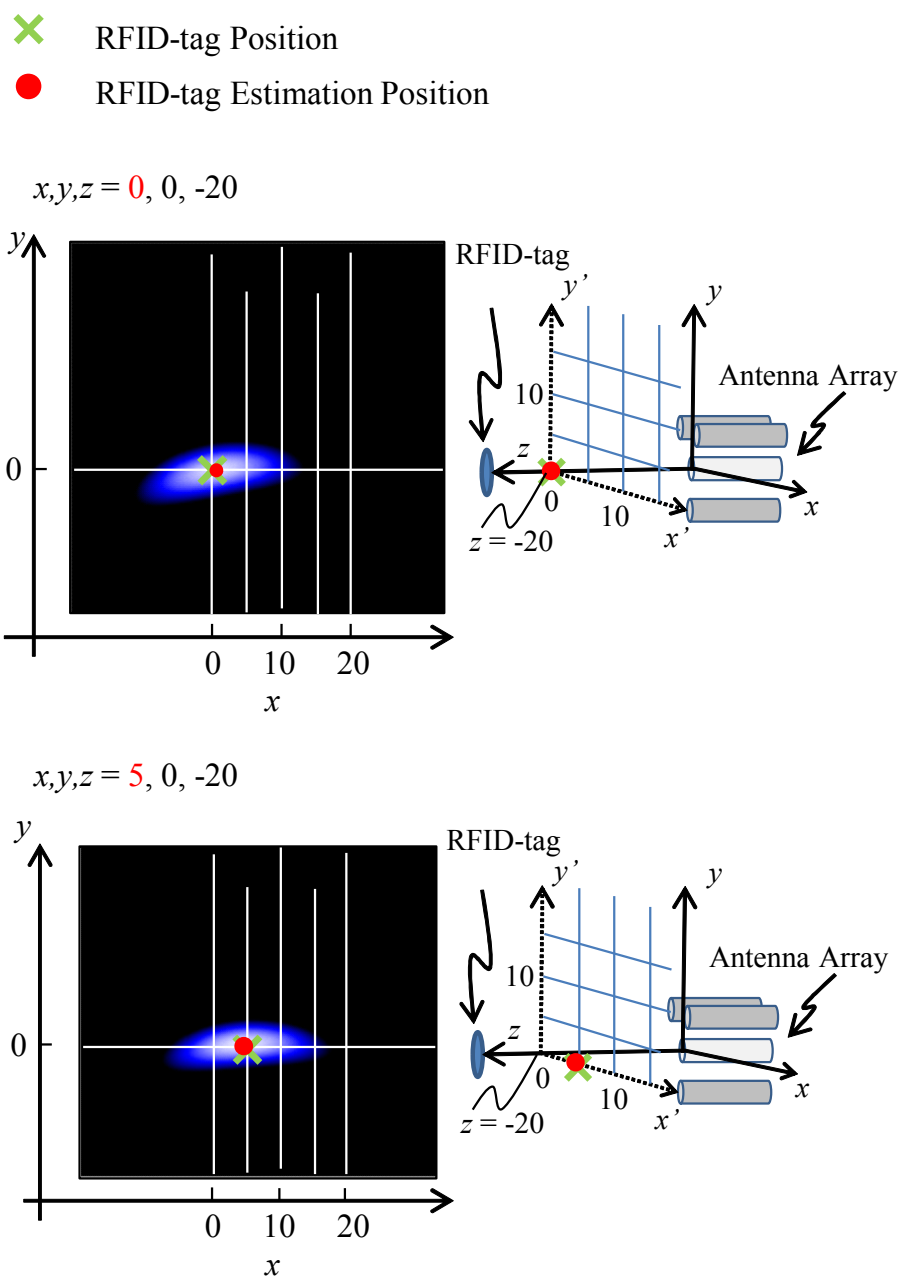


Fig. 4.3 アンテナアレイを用いた相対座標に対する誤差値の分布

次に、式 (4.5) を用いて RFID タグの 3 次元位置推定シミュレーションを行った。色の濃い部分は、対数尤度 20 % 以下を示し、色の白い部分は 20 % 以上であることを示している。そして最も尤度の高い地点を小さな丸印で示した。

$(x, y, z = 0 \sim 20, 0, -20)$ の場合の尤度関数を Fig.4.4, 4.5 に示す。青い×マークが RFID タグが存在する位置をあらわし、赤い丸マークが推定した RFID タグの位置をあらわしている。 $(x, y, z = 0, 0, -20)$ では、実際位置の青い×マークと、推定結果を示す赤い丸マークは重なっており、推定位置が正しいことを示している。 $(x, y, z = 15, 0, -20)$ では、推定値の座標に誤差が生じているが、要求仕様の「誤差 10 mm 以内」は満たしていることが示されている。

このように RFID タグ位置の推定結果の確からしさを対数尤度関数として表示することで、切除範囲を定めるにおいて、前節で示した誤差を考慮し、また、切除範囲が 20～30 mm となることから、白い円内を確実に含めた範囲が切除部位として示せることを明らかにした。

Fig. 4.4 アンテナアレイを用いた相対座標に対する誤差値の例 ($x, y, z = 0 \sim 10, 0, -20$)

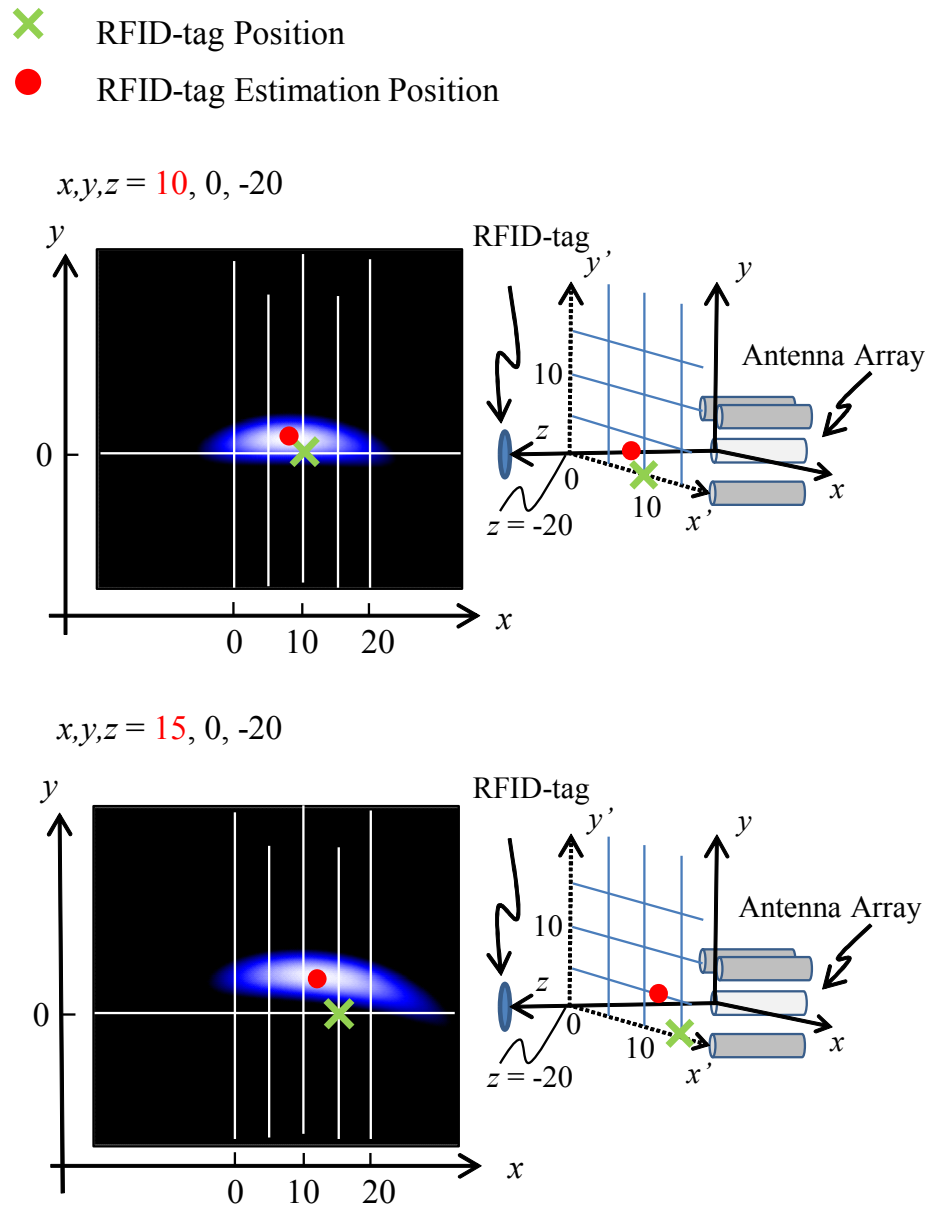


Fig. 4.5 アンテナアレイを用いた相対座標に対する誤差値の例 ($x, y, z = 15 \sim 20, 0, -20$)

4.4 まとめ

本章では、RFID タグ技術を用いて、対象領域における 3 次元位置情報推定について述べた。RFID タグと 4 本のセンサアンテナ (アンテナアレイ) を用いた測定システムを製作し、3 次元位置推定と検証実験を行った。結果として、RFID タグが x 方向に 15 mm 以内、 z 方向に 35 mm 以内であれば誤差が 10 mm 以内に収まることを示し、RFID を用いた 3 次元位置推定の有用性を明らかにした。医用利用において、腫瘍切除では一定の厚みを持って周囲の正常組織を含めた切除が行われる。本論文が対象とする胃・食道臓器では、臓器表面から深度約 10 mm 以上の厚みを持って切除されることから、現在の誤差を含めても十分実用に足ることを示した。

第5章

生体を用いた臨床実験

本章では、提案した RFID 生体マーキングシステムを用いて行った臨床実験について述べる。本検証を実施するにあたり、電力供給および RFID タグ信号センサアンテナは、この二つの役割を1本で共用する形状を用いた。また臨床実験に際しては中型犬の食道および胃を用いて行い、RFID タグの留置機能および RFID 生体マーキングシステムの位置推定の性能評価を示す。

5.1 生体を用いた RFID マーキングシステム臨床実験

本検証におけるクリップの留置・食道および胃の手術とセンサアンテナの操作、そして RFID タグの検出は、いずれも鏡視下手術および内視鏡手術を含む 10 年以上の臨床経験を持ち、日本外科学会専門医の資格を有する 3 名の胸部外科医が担当した。また、使用術具制限のある内視鏡下手術となるため、術野の障害になることや操作の複雑性を回避するために、電力供給アンテナ一体型を用いた。センサアンテナには PEN-II 型を用いた。実際の手術においては厚み約 1 mm の耐熱樹脂チューブで周囲を覆い、滅菌・滅菌処理を施した。このため、最終的なセンサアンテナの直径は約 10 mm である。

