

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6179894号  
(P6179894)

(45) 発行日 平成29年8月16日(2017.8.16)

(24) 登録日 平成29年7月28日(2017.7.28)

(51) Int.Cl.		F I			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	5 5 2
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/07</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	C
<b>G O 1 S</b>	<b>5/14</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/07	
			G O 1 S	5/14	

請求項の数 4 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2013-175422 (P2013-175422)  
 (22) 出願日 平成25年8月27日 (2013.8.27)  
 (65) 公開番号 特開2015-43813 (P2015-43813A)  
 (43) 公開日 平成27年3月12日 (2015.3.12)  
 審査請求日 平成28年8月25日 (2016.8.25)

(73) 特許権者 304021277  
 国立大学法人 名古屋工業大学  
 愛知県名古屋市昭和区御器所町字木市29番  
 (72) 発明者 安在 大祐  
 愛知県名古屋市昭和区御器所町字木市29番 国立大学法人名古屋工業大学内  
 (72) 発明者 王 建青  
 愛知県名古屋市昭和区御器所町字木市29番 国立大学法人名古屋工業大学内  
 審査官 佐藤 高之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 インプラント通信端末の位置検出装置および位置推定方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体内のインプラント通信機器端末から送信された信号を複数の受信装置にて受信して前記インプラント通信機器端末の位置を検出する位置検出装置であって、前記受信装置が受信する受信電界強度と信号到来時間により被検体の比誘電率を推定する手段と、推定された比誘電率をもとに信号伝搬速度を推定する手段と、推定された信号伝搬速度と前記信号到来時間をもとに前記インプラント通信機器端末の位置を決定する手段と、を有する位置検出装置。

【請求項2】

被検体内のインプラント通信機器端末から送信された信号を複数の受信装置にて受信して前記インプラント通信機器端末の位置を検出する位置推定方法であって、前記受信装置が受信する受信電界強度と信号到来時間により被検体の比誘電率を推定するステップと、推定された比誘電率をもとに信号伝搬速度を推定するステップと、推定された信号伝搬速度と前記信号到来時間をもとに前記インプラント通信機器端末の位置を決定するステップと、を有する位置推定方法。

【請求項3】

前記比誘電率を推定するステップが、数式(1)および数式(2)で表される請求項2に記載の位置推定方法。

$$E = \frac{1}{d} E_0 e^{-\alpha(\epsilon_r) d} \quad (1)$$

$$\alpha(\epsilon_r) = \omega \sqrt{\mu_0 \epsilon_0 \epsilon_r} \operatorname{Im} \left[ \sqrt{1 - j \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0 \epsilon_r}} \right] \quad (2)$$

(数式(1)および(2)において、 $E_0$ は送信電界強度[V/m]、 $E$ は受信電界強度[V/m]、 $d$ はインプラント通信機器端末と受信装置の距離[m]、 $\epsilon_r$ は比誘電率 $\epsilon_r$ の関数である減衰係数、 $\omega$ は角周波数[rad/s]( $2\pi \times$ 送受信信号周波数)、 $\sigma$ は導電率[S/m]、 $\operatorname{Im}$ は括弧内の虚数部である。)

【請求項4】

請求項3に記載された数式(1)と数式(2)を用いる比誘電率を推定するステップと、推定された比誘電率情報に基づいた信号到来時間による位置を推定するステップと、 $\omega$ を交互に繰り返すアルゴリズムによる、請求項3に記載の位置推定方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、カプセル型内視鏡等のインプラント通信機器の端末位置検出に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡分野では、撮影機能や無線通信機能等を内蔵したカプセル型内視鏡が消化管等の被検体内部を移動し、被検体内部を順次撮影して画像データを生成し、この画像データを順次無線送信し、被検体外部の受信装置が受信するシステムが普及してきた。受信した画像データは受信装置に内蔵されたメモリに記憶され、さらに検査後には画像データが画像表示装置に取り込まれて被検体の診断が行われる。

