

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 29 年 6 月 9 日現在

機関番号：17501

研究種目：基盤研究(C) (一般)

研究期間：2014～2016

課題番号：26350453

研究課題名(和文) 電磁気を使用した経鼻胃管の誤挿入防止のための管先端位置検査法の開発

研究課題名(英文) Development of Inspection Method of Tip Position of Nasogastric Tube using Electromagnetic Field

研究代表者

後藤 雄治 (Gotoh, Yuji)

大分大学・工学部・准教授

研究者番号：00373184

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 3,800,000円

研究成果の概要(和文)：嚥下障害を有する患者に対しては鼻から経鼻胃管を胃まで挿入し、栄養注入を行う。しかしこの管は挿入時に誤って肺に挿入してしまう事があり、この状態に気が付かずに栄養注入を行うと致命的な事態を引き起こす場合がある。そのため経鼻胃管が正しく胃内に挿入されている事を確認する必要がある。本研究では、電磁気を使用した経鼻胃管先端位置推定法の検討を行った。本提案手法では、経鼻胃管先端部に3軸検出コイルを設置し、体外に10個の交流励磁コイルを非接触で配置し、交流磁界を印加させ、交流磁界の強さから管先端部の位置を推定する手法を提案した。臨床試験の結果、4mm程度の誤差で経鼻胃管先端位置を推定できる事を確認した。

研究成果の概要(英文)： A nutrition is poured into the stomach of a patient who has a difficulty in swallowing etc., using the nasogastric tube made of resin. When the tube is inserted from the hole of a nose to the stomach, it may be inserted into lungs by mistake. It will become a fatal situation if nutrition is poured in with incorrect insertion. In this paper, the inspection technique of the position of the tip tube inside the human body was examined by detecting the alternating magnetic field excited from ten positions of outside on the human body using the magnetic sensor at the tip of the tube. It is shown that the maximum error of positioning is less than 10mm, then the proposed technique can be applicable in an actual hospital.

研究分野：計測工学

キーワード：経鼻胃管 電磁気検査 臨床試験

1. 研究開始当初の背景

嚥下障害の患者は、経鼻胃管を用いて直接胃へ栄養を注入する必要がある。この鼻から胃までの経鼻胃管の挿入では、気管への誤挿入など、正しく胃に入らない場合がある。この状態で栄養が注入されると呼吸不全や肺炎などの致命的な事態を引き起こすため、誤挿入のチェックは大変重要である。この誤挿入の確認方法としては、一般的に、X線撮影が推奨されている。しかし、この手法は労力がかかり、また、被曝の影響が懸念されるため、実際には行われない場合が多い。この方法以外の判断法としては、胃周辺の腹部に聴診器を当て、経鼻胃管に空気を流し、その音を測定して確認する聴診法や、経鼻胃管から胃液を吸い出して酸の濃度を測定する pH 法が検討されている。しかし、聴診法は皮下脂肪の多い患者に対する誤認があることや、pH 法は、経鼻胃管が胃液で塞がれる等の問題があり、実用的ではない。また炭酸ガスを測定することによって、経鼻胃管が肺に挿入されている事を判断する方法の検討も行われている。しかし、炭酸ガスは胃内にも存在する場合があります。臨床実験段階で実用化には問題があった。以上の事から事実上、現時点では経鼻胃管の誤挿入を判断する手法が確立しておらず、大変問題となっており、誤挿入の検査手法の開発が求められている。

2. 研究の目的

本研究では、電磁気を使用した経鼻胃管先端位置推定法の検討を行った。ただし、経鼻胃管の挿入は、心臓手術の様な大がかりな手術とは異なり、手術室ではなく一般病棟の寝室で行われ、また多くの場合、医師ではなく、看護師が行う。さらに、近年では高齢者福祉施設でも経鼻胃管の挿入が実施されるケースもあり、高度な専門技術や、特別な磁気遮蔽ルームを必要とせず、簡便に検査が行えることが求められる。そこでここでは、利便性の追求を行い、一般病棟の寝室での実用化を目的とした。

