

多重極子電極構造により生成される準静電界を応用した 新しい近接センシング手法の検討*

滝口清昭^{*1}, 児矢野英典^{*2}, 河野賢司^{*3}

Consideration about Novel Proximity Sensing Technique Applying Quasi Electric Field Generated by Multipole Electrodes Structure

Kiyooki TAKIGUCHI^{*1}, Hidenori KOYANO and Kenji KOUNO

^{*1} The University of Tokyo, Institute of Industrial Science
4-6-1, Komaba, Meguro-ku, Tokyo, 153-8505 Japan

Among the three components of electromagnetic field (radiated field, induced field and quasi electrostatic field (QEF)), the QEF has a characteristic of decaying proportional to cube of the distance. Regardless of the QEF's potential characteristics, QEF has been treated as unimportant in the past. In this paper, we developed a novel proximity sensing technology applying QEF. Noncontact and noninvasive object sensing is realized by using equilibrium of QEF distributions generated with the multiple electrodes structure. From results of electromagnetic simulation and experimental analysis, we clarified our method can improve the detection resolution of conventional proximity sensing method drastically, because the detection resolution in our method doesn't depend on QEF frequency generated by quadrupole electrodes, but depends on the parameter of the gap size between each electrode. Finally, we focused on human vein sensing, as one of the most important application example of our technique, which is well known as a biometrics technology. From the electromagnetic simulation, we confirmed our method is applicable to the vein sensor by using the matrix array structure of the fundamental element of quadrupole electrodes.

Key Words : Active Sensing, Sensor, Numerical Simulation, Biomedical Measurement, Blood Vessel, Quasi Electrostatic Field, Multipole Electrodes

1. 緒 言

現代社会において、電磁界は、通信やセンサーをはじめとして、様々な分野での応用がなされており、実生活に必須のものとなっている。それらの応用においては、Maxwell 方程式により導き出される電磁界の成分の中で、主に遠方界で支配的な「放射界」、いわゆる「電波」が主に用いられている。一方、電圧源の近傍では、「電波」とは異なる電界や磁界分布が生じている。非伝搬波とも呼ばれている「準静電界」は、前述の「放射界」と同様に、電磁波の成分の一つである⁽¹⁾が、従来の通信においては、その名の通り、伝搬しにくいという特性やノイズの一種としての扱いなど、負の側面のみが強調される。先行研究として歩行パターン認識⁽²⁾に準静電界を用いた研究実績がある。しかし、実用面において履物や路面等の条件により大きく左右されてしまう為、サイエンス的な興味の対象にはなるものの、エンジニアリング面で注目されることがなく現在に至っている。

また、既存の研究において、一部エンジニアリング的な応用がなされている「近接場光」または「エバネッセント光」と呼ばれる光学的に励起された際に発生する非伝搬である電磁界は、その性質が、物質表面に存在し、そのエネルギーは物質表面から遠ざかるにつれて減少する電磁界⁽³⁾⁽⁴⁾であることから「準静電界」とよく似ている。しかし、光学的観点から、励起手段として光を用いていない点において、「準静電界」は「近接場光」や「エバネッセント光」とは別の位置づけとなる。

* 原稿受付 2010 年 10 月 4 日

^{*1} 正員, 東京大学生産技術研究所 (〒153-8505 東京都目黒区駒場 4-6-1)

^{*2} システム・コンサルタンツ(株)

(〒141-0031 東京都品川区西五反田 2-21-1 五反田 K ビル 8F)

^{*3} 東京大学生産技術研究所 (〒153-8505 東京都目黒区駒場 4-6-1)

E-mail: takiguci@iis.u-tokyo.ac.jp



Table 1 Comparison of proximity sensing

	Optical	Impedance	Quasi electrostatic field
Noncontact detection	△	×	○
Miniaturization of sensor	×	○	○
Misidentification knowledge by imitation	×	○	○
Detection accuracy	○	×	○

我々は、電磁界の使い方は「電波」に限定されるものではなく、特に非伝搬性を逆に利用できる応用分野も潜在的にあると考えている。例えば、微小ダイポールによって発生する「準静電界」は、距離の3乗に反比例して電界レベルが減衰する⁽¹⁾が、この急峻な減衰特性が、近接センシングにおいて、空間分解能の点で非常に有利になる可能性を秘めていることになる。「準静電界」は、本質的に「静電気」であるため、伝搬波と異なり、反射・回折がなく、高分解能センシングへの応用が期待できる。そのようなポテンシャルを秘めている一方で、準静電界の拡散は、従来の無線用アンテナや光学系レンズの場合のように、電磁波の指向性等を自在に制御する事は困難であり、実質的に検出感度を得ることは難しいという一面もあることは確かである。このような状況の中で、我々は、「多重極子電極構造」を用いることで、「準静電界」の制御が可能となり、その特性を近接センシングに適用できる可能性を見いだした。

ここで本研究の歴史的背景と位置づけを述べる。物体の近接センシングは、マイクロからマクロなサイズまで、幅広い領域で応用されている技術であるが、医療分野や生体個人認証（バイオメトリクス）の分野においても、従来技術の課題を解決する重要なキーテクノロジーとなり得る。例えば、バイオメトリクスの1つである静脈認証では、生体内部の静脈部位の位置をセンシングするという要件がある。先にも述べた、「近接場光」、「エバネッセント光」を用いたセンシングへの利用の試みがあるが、励起手段は光であり、物質の光反射を利用する為、媒体の物性や温度条件などの環境に大きく依存し、不安定で制御が困難という課題がある。また、従来の静脈センシングでは、主に近赤外線を被検体に照射し、その散乱・透過パターンから静脈を推測する「光学方式」と、本研究と同様に電界を用いた方式として、被検体に所定の信号を印加して得られた応答信号から生体組織固有の電気的特性の変化を推測する「インピーダンス方式（インピーダンスCT）」が知られている。しかし、これら方式において表1に示す得失比較表のように以下に述べる課題が存在する。

(1) 光学方式における課題

- ・非接触検出性・・・被検体に対して非接触測定が可能であるが、光を遮蔽してしまうと検出が困難となる。
- ・小型化・・・光学デバイス、およびカメラ等のセンシングデバイスを用い、近赤外線の後方や斜めからの照射による透過や後方散乱を利用する為、生体に対し一定の照射角度が必要であり、立体的な構成から小型化や平面化が困難なため、携帯電話など小型機器への応用が難しい。
- ・模造による誤認証・・・生体に起因するものと、物質に起因するものと識別ができない。例えば、静脈パターンを模したレプリカでも識別できず認証してしまう。