【0003】

このカプセル型内視鏡は、外部からの制御ではなく蠕動運動により体腔内を移動するため、カプセル型内視鏡により送信された画像データが、体腔内のどの位置でされたか正しく認識することが必要となる。また、カプセル型内視鏡以外に心臓ペースメーカー等のインプラント機器の位置を取得するニーズが高くなり、種々提案されている。例えば、被検体を磁場中におき、カプセル型内視鏡に内蔵された磁場センサによりその磁場を検出してカプセル型内視鏡の位置を特定する方式がある。しかし、位置検出用の磁場以外に電子機器に起因するノイズ磁場を検出することとなり、位置検出精度が低下しやすい。そこで、例えば、このノイズ磁場と検出すべき磁場との比較判定手段を有する技術が特許文献1に開示されているが、磁場検出のための専用デバイスを内視鏡内に付加する必要があること、また高い検出精度を得るためには事前のキャリブレーションが必要となるという欠点がある。

【0004】

一方、カプセル型内視鏡と被検体外部の受信装置では映像信号の送受が行われており、映像信号と同時に位置信号を無線通信で送受することにより、カプセル型内視鏡の位置を特定する方式が行われている。例えば、特許文献2はこの無線信号による位置検出方法を開示しており、より具体的には受信電界強度(または受信電力)を測定して位置検出を行う方法である。しかし、受信電界強度による位置検出の精度は十分ではなく、より精度が高い方式として、無線通信信号の到達時間を測定して位置を特定する方式(TOA方式)が知られている。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 5 】

カプセル型内視鏡等のインプラント機器が送信された無線通信信号は人体内を伝搬するため、人体による波長短縮効果の影響を受ける。一般的な無線通信端末の位置検出では、無線通信信号は空气中を伝搬するため伝搬速度は光速として取り扱うことが可能であるが（伝搬速度は既知で一定）、インプラント機器の無線通信信号は波長が短縮される影響があり、伝搬速度は光速で一定とは限らない。従って、インプラント機器において信号到来時間によって位置検出を行うためには、信号到来時間だけでなく信号伝搬速度の推定も必要となる。ところが、体腔内の各臓器によって誘電率が異なるため、信号伝搬速度は無線信号の伝搬経路によって異なり、事前に信号伝搬速度を把握することはできない。

## 【 0 0 0 6 】

TOA方式の非特許文献1では、CTスキャン等によって取得した誘電率のマップを用いて信号伝搬速度の推定を行っている。しかしながら、カプセル型内視鏡を想定した場合は、事前に誘電率マップを取得することは実用上適しておらず、他のインプラント機器においても、事前に誘電率マップを取得することが困難な状況が想定される。他の手段として、人体の平均的な誘電率を利用する方法が考えられるが、高精度に位置検出を行う上で誘電率の差異がもたらす影響が懸念される。

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 6 - 7 5 5 3 4

【 特許文献 2 】 WO 2 0 1 2 / 1 1 7 8 1 5 A 1

## 【 非特許文献 】

## 【 0 0 0 8 】

【 非特許文献 1 】 M. Kawasaki and R. Kohno, "A TOA based positioning technique of medical implanted devices," in Third international Symposium on Medical information & communication technology, ISMICT09, Montral, 2009.

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 9 】

そこで、従来のTOA方式の課題を解決すべく、被検体の比誘電率を予め測定することなく、比誘電率を受信信号強度(RSSI)と信号到来時間とによって推定し、推定された比誘電率をもとに信号伝搬速度を求め、信号伝搬速度と信号到来時間をもとにインプラント機器の位置を推定すること、およびその実証を課題とした。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 1 0 】

すなわち、本発明者は、鋭意検討の結果、上記推定のフローが実証できること、すなわち上記課題が解決しうることを見出した。すなわち、本発明によれば、以下のインプラント通信端末の位置検出装置および位置推定方法が提供される。

## 【 0 0 1 1 】

[ 1 ] 被検体内のインプラント通信機器端末から送信された信号を複数の受信装置にて受信して前記インプラント通信機器端末の位置を検出する位置検出装置であって、前記受信装置が受信する受信電界強度と信号到来時間により被検体の比誘電率を推定する手段と、推定された比誘電率をもとに信号伝搬速度を推定する手段と、推定された信号伝搬速度と前記信号到来時間をもとに前記インプラント通信機器端末の位置を決定する手段と、を有する位置検出装置。

## 【 0 0 1 2 】

[ 2 ] 被検体内のインプラント通信機器端末から送信された信号を複数の受信装置にて受信して前記インプラント通信機器端末の位置を検出する位置推定方法であって、前記受信装置が受信する受信電界強度と信号到来時間により被検体の比誘電率を推定するステップと、推定された比誘電率をもとに信号伝搬速度を推定するステップと、推定された信号伝