また、消化管臓器壁の厚みが平均約 5 mm ということから、長辺 1.8 mm、短辺 1 mm の RFID タグを用いた。さらに管腔臓器への留置のため、Fig.5.1 のように消化管内止血用クリップに 1.8 mm サイズの RFID を固定させた「管腔内留置クリップ付き RFID タグ」を製作した。本検証に用いたものは電力供給一体型システムと、PEN-II 型センサアンテナ、および管腔内留置クリップ付き RFID タグである。

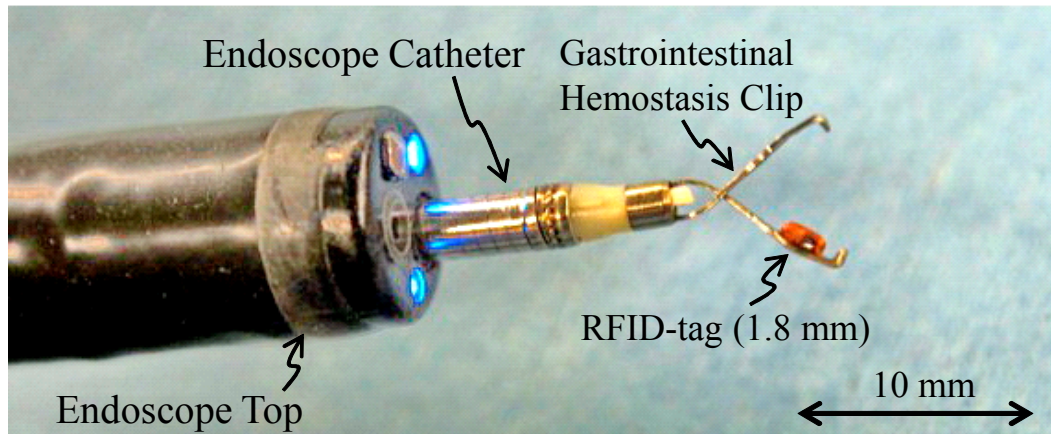


Fig. 5.1 消化管内視鏡用ショートクリップと固着させた 1.8 mm RFID タグ

5.2 RFID タグ位置推定臨床実験

5.2.1 RFID タグ識別および位置誤差と検出時間検証

本検証は、マーキングを施した後に検出を行った位置と、該当病変位置との距離誤差、および検出時間を明らかにするものである。検証では、管腔内留置クリップ付き RFID タグを中型犬の食道に留置して、位置特定検証実験を行った。まず消化管内視鏡（オリンパス、GIF-XQ240）を用いて、全身麻酔下の中型犬 6 頭の食道頸部 4 ケ所、食道胸部 8 ケ所、食道腹部 2 ケ所の合計 14 ケ所に対して RFID タグ付きクリップを留置した。引き続き開胸開腹手術を行い、食道を露出した後、PEN-II 型センサアンテナを用いて直視下に RFID タグ位置を探索した。

検証中、RFID タグ探知者は音の高低変化によって RFID タグ位置を検出した。また、事前に使用する RFID タグの固有情報を記録し、複数の RFID タグ信号が検知された場合、記録しておいた RFID タグの固有情報と照合して識別を行った。マーキング位置特定後は、同位置の食道外膜に対して電気メスで焼灼マーキングを施し、検出位置とした。RFID タグ位置の探索、および電気メスによる焼灼の様子を Fig.5.2 に示す。各 RFID タグの探索開始から外膜の焼灼までの時間を計測し、検出所要時間とした。その後、食道を摘出、切開した後、外膜の焼灼部位の中心点より食道内腔に向けて金属針を穿刺し、外膜焼灼点の指標とした。

検証評価のため、切除標本を伸展固定した後に X 線 CT 撮影を行い、食道内腔に留置したクリップ付着部の先端位置と、食道外膜焼灼点の位置から内腔に向かって金属針穿刺を行い、位置誤差の評価測定を行った。一つの食道において 2

ヶ所にマーキングを施し、標本にして伸展固定したものと、それらを X 線撮影した画像を Fig.5.3 に示す。また、RFID タグ固着クリップと金属ピンとの距離を測り、位置推定における距離誤差を d' および d'' で示した様子を Fig.5.4 に示す。

Table 5.1 中型犬の食道を用いた RFID タグ位置特定評価

留置クリップ数	14
検知クリップ数	14
検知時間 (s)	$15.0 \pm 11.6(\text{SD})$
距離誤差推定クリップ数	12 ※
距離誤差 (mm)	$3.0 \pm 2.3(\text{SD})$

※標本化作業時に 2 個のクリップが脱落したため、
標本化後の位置推定ではサンプル数は 12 個とした。

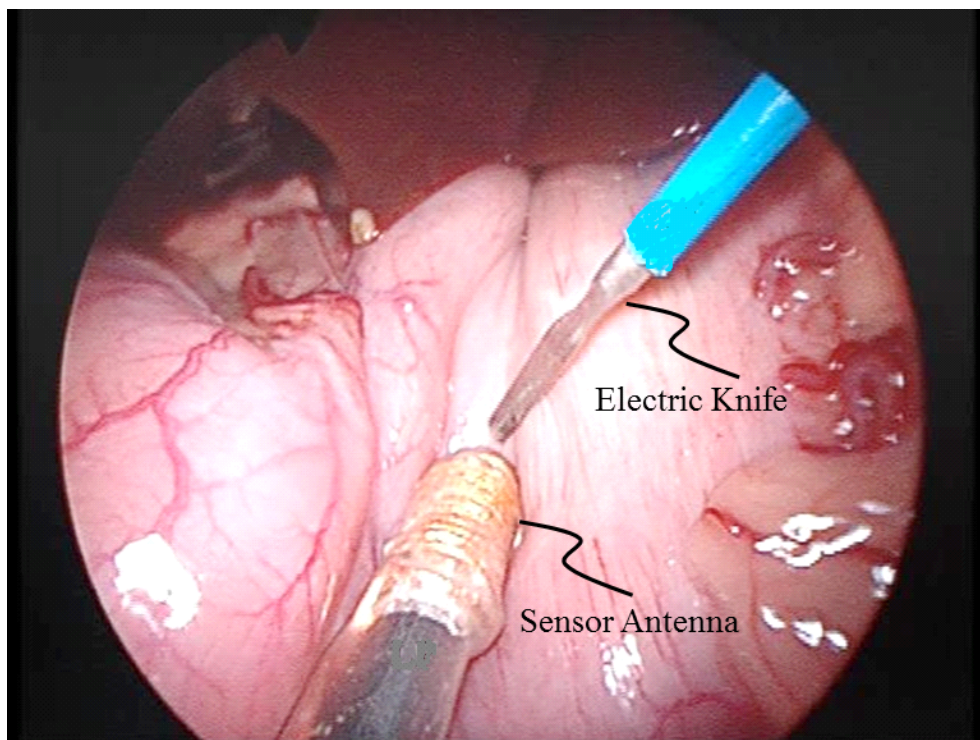


Fig. 5.2 臓器外側からの RFID タグ位置探索および焼灼マーキングの様子

この結果、全 14 ヶ所において全ての検出に成功した。また、全 14 ヶ所に関して 14 ヶ所のマーキングが行われており、一つの RFID タグへの重複マーキングは見られなかった。この意味するところは、例えば、検知した RFID タグ信号から確実にそれが“# 5”の RFID タグであることが分かるということ、さらに、