(2) インピーダンス方式における課題

- ・非接触検出性・・・被検体に対して接触あるいは極近接により測定を行うが、接触抵抗は生体内部のインピーダンスよりも大きく無視できず、接触抵抗によるノイズが誤差要因となる。
- ・検出精度・・・特定の組織だけでなく電極近傍の組織を総合的に測定せざるを得ないために、特定の組織の差異レベルが相対的に小さくなる。即ち、感度・分解能が低く、明確な差異を見出す為の超高精度な測定が必要になる。また、個人の体質などその時の体調の影響で測定値の絶対値は変動する。つまり測定した絶対値は意味を持たない。特に、厚い脂肪組織に覆われた場合、その中の組織は電界が拡散してしまい、信号は著しく減衰するため検出は非常に困難である。

本論文では、近接センシングにおける上記課題を克服する可能性のある新たなセンシング技術として、「準静電界」を利用した手法を提案する。具体的には「多重極子電極構造」により印加生成された「準静電界」の分布の平衡

性が、電気的特性（誘電率、導電率）の異なる物体の境界（エッジ）近傍で崩れる現象を利用することにより、物体位置を特定する手法である。「準静電界」センシング方式では以下の特徴をもつ。

- ・非接触検出性・・・電極周囲の被検体による電界分布の変化を捉える為、非接触・非侵襲検出が可能である。
- ・小型化・・・電界の平衡性の崩れを利用している為、その構造は電極の幾何学的配置に依存し、平衡性が保たれる限り極限まで小型化することが可能である。またこれによりさらなる微小エリアを検出することへの可能性がある。
- ・模造による誤認証・・・対象そのものを測定するのではなく、複数の組織の境界（エッジ）で電気的特性が変化する箇所を検出するため、生体および物質などの固有の電気的特性の違いを高い分解能で得ることが出来、模造が非常に困難となる。
- ・検出精度・・・励起手段として光ではなく電荷を用いていることにより、媒体の物性や温度条件に依存しない安定した条件でのセンシングを可能とする。

「準静電界」センシングのこれら特徴を活かして、近接センシングの一例として前述の人体の静脈センシングに着目し、従来のセンシング技術での課題を克服できる可能性について検証を行った。

2. 準静電界の特性について

まず、本章では、「準静電界」の基本的特性について説明する。電磁波は電界と磁界が相互に作用しながら、電磁場を形成する。放射源から遠方では、いわゆる電波になり、伝搬波として振舞う。一方、放射源の近傍に着目すると、電界と磁界の振る舞いは遠方界のそれとは異なっている。例えば、微小ダイポールアンテナでは、放射源近傍では磁界成分に比べて電界成分が支配的であり、電界が放射源の局所に集中している。また、その近傍に誘電体がある場合は、電界が強い部分が、誘電体表面に、あたかも静電気が帯電した場合と同様の分布をしている。この特徴的な分布のため、この電磁界は「準」静電界と呼ばれている。この準静電界は存在を知られていたものの、従来の通信やセンシングにおいては、利用されることはなかった。これは、準静電界の特性が、電波とは異なり、近傍にある導体や誘電体の形状に直接に依存するため、電界分布を把握することは、数値シミュレーション以外の方法では困難であることが主な理由である。

2・1 微小ダイポール

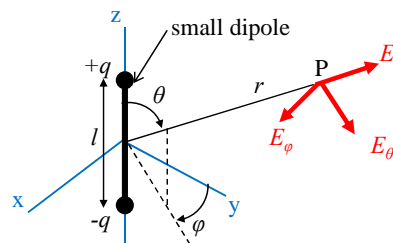


Fig.1 Model of short dipole

交流場での微小ダイポールが生成する電磁界は、古くから、Maxwell方程式による解析がなされている。図1に微小ダイポールモデルを示す。座標中心から球座標系で表した位置ベクトル $\mathbf{r} = (r, \theta, \varphi)$ における電界 \mathbf{E} および磁界 \mathbf{H} を、球面座標系の成分別、すなわち、 $E_r, E_\theta, E_\varphi, H_r, H_\theta, H_\varphi$ で整理すると、式(1)~(3)になる。

$$E_r = \left[\frac{ql \cos \theta}{2\pi\epsilon_0 r^3} \exp(-jkr) \right] + \left[\frac{ql \cos \theta}{2\pi\epsilon_0 r^3} \cdot jkr \cdot \exp(-jkr) \right] + [0] \quad (1)$$

$$E_\theta = \left[\frac{ql \sin \theta}{4\pi\epsilon_0 r^3} \exp(-jkr) \right] + \left[\frac{ql \sin \theta}{4\pi\epsilon_0 r^3} \cdot jkr \cdot \exp(-jkr) \right] + \left[\frac{ql \sin \theta}{4\pi\epsilon_0 r^3} \cdot (jkr)^2 \cdot \exp(-jkr) \right] \quad (2)$$

$$H_\varphi = [0] + \left[\frac{ql \sin \theta}{2\pi\epsilon_0 r^3 Z_0} \cdot jkr \cdot \exp(-jkr) \right] + \left[\frac{ql \sin \theta}{2\pi\epsilon_0 r^3 Z_0} \cdot (jkr)^2 \cdot \exp(-jkr) \right] \quad (3)$$

q : ダイポールの電荷量, l : ダイポールの電荷間距離, f : 周波数, c : 光速, k : 波数 ($=2\pi f/c$), j : 虚数単位, ϵ_0 : 真空中の誘電率, Z_0 : 空間インピーダンス ($=120\pi$)

ここで, E_ϕ , H_r , H_θ に関して, $E_\phi=0$, $H_r=0$, $H_\theta=0$ であるため省略した. また, $l \ll r$ に限定して近似し, 距離 r に関するべき乗で項を整理してある. 式(1)~(3)の第1項は距離 r の3乗に反比例する成分, 第2項は距離 r の2乗に反比例する成分, 第3項は距離 r に反比例する成分である. 第1項は r に依存した減衰度が最も大きく, かつ周波数に依存しない項であり, 準静電界 (quasi electrostatic field) と呼ばれる. 第2項は, 誘導電磁界 (induction field), 第3項は放射界 (radiation field) と呼ばれる成分である. 各成分の大きさは距離 r に依存する. 例として, $\lambda=300\text{m}$ のときの各成分の距離に対する電界強度の関係を図2に示す. $r < \lambda/2\pi$ では, 準静電界が, $r > \lambda/2\pi$ (遠方界) では放射界が, それぞれ支配的である. $r = \lambda/2\pi$ の条件では, 準静電界, 誘導電磁界, および放射界の3つの成分強度が一致する. $r \ll \lambda/2\pi$ の電界は準静電界のみとみなしてよい. 準静電界が支配的な距離範囲は, 波長に依存するため, 微小ダイポールから距離 r までの範囲で準静電界を支配的にしたい場合は, $r < \lambda/2\pi$ であるような波長 λ (あるいは周波数 $f = c/\lambda$) を選択する.