10

20

30

40

50

搬速度と前記信号到来時間をもとに前記インプラント通信機器端末の位置を決定するステップと、を有する位置推定方法。

【0013】

[3] 前記比誘電率を推定するステップが、数式(1)および数式(2)で表される前記[2]に記載の位置推定方法。

$$E = \frac{1}{d} E_0 e^{-\alpha(\epsilon_r) d} \quad (1)$$

$$\alpha(\epsilon_r) = \omega \sqrt{\mu_0 \epsilon_0 \epsilon_r} \operatorname{Im} \left[ \sqrt{1 - j \frac{\sigma}{\omega \epsilon_0 \epsilon_r}} \right] \quad (2)$$

10

(数式(1)および(2)において、 $E_0$ は送信電界強度[V/m]、 $E$ は受信電界強度[V/m]、 $d$ はインプラント通信機器端末と受信装置の距離[m]、 $\epsilon_r$ は比誘電率 $\epsilon_r$ の関数である減衰係数、 $\omega$ は角周波数[rad/s] ( $2\pi \times$ 送受信信号周波数)、 $\sigma$ は導電率[S/m]、 $\operatorname{Im}$ は括弧内の虚数部である。)

【0014】

20

[4] 前記[3]に記載された数式(1)と数式(2)を用いる比誘電率を推定するステップと、推定された比誘電率情報に基づいた信号到来時間による位置を推定するステップとを交互に繰り返すアルゴリズムによる、前記[3]に記載の位置推定方法。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の検証のためのFDTDシミュレーションモデル1の直方体モデル、発信点、および受信点を示す図である。

【図2】本発明の検証のためのFDTDシミュレーションモデル1の直方体モデルのXZ断面を示す図である。

30

【図3】本発明の検証のためのFDTDシミュレーションモデル1の発信点、受信点の詳細を示す図である。

【図4】FDTDシミュレーションモデル1による比誘電率推定モデルの検証結果を示すグラフである。

【図5】FDTDシミュレーションモデル2の複数の人体組織と送受信点の配置を示す図である。

【図6】FDTDシミュレーションモデル2において受信点2(R×2)における比誘電率推定モデルの検証結果を示すグラフである。

【図7】FDTDシミュレーションモデル2において受信点3(R×3)における比誘電率推定モデルの検証結果を示すグラフである。

40

【図8】比誘電率推定モデルを用いた位置推定のアルゴリズムのフローチャートを示す図である。

【図9】FDTDシミュレーションモデル1を用いた位置推定精度の評価結果を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、図面を参照しつつ本発明の実施の形態について説明する。本発明は、以下の実施形態に限定されるものではなく、発明の範囲を逸脱しない限りにおいて、変更、修正、改良を加え得るものである。

【0017】

50

以下、インプラント通信機器端末の例として、カプセル型内視鏡を例にとって本発明の装置構成の概要を説明する。本発明に係る装置構成は従来の装置と同じであるが、本発明の特徴を述べる前に装置構成を簡単に説明する。

【0018】

カプセル型内視鏡システムは、被検体内の体内画像を撮像するカプセル型内視鏡と、カプセル型内視鏡によって撮像された体内画像がカプセル型内視鏡から無線送信され、受信アンテナを介して受信し、画像表示装置へ転送する位置検出装置、および画像表示装置を含む構成からなる。カプセル型内視鏡は、透明で円筒状胴体とその両端に半球状のキャップが組み合わされた形状であり、照明部、レンズ、撮像部、撮像信号から画像信号を生成する回路基板、送受信回路、および電源部とからなる。位置検出装置は少なくとも4つの受信アンテナを含み、さらに画像記憶装置を含む受信装置からなる。そして、位置検出装置には、比誘電率を推定し、推定された比誘電率をもとに信号伝搬速度を推定し、推定された信号伝搬速度と測定された信号到達時間とからカプセル型内視鏡の位置を検出する演算処理部を含む。

10

【0019】

位置検出装置において推定演算される比誘電率と測定する受信信号強度について、以下のモデルを提案する。そして、このモデルの有効性を後に検証する。ここで、比誘電率を推定するステップを、数式(1)および数式(2)で表す。

$$E = \frac{1}{d} E_0 e^{-\alpha(\epsilon_r) d} \quad (1)$$

20

$$\alpha(\epsilon_r) = w \sqrt{\mu_0 \epsilon_0 \epsilon_r} \operatorname{Im} \left[ \sqrt{1 - j \frac{\sigma}{w \epsilon_0 \epsilon_r}} \right] \quad (2)$$