本提案手法では、経鼻胃管先端部に 3 軸検出コイルを設置し、体外に 10 個の交流励磁コイルを非接触で配置し、交流磁界を印加させ、交流磁界の強さから管先端部の位置(検出コイル位置)を推定する手法を提案する。なお、経鼻胃管の挿入は、患者が寝室のベッドで仰向けに寝た状態か、通常の食事を取る姿勢で行われる場合が多い。そこで、なるべく、この環境を維持したまま検査が行えるよう、本手法では、体外に配置する励磁コイルは背中や体の周囲全体に配置するのではなく、腹部上面のみに限定することとし、また検査範囲は胃の中とした。まず始めに、検査装置の提案を行い、人体における臨床試験の前に、大学の研究室内での基礎実験を行った。次に、人体模型を使用した検証実験、人体での臨床試験を行い、本手法の有用性を確認した。

3. 研究の方法

ここでは、経鼻胃管先端部に 3 軸検出コイル(空芯コイル)を設置し、患者の体外に設置した交流励磁コイル(空芯コイル)が発生させる交流磁界を測定することで経鼻胃管先端部の位置を推定する手法を提案する。なお、本提案手法では、励磁コイル 3 個を一組として位置推定を行う。検査原理は次の通りである。まず、図 1 に示すような経鼻胃管の先端部に x,y,z 方向にそれぞれ 20 ターンずつ巻かれている 3 軸検出コイルを設置し、図 2 のように体外の腹部上 10 箇所交流磁界発生用の励磁コイルを設置する。図 2(a)は人体の鼻から胃まで、先端部に 3 軸検出コイルを配置した経鼻胃管を挿入した状態を示す。図は検出コイルのリード線をマイクロコンピュータを通し、ノートパソコンに接続し、検出コイルの軌跡をノートパソコン上に表示させている概念図を示している。図 2(b)は 10 個の励磁コイルの構成を示し、患者のみぞおちを基点として胃を検査するために三角形に配置している。みぞおち部分にある剣状突起は、触診により位置の把握が簡単に行え、胃は剣状突起よりも大部分が人体の足側にあるため、この剣状突起の部分をもとに基点(励磁コイル⑥)とした。3 個の励磁コイルが別々のタイミングで発生する交流磁界を体内に挿入された検出コイルにより磁界の振幅値として測定し、位置の異なる 3 箇所からの印加磁界強度を使用して検出コイル位置を推定する。この手順は、10 個の励磁コイルが全て通電されるまで繰り返されるが、励磁コイルの組み合わせパターンは図 2(b)での①⑥⑩、①③⑧、④⑦⑩、②⑥⑨、④⑤⑧、②④⑤、②③⑤、③⑤⑦、⑤⑦⑨、⑤⑧⑨、①②④、③⑥⑦、⑧⑨⑩の中からランダムに選択される。なお、最初に選択する励磁コイルの組み合わせは①、⑥、⑩で統一している。最終的な推定位置はこの繰り返された回数分の推定位置の平均値としている。なお、本手法では、各励磁コイル通電前に検出コイルで地磁気を測定し、その値を各励磁コイルから得られる検出磁界から差し引くことで地磁気の影響を除去している。

本研究では、人体外の腹部に配置した 10 個の各励磁コイルを磁気双極子モーメントと仮定し、交流電流を流して磁界を発生させる。この交流磁界を人体内に挿入した経鼻胃管先端部の 3 軸検出コイルで測定し、進化戦略法を使用して人体内の検出コイルの位置を推定する計算方法を採用した。本手法において当初は 3 個の観測値から解が一つに定まると考え、進化戦略法は適用せずに位置推定を行ってきた。しかし、本手法での計算結果と実測値の誤差が大きくなり、安定した位置推定が行えなかったことから逆問題計算法の進化戦略法を適用した。進化戦略法は、正規乱数を元に推定する逆問題計算法であるため、局所解で収束する危険性が少ない利点を有している。