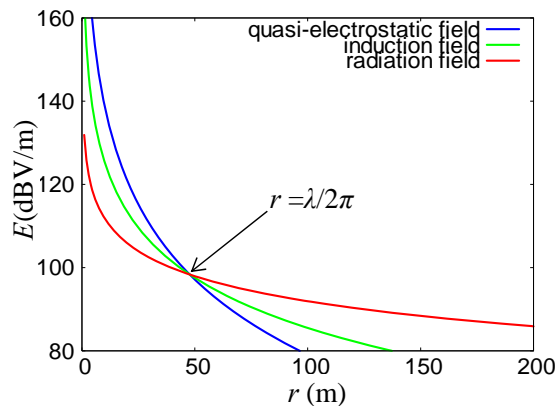


Fig.2 The relation between distance and intensity of three electric magnetic fields components($\lambda=300\text{m}$)

2・2 準静電界を優位にする条件

印加電極となる微小ダイポール電極から生じる電磁界成分において, 準静電界を支配的にするには, 2つの条件が存在する. 第1は, 前節でも述べたように, 利用する距離範囲が $r < \lambda/2\pi$ の条件になるように, 波長 λ を選定することである. 第2は, $r < \lambda/2\pi$ に生じた電界のうち誘導電磁界や放射界を, 無視できるレベル以下になるように出力を定め, 実質上, そのレベル以上の電界を準静電界だけにすることである. これは, 印加電極から距離 r の位置の開口面積 (電極面積) K の検出電極があった場合に, その検出電極が検出する電力成分のうち, 誘導電磁界, 放射界を所定のレベル L (具体的にはノイズフロアを指す) 以下にするという考え方である. 例えば, ノイズフロアを $-174[\text{dB}/\text{Hz}] + \text{NF} + 10\log B[\text{dBm}]$ (NF : 熱雑音, B : 周波数帯域) と定義する. $\text{NF}=10$, $B=10\text{MHz}$ と仮定すると, ノイズフロアは $-94[\text{dBm}]$ となる. 距離 r の位置の開口面積 K の検出電極が検出する誘導電磁界を所定のレベル L (後述の実験システムにおいてもノイズフロアを $-94[\text{dBm}]$ と仮定) 以下になる微小ダイポールのダイポールモーメント ql を(4)式で定めて, 電磁界シミュレーションにて, 電極出力の印加電圧 V を調整し, ダイポールモーメント ql の微小ダイポール (印加電極) の出力と同等にする. この印加電圧 V が, 対象としている印加電極の電極構造に関して, 事実上, 電界を準静電界支配に限定する条件になる.

$$ql = \sqrt{\left(10^{\left(\frac{L-10}{10}\right)}\right) \cdot \frac{480\pi^2}{1000K} \cdot \frac{4\pi\epsilon_0 r^3}{|jkr \cdot \exp(-jkr)|}} \quad (4)$$

2・3 準静電界の特徴

以上述べたことを踏まえて、準静電界の特徴を以下に整理する。

- ①遠方に伝搬しない. (1), (2)式から、電界成分は、距離 r の3乗に反比例して急激に減衰する。
- ②反射は生じない. 上述のように、電界成分が急激な距離減衰を示すため、反射成分は0である。
- ③電力を放射しない. (3)式において、距離3乗の減衰項に相当する第1項は0であり、磁界成分はない。従って、準静電界は電力を伴わない変化である。
- ④電界分布は静電界と同等になる. 非伝搬波のため、静電気の帯電と同様に、物体(誘電体)表面に分布する。
- ⑤低周波では支配的になる. 準静電界自体は周波数に依存しないが、誘導電磁界や放射界成分は、周波数が低いほど、誘導電磁界や放射界強度が小さくなり、結果として準静電界が支配的になる。

本章では、微小ダイポールの例を取り上げたが、実際は、準静電界の放射源としての電極モデルは、微小ダイポールに限定したものではなく、表2に示すように、準静電界の電界強度と距離の関係は、極子構造(2ⁿ重極子)に依存し、距離のn乗減衰特性を示すことになる。

Table 2 Field intensity of multipole

Structure	Relation between distance and field intensity
Monopole (2 ⁰)	$ E(r) \propto 1/ r ^2$
Dipole(2 ¹)	$ E(r) \propto 1/ r ^3$
Quadrupole(2 ²)	$ E(r) \propto 1/ r ^4$
2 ⁿ multipole	$ E(r) \propto 1/ r ^{n+2}$

3. 多重極子電極構造による近接センシング手法

本章では、準静電界を用いた新しい近接センシング手法、さらには、その手法を応用して、従来の静脈センシングの欠点を改善する原理を提案する。近接センシングを実現するための最も重要な構成要素が「多重極子」構造の電極である。この電極構造から生成される準静電界の分布が鋭敏な物体検出を可能にする。

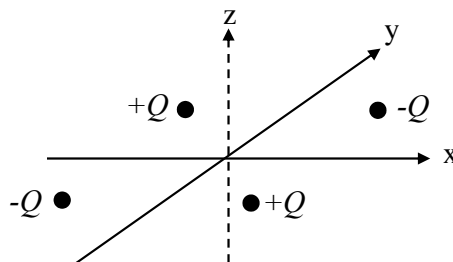


Fig.3 Configuration of quadrupole

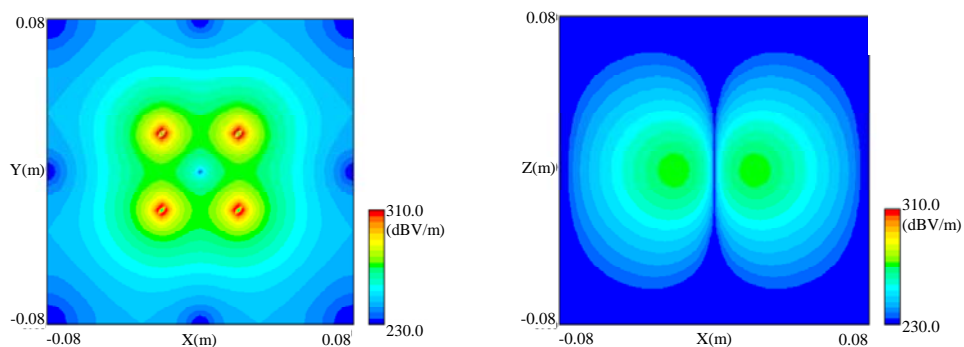


Fig. 4 Static electric field distribution of quadrupole on xy-plane (left) and xz-plane(right)

3・1 多重極子電極構造

まず、多重極子電極の構造について説明する。この電極構造を用いたセンシング手法の特徴は、電界の絶対値レベル変化を直接検出する方式ではなく、生成される電界分布の非平衡度を検出することである。