数式(1)および(2)において、 $E_0$ は送信電界強度[V/m]、 $E$ は受信電界強度[V/m]、 $d$ はインプラント通信機器端末(送信装置)と受信装置の距離[m]、 $\alpha(\epsilon_r)$ は比誘電率 $\epsilon_r$ の関数である減衰係数、 $w$ は角周波数[rad/s]( $2\pi \times$ 送受信信号周波数)、 $\sigma$ は導電率[S/m]、 $\operatorname{Im}$ は括弧内の虚数部である。

30

数式(1)は、送信源を点波源として家庭した場合に距離 $d$ 離れた点の受信電界強度を表現したモデルであり、数式(2)は、比誘電率 $\epsilon_r$ と導電率 $\sigma$ の物質中を伝搬した際の減衰係数を表現したモデルである。なお、送受信間距離( $d$ )は信号到来時間( $t$ )と光速( $c$ )の積を比誘電率( $\epsilon_r$ )の平方根で除したものである。

【0020】

上記の数式(1)および数式(2)で表されるモデルを時間領域差分法(FDTD法)によって検証を行った。主に筋肉から構成される直方体のモデル1と、解剖学的人体数値モデルを用いたモデル2を対象に検証を行った。モデル1は本発明で仮定している数式モデルに極力沿うように設計されており、一方、モデル2は実際の人体を模した解剖学的人体数値モデルを利用し、数式(1)と数式(2)で表現される数学モデルによって実際の人体でも推定が可能であるか検証するモデルとなっている。なお、人体の比誘電率と導電率は周波数によって変化する周波数依存性を有するが、モデル1では中心周波数4.1GHzでの比誘電率と導電率を用いた。一方、モデル2では実際の環境をよりよく表現するため、デバイ分散式によって比誘電率と導電率の周波数依存性も考慮した。

40

【0021】

(シミュレーションモデル1による検証)

図1、図2および図3に示すように、人体を最も単純化して模した、20cm(奥行方向/Y軸方向)×30cm(横方向/X軸方向)×40cm(縦方向/Z軸方向)の直方

50

体を対象として、その表面から順に皮膚（2 mm厚）、脂肪（4 mm厚）、筋肉とした。この直方体内に発信点を18点、立方体表面上に受信点を10点取り、中心周波数4.1 GHz、周波数帯域1.4 GHzのUWBパルスを使用して、FDTD法によりシミュレーションを行った。送信アンテナはダイポールアンテナである。発信点の18点は、直方体縦方向の中央に2 cmの差異を設けた上段と下段、上段と下段それぞれに、XY断面中央部に2 cm間隔でずらした9点をとった。受信点の10点は直方体Z方向の中央に、対向する各横方向（X軸方向）に3点、同じく各奥行方向（Y軸方向）に2点とった。なお、図2に、本シミュレーションで用いた皮膚、脂肪、および筋肉の比誘電率および導電率を示す。

#### 【0022】

シミュレーションモデル1の結果を図4に示す。横軸に $d$ （送受信機間距離）、縦軸に $\log(dE/E_0)$ として、前記18点の送信点と10点の受信点との組み合わせ（計180点）をプロットしたところ、ほぼ直線状に並ぶことが分かった。そこで、簡易的に、前記数式（2）に筋肉の比誘電率として50.695を代入して得た、傾き（ $r$ ）：81.806と、これら多数のプロット点の最小二乗法による近似式の傾きとがほぼ一致することが分かった。

#### 【0023】

（シミュレーションモデル2による検証）

前記単一物質（実質的に筋肉のみ）から構成されるシミュレーションモデル1に加えて、解剖学人体数値モデルを用いたシミュレーションモデル2による検証を実施した。解剖学的人体数値モデルとして、情報通信研究機構が開発した人体モデルを用いた。このモデルは、身長173 cm、体重65 kg、そして51種類の生体組織から構成されている。FDTD法で用いるセルは1辺4 mm角の立方体セルである。送信信号の周波数はモデル1同様に中心周波数4.1 GHz、周波数帯域1.4 GHzとし、送信アンテナはダイポールアンテナを用いた。図5に示すように、受信点は腹部周り10箇所配置した。一方、送信点は小腸を中心に6点を配置し、各送信点から送信された信号に対する各受信点での受信電界強度をFDTDシミュレーションによって算出した。なお、デバイ分散式により、モデル2における各組織の比誘電率と導電率の周波数依存性を考慮している。