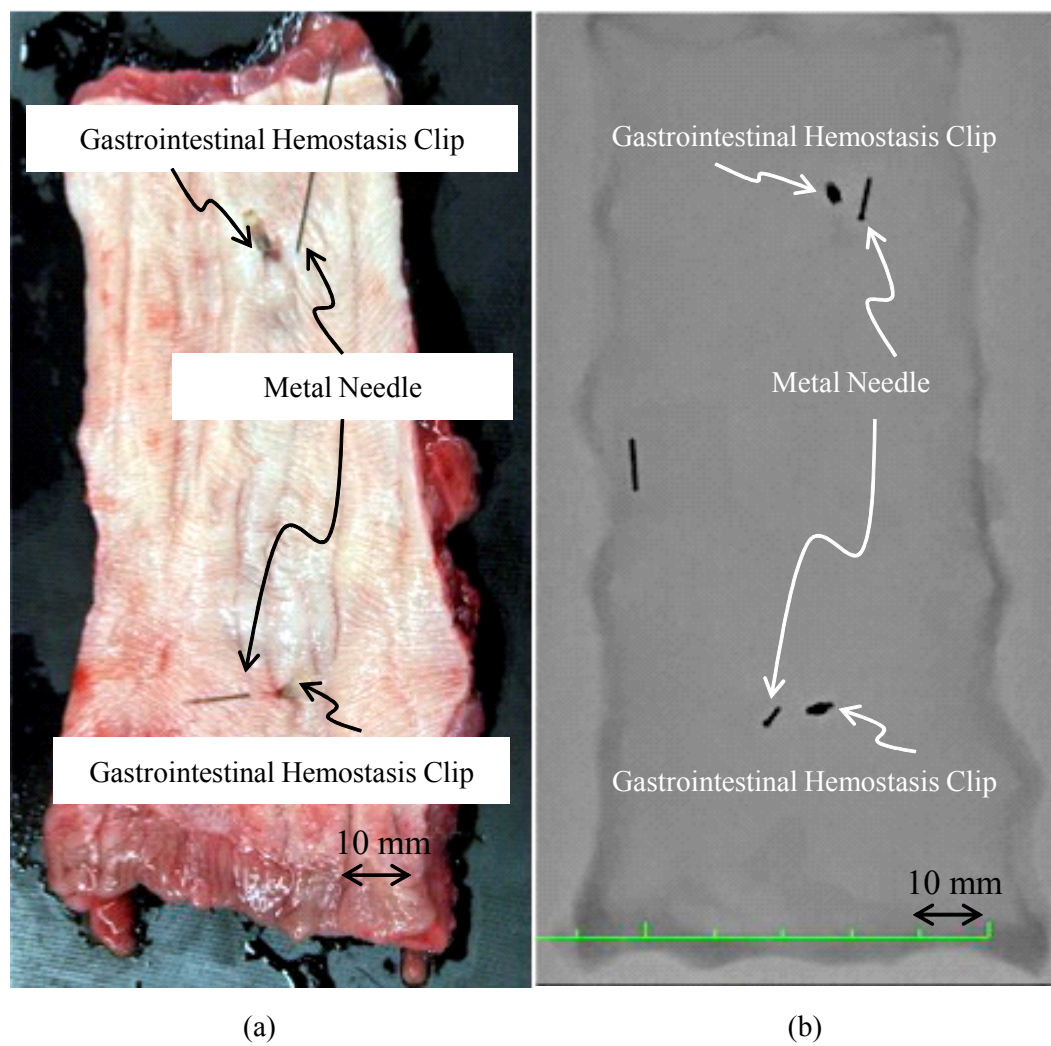


Fig. 5.3 中型犬食道のRFID タグ固着クリップ留置の切除標本と X 線撮影画像

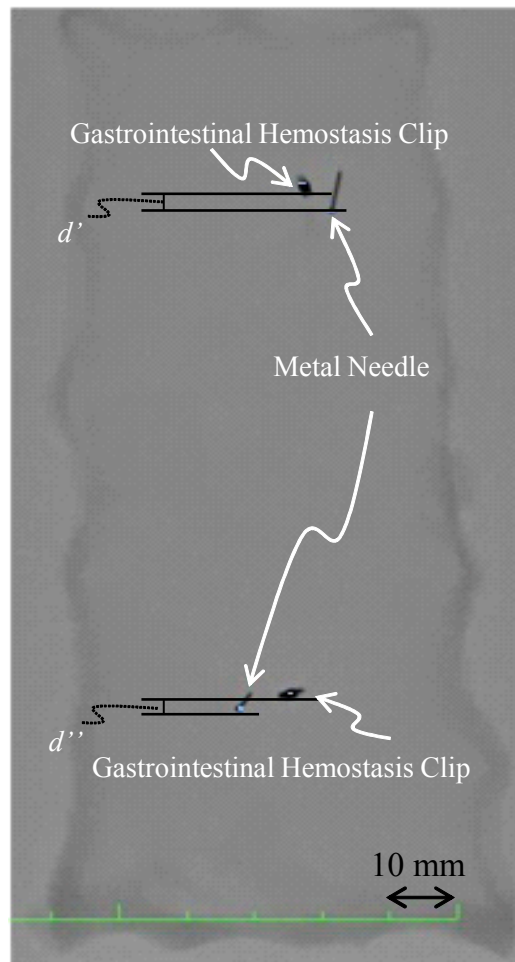


Fig. 5.4 切除標本 X 線撮影画像を用いた RFID タグ位置誤差を示す d' および d'' 距離測定

実時間検出が可能であり任意の方向から検知しても常に“# 5”のRFID タグを示すことから、他のマーキング信号に混乱させられることなく一つの焼灼マーキングが施されており、誤って複数の焼灼マーキングが行われることがなかったことを指す。

この結果から、事前に記録した信号情報と照合することで特定のRFID タグの識別、および体内留置時の複数RFID タグ位置の個別認識が可能であることを示した。

標本摘出時に2ヶ所のクリップが脱落したため、距離の評価は12ヶ所で実施した。食道粘膜面のクリップ付着位置と外膜面での検出位置の誤差距離は、食道の口側を起点として腹側に向けた長軸方向において、起点からRFID タグクリップ位置、および外側焼灼までの距離を計測し、その誤差を計測した。誤差値は、平均 3.0 ± 2.3 (SD) mm, 最小で1 mm, 最大で9.4 mm という結果であった。また、検出時間に関して、所用時間は平均 15.0 ± 11.6 (SD) s, 最短で3 s, 最長で40 s という結果となった。この結果から、管腔臓器を持つ生体組織において、RFID タグの留置と検出が可能であること、その距離誤差は平均3 mm, 検出時間は平均15 sであることを明らかにした。

5.2.2 クリップを用いた従来手法とRFID タグ手法との比較

本検証は、消化管止血用クリップを用いた従来のマーキング手法と、RFID タグを用いた手法との比較を行うものである。従来手法は、消化管止血用クリップを管腔内壁に留置し、管腔外壁から触診によってその位置を確認するものであり、本論文ではこれをFP(Finger Palpation) グループと定める。対してRFID タグによってその位置を確認するものをRFID グループとする。

FP グループ

まずFPグループの検証として、消化管内視鏡（オリンパス、GIF-XQ240）を用いて、全身麻酔下の中型犬6頭の胃内壁に2ないし3ヶ所、合計17か所に消化管止血用クリップを留置し、マーキングを施した。引き続き開胸開腹手術を行い、胃外壁を露出したのちに触診によってマーキング位置を探索し、位置特定後は同位置の外膜に対して電気メスで焼灼マーキングを施し、検出位置とした。

その後、胃を摘出、切開した後、外膜の焼灼部位の中心点より胃内壁に向けて金属針を穿刺し、外膜焼灼点の指標とした。検証評価のため、切除標本を伸展固定した後に X 線 CT 撮影を行い、胃内腔に留置したクリップ付着部の先端位置と、胃外膜焼灼点の位置から内腔に向かって金属針穿刺を行い、両者の位置誤差の評価測定を行った。

RFID グループ

次に RFID グループの検証として、消化管内視鏡（オリンパス、GIF-XQ240）を用いて、全身麻酔下の中型犬 5 頭の胃内壁に 2 ないし 3 ヶ所、合計 10 か所に管腔内留置クリップ付き RFID タグを留置し、同様のマーキングを施した。引き続き腹腔鏡手術を行い、直径 12mm の腹腔鏡用手術孔から PEN-II 型センサアンテナを中型犬体内に挿入し、胃外壁から探査を行った。この時、事前に使用する RFID タグの固有情報を記録、複数の RFID タグ信号が検知された場合、記録しておいた RFID タグの固有情報と照合して識別を行った。マーキング位置特定後は、同位置の胃外膜に対して電気メスで焼灼マーキングを施し、検出位置とした。各 RFID タグの探査開始から外膜の焼灼までの時間を計測し、検出所要時間とした。その後、胃を摘出、切開した後、外膜の焼灼部位の中心点より胃内壁に向けて金属針を穿刺し、外膜焼灼点の指標とした。

それらを標本を伸展固定した状態と、X 線 CT 撮影した画像を Fig.5.3 に、画像処理ソフト (OsiriX) を用いて距離を計測した結果を Fig.5.4 に示す。

参考に、別の臓器にクリップ等の留置機能を持たない直径 1 mm RFID タグ体内留置した様子を Fig.5.6 に示す。(a) は臓器表面であり、RFID タグが留置されている様子は全く分からない。(b) は RFID タグが発信する距離情報に従って割面をいれたものである。割面上に存在する RFID タグが観測できる (白丸内)。

Table 5.2 中型犬の胃を用いた RFID タグ位置特定評価

	FP	RFID
	Range	Range
留置クリップ数	17	10
検知クリップ数	17	10
平均検知時間 (s)	67 ±25 (SD)	47 ±31.5 (SD)
平均距離誤差 (mm)	10 ±7.62 (SD)	8.23 ±5.62 (SD)

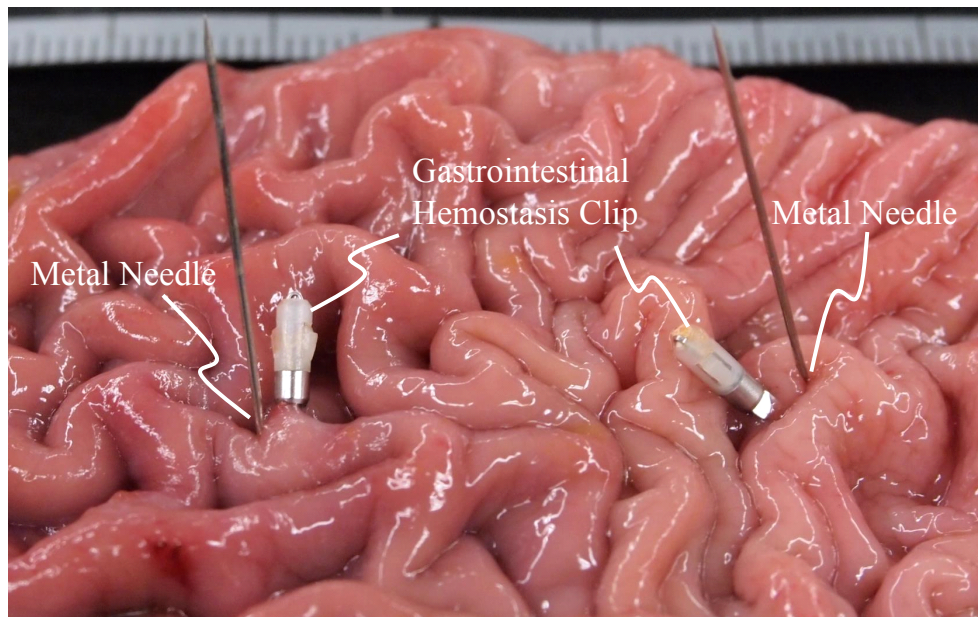


Fig. 5.5 胃壁内側に留置した RFID タグ付きクリップと金属針の様子

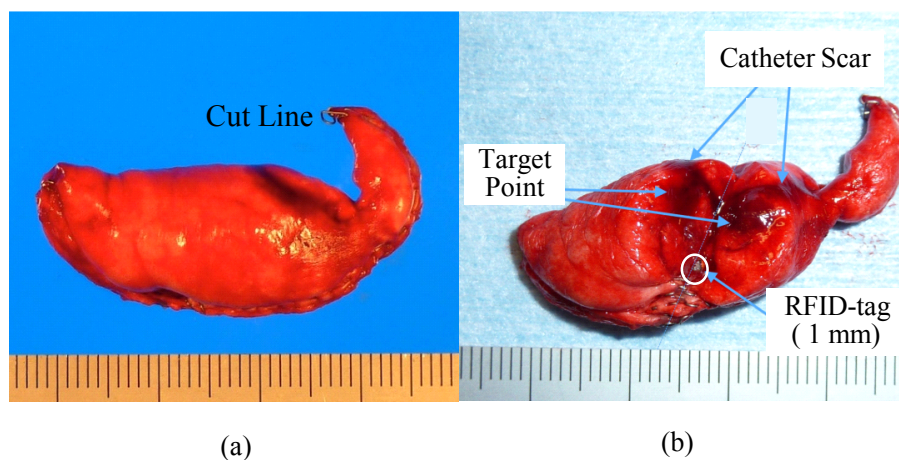


Fig. 5.6 RFID タグの生体内留置検証の様子. (a)RFID tag (1 mm) を臓器内に留置した臓器. (b)RFID 留置位置断面図 [83]

これら食道と胃における検証結果を Table 5.1 と Table 5.2 に示す. RFID グループにおいて, 全 10ヶ所に関して 10ヶ所のマーキングが行われており, 重複マーキングは見られなかった. FR グループでは, 距離誤差について最小は 2.5 mm, 最大距離は 23.5 mm, 平均は 10 ± 7.6 (SD) mm となった. 検出時間の最少は 8 s, 最大時間は 320 s であり, その平均は 67 ± 25 (SD) s となった.