図3に示すように、 xy 平面上の位置 $(x1, y1)$, $(-x1, y1)$, $(x1, -y1)$, $(-x1, -y1)$ に電荷 $-Q, +Q, +Q, -Q$ を配置した構造で静電界を印加することを考える。この構成は、いわゆる、「4重極子電極」の基本構造である。

例えば $z=0$ の平面上の4点 $(0.02, 0.02)$, $(-0.02, 0.02)$, $(0.02, -0.02)$, $(-0.02, -0.02)$ (単位:m) にそれぞれ、 $-1[C]$, $+1[C]$, $+1[C]$, $-1[C]$ の電荷がある場合の電界分布を静電界シミュレーションにより求めると、図4ようになる。 xy 平面上の静電界分布から、中心点近傍が $0V/m$ になることや、 xz 平面上の静電界分布から、中心を垂直に貫く軸上に沿って $0V/m$ になることが確認できる。4つの電荷量の絶対値が等しい電荷が、異符号同士で隣接するように、かつ、中心から等距離に配置された場合に、距離平衡点では、各点電荷により形成される電界が打ち消されて $0V/m$ となる。

3・2 物体の検出原理

4重極子電極構造が形成する電界分布内に、電極周囲の充填物質(例えば空気)と異なる電気的特性(誘電率、導電率)を有する物体が、電極部の直近に近接したとき、この物体の近傍では、形成される静電界分布の平衡性が破れ、中心位置の電界は $0V/m$ から急激な変化を示す。図5は、4重極子電極の中心から $0.02m$ 、深さ $0.02m$ の位置に長さ $0.16m$ の角柱状の導体が近接した場合の、 xz 平面の電界分布を示している。この例では中心の電界レベルは $240dBV/m$ になっており著しい変化を示している。

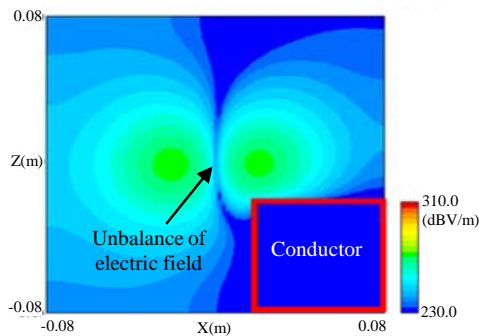


Fig.5 Unbalanced electric field distribution in the case of detecting conductor (conductor is located in lower right)

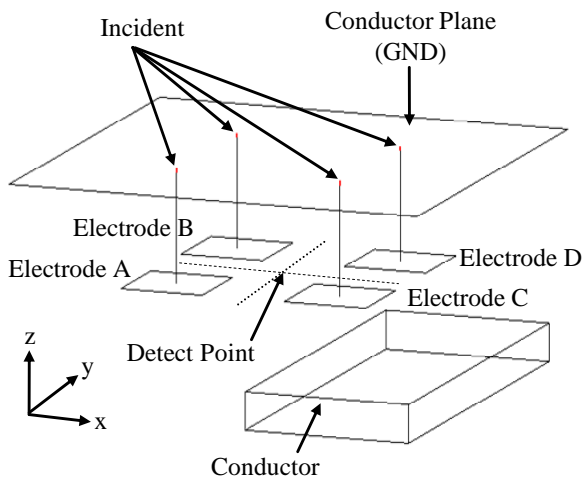


Fig.6 Configuration of quadrupole electrodes

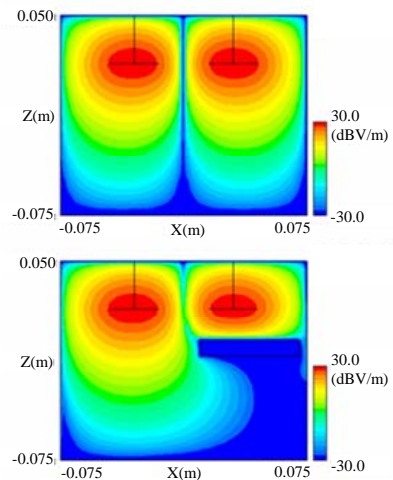


Fig.7 An example of simulation results of Fig.6 (above : without object, below : with conductor)

準静電界のような交流場を、4重極子電極から印加する場合には図6のような電極構成にする。上部の導体板を基準電位（グラウンド）として、物体表面に近接させた4個の電極において、各隣接電極に対して、逆位相の交流電圧（電極AとDに同相の信号、電極BとCには電極A、Dの信号の位相反転した信号）を印加する。給電点は上部の導体板と4個の電極をつなぐ導線上に配置するが、この導線は準静電界が支配的な条件下において、印加する波長よりも十分小さくすることで磁界成分は限りなくゼロとなる。即ち、電流によるアンテナの効果は現れない。4重極子電極の中心に配置する電界検出点にて、電界の対称性の崩れを検出することは、静電界印加の場合と同様である。また、印加周波数、印加電圧、距離パラメータ（電極のサイズや作用距離）は、2.2節で述べた準静電界を優位にする条件に調整し、電界を放射しないようにする。

図7に、図6の電極をモデリングした場合の電磁界シミュレーションの結果を示す。静電界印加の場合と同様に、電極が導体に近接することにより、準静電界分布の非平衡が発生し、電界検出点でのレベルが -30dBV/m 以下（ほぼ 0V/m ）から $+3\text{dBV/m}$ に、急激に変化していることがわかる。以上の現象は、言い換えるならば、中心位置の電界を検出した結果が、 0V/m 近傍では、「近接している物体は存在しない」、あるいは、「電極と物体間距離が離れている」と判断することができる。一方、検出電界レベルが 0V/m 以上の場合には、「物体が近接している」と判定できる。ただし、この場合の電界検出量は、検出対象物体の位置やサイズに応じて変化する。この変化量の詳細は、4、5章にて検討する。

上述の物体の近接センシング原理を静脈センシングに適用した場合、空間の充填物（空気）に脂肪や筋肉などの皮下組織が相当し、物体（導体）には血管が相当する。ある印加周波数における、各組成物質の誘電率および導電率の差異^{(5)~(7)}により、電極が血管に近接していく場合には、準静電界分布の非平衡が生じる。人体表皮付近の主な生体組織構造は、表面から表皮層、真皮層、脂肪層、筋肉層で構成されているが、特に静脈は 3MHz 以下で、他の組織に比較して著しく高い誘電率（例えば $\epsilon=1080$ ）を示し^{(5)~(7)}、電気特性の差異が非平衡度の大小に反映され、結果として検出電界値の差として現れる。さらに、人体表皮上を二次元に網羅するよう、細かく走査することにより、生体内部の静脈血管位置を特定できることになる。以上の静脈センシング原理は、電極が、人体に対して非接触/非侵襲の状態でも準静電界を生成できること、人体組織間の電気特性パラメータ値の差を利用していること、さらに、その差を、準静電界の鋭敏な非平衡度の反応から検出できることから、緒言で言及した、電界を用いた従来のインピーダンス法の2つの課題をクリアできる可能性を有しているといえる。