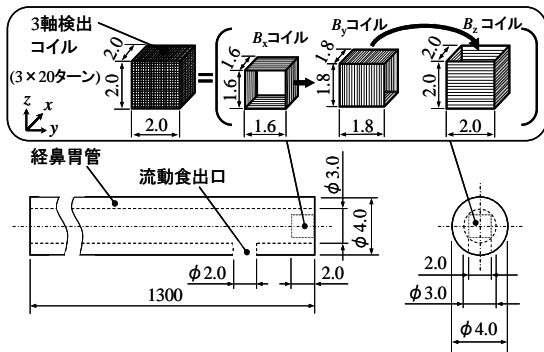
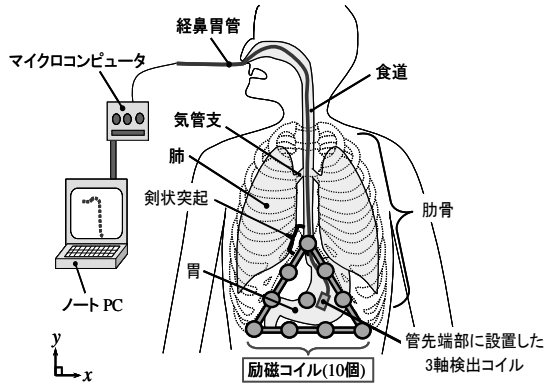
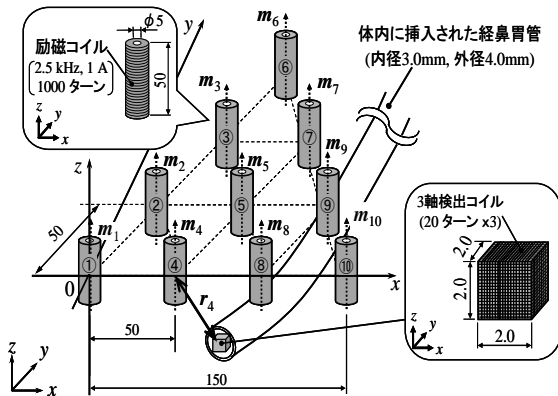


図1 経鼻胃管先端部の3軸検出コイル



(a) 本提案の検査モデル図



(b) 励磁コイル部の詳細図 (単位: mm)

図2 経鼻胃管先端部の位置推定モデル

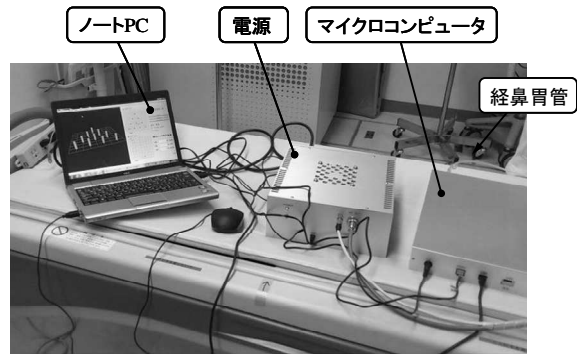
ここでは、本提案手法を用いた検査装置を使用して、研究室内での基礎実験を行った。次に、湯布院病院内において人体模型を用いた検証実験を行い、人体での臨床試験を行った。以下に各実験方法をそれぞれ示す。

(1) 基礎実験

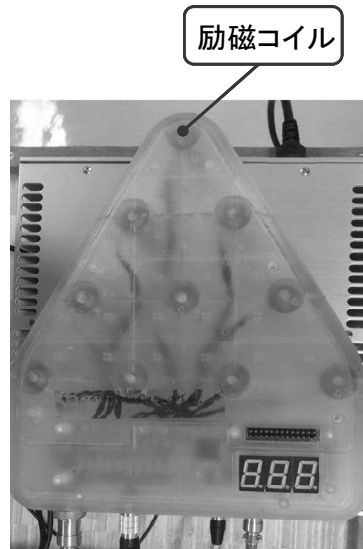
人体における臨床試験の前段階として大学の研究室内で基礎実験を行った。図3に実験装置の全体のシステム構成を示す。システムの構成は、経鼻胃管先端部に配置した3軸検出コイルからのリード線を経鼻胃管内に通し、マイクロコンピュータに接続する。このマイクロコンピュータはノートパソコンと10個の励磁コイルにそれぞれ接続され、検出コイルで測定された磁界をノートパソコンに出力する。そして、ノートパソコン上

に励磁コイルと検出コイルの位置の表示を行う。図4は図3(b)内の10個の励磁コイル配置の上面図(x-y平面)を示し、表1に10個の励磁コイルの具体的な位置座標をそれぞれ示す。10個の励磁コイルは図2(b)にも示す様に同じ形状をした空芯のソレノイドコイル(1000ターン)とし、図4に示す様に等間隔で正三角形に配置している。