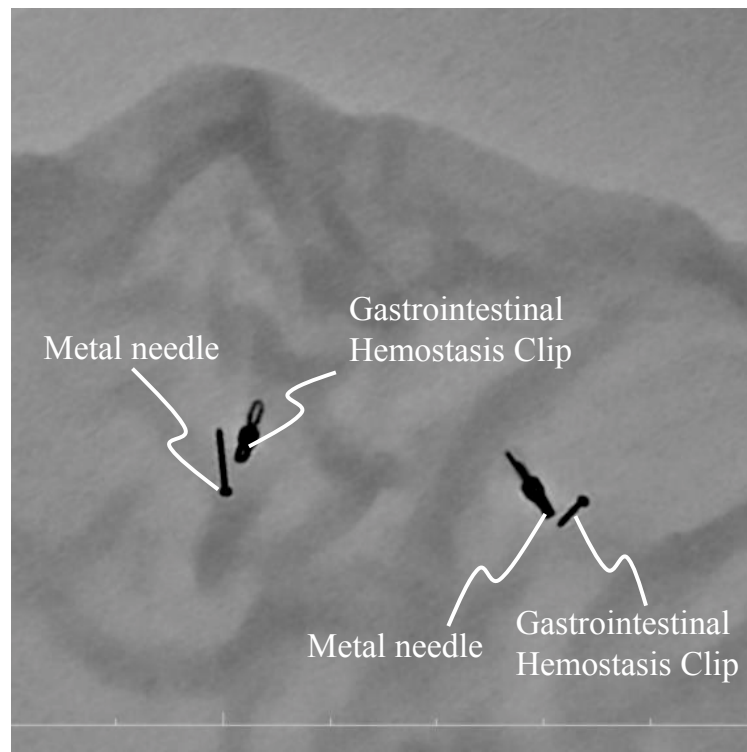


Fig. 5.7 切除標本の X 線撮影画像

RFID グループでは、距離誤差について最少は 3.49 mm，最大距離は 23.7 mm，平均は 8.23 ± 5.62 (SD)mm となった．検出時間の最少は 7 s，最大時間は 162 s であり，その平均は 47 ± 31.5 (SD) s となった．

胃を用いた比較において，FP グループと RFID グループでは検知時間，検出誤差においていずれも RFID グループが優れている．また，RFID グループでは FP グループより短時間で，複数マーキングに対して重複のないマーキングが可能であることを示した．ただし，FP グループでは検出時間の SD 値が 25 s であるが，RFID グループでは 31.5 s と比較的時間を要した．平均的な探索時間においてやや開腹手術および触診手法が優れているといえる．この結果から，深い襞を持ち，触知が難しく視確認できないような胃壁でも検知可能であり，生体組織通過可能な RFID タグ信号を用いたマーキングが優れていることを明らかにした．さらに開腹手術では 150 mm の切開が必要となることを鑑みれば，触知が困難な腹・胸腔鏡下手術において RFID タグを用いた位置特定手法に優意性があることを示した．

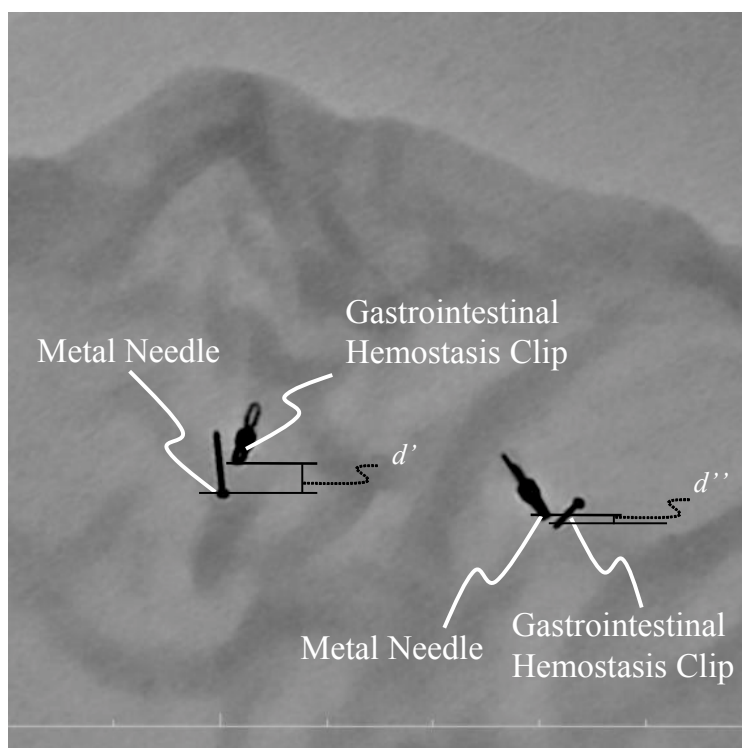


Fig. 5.8 切除標本 X 線撮影画像を用いた RFID タグ位置誤差を示す d' および d'' 距離測定

5.3 まとめ

本章では、中型犬の食道および胃を用いた臨床実験によって、RFID タグの留置機能および RFID 生体マーキングシステムの位置推定における誤差計測，検出時間計測を行った。また，クリップを用いた従来のマーキング手法と提案手法の比較を行った。その結果，管腔内視鏡での利用が可能な 1.8 mm RFID タグを固着させた消化管止血用クリップを用することで，中型犬の食道および胃への留置と位置検出検証が可能であることを明らかにした。さらに検証実験から，本システムでは生体内食道において位置特定に必要な所用時間は平均 15.0 ± 11.6 (SD) s, 検出位置の誤差距離は，長軸方向で平均 3.0 ± 2.3 (SD) mm であることを示した。また，胃においては検出時間，誤差距離共に従来手法よりも優れていることを明らかにして，提案手法の有効性を示した。

この臨床実験に際して，医学側からの要求仕様は“色素法が目視より精度の高い位置特定”，“内視鏡手術に対応可能（触診不要）”，“複雑な器具や習熟を要する操作を要しない”という以上の3点であった。

臨床検証に協力頂いた医師らの意見は以下の通りであった。

- マーカの移動・脱落がなければ非常に有用性が高いと感じる。
- 実時間で切除対象病変 (RFID タグの位置) の位置確認できるので，確信をもって切除ができる。
- 色素法より直感性は劣るが，位置特定精度が高い。
- アンテナの操作に関して少し慣れれば特に不便は感じない。
- アンテナの走査範囲は，少々広いと感じる。もう少し遠くから探知できれば全く問題はない。
- 識別性に関して，複数箇所を区別して各々が標識できれば応用範囲が広がるので良いと思う。
- 胃では複数のクリップをマーキングすることが多いので非常に有用である。
- 探知する時間に関して，範囲が広くても早く見つけられるなら，有用性が高い。

- 複数識別できても、結局一個ずつ探していかななくてはいけないので、その点に不便を感じる。

総合すると、“複数識別ができて、一個ずつ探していかななくてはいけないのでその点には改善を求めたい。また、おおよその位置が迅速に分かるという意味では色素による目視の方が良い。しかし精度の高い位置特定が出来て、実際の部分切除支援となる点は高く評価したい。確信をもって切除ができるという安心感は大い。触診と変わらない時間で位置特定できることは素晴らしい。”という意見であった。

この臨床検証の結果、管腔内に存在し、管腔外から視認ができず正確な位置特定が困難な小型病変に対して有用な位置特定システムであることを示した。また、触診や視認を不要とするため、触視認が困難な腹・胸腔内視鏡手術支援手法としてより有用であると考え。

第6章

結論

本論文では、無線通信技術を用いることで、生体内へのマーキングを可能にするという新しい概念のもと、RFID 技術を持つ生体マーキングシステムの価値について明確にすることを目的とした。RFID タグ技術と医用技術との関係性について整理し、生体内へのマーキングという視点において双方が融合することの優越性と新規性、そして実現可能性を述べた。以下ではこれらについてまとめ、本研究によって導かれる結論を示す。

6.1 RFID 生体マーキングシステムの提案

高性能画像投影技術やカメラ技術の小型化、無線通信技術の多方面への浸透を鑑みるに、現代では医療方面においても工学技術の貢献が少なくない。このような高精度診断技術によって、体内に切除すべき病変が存在した場合、できるだけ低侵襲で迅速かつ安全に切除する手法が強く期待されている。しかし現在においては、MRI などを用いて最低限の低侵襲で病変を発見することは可能であるが、それらの機器は、医療従事者にとっては操作には高度な技術の習得が求められること、機器が大きく高価であるため容易に備えられないことなどの障害があり、すべての患者にとって簡便な利用可能機器にはなりえない。また、患者にとっては迅速性や安全性および低侵襲性に加え、安価な医療費を求めるものであり、ここにも需用と現実との乖離が見られる。操作者にとって、より簡便で熟練した技術なく扱えること、患者にとって安全性第一で利用度を限定されることなく利用できる医療処理は、強く望まれる手法の一つである。このように、医療処置を加える際に、何らかの手法で生体内の病変位置情報を取得し、当該処置の精度を高めることが強く期待されている。医療面において、簡便な機器、安価な設備で不可視・非触知領域内の病変位置情報を取得できる「生体内におけるマーキング」

という概念は医療重要性が高く非常に意義があると考えている。

この課題に対して、RFID 無線通信技術による生体マーキングシステムを提案した。管腔臓器を例にあげ、食道、胃を対象とする場合、食道を介して内視鏡で RFID タグの留置が可能な本システムは、低侵襲かつ長時間留置可能なマーカとなる。また、切除時においても、腹・胸腔鏡手術孔を利用して RFID タグ信号を捕捉するアンテナを挿入することで新たな手術孔を必要とせず、この点でも患者負担の軽減となりえることが明らかである。このような点からも、生体マーキングシステムとして適していることを示している。

6.2 RFID タグマーキングを用いた信号減衰特性

次に、提案する RFID タグ技術を医療処置として応用する場合に求められる要素に基づき、電力供給アンテナの形状、電力供給アンテナが及ぼす影響、求められる RFID タグの特徴、生体内利用における RFID タグ留置方位、最後に RFID タグの持つ固有情報子を独自に解析することで複数識別が可能となることについて述べた。

特に、生体に挿入する場合に適した棒形状の電力供給アンテナ形状を考案し、小型で高性能なセンサアンテナを構築するため、磁気損失の小さい磁性体の選択および損失の小さいインピーダンス整合回路を設計した。さらにこれらの試作を行い、実際の計測を行い、実時間信号処理可能なレベルで RFID タグの応答信号の捕捉を可能であることを示した。

また、棒形状の電力供給アンテナを体内に挿入してシステムを稼働させた場合の、RFID タグ信号を捕捉するセンサアンテナに及ぼす各影響について検証し、距離 13 mm 以内において誤差は 2 mm に留まることを明らかにした。次に、RFID タグの体内留置を想定し、留置方位による振幅強度値の検証を行い、提案方式において距離に対応した信号減衰特性があり、模擬生体組織を介した場合において誤差が僅少であることを明らかにした。複数の RFID タグ信号を受信した後、それぞれの RFID タグが持つ固有識別情報子を利用することが可能であり、その結果、複数 RFID タグの識別、つまり複数の病変部位の識別が可能であることを示した。RFID タグはデータの書き込みや呼び出しが可能であるため、長期的な留置や処置の時系列管理も可能となる。これらの結果は複数の点において、生体マーキングシステムとして適していることを示している。