4. シミュレーションおよび実験による検証

本章では、前章にて提案した、多重極子電極による、近接物体の検出原理の妥当性を詳細検証する。本論文では、簡素な4重極子電極構造を前提とし、この構造をモデル化したときの、計算機による電磁界シミュレーションの結果と、実際に試作した多重極子電極を治具として、実測した結果を比較評価することで、提案手法の妥当性を評価する。電界検出量に影響を及ぼす要因をあげると、以下のようになる。

- ・印加電極に関する条件 : 印加電極形状, 印加電圧, 印加周波数
- ・検出対象に関する条件 : 検出対象の電気的特性 (誘電率 ϵ , 導電率 σ), 検出対象の大きさ (幅 w , 高さ h), 4重極子電極と検出対象の位置関係印加電極の中心(検出点)から検出対象のエッジまでの長さ x と印加電極からの深さ d

ここで、「印加電極形状」は、原理的に回転対称である構造が考えられるが、簡素化のため、正方形とする。また、印加電圧および、周波数は、波長以下における準静電界が支配的な範囲内での差は殆どない為、それぞれ、 1V , 10MHz とする。また、検出対象物体は、角柱状の完全導体を扱う。従って、実際に実験で変化させるパラメータとしては以下となる。

- ・印加電極 : 電極の一辺サイズ (s), 電極間ギャップ (g)
- ・検出対象物体 : 検出対象のサイズ (w, h), 検出対象と電極の位置関係 (x, d)

4・1 実験システム

図6に示す4重極子電極構造を、アクリル樹脂で製作した枠で支え、アクリル枠内部に、検出対象である導体角柱を入れ、深さ方向、水平方向に位置を変えられる簡易実験システムを作成した（図8）。図9は4重極子電

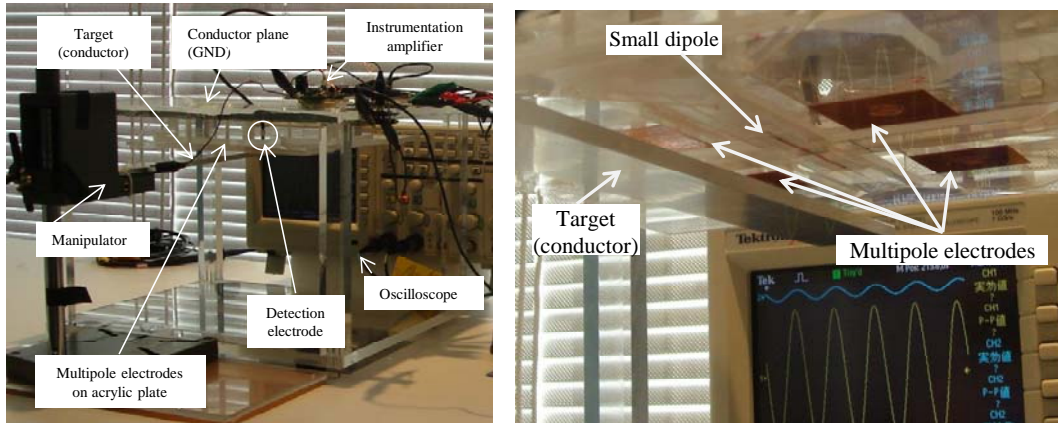


Fig.8 Experiment system (left) and detection area(right)

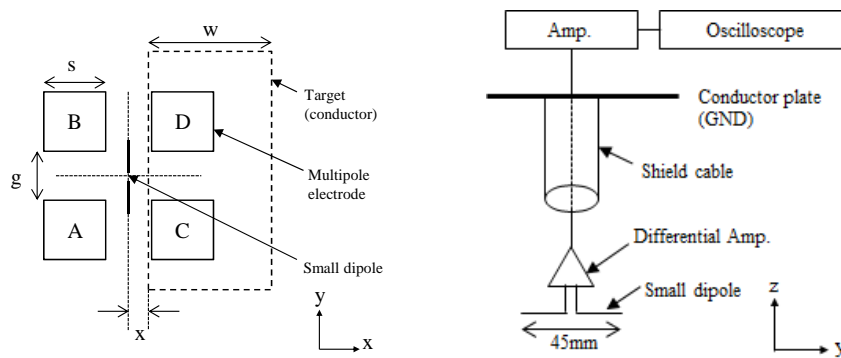


Fig.9 Detail of quadrupole electrodes (left) and detection electrode(right)

極部分 (左) と電界検出用ダイポールアンテナ部分 (右) の詳細を示している。印加電極は、図 9 (左) に示す構成とし、電極サイズ $s=20\sim30\text{mm}$ 、電極間ギャップ $g=30\text{mm}$ 、とした。また、導体板を電位の基準とし、電極 A, D に同位相の正弦波、電極 B, C に、位相反転した信号を印加する。印加信号の周波数は準静電界が支配的な範囲内の周波数差は殆どないことから 100kHz とした。図 9 (右) に示すように、微小ダイポール (長さ 45mm) による電界センサーを 4 電極から等距離の中央位置に設置した。微小ダイポールで受けた電位差をハイインピーダンスの差動プリアンプで検出後、低インピーダンス変換した信号をシールドケーブルでポストアンプに伝送し、受信電圧をオシロスコープで計測した。検出対象物体として、アルミニウム製角柱を採用し、微動台に、 xyz の 3 方向に移動できるように固定した。また、水平位置 x は印加電極の中心から検出対象物体の左側エッジまでの距離とした (図 9 (左) の x)。また、印加電極の上に導体板を設け接地し、これを印加電極の基準電位とし、ノイズ源になる恐れがある増幅回路類は、この導体板の上に取り付け、検出領域への影響を軽減した。検出対象と電極間の水平方向および垂直方向の位置関係を変化させた時の実測値と、電磁界シミュレーションで算出された電界検出値とを比較・評価した。

4・2 測定精度について

本検出方法はわずかな印加電界の形状や検出対象の位置変化が検出量に影響する。印加電極の精度は 1mm の目盛を基準にして、目視でその $1/2$ である約 0.5mm 以下を目標に設定した。検出対象の位置は 4 重極子電極を支える構造に 1mm 刻みの目盛を取り付け、検出対象を支える台とのずれを精度 1mm 以下で設定できるようにした。
 $w=50\text{mm}$ の場合では、検出対象の導体を $x=-25\text{mm}$ の位置に配置したときに、理論上の電界検出値は 0 になるが、実際には 0.05V/m 近傍の誤差が生じていた。この誤差は検出対象が浅い場合 ($d=5\text{mm}$ 程度) では特に大きく、目視では確認できない微小な位置誤差の影響で検出量が変化する。これは、試作した治具の設計精度限界と考えられる。