実験ではまず、経鼻胃管先端部に配置する3軸検出コイルを座標が既知の位置に設置して、10個全ての励磁コイルに、順番にそれぞれ0.01秒間隔で2.5 kHz、1 Aで通電させる。各励磁コイルからの交流磁界を3軸検出コイルで検出し、各励磁コイルの磁気モーメントを実測値から算出し、記憶しておく。次に、図4に示すx-y平面において検出コイルを10 mm間隔で動かして、検出コイル自身の位置推定を行う。患者の腹部の表面から人体の厚み方向(z方向)に50 mm~100 mm程度までが胃の領域となるため、実験において検討する検出コイルの図2(b)におけるz方向の位置は、患者の腹部上に設置した10個の励磁コイルの底面から-z方向に100 mm程度の範囲で任意に検出コイルを配置し、検出コイルの位置を推定できるか実験を行った。



(a) 検査装置のシステム構成



(b) 磁界発生用励磁コイル(10個)

図3 検査装置の全体図

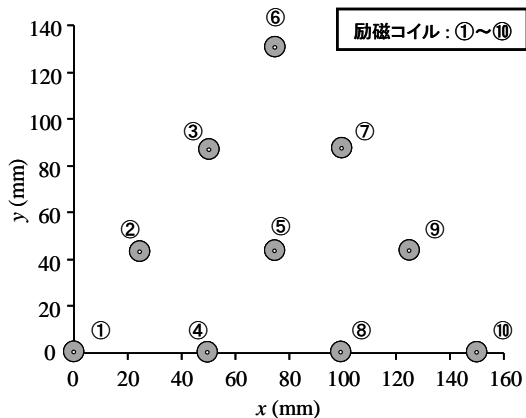


図 4 腹上に設置する 10 個の励磁コイル配置

表 1 励磁コイルの座標

励磁コイル	座標 (mm)		
	X_k	Y_k	Z_k
①	0	0	0
②	25	43	0
③	50	87	0
④	50	0	0
⑤	75	43	0
⑥	75	130	0
⑦	100	87	0
⑧	100	0	0
⑨	125	43	0
⑩	150	0	0

(2) 検証実験と臨床試験

湯布院病院内の X 線 CT スキャン検査装置 (東芝メディカルシステムズ Aquilion64) を使用して、人体模型を用いた検証実験、また人体における臨床試験を行った。(3)-①節で示した実験方法と同様に検証実験と臨床試験では、図 1 に示した経鼻胃管の先端部に 3 軸検出コイルを設置し、人体模型、人体に経鼻胃管を挿入した状態で本提案検査装置と、CT を使用して管先端部の位置を同時に測定し、両者で検出コイルの位置の比較を行った。なお、人体模型は京都科学社製マーゲンシミュレータ MS-1 形を使用し、検証実験では、人体模型の仕様により口から経鼻胃管の挿入を行った。また、臨床試験については湯布院病院倫理委員会の許可を受け、健康な 50 歳男性による実験を実施した。

4. 研究成果

(1) 基礎実験結果

研究室で行った基礎実験の結果を表 2 に示す。表 2 からケース a~d は誤差 10 mm 以内で推定出来ているが、x-y 平面上の励磁コイル①、⑥、⑩で作られる正三角形外に検出

コイルを配置したケース e、f の場合では、誤差が 10 mm 以上となった。なお、ここでの誤差は実際の検出コイル位置と、推定位置との距離(絶対値)とした。

実際の臨床において、経鼻胃管先端部の位置推定に求められる精度は誤差 10 mm 程度であるため本提案手法が使用できる可能性がある。

表 2 本提案手法を用いた位置推定結果

ケース	実際の検出コイル位置(mm)			推定位置(mm)			誤差(mm)
	x	y	z	x	y	z	
a	60	60	-80	55.2	59.1	-85.7	7.5
b	100	70	-110	100.6	70.6	-111.4	1.6
c	80	70	-120	79.3	74.3	-123.1	5.3
d	40	20	-150	37.5	15.7	-148.9	5.1
e	30	70	-60	26.1	45.4	-52.4	26
f	150	30	-90	140	26.8	-96.7	12.5