6.3 3 次元位置推定

RFID タグ技術を用いて、対象領域の 3 次元位置情報推定精度について述べた。前章までに得られる知見によって、RFID タグとセンサアンテナとの相対距離が分かることから、複数のセンサアンテナを用いることでそれぞれの距離情報を集約し、RFID タグとアンテナとの 3 次元位置関係の分布尤度の導出が可能であることを示した。その結果、RFID タグとセンサアンテナとの距離 40 mm 以内、生体組織試料 10 mm 厚において得られる値は、理論値との差異が 2 mm 未満であった。さらに RFID タグとセンサアンテナとの位置関係を、 x, z 方向に各 20 mm に移動させた場合に得られる値を検証し、誤差が最少 2.6 mm、最大 22 mm であることを明らかにし、RFID を用いた 3 次元位置推定の有用性を明らかにした。この結果から病変部位へなされたマーカと、複数のセンサアンテナもしくは複数箇所センシングすることで非触知・不可視領域内の病変位置を 3 次元座標で得ることが可能である。このことは本提案が生体マーキングシステムとして適していることを示している。

6.4 生体を用いたシステムの検証

動物実験により生体組織における提案システムの有効性と性能評価および複数識別性の評価のために、中型犬の食道 14ヶ所および胃 10ヶ所への留置と位置検出検証実験を行った。検証のために、管腔内視鏡での利用が可能な 1.8 mm の RFID タグを消化管止血用クリップに固定し、管腔壁への留置が可能な形状のものを製作し、これを用いて実験を行った。この結果、RFID タグの固有識別情報子を用いて、留置したすべての RFID タグの、個別認識が可能であったことを明らかにした。また留置および位置検出機能としては、中型犬の食道において 14ヶ所に RFID タグつきクリップの留置を行い、それらの検出位置の誤差距離は、長軸方向で平均 3.0 mm、位置特定に必要な所用時間は平均 15.0 sであることを示した。

続いて中型犬の胃を用いた従来手法と提案手法の比較を行った。従来手法による中型犬の胃へのマーキングを 17ヶ所、提案手法による中型犬の胃へのマーキングを 10ヶ所施術し、それぞれにおいて留置機能と位置検出検証実験を行った。

その結果、位置特定に必要な所用時間は平均 31.5 s、胃粘膜面のクリップ付着位置と外膜面での検出位置の誤差距離は、平均 5.63 mm であることから、本システムは高い精度で位置検出が可能であることを示した。このように生体を用いた

検証結果においても、病変位置推定誤差値が少ないことが明らかになり、本提案が生体マーキングシステムとして適していることを示している。

今後実際の生体利用を想定するにおいて、その要求仕様は、術式の選択によって変わってくる。本方式の適用範囲を明確にするため、さまざまな術式毎の要様を明らかにする必要があると考える。

肺や消化管、乳腺など他臓器に用いる際には、対象臓器の要件をよく確認すべきである。臓器形状や構成組織の違い、また、探索面積の大小、術中の可動の有無など、臓器によって特徴が異なっていることを認識しなくてはならない。また、近年は完全腹腔鏡下の手術が増えつつあるため、各臓器に合わせた術式において、他の術器具の邪魔にならないよう配慮をすることが大切である。

実装においては、病変部位によって気管支鏡による RFID タグの留置が行えない条件も存在すると考えられる。提案システムの精度と信頼性に加えて、医学的課題として術者および患者負担面からの検討が必要である。術野を妨げないことを最優先にシステムの小型化と簡便なインタフェースの追求が挙げられる。

この点においても RFID タグを用いたマーキングシステムは優位性がある。留置形状においては、対象臓器の特性に応じた固定方法も含め、さらなる検討が必要である。しかし、バッテリーを不要とするパッシブ型の RFID タグは最小で直径 1 mm まで小さくなり、大きさに関しては可変自由度が大きい。さらに RFID センサアンテナも、アンテナ部の直径は現在 6.4 mm であるが、現状よりも細くすることが可能で、内視鏡手術孔からセンサアンテナを挿入後、他の術具を挿入しても邪魔にならない形状とすることができる。このように可変自在であることは他臓器に対して適応可能性が高いと考えている。

このような点で、提案手法は従来手法に比べ優位性があり、今後の応用性が高いことが示唆されることから、生体マーキングシステムとして適していることを示している。

6.5 むすび

以上のように、RFID を用いた位置マーキングシステムを提案し、医療応用への可能性について消化管を具体例に挙げて提案と検証を行った。その結果、本研究は、管腔を持ち、管腔外から視認ができず、触知も困難な不可視・非触知領域において、有用な位置特定マーキングシステムであるという結論を導いた。

本研究は、通信工学分野と医用、特に外科手術分野の融合研究と位置づけている。本研究で提案したことは特に通信工学技術を主体にした低侵襲性の生体マーキングという手法である。これまで我々は生活の質向上をめざし、様々な電気振動・電波周波数を通信技術やその他の技術に活用してきた。特に通信技術では遠方界では飛行機や船舶にレーダを搭載して互いの位置確認、目的地へのナビゲーションサポートに利用してきた。個人レベルになると GPS に代表されるような全地球測位網も個人レベルで使用し、数 m の僅差まで位置確認が可能となった。さらに通信技術はスマートホームとして人々の生活空間に浸透し、家電同士がネットワークで繋がったり、エアコンディショナが室内人数を計測して最適室温を提供することが可能になっている。また、医療面における電気振動の進化では PET や MRI が開発され、数 mm 幅で体内を観測できるようになっている。しかし医療では、医師が目視または触知できる数 mm 以上、数十 mm 未満において、医師の手技よりも精度の高い代替機器の開発は困難であった。

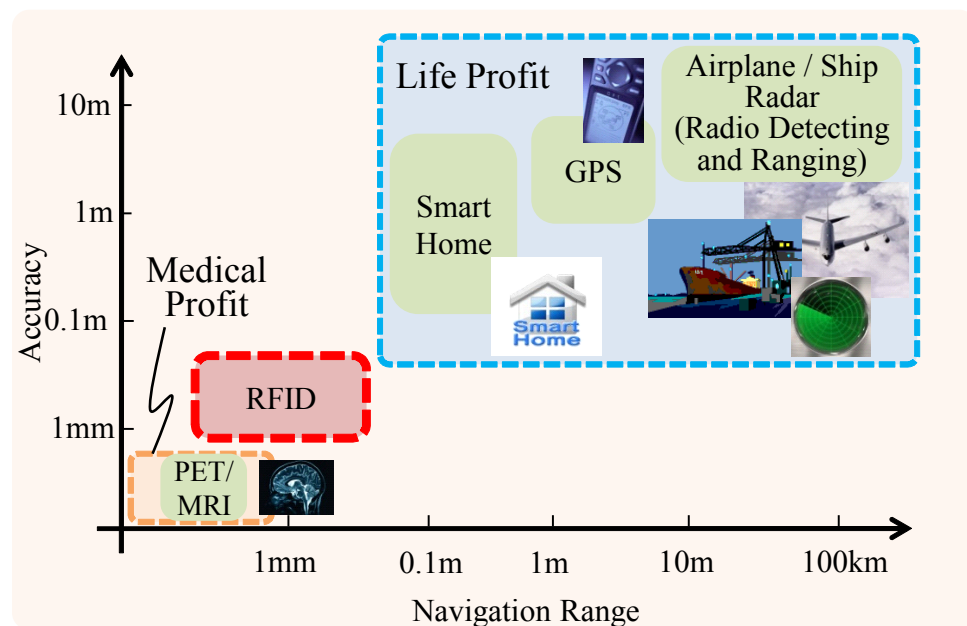


Fig. 6.1 RFID 生体マーキングシステムの位置づけ

しかし現代の先進医療において、早期癌や早期の小型病変は数多く見つかり、数 mm から十数 mm を迅速に検知できる技術は強く望まれている。そして通信技術の発達と、電子カルテの普及により、患者と医師と医療施設それぞれが遠隔地であっても支障なく診断や治療を受けられることが可能になってきている。通信工学と医学の間に築かれた“一本の橋”は、互いの努力によって更なる発展を目指した時、例えば地球の裏側にいる患者に対してでも医師による精密遠隔医療手術を可能にする、このような技術を実現させるのかもしれない。

序論冒頭的美智子皇后のご講演では、次のような内容も語られている。
“読書は、人生の全てが、決して単純ではないことを教えてくれました。私たちは、複雑さに耐えて生きていかなければならないということ。人と人との関係においても、国と国との関係においても。”

確かに、新しいことを知ること、学ぶということは決して単純ではなく、異なる背景である知識と、人と、それらすべての融合を目指して研究を進めるということはまさに複雑さに耐えることだと思う。しかし、複雑に絡む複数の分野に対してそれぞれを理解することに努め、つながりを深めることで一つの成果を成し得ることが出来た。今後、この成果が工業・産業・医療においていくつもの“橋”となり、広く社会に貢献されることを切に願う。

謝 辞

本論文は、大阪大学 大学院基礎工学研究科 大城 理 教授のご指導の下、筆者が大阪大学 大学院基礎工学研究科在籍中に行った研究をまとめたものである。

本研究を遂行するにあたり、一貫して直接の懇篤なる御指導、御鞭撻を賜りました、大阪大学 大学院基礎工学研究科 大城 理 教授に厚く御礼申し上げます。学部が文系であり、工学系基礎知識の少ない私に対し大変根気強く、また、時には厳しく時には暖かく見守って頂きここまでお導き下さいましたことは深謝の念に堪えません。

本研究をまとめるにあたり副査として数多くの貴重な御意見、懇切なる御討論と手厚い御討議を賜りました 大阪大学 大学院基礎工学研究科 宮崎 文夫 教授、大阪大学 大学院基礎工学研究科 和田 成生 教授に感謝致します。

奈良先端科学技術大学院大学在学中より、通信工学全般および本研究に関してご教示を賜った 奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科 岡田 実 教授に、心から感謝の念を申し上げます。このような研究の機会を与えて下さったことと共に、終始暖かくご指導頂き、また、社会人学生の私の為にいつも夜間の研究指導になりましたことを深くお詫びするとともに重ねて御礼申し上げたく存じます。

本研究を進めるにあたり、大阪大学 大学院基礎工学研究科 井村 誠孝 准教授に深く感謝致します。数々の有益な御指導を頂き、また、多くの場面で暖かい励ましのお言葉をかけて頂き、大変心強く研究を進めることが出来ましたこと深く御礼申し上げます。また、奈良先端科学技術大学院大学ご在務時代も様々な面でご指導頂きましたこと改めて御礼申し上げます。

大阪大学サイバーメディアセンター 黒田 嘉宏 准教授には、入学当初の慣れない頃に研究内容に加えて色々なお話をさせて頂き、博士後期課程からの入学という状況研究室に馴染めるようにお心遣い下さったこと深く感謝しております。