4.3 実験とシミュレーションの比較検討

印加電極サイズ $s=30$ mm, 印加電極間ギャップ $g=30$ mm の場合に, 検出対象 (導体角柱) を, 深さ d と水平位置 x 方向に変化させた場合の検出電界値の変化を, 実測と電磁界シミュレーションを対比させた結果を, 図 10 および図 11 に示す. ここで, 図 10 では検出対象の断面の幅 $w=50$ mm, 高さ $h=30$ mm の場合, 図 11 では, 検出対象の断面の幅 $w=5$ mm, 高さ $h=5$ mm の場合の結果を示している. 各グラフの横軸は印加電極 (4 重極子電極) の中心から, 検出対象物体の左端エッジまでの距離 x , 縦軸は検出電界強度 (V/m) である.

実測値とシミュレーション値を比較すると, 対象物体の位置関係に対する検出電界値の変化特性の傾向は, ほぼ一致しているといえる. 実測とシミュレーション間の差が最も大きい図 11 の深さ $d=5$ mm の $x=4\sim 5$ mm の位置で, 両者の差は約 16% であり, 誤差量が大きく感じられるが, $d=5$ mm という検出電極直近の深さでは, わずかな位置の差が検出量に鋭敏に反応する. 以上を考慮すると, 実際の誤差は小さく, 実測値は妥当といえる.

検出電界値がピークになる位置 x は 2 箇所存在している. 今回の検出対象は角柱であり左側と右側の 2 つのエッジがあるため, 左右両エッジが 4 重極子電極のギャップの内側(中心寄り)にあるときにピークを示している. グラフの左側と右側のピークは, それぞれ, 検出対象物体の, 右端と左端のエッジの検出の結果に対応している.

図 10, 11 では, $d=5$ mm の場合に関して, 検出値がピークになる 2 つの位置と, 検出値が 0 になる位置の配置に, 4 重極子電極と検出対象を対応させて, それぞれ, x 方向位置対検出電界値のグラフに重ねて表示している. 4 重極子の直下に検出対象物体が存在する場合, 検出電界値は 0 になる. また, 検出電界値がピークになる位置は, 4 重極子電極の中心を基準にして左右対称になっていることがわかる.

これらのことから, 検出対象が存在しない場合, および, 検出対象が 4 重極子電極の真下にある場合は, 同一の検出値 (=0) になり, また, 検出対象が 4 重極子電極の左右対称の位置に存在する場合でも, 同一検出値になるため, これらの状態の区別は, 上記で用いている 4 重極子電極単ユニットを使用した結果からだけでは判別できないことがわかる. しかしながら, これらは, 4 重極子電極を複数ユニット適用することで, 容易に対処が可能であり, 問題は生じない. この構造に関しては 6 章にて後述する.

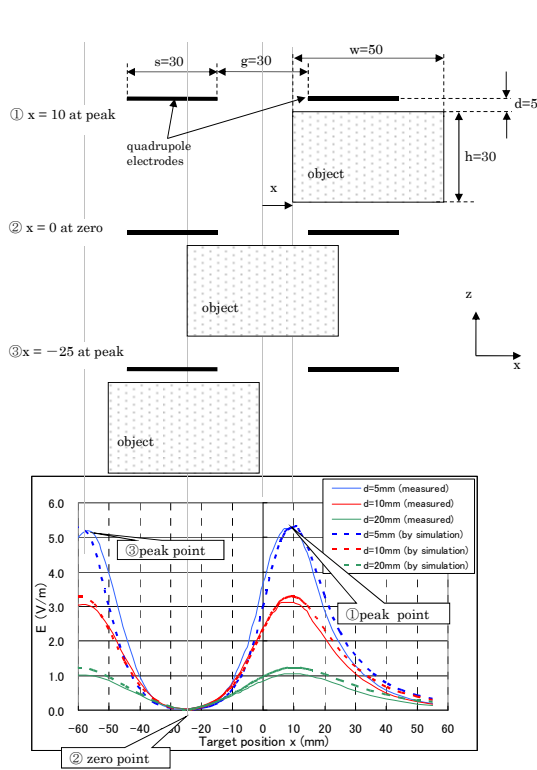


Fig.10 Comparing between measurement result and simulation value ($w=50$ mm, $h=30$ mm)

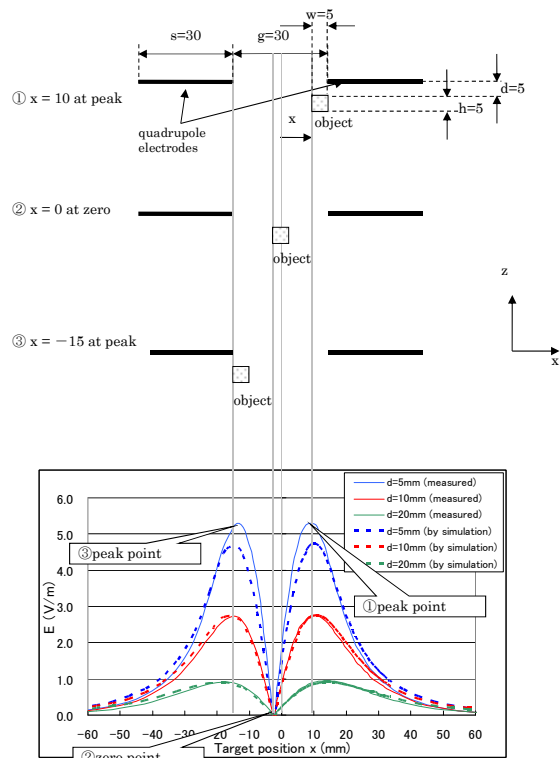


Fig.11 Comparing between measurement result and simulation value ($w=5$ mm, $h=5$ mm)

以上の実測およびシミュレーションによる評価結果から判明したことを以下に整理する。

- ①実測値とシミュレーション値は整合しており、電磁界シミュレーションにより、現象の挙動を把握できると考えられる。
- ②検出電界値のピークは、検出電極と検出対象物体間の位置関係、すなわち、水平方向変位 x と垂直方向変位 d に関係している。例えば図 11 の場合は、 $d=5\text{ mm}$ および $d=10\text{ mm}$ における検出ピーク値の水平方向位置は x 約 10 mm にあり、また、 $d=20\text{ mm}$ における検出ピーク値の水平方向位置は x 約 14 mm である。 d が大きいほど検出量ピーク位置は 4 重極子電極の中心から離れる。
- ③検出電界ピーク値のレベルは、検出対象物体の形状と電極の相対的な関係に依存する。図 10 と図 11 のグラフの違いは、検出対象の形状（断面の幅 w ）の違いによるものである。
- ④上記の事実から、対象物体の短軸方向に電界値検出を走査して、ピーク値の位置を把握すれば、対象物体の長手方向の片端の位置を検出できる可能性を有している。これは例えば静脈センシングに適用した場合、血管の幅の両側の位置（エッジ）を検出することで、血管の太さを把握することが可能になることを意味する。