次に、より詳細な基礎実験を行った。結果を図 5 にそれぞれ示す。これらの図は、図 5(a) に示すような各 x-y 平面における誤差の分布を図 5(b)~(f) にそれぞれ示している。図は検出コイルを 10 mm 間隔で移動させて位置推定を行った領域内において、誤差が 10 mm 以上の領域で黒色の濃淡が表示される様に示している。また図内の点線で構成される正三角形は励磁コイル①、⑥、⑩を結んだものである。図 5(b)~(d) から、 $z=-70\sim-150$ mm の範囲において、励磁コイル①、⑥、⑩で構成される正三角形内(点線内)では誤差 10 mm 以内で推定出来ているが、正三角形外(点線外)では誤差が大きくなり、誤差 10 mm 以上になる場合があることがわかる。また、図 5(e)、(f) から、 $z=-170$ 、 -190 mm では正三角形内においても誤差が 10 mm 以上になる場合が多いことがわかる。これは $z=-70$ mm より浅い位置では、励磁コイルを磁気双極子モーメントと仮定した影響により計算値と実測値が合わないため位置推定が難しく、 $z=-170$ mm 以上の深い位置では励磁コイルからの磁界が届かず、検出信号が微弱になることが原因だと考えられる。また、誤差分布図に対称性が見られないのは、10 mm 間隔で検出コイルを移動させる際に x-y テーブル等を使用せず手で移動させたことが影響したと考えられる。以上のことから、 $z=-170$ mm 以上の深い位置では誤差が大きくなり、測定を行うのが難しいが、 $z=-70\sim-150$ mm であれば正三角形内において、誤差 10 mm 以内で検出コイルの位置を推定できると考えられる。

(2) 検証実験と臨床試験の結果

CT を使用した検証実験、臨床試験の様子

を図 6、図 7 にそれぞれ示す。図 6、図 7 のように人体模型、人体の胃の中に、先端部に 3 軸検出コイルを搭載した経鼻胃管を挿入し、腹部上に 10 個の励磁コイルを配置した。本提案検査装置で測定した検出コイルの位置

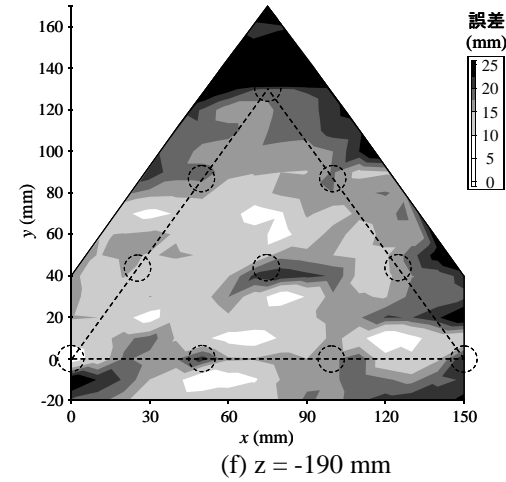
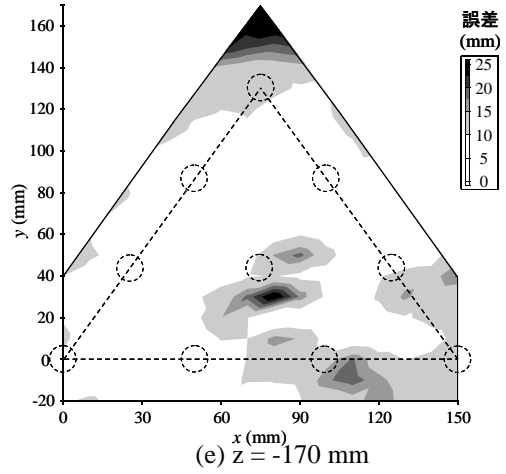
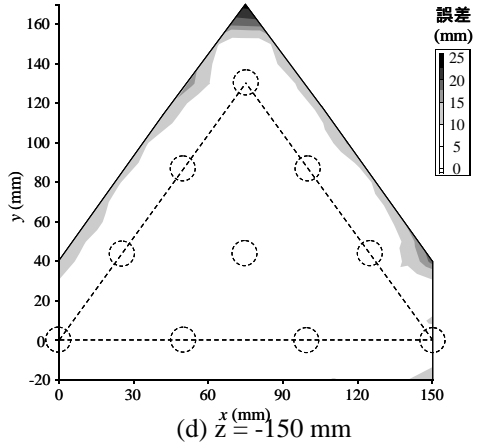
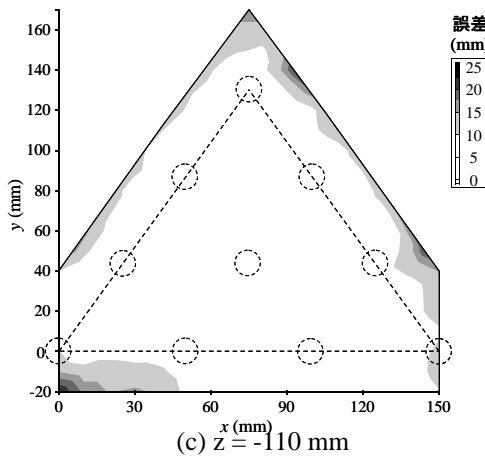
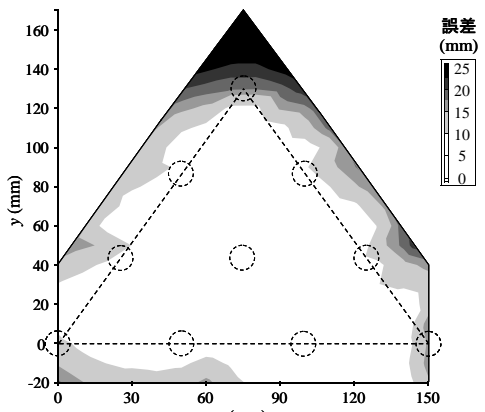
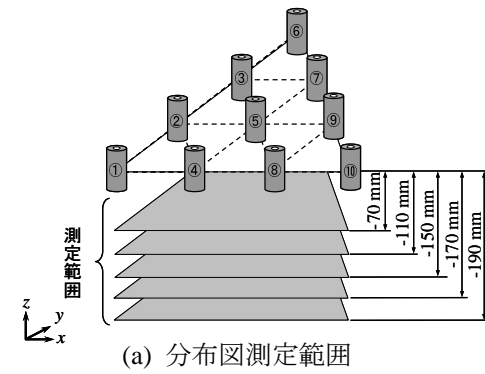