本研究を進めるにあたり、大阪大学 大学院基礎工学研究科 浦西 友樹 助教、および 吉元 俊輔 助教に深く感謝致します。

奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 杉浦 忠男 准教授には、日頃の

謝 辞

些細な疑念などにも常に丁寧に教えて頂き、数々の有益な御指導を頂いたこと深く感謝致します。

本研究のテーマの源となり内視鏡手術を中心に様々な手術関連知識、その他多くの医学的要素に対して多大にご指導頂き、また、数々の貴重な経験をさせて頂いた京都大学 医学部附属病院 呼吸器外科 佐藤 寿彦 助教、および、京都大学 再生医科学研究所 小島 史嗣 氏、濱路 政嗣 氏に心から篤く御礼申し上げます。

本研究を進めるにあたり、多くのご指導とご協力を頂いた京都大学 医学部附属病院 消化器外科 角田 茂 助教 に心から御礼申し上げます。

留学にあたっては、シンガポール国立大学 (UNS:National University of Singapore) Professor Yong Xin Guo には客員研究員としての滞在をご快諾頂き、また、シンガポール科学技術研究庁 (A*Star, I²R) の Dr. Michael Ong Ling Chuen 氏と共に研究面だけではなくその他多くの面においてご教授頂きました。多くの知見を得て帰国できましたことを深く感謝申し上げます。

常日頃は顔を合わせることが少ない私を受け入れて、的確な助言と様々な協力を与えて下さり、何事も快くご尽力下さった大城研究室の皆様、奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 ネットワークシステム学講座の皆様、京都大学 再生医科学研究所の皆様にご心からの感謝を申し上げます。時節に応じた様々な事で研究生生活を笑わせて下さり、社会人学生という二重生活の中で研究が出来たのは皆様の惜しみない協力と励ましの賜物と深く感じております。

また、研究を進めるにあたり、ご支援およびご協力を頂きながらも本謝辞に名前を記すことが出来なかった多くの方々に心より感謝致します。

このような研究の機会を与えて下さった、奈良先端科学技術大学院大学 名誉教授 山本 平一 博士、同名誉教授 湊 小太郎 博士に御礼申し上げます。

最後になりましたが、奈良先端科学技術大学院大学 名誉教授、現名古屋大学 大学院情報科学研究科 関 浩之 博士に心から御礼申し上げます。関先生に、全ての始まりの機会を与えて頂いたことは本当に大きな恩を受けたと感じております。今後は、後進に精一杯尽くすことでこの恩に報いたいと思います。

本論文における臨床実験の実施に当たっては臨床実験実施機関である京都大学 再生医科学研究所の「動物実験等の実施に関する基本指針」に準じて計画し、同研究所動物実験委員会の許可を得て実施した (許可番号 R-80-4)。

参考文献

- [1] 橋をかける—子供時代の読書の思い出, 美智子 (著), 東京, 1998 年.
- [2] 脇田邦彦, 細矢泰孝, 佐々木恒太. 電子カルテネットワークを利用した臨床工学関連情報の効率的運用. 北海道臨床工学技士会会誌, No. 21, pp. 91–93, 2011.
- [3] 光田潔, 鍋島千佳, 室井令子, 藤本直也, 新田圭子, 船戸元子, 森正昭. 電子カルテ上におけるテモゾロミドワークシートの運用と有用性: チーム医療による有効で安全な化学療法をめざして. 日本医療薬学会年会講演要旨集, Vol. 21, p. 175, 2011.
- [4] 近藤晶子, 真野徹, 長山晃, 鈴木光明, 野毛一郎. P-0540 電子カルテシステム更新にともなうがん化学療法オーダの投与過誤の可能性について (一般演題ポスター発表, オーダリングシステム・薬歴管理, enjoy pharmacists' lifestyles). 日本医療薬学会年会講演要旨集, Vol. 21, p. 271, 2011.
- [5] 八尾健史, 長浜孝, 松井敏幸. 胃粘膜微小血管構築像をターゲットにした胃拡大内視鏡観察手技. 日本消化器内視鏡学会雑誌, Vol. 50, No. 4, pp. 1145–1153, 2008.
- [6] Kenshi Yao, Tatsuhiko Oishi, Toshiyuki Matsui, Tsuneyoshi Yao, and Akinori Iwashita. Novel magnified endoscopic findings of microvascular architecture in intramucosal gastric cancer. *Gastrointestinal Endoscopy*, Vol. 56, No. 2, pp. 279–284, 2002.
- [7] Takashi Nagaoka and Akihiko Uchiyama. Development of a small wireless position sensor for medical capsule devices,. *Proc of EMBS2004*, pp. 2137–2140, 2004.

参考文献

- [8] Ahmedin Jemal, Talor Murray, Alicia Samuels, Asma Ghafoor, Elizabeth Ward, and Michael Thun J. A cancer journal for clinicians. Vol. 53, No. 1, pp. 20–26, 2013.
- [9] Michael B. Wallace, M.S.Jorge Pascual, Massimo Raimondo, Timothy A. Woodward, Barbara L. McComb, Julia E. Crook, Margaret M. Johnson, Mohammad A. Al-Haddad, Seth A. Gross, Surakit Pungpapong, Joy N. Hardee, and John A. Odell. Minimally invasive endoscopic staging of suspected lung cancer free. *Journal of the American Medical Association*, Vol. 299, No. 5, pp. 540–546, 2013.
- [10] 大塚亮祐, 加藤翼, 清原良三. スマートフォンナビにおける高さ情報精度の向上方式. 情報処理学会研究報告, Vol. 68, No. 3, pp. 1–6, 2013.
- [11] 日高洋祐, 堀聡美, 三田哲也. 案内サインを活用した駅構内ナビゲーションシステムの開発と評価. 情報処理学会研究報告, Vol. 68, No. 4, pp. 1–8, 2013.
- [12] 前川敬介, 内海ゆづ子, 岩村雅一, 黄瀬浩一. 100 万顔画像データベースに対する 34ms での照合の実現: 近似最近傍探索を用いた大規模高速顔画像検索 (テーマセッション, 実世界文字認識と理解). 電子情報通信学会技術研究報告. PRMU, パターン認識・メディア理解, Vol. 111, No. 353, pp. 95–100, 2011.
- [13] Hideaki Uchiyama, Hideo Saito, Myriam Servieres, and Guillaume Moreau. Camera tracking by online learning of keypoint arrangements using llah in augmented reality applications. *Virtual Reality*, Vol. 15, pp. 109–117, 2011.
- [14] Ognjen Arandjelovi, Gregory Shakhnarovich, John Fisher, Roberto Cipolla, and Trevor Darrel. Face recognition with image sets using manifold density divergence. *premier annual Computer Vision*, Vol. 1, pp. 581–588, 2005.
- [15] Carl Fischer and Hans Gellersen. Location and navigation support for emergency responders: A survey. *IEEE Pervasive Computing*, Vol. 9, No. 1, pp. 38–47, 2010.
- [16] 岩崎洋平, 岩井智成. 図書館利用者のための MR サービスシステムの開発. 情報処理学会研究報告. グラフィクスと CAD 研究会報告, Vol. 2013, No. 1, pp. 1–8, 2013.

- [17] 倉田和己, 福和伸夫, 護雅史, 飛田潤, 小島宏章. 減災行動を誘導するバーチャル地震体感 Web アプリケーションの開発 (地震情報 (4):室内危険度・減災, 構造 II). 学術講演梗概集. B-2, 構造 II, 振動, 原子力プラント, pp. 863–864, 2010.
- [18] 倉田和己, 福和伸夫, 飛田潤, 護雅史. 減災行動誘導のための地震ハザード・リスク情報の説明力向上に関する研究: (その 2) 自宅の揺れを体感できるバーチャル振動台システムの開発 (地震情報 (3), 構造 ii). 学術講演梗概集. B-2, 構造 II, 振動, 原子力プラント, pp. 211–212, 2009.
- [19] Jaesung Hong. 手術ナビゲーションの有益性と危険性. 生体医工学, Vol. 49, No. 5, pp. 656–660, 2011.
- [20] 浅野多聞, 成田淳, 大木弘治, 高窪祐弥, 高木理彰. 人工膝関節全置換術におけるナビゲーションシステムの有用性に関する臨床的検討. 山形医学, Vol. 31, No. 2, pp. 37–46, 2013.
- [21] Xuan Yi, Hur Hoon, SuByun Cheul, Han Sang-Uk, and KwanCho Yong. Efficacy of intraoperative gastroscopy for tumor localization in totally laparoscopic distal gastrectomy for cancer in the middle third of the stomach,. *Surgical Endoscopy*, Vol. 27, No. 1, pp. 4364–4370, 2013.
- [22] Toshihiko Sakamoto, Noriaki Tsubota, Hidehito Matsuoka, Yoshiki Takada, Masahiro Endoh, and Yoshikazu Kotani. Preoperative marking by bronchoscopic dye injection for a non-palpable small pulmonary lesion with ground-glass attenuation:a case report,. *Japanese Journal of Lung Cancer*, Vol. 41, pp. 147–149, Apr 2001.
- [23] Amish P Shah a, Patrick A Kupelian, Twyla R Willoughby, and Sanford L . Bronchoscopic implantation of a novel wireless electromagnetic transponder in the canine lung: A feasibility study. *Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 12, No. 4, pp. 34–49, 2011.
- [24] Alexander Liberman, Zhe Wu, Christopher V. Barback, Robert Viveros, Sarah L Blair, Lesley G. Ellies, David R. Vera, Robert F. Mattrey, Andrew C. Kummel, and C. Trogler William. Color doppler ultrasound and gamma

- imaging of intratumorally injected 500 nm iron silica nanoshells. *Acs NANO*, Vol. 7, No. 7, pp. 6367–6377, 2013.
- [25] Martin L Mayse, Parag J Parikh, Kristen M. Lechleiter, Steven Dimmer, Mia Park, Amir Chaudhari, Michiael Talcott, Daniel Low, and Jeffery Bradley. Bronchoscopic implantation of a novel wireless electromagnetic transponder in the canine lung: A feasibility study. *Radiation Oncology Biology Physics Journal*, Vol. 72, No. 1, pp. 93–98, 2008.
- [26] Shiro Kikuchi, Kazuya Hiraki, Shinichi Kuroyama, Natsuya Katada, Shinichi Sakuramoto, Nobuyuki Kobayashi, Hitoshi Shimao, Masahiko Watanabe, Hiroyuki Mitomi, and Tetuso Mikami. Role of endoscopic clipping for determining the resection line for tumors located in the middle or upper corpus of the stomach: Experience with 100 gastrectomies for early gastric cancer. *Anticancer Research*, Vol. 24, pp. 4163–4168, 2004.
- [27] Hiroyuki Kuwano, Norihiro Masuda, Hiroyuki Kato, and Keizo Sugimachi. Endoscopic clipping for determining the resection line in early carcinoma of the esophagus,. *journal am coll surgeons*, Vol. 180, No. 1, pp. 97–99, 1995.
- [28] 畑泰司, 三宅正和, 池田公正, 島野高志. 大腸ステント留置における経鼻内視鏡の有用性. *日本大腸肛門病学会雑誌*, Vol. 63, No. 2, pp. 91–92, 2010.
- [29] Mikado Imura, Koichi Yamazaki, Hiroki Shirato, Rikiya Onimaru, Masaharu Fujino, Shinichi Shimizu, Toshiyuki Harada, Shigeaki Ogura, Hirotoshi Dosaka-Akita, Kazuo Miyasaka, and Masaharu Nishimura. Insertion and fixation of fiducial markers for setup and tracking of lung tumors in radiotherapy,. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, Vol. 63, No. 5, pp. 1442–1447, 2005.
- [30] Montorsi Marco, EnricovOpocher, Santambrogio Roberto, Bianchi Paolo, Faranda Camilla, Arcidiacono Paolo, Rubis Passoni Giovanni, and Cosentino Felice. Original technique for small colorectal tumor localization during laparoscopic surgery,. *Diseases of the Colon*, Vol. 42, No. 6, pp. 819–822, 1999.
- [31] 山田崇央, 小山泰規, 升井朝美, 田宮暢代, 細木誠之, 松真平, 河野能士, 上田幹雄, 有本太一郎, 岩崎吉伸. 肺小型病変に対する気管支鏡下バリウムマー