5. 詳細シミュレーション検証

これまでの評価結果より、電磁界シミュレーションが、我々が提案する「多重極子電極構造と準静電界を利用した物体検出」の物理現象を基本的に反映していることを確認した。本章では、さらに検証項目を掘り下げて、電磁界シミュレーションにより、提案する近接センシング方式の挙動の詳細を検証する。

検出電界値は、印可電極と検出対象物体間の位置関係を示すパラメータである、水平方向変位 x 、および垂直方向変位（深さ） d 、そして、印可電極形状である、極板正方形の一辺の長さ s 、と電極間距離（ギャップ） g 、および、検出対象物体の立方体断面形状である、正方形の一辺の長さ w に関係する。このため、これら複数パラメータ変化時の検出電界値の特性を、電磁界シミュレーションにより求め、その結果を、図 12 ($w=4$) および図 13 ($w=24$) に表示した。尚、図 13 において図 12 に比べて一見ピークが 1 つになっているが、もう一方のピークは X 軸負の方向に現れ、今回表示は省略している。

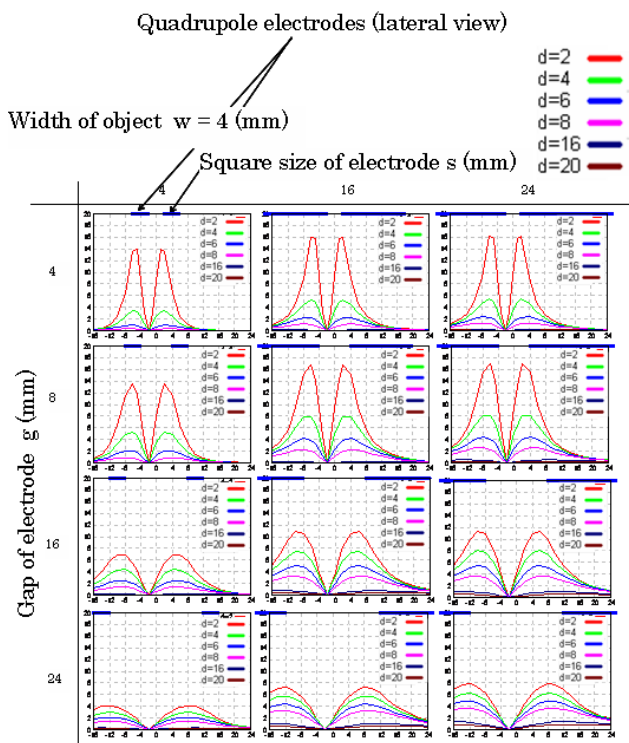


Fig.12 Variation characteristics of electric field intensity with parameters ($w=4$)

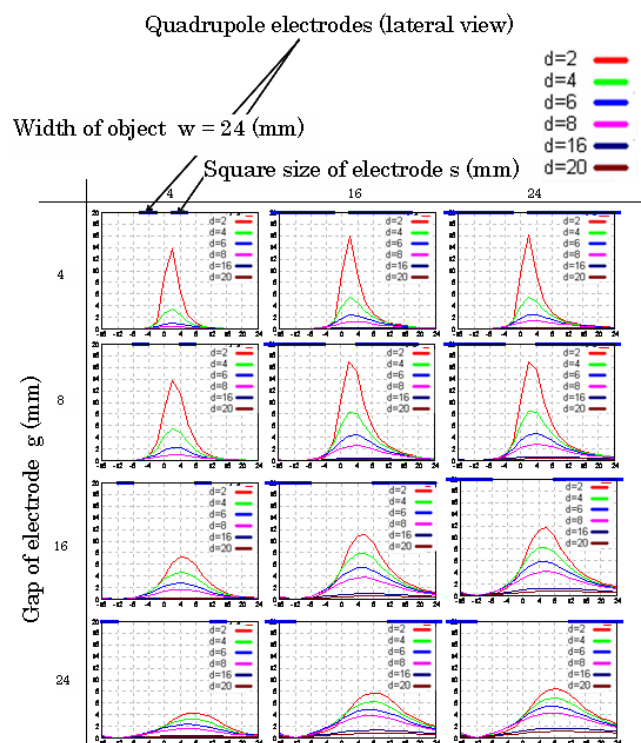


Fig.13 Variation characteristics of electric field intensity with parameters ($w=24$)

これらのシミュレーション結果を、2つの観点から整理する。

①印可電極と検出対象物体の位置関係の依存性

- (1) 水平方向変位 x に関しては、対象物体の長手方向の片端の位置近傍の座標にて、検出電界値が急峻なピークを示す変化特性になる。これは4重極子電極での特有の現象といえる。
- (2) 垂直方向変位 d に関しては、 d が増加すると、検出電界値は単調減少を示す。これは、電界と距離の関係により当然といえる。

②印可電極形状および対象物体の形状の依存性

- (1) 電極間ギャップ g に関して、
 - ・ g の増加に伴い、水平方向変位のピーク変化特性において、ピーク値が減少する。
 - ・ g の増加に伴い、ピークを示す水平方向位置座標と実際の対象物体の片端の水平方向位置座標間の差異 Δx が増加する。
 - ・ g の増加に伴い、垂直方向変位での各ピーク値の差異が小さくなる。
- (2) 電極サイズ s に関して、
 - ・ s の増加に伴い、ピーク特性のピーク値は緩やかな増加を示すが、電極間ギャップ g の変化時のような急激な変化はない。

(3) 物体サイズに関して

検出電界値の特性に対する、検出対象物体の断面（長方形）の幅 w の影響は顕著には現れていない。

以上のシミュレーション結果から、4重極子印可電極構造から生成される準静電界の平衡性を利用した物体検出法の特性として、次の特徴が導き出される。

- ・ 検出対象物体が印可電極に近接している場合、4重極子構造の印可電極が生成する準静電界の平衡状態が崩れる。その結果、検出ポイントとしている本来の電界ゼロ点（平衡点）での電界値が、検出物体近傍の物質間の電気パラメータの差異（ここでは導電率）、および、物体と電極間の距離・位置関係によって変化する。
- ・ 上記現象では、特に、検出対象物体の長手方向の断面両端において、水平方向変位に対して、鋭敏なピーク特性を持つ。
- ・ 上記の現象を利用して、検出対象物体の両端の位置の検出と特定が可能である。
- ・ 本検出方式の水平方向分解能は、電極間ギャップに依存する。