図 5 誤差分布図($z = -70 \text{ mm} \sim -190 \text{ mm}$)

と、CT 撮影で測定した検出コイルの位置を比較し、本提案手法の測定精度を確かめた。表 3 にそれぞれ検証実験と臨床試験の結果をまとめて示す。ケース a、b が検証実験、ケース c が臨床試験の結果を示しており、CT で測定された結果と本提案検査装置での位置推定結果の誤差は、検証実験、臨床試験共に誤差 10 mm 以内で推定出来ていることがわかる。ケース c の臨床試験においては誤差 3.6 mm と精度良く推定出来ており、本提案手法の有用性を示すことができた。

人体模型に挿入された経鼻胃管

励磁コイル(10個)

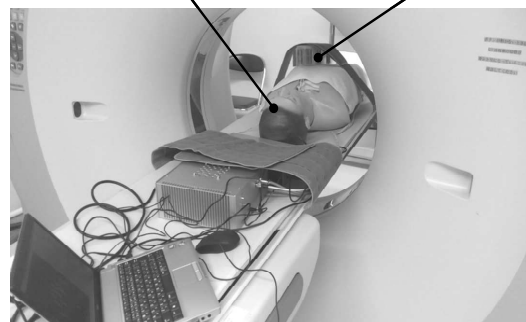


図 6 CT を使用した検証実験

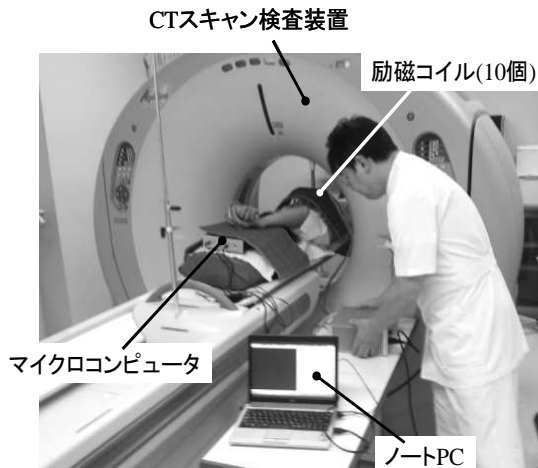


図7 CTを使用した臨床実験

表3 CTと本提案手法の比較

ケース	CT (mm)			本提案手法 (mm)			誤差 (mm)
	x	y	z	x	y	z	
a	106	64	-73	101	56	-71	9.6
b	65	68	-101	68	60	-105	9.4
c	89.2	36.2	-112.7	92.6	36.1	-113.9	3.6