#### 【0024】

シミュレーションモデル2における6箇所の発信点（ $T \times 1 \sim T \times 6$ ）から送信された信号を受信する受信点の結果として、典型的な結果であった2箇所の受信点（ $R \times 2, R \times 3$ ）での結果を、横軸に $d$ （送受信機間距離）、縦軸に $\log(dE/E_0)$ として、図6および図7にそれぞれ示す。数式（1）と（2）によって最小二乗法によるパラメータフィッティングを行った結果、モデル1同様に、直線的な関係が得られることが分かり、本発明の数学モデルによって比誘電率の推定が可能であることを示している。つまり、シミュレーションモデル1のほぼ筋肉から構成される単純モデルだけでなく、シミュレーションモデル2のような複数の組織から構成される人体においても、本発明の数学モデルが有効であることが確認された。

#### 【0025】

次に、カプセル型内視鏡等の対象物の位置を推定するため、上記の比誘電率推定モデルを用いた位置推定のアルゴリズムのフローチャートを図8に示す。本発明における位置推定方式は、初期化ステップ、位置推定ステップおよび比誘電率推定ステップにより行われ、また、繰り返し推定アルゴリズムにより、カプセル内視鏡位置と比誘電率パラメータは交互に繰り返して推定される。まず、初期化ステップでは推定する比誘電率パラメータ $m_{r,n}$ とイタレーション回数を表現するパラメータ $m$ の初期化を行う。ここで、 $n$ は受信点のインデックスであり、 $n=1, 2, \dots, N$ の値を取る（ $N$ は総受信点数を示す）。比誘電率パラメータの初期としては人体の平均パラメータ等を用いる。次に、位置推定ステップでは、最小二乗法により位置推定を行い、推定位置の更新を行う。推定ステップにおける $t$ はカプセル内視鏡位置の三次元位置 $[x, y, z]^T$ を示し、 $t^m$ は $m$ 回目更新された推定位置を表現している。そして、更新された推定位置を用いて比誘電率の更新を行う。さらに、比誘電率推

10

20

30

40

50

定の原理としては、前記数式(1)と(2)を用いる。数式(1)ではカプセル内視鏡と受信点の距離が必要となるが、これは位置推定ステップで更新された推定位置を用いて算出する。比誘電率パラメータを更新した後、イタレーション数が $m_{max}$ に到達しているかを判定し、到達していなければイタレーション数 $m$ を1増加させ、位置推定ステップへ戻る。イタレーション数が $m_{max}$ に到達していれば位置推定アルゴリズムを終了する。

以上のように、本発明の位置推定方法は、前記数式(1)と数式(2)を用いる比誘電率を推定するステップと、推定された比誘電率情報に基づいたTOA(信号到達時間)による位置を推定するステップとを交互に繰り返すアルゴリズムに基づくものである。

【0026】

上記位置推定アルゴリズムを検証するために、シミュレーションモデル1において位置推定精度を評価した。その結果を図9に示す。比較として、比誘電率の推定を行わずに、筋肉の比誘電率を既知の情報として与える手法についても評価を行った(予め被検体の誘電率を測定する従来方式)。図9より、全送信点18点において従来法とほぼ同精度が達成できていることが分かる。さらに、全送信点18点に対する二乗平均平方根誤差(RMSE)を求めたところ、シミュレーションモデル1は0.0140mであり、一方、筋肉の比誘電率が既知の情報として与えられた従来方式は0.0137mと得られたので、二乗平均平方根誤差の観点でもほぼ同精度での位置推定結果となった。以上の結果より、本発明による位置推定方式を用いれば、予め被検体の比誘電率の測定を行わずに、カプセル型内視鏡等のインプラント通信端末の位置の確度高い推定が可能であることが示された。

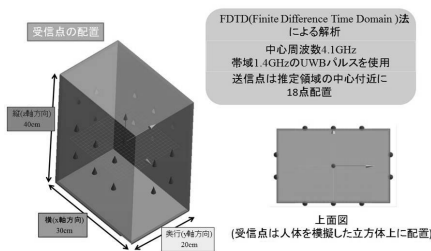
【産業上の利用可能性】

【0027】

本発明はカプセル型内視鏡等のインプラント通信端末の位置検出装置に利用できる。

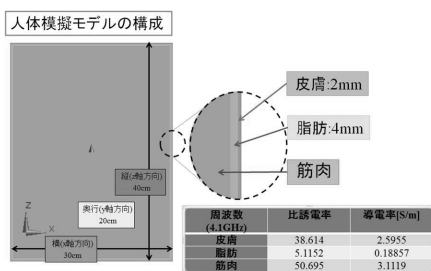
【図1】

FDTDシミュレーションモデル(1/3)