- キングの有効性と安全性の検討. 気管支学 : 日本気管支研究会雑誌, Vol. 31, No. 2, pp. 62–67, 2009.
- [32] Grogan L.Eric, Jones R. David, Kozower D. Benjamin, Simmons D. Winsor, and Daniel M. Thomas. Identification of small lung nodules,. *Technique of Radiotracer-Guided Thoracoscopic Biopsy*, Vol. 85, No. 2, pp. 772–777, 2008.
- [33] Stiles M. Brendon, Altes A. Talissa, Jones R. David, Shen K. Robert, Ailawadi Gorav, Gay B. Spencer, Olazagasti Juan, Rehm K. Patrice, and Daniel M. Thomas. Clinical experience with radiotracer-guided thoracoscopic biopsy of small, indeterminate lung nodules,. *Thorac Surgery*, Vol. 82, No. 4, pp. 1191–1197, 2006.
- [34] Takehiro Okumura, Haruhiko Kondo, Kenji Suzuki, Hisao Asamura, Toshiaki Kobayashi, Masahiro Kaneko, and Ryosuke Tsuchiya. Fluoroscopy-assisted thoracoscopic surgery after computed tomography-guided bronchoscopic barium marking,. *Thorac Surgery*, Vol. 71, No. 2, pp. 439–442, 2001.
- [35] Yoshinobu Iwasaki, Kazuhiro Nagata, Tatsuya Yuba, Shigekuni Hosogi, Kenji Kohno, Shuji Ohsugi, Hiromi Kuwahara, Yoshizumi Takemura, and Ichiro Yokomura. Fluoroscopy-guided barium marking for localizing small pulmonary lesions before video-assisted thoracic surgery,. *Respiratory Medicine*, Vol. 99, pp. 285–289, 2005.
- [36] 金子昌弘. 肺小型病変に対する気管支鏡下バリウムマーキングの有効性と安全性の検討 (1). 日本気管支研究会雑誌, Vol. 31, No. 2, pp. 51–52, 2009.
- [37] Richard L. Weyman and Satish S.C. Rao. A novel clinical application for endoscopic mucosal clipping,. *Gastrointestinal Endoscopy*, Vol. 49, No. 4, pp. 522–524, 1999.
- [38] Takeshi Ohdaira and Hideo Ngai. Intraoperative localization of early-stage upper gastrointestinal tumors using a magnetic marking clip detecting system,. *Surgical Endoscopy*, Vol. 21, No. 5, pp. 810–815, 2007.

参考文献

- [39] 山口哲, 西川敦, 宮崎文夫, 島田順一, 加藤大志朗, 川上誠, 池田文昭, 山本裕. 術中変形を伴う臓器内腫瘍位置の実時間内視鏡画像合成システム. 生体医工学 : 日本エム・イー学会誌, Vol. 42, No. 4, pp. 318–327, 12月2004.
- [40] 水上博喜, 北村陽平, 白畑敦, 増田均, 後藤哲宏, 齋藤充生, 石橋一慶, 木川岳, 根本洋, 日比健志. S状結腸癌術前のマーキングクリップにて穿孔をきたした1例. 日消化器内視鏡学会, Vol. 53, No. 5, pp. 1441–1445, 2011.
- [41] Cho Yong Beom, Lee Youg Woo, Yun Hae Ran, Lee Won Suk, Yun Seong Hyeon, and Chun Ho-Kyoung. Tumor localization for laparoscopic colo-rectal surgery. *World Journal of Surgery*, Vol. 31, pp. 1491–1498, 2007.
- [42] Sripathi R. kethu, Subhas Banerjee, Dabid Desilets, Dabid L. Diehl, Francis A. Farraye, Vivek Kaul, Richard S. Kwon, Petar Mamula, Marcos C. Pedrosa, Sarah A. Rodriguez, Louis-Michel Wong Kee Song, and William M. Tierney. Endoscopic tattooing. *Gastrointestinal Endoscopy*, Vol. 72, No. 4, pp. 681–686, 2010.
- [43] 田村康, 上村顕也, 五十嵐正人. 腫瘍マーカー 特集 肝炎から肝硬変・肝癌まで-肝癌の早期発見. 臨床と研究, Vol. 90, No. 2, pp. 200–203, 2013.
- [44] 今井康陽, 石金東, 永野浩昭. CT,MRi 検査 -特集 肝炎から肝硬変・肝癌まで-肝癌の早期発見. 臨床と研究, Vol. 90, No. 2, pp. 197–199, 2013.
- [45] X線CT画像. 資料写真提供: 京都大学医学部附属病院.
- [46] Hideaki Uchiyama, Hideo Saito, Myriam Servieres, and Guillaume Moreau. Camera tracking by online learning of keypoint arrangements using IlaH in augmented reality applications. *Virtual Reality*, Vol. 15, pp. 109–117, 2011.
- [47] 佐野浩, 大澤廣, 後藤和夫, 堀内宏信. マーカーとデジタルカメラを利用したひび割れ計測システムの開発 (i小特集j維持・管理および更新のための計測・解析技術: 地中構造物・遺跡を対象として). 土と基礎, Vol. 52, No. 6, pp. 22–24, 2004.
- [48] 黄瀬浩一, 岩村雅一. 特徴点の高速照合とその文書画像検索への応用. 電子情報通信学会誌, Vol. 94, No. 8, pp. 735–740, 2011.

- [49] タビビトノキ 資料写真：能代エナジウムパーク.
- [50] 出雲日御埼灯台 資料写真出典：島根県観光協会「松江城と周辺観光地案内」.
- [51] 頭部の MRI 画像 資料写真出典：フィリップス社 HP.
- [52] Woo Jin Hyung, Jae Ho Cheong, Kim Junuk, Ho Choi Seung, Song Si-Youn, and Sung Hoon Noh. Intraoperative tumor localization using laparoscopic ultrasonography in laparoscopic-assisted gastrectomy,. *Surgical Endoscopy*, Vol. 19, No. 10, pp. 1353–1357, 2005.
- [53] 八木太門, 片柳真司, 三ツ村隆弘, 矢野尚, 富永慎一郎, 夏目一郎, 大河内稔. 超音波気管支鏡による経食道針生検にて診断した肺野型非小細胞肺癌の 1 例. 気管支学：日本気管支研究会雑誌, Vol. 35, No. 4, pp. 413–417, 2013.
- [54] 頭部の PET 画像 資料写真出典：GE 横河メディカルシステム.
- [55] 村中医療器株式会社. Bonimed サージカルスキンマーカ―. 030147-01, 2730PBX.
- [56] Amgad EL-Sherif, Hiran C. Fernando, Santos Ricardo, Pettiford Brian, James D. Luketich, John M. Close, and Rodney J. Landreneau. Margin and local recurrence after sublobar resection of non-small cell lung cancer,. *Annals of Surgical Oncology*, Vol. 14, No. 8, pp. 2400–2405, 2007.
- [57] Schuchert J. Matthew, Pettiford L. Brian, Keeley Samuel, A. D ’ AmatoThomas, Kilic Arman, Close John, Pennathur Arjun, Santos Ricardo, Fernando C. Hiran, Landreneau R. James, Luketich D. James, Landreneau J. Rodney. Anatomic segmentectomy in the treatment of stage i non-small cell lung cancer,. *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 84, No. 3, pp. 926–933.
- [58] 軟性内視鏡 資料写真出典：オリンパス社 HP.
- [59] 硬性内視鏡 資料写真出典：オリンパス社 HP.
- [60] Young-Woo Kim, Hae Baik Yong, Yun Young Ho, Ho-Nam Byung, Hyun Kim Dae, Ju Choi Il, and Jae-Moon Bae. Improved quality of life outcomes after laparoscopy - assisted distal gastrectomy for early gastric

参考文献

- cancer results of a prospective randomized clinical trial,. *Annals of surgery*, Vol. 248, No. 5, pp. 721–727, 2008.
- [61] Kyo Young Song, Cho Hyun Park, Han Chol Kang, Kim Jin-Jo, Man Park Seung, Kyong Hwa Jun, min Chin Hyung, and Hoon Hur. Is totally laparoscopic gastrectomy less invasive than laparoscopy-assisted gastrectomy prospective, multicenter study,. *Gastrointest Surgery*, Vol. 12, No. 6, pp. 1015–1021, 2008.
- [62] Luigiano Carmelo, Ferrara Francesco, Morace Carmela, Mangiavillano Benedetto, Cennamo Carlo, Fabbri andVincenzo, Bassi Marco, Clara Virgilio, and Consolo Pierluigi. Endoscopic tattooing of gastrointestinal and pancreatic lesions,. *Advances in therapy*, Vol. 29, No. 10, pp. 864–873, 2012.
- [63] Shigeru Yamamoto, Noriko Maeda, Kiyoshi Yoshimura, and Masaaki Oka. Intraoperative detection of sentinel lymph nodes in breast cancer patients using ultrasonography-guided direct indocyanine green dye-marking by real-time virtual sonography constructed with three-dimensional computed tomography-lymphography,. *Breast*, Vol. 29, pp. 104–105, May 2013.
- [64] IndoCyanine Green 着色時の注射穿刺による気胸発症例資料写真提供：京都大学医学部附属病院.
- [65] 佐藤寿彦, 岡田実, 杉浦忠男, 高畑裕美. 手術支援システムおよび手術支援装置. 特願 2013-178310, 2002.
- [66] 消化管止血用クリップに固着された長辺 1.8 mm, 単辺 1 mm の RFID タグ 資料写真出典：京都大学医学部附属病院.
- [67] 財団法人日本規格協会発行（編）. 日本工業規格（JIS）X0500：データ・キャリア用語. 2002.
- [68] 上坂晃一, 高橋応明. 無線 IC タグにおけるアンテナ技術. 電子情報通信学会論文誌, Vol. 89, pp. 1548–1557, 2006.
- [69] Harvey Lehpamer. Rfid design principles second edition,. *Artech House*, pp. 154–157, 2012.