(3) まとめ

本研究で得られた知見を以下に示す。

- ①人体外の腹部に設置した 10 個の励磁コイルそれぞれから発生する交流磁界の強さを、経鼻胃管先端部に設置した 3 軸検出コイルで測定することにより管先端の位置を、推定できる可能性を示した。
- ②本提案手法では 10 個の励磁コイルで構成される三角形内で、深さ方向が 70 mm ~ 150 mm であれば誤差 10 mm 以内で推定が可能であることが分かった。
- ③人体模型及び人体における CT スキャン検査装置との比較検証実験で、誤差 10 mm 以内で管先端位置を推定することが出来た。実際の臨床において経鼻胃管先端部の位置推定に求められる精度は誤差 10 mm 程度であるため、本提案手法が使用できる可能性がある。

今後は、実用化に向けて位置精度の向上や装置全体の小型化、コストの改善等の検討を行うと共に、臨床試験において、実用性を検討する予定である。

5. 主な発表論文等

[雑誌論文] (計 4 件)

- ①藤井孝憲、小森博之、後藤雄治、宮崎吉孝、交流磁界を用いた経鼻胃管先端部の非接触位置推定法の提案、計測自動制御学会論文集、査読有り、第 51 巻第 10 号、pp.713-723、2015
- ②T. Sasayama, Y. Gotoh, and K. Enpuku, Improving Estimation Accuracy of Nasogastric

Tube Tip Position Using Predata、IEEE Transactions on Magnetics、査読有り、vol.51、no.11、5101604、2015

- ③T. Sasayama, Y. Gotoh, and K. Enpuku, Application of Minimum Variance Beamformer for Estimation of Tip Position of a Nasogastric Tube、IEEE Transactions on Magnetics、査読有り、vol.50、no.11、5101404、2014
- ④Y. Gotoh, A. Nakamura, and Y. Miyazaki, Evaluation of Electromagnetic Measuring Technique of Tip Position of Nasogastric Tube using Evolution Strategy、IEEE Transactions on Magnetics、査読有り、vol.50、no.2、7022904、2014

[学会発表] (計 5 件)

- ①笹山瑛由、後藤雄治、圓福敬二、実環境下における胃管先端部の位置推定システムの研究開発、表面 3 部門合同研究集会、(一社)日本非破壊検査協会、2016 年、10 月 24 日、(一社)日本非破壊検査協会本部(東京都・江東区)
- ②T. Sasayama, Y. Gotoh, and K. Enpuku, Improving Estimation Accuracy of Nasogastric Tube Tip Position Using Predata、IEEE International Magnetics Conference、2015 年 5 月 14 日、Beijing、(China)
- ③藤井孝憲、小森博之、後藤雄治、宮崎吉孝、立方体 3 軸検出コイルを使用した経鼻胃管先端位置確認法、(一社)日本非破壊検査協会、第 18 回 表面探傷シンポジウム、2015 年 3 月 10 日、メルパルク京都(京都府・京都市)
- ④藤井孝憲、小森博之、後藤雄治、宮崎吉孝、電磁界を利用した経鼻胃管先端部の非接触位置推定法の提案、計測自動制御学会、「第 31 回センシングフォーラム」、2014 年 9 月 26 日、佐賀大学理工学部(佐賀県・佐賀市)
- ⑤T. Sasayama, Y. Gotoh, and K. Enpuku, Application of minimum variance beamformer for estimation of tip position of a nasogastric tube、IEEE International Magnetics Conference、2014 年 5 月 7 日、Dresden、(Germany)

6. 研究組織

(1) 研究代表者

後藤 雄治 (Gotoh, Yuji)

大分大学・工学部・機械エネルギーシステム工学科・准教授

研究者番号：00373184