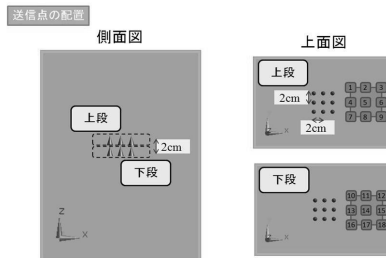
【図2】

FDTDシミュレーションモデル(2/3)



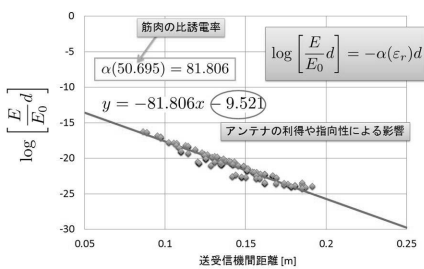
【図3】

FDTDシミュレーションモデル(3/3)



【図4】

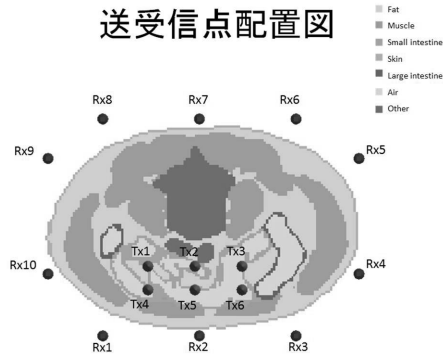
FDTDシミュレーションによる検証



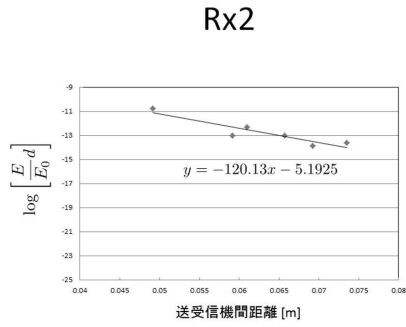
10

20

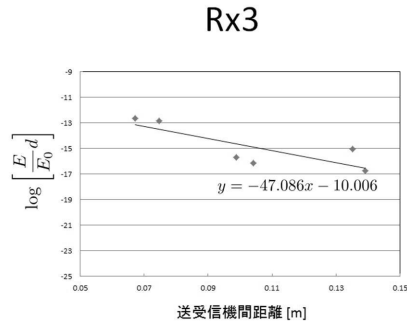
【図5】



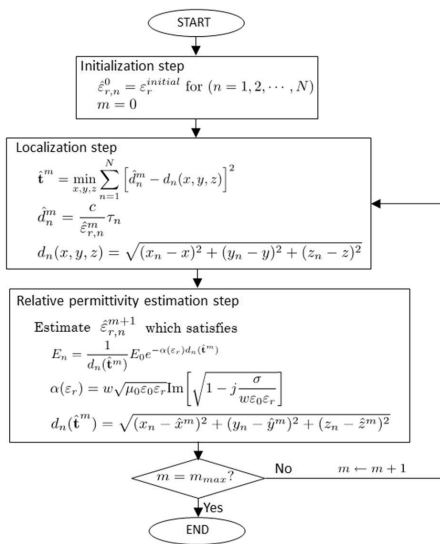
【図6】



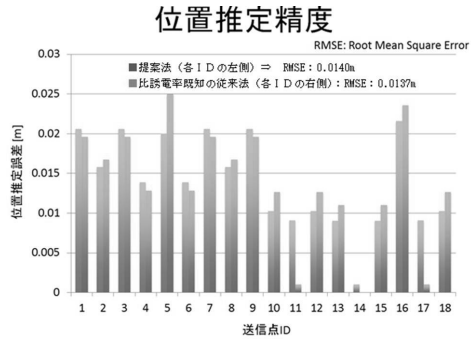
【図7】



【図8】



【図9】





---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2008-237639(JP,A)  
特開2007-000608(JP,A)  
特開2009-031293(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00-5/22