- [70] 椎尾一郎. RFID タグを利用したインタフェース (スマートタグ). 情報処理, Vol. 45, No. 2, pp. 160–163, feb 2004.
- [71] Hutter Michael, Mangard Stefan, and feldhofer Martin. Power and em attacks on passive 13.56mhz RFID devices,. *In Cryptographic Hardware and Embedded Systems*, Vol. 4727, No. 1, pp. 320–333, 2007.
- [72] 椎尾一郎, 早坂達. モノに情報を張り付ける RFID タグとその応用. 情報処理学会, Vol. 40, No. 8, pp. 846–850, 1999.
- [73] RFID 利用による情報ネットワークの適用範囲の拡大調査研究報告書-電子タグ導入における先進事例研究. 流通システム開発センター, pp. 88–92, 2010.
- [74] 保坂良資. 長波帯 RFID による簡便な病院内医用物品自動認証システムの実現可能性評価. 電子情報通信学会論文誌. D-II, 情報・システム, II-パターン処理, Vol. 86, No. 4, pp. 571–578, 2003.
- [75] 藤原智行. 高齢者のための RFID タグによる記憶支援・遠隔介護システムの開発 (医療システム, 一般講演). バイオメディカル・ファジィ・システム学会大会講演論文集 : BMFSA, No. 24, pp. 299–300, 2011.
- [76] 大森美郷, 亀田成司. カプセル型診断補助装置のための RFID 技術を適用したデータ回収システムの開発. 電子情報通信学会技術研究報告. MBE, ME とバイオサイバネティックス, Vol. 110, No. 460, pp. 119–124, 2 月 2011.
- [77] Kannry Joseph, Emro Susan, Blount Marion, and Ebling Maria. Small-scale testing of RFID in a hospital setting: RFID as bed trigger,. *AMIA Annu Symp Proc*, pp. 384–388, 2007.
- [78] Mehdi Kiani and Maysam Ghovanloo. An RFID-based closed-loop wireless power transmission system for biomedical applications,. *IEEE Trans Circuits Syst II Express Briefs*, Vol. 57, No. 4, pp. 260–264, 2010.
- [79] 荒木大介, 八木谷聡, 北野政美. 新たな UHF 帯 RFID タグによる病棟内患者認証の可能性評価について. 電子情報通信学会ソサイエティ大会, No. 24, p. 194, 2009.

参考文献

- [80] 保坂良資. 新たな UHF 帯 RFID タグによる病棟内患者認証の可能性評価について. 湘南工科大学紀要, Vol. 44, No. 1, pp. 37–42, 2010.
- [81] Halamka John, Juels Ari, Stubblefield Adam, and Westhues Jonathan. The security implications of verichip cloning,. *J Am Med Inform Assoc*, Vol. 13, No. 6, pp. 601–607.
- [82] Andrew Nguyen. The potential implementation of radio-frequency identification technology for personal health examination and monitoring,. *Mcgill J Med*, Vol. 12, No. 2, 2009.
- [83] 中型犬体組織標本：目標位置と目標位置近傍に留置された RFID タグ資料写真出典：京都大学医学部附属病院.

研究業績

関連論文

1. 高畑 裕美, 小島 史嗣, 杉浦 忠男, 岡田 実, 佐藤 寿彦, 角田 茂, 中村 達雄, 伊達 洋至, 大城 理, “RFIDを用いた消化管用クリップの位置特定～イヌ食道における検討～,” 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.15, No.4. (In Press)
2. 高畑裕美, 杉浦忠男, 岡田実, 佐藤寿彦, 小島史嗣, 井村誠孝, 黒田嘉宏, 大城 理, “ 極小 RFID タグを用いた内視鏡手術支援用微小腫瘍マーキングシステム,” 生体医工学, Vol.50, No.6, pp.658-665, 2012.

参考論文

1. Fumitsugu Kojima, Toshihiko Sato, Shigeru Tsunoda, Hiromi Takahata, Masatsugu Hamaji, Teruya Komatsu, Minoru Okada, Tadao Sugiura, Osamu Oshiro, Yoshiharu Sakai, Hiroshi Date, Tatsuo Nakamura, “ Development of a novel marking system for laparoscopic gastrectomy using endoclips with radio frequency identification tags: feasibility study in a canine model, ” Surgical Endoscopy, 2014 (In Press).
2. Fumitsugu Kojima, Toshihiko Sato, Hiromi Takahata, Minoru Okada, Tadao Sugiura, Osamu Oshiro, Hiroshi Date, Tatsuo Nakamura, “ A novel surgical marking system for small peripheral lung nodules based on radio frequency identification technology Feasibility study in a canine model, ” Thoracic and Cardiovascular Surgery, 2013 (In Press).

国際発表

1. Gen Imai, Katsushi Matsuda, Hiromi Takahata, Minoru Okada, “ Particle Filter-Assisted Positioning Method for Identifying RFID-Tag Implanted in the Organism,” 2nd Middle East Conference on Biomedical Engineering, Doha, Qatar, March 2014 (Accepted).
2. Fumitsugu Kojima, Toshihiko Sato, Hiromi Takahata, Minoru Okada, Tadao Sugiura, Osamu Oshiro, Hiroshi Date, Tatsuo Nakamura, “ In-Vivo Localization of Micro Radio Frequency Identification Tag: Concept Proof of Novel Surgical Marking System for Small Peripheral Lung Nodule, ” 21st Annual Meeting of The Asian Society for Cardiovascular and Thoracic surgery (ASCVTS2013), 034-4, Kobe, Japan, April 2013.
3. Hiromi Takahata, Tadao Sugiura, Fumitsugu Kojima, Toshihiko Sato, Minoru Okada, Osamu Oshiro, “ Impact of Transmission Power Variation to the Position Estimation Error Performance of RFID-tag Assisted Surgery Support System, ” International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society(EMBC’2013), SaB08-15, Osaka, Japan, July 2013.
4. Katsushi Matsuda, Hiromi Takahata, Osamu Oshiro, Minoru Okada, “ Joint Estimation of Position and Gain for RFID-Tag Assisted Surgery Support System, ” International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society(EMBC’2013), SaD02-24, Osaka, Japan, July 2013.
5. Gen Imai, Hiromi Takahata, Minoru Okada, “ Particle Filter Assisted RFID Tag Location Method for Surgery Support System, ” International Symposium on Medical Information and Communication Technology (ISMICT), pp.136-139, Tokyo, Japan, March 2013.
6. Hiromi Takahata, Fumitsugu Kojima, Minoru Okada, Tadao Sugiura, Toshihiko Sato, Osamu Oshiro, “ Thoracoscopic surgery support system using passive RFID marker, ” International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society(EMBC’2012), pp.183-186, San Diego, USA, August / September 2012.

7. Fumitsugu Kojima, Toshihiko Sato, Hiromi Takahata, Minoru Okada, Tadao Sugiura, Osamu Oshiro, Hiroshi Date, Tatsuo Nakamura, “ Intra-operative Locating System for Lung Nodules with Micro Radio Frequency Identification Tag, ” The 20th Annual Meeting of the Asian Society for Cardiovascular and Thoracic Surgery, Bali, Indonesia, March 2012.

国内発表

1. 高畑 裕美, 岡田 実, 杉浦 忠男, 佐藤 寿彦, 小島 史嗣, 井村 誠孝, 黒田 嘉宏, 大城 理, “ 極小RFID タグを用いた内視鏡手術支援用微小腫瘍マーキングシステム, ” 生体医工学シンポジウム (JBMES 2013) 講演予稿集, pp.252-254, 2013 年 9 月 (福岡).
2. 小島 史嗣, 佐藤 寿彦, 高畑 裕美, 杉浦 忠男, 岡田 実, 大城 理, 伊達 洋至, 中村 達雄, “ 超小型無線タグを用いた微小病変マーキングシステムの開発-疑似病変切除モデルによる実証-, P12-10, ” 第 30 回日本呼吸器外科学会総会, 2013 年 5 月 (名古屋).
3. 小島 史嗣, 佐藤 寿彦, 高畑 裕美, 岡田 実, 杉浦 忠男, 大城 理, 伊達 洋至, 中村 達雄, “ 超小型 RFID タグを用いた手術用マーキングシステムの開発, ” 日本コンピュータ外科学会誌, vol.14, no.3, 12 - 59 2012 年 11 月 (徳島).
(講演論文賞受賞)
4. 高畑 裕美, 岡田 実, 杉浦 忠男, 佐藤 寿彦, 小島 史嗣, 井村 誠孝, 黒田 嘉宏, 大城 理, “ 極小RFID タグを用いた内視鏡手術支援用微小腫瘍マーキングシステム, ” 生体医工学シンポジウム (JBMES 2012) 講演予稿集, pp.497-499, 2012 年 9 月 (豊中).
5. 高畑 裕美, 岡田 実, 杉浦 忠男, 佐藤 寿彦, 小島 史嗣, 大城 理, “ RFID タグを用いた病変位置特定システムのための電力供給アンテナの開発, ” 日本生体医工学会誌, vol.50, Suppl.1, p.256-257 2012 年 5 月 (福岡) .

6. 高畑 裕美, 岡田 実, 杉浦 忠男, 佐藤 寿彦, 大城 理, “内視鏡手術支援を目的とする RFID タグ腫瘍位置特定システム,” 生体医工学シンポジウム (JBMBBS 2011) 講演予稿集, pp.2-5-5, 2011 年 9 月.(長野).
7. Hiromi Takahata, Minoru Okada, Tadao Sugiura, Toshihiko Sato, Osamu Oshiro, “RFID tag System for Endoscope Navigation, ” Proceedings of The 26th Symposium on Biological and Physiological Engineering (BPES 2011) 1D2-5, pp.319-321, Sept 20-22, 2011 (Kusatsu, Japan).
8. 高畑 裕美, 岡田 実, 杉浦 忠男, 佐藤 寿彦, 大城 理, “RFID タグを用いた体内腫瘍位置特定システムの開発,” 日本生体医工学会誌, vol.49, Suppl.1, pp.180-181, 2011 年 5 月 (東京).

特許等

1. 佐藤寿彦, 岡田実, 杉浦忠男, 高畑裕美, “手術支援システムおよび手術支援装置”, 特願 2013-178310.

その他

1. 高畑 裕美, 井村 誠孝, “EMBC2013 に参加して感じること.” システム制御情報学会, Vol.58, No.5, (2014 5 月 発行予定).
2. “極小 RFID タグを用いた内視鏡手術支援マーキングシステム,” 呼吸と肺循環の ME 専門別研究会. ホテル京阪京都, 2013 年 2 月 (京都).

受賞

1. (講演論文賞) 小島 史嗣, 佐藤 寿彦, 高畑 裕美, 岡田 実, 杉浦 忠男, 大城 理, 伊達 洋至, 中村 達雄, “超小型 RFID タグを用いた手術用マーキングシステムの開発,” 2012 年 11 月.