準静電界を適用したセンシングでは、準静電界が優位となる印可電界の波長、印可電圧、作用距離・電極サイズの条件で使用することが前提である。この場合、印可準静電界の波長に比して物体サイズは微小であり、検出分解能は波長には依存しない。上記の検証結果と考え合わせると、本センシング方式の検出分解能は、主に電極間ギャップに依存するといえる。

シミュレーションベースであるが、以上の結果より、提案する準静電界の平衡性を応用した近接センシングの詳細特性を確認した。

6. 静脈センシングへの適用例

前章までの結果を踏まえた上で、本章では、提案する物体センシング手法の特徴を生かせるアプリケーションの一例として、「静脈センシング」を取り上げ、適用可能性の検証をシミュレーションレベルで試みる。

本章では、検出対象を「人体数値ファントム」に、また、印可電極は、「アレイユニット構成」とする。前節までは、検出対象物を「金属導体」として扱ってきたが、実際には、ヒトの表皮付近は、主に表皮、真皮、脂肪、筋肉から構成され、さらに手の甲などは脂肪層に静脈が埋め込まれているため、非常に複雑な構成になっている。

「人体数値ファントム」とは、実際の複雑な生体組織構成を模して、組織毎に異なる電気的特性パラメータ（誘電率、透磁率、導電率）の周波数特性データ^{(5)~(7)}を割り当てた電磁界シミュレーション用の人体モデルのことである。数値ファントムのパラメータにおいて、3章で述べたように、印可電界周波数 3MHz 近傍では、血液の誘電率および導電率は、脂肪等の他組織に比べて大きな値を有している事実^{(5)~(7)}を利用すると、今迄論じてきた導体検出用の基本電極構造エレメントを用いれば、原理的に、皮膚の上から非接触および非侵襲で、静脈血管の位置を、導体検出時と同様に、特定することができるはずである。また、印可電極に関しては、前節で扱ってきた

「単ユニット」の基本電極エレメントを、水平二次元方向に、マトリクスアレイ状に展開した「アレイユニット構成」とすることで、静脈血管の両端エッジ検出を広範囲に可能にする。

本章では、図 14 に示すモデルを使用して、電磁界シミュレーションを行い、上記の妥当性を検証した。生体組織モデルは、表皮 0.2mm、真皮 0.8mm、脂肪 5mm、筋肉 4mm で構成する。脂肪層の位置に断面が 2mm×2mm の静脈（電気的特性は血液、また断面を円としたときの結果と近似することが確認された為、今回は便宜的に直方体とした）を配置し、周波数 3MHz、振幅 1V の電界を印加した。また、印加電界電極として、4重極子構成の基本電極構造（印加電極サイズ $s=1\text{mm}$ 、印加電極間ギャップ $g=1\text{mm}$ ）を、解析空間内にマトリクスアレイ状に配置した。各マトリクスアレイは干渉を回避する為に時間差を持って動的にスキャンする方式とした。

電磁界シミュレーションの結果を図 15 に示す。静脈の両端の検出ポイントと、静脈から離れたポイントでの電界レベル値の差異は大きく、各々、5.3 V/m、および、0.02 V/m が得られており、静脈の識別に十分なダイナミックレンジが確保されていることがわかる。

以上のシミュレーション結果から、提案した近接検出手法を応用し、マトリクスアレイ状電極配置と二次元スキャンを適用すれば、生体の静脈の位置検出が、原理的に可能であることを確認することができた。このセンシング手法では、非接触・非侵襲の検出が可能であること、物質間の電気特性（誘電率）の差異を利用していること、さらに、差異の値を直接測定しているのではなく、平衡状態からの崩れの鋭敏な反応結果を測定していることから、緒言で言及した技術課題を克服できる可能性を有している。

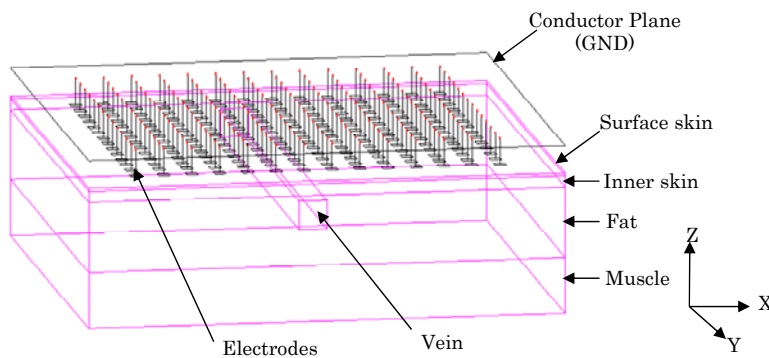


Fig.14 Simulation model of human skin by mathematical phantom

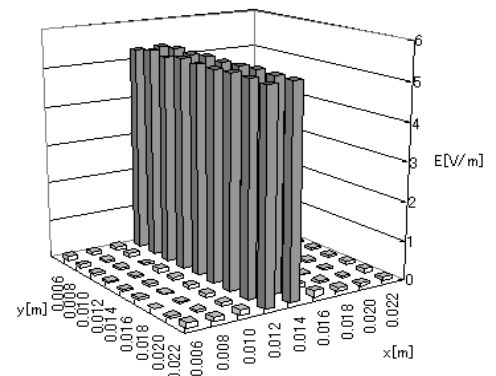


Fig.15 Simulation result of detecting vein

7. 結 語

本論文では、従来、注目されていなかった準静電界を利用する手法で、非接触・非侵襲の物体センシングが可能であることを明らかにした。その手法とは、「多重極子電極」構造を用いて、「準静電界」の平衡性を制御するという、従来のセンシング方式と視点の異なる新しい技術である。既存の研究である近接場光、またはエバネッセント光は準静電界とよく似ており、その名前が示す通り光を媒体界面で全反射させた際に、媒体界面の電気双極子の振動により波長分だけ交番する電界が形成され、非伝搬、即ち物質表面に存在し、そのエネルギーは物質表面から遠ざかるにつれて急速に減衰する性質をもつ。これを用いたセンシングへの利用の試みがあったが、準静電界と異なる点は、励起手段は光であり、電極ではなく物質の光反射を利用するため、媒体の物性や温度条件などの環境に大きく依存して不安定となり制御が困難という課題がある。本研究では電気双極子として電極を用い、光よりも著しく低周波かつ多重電極構造の基本単位は波長以下であり、波長には依存しないということ、また励起手段としては光ではなく電荷を用いたことにより、媒体の物性や温度条件に依存しない場を生成し安定的なセンシングを行うことを試みている。

我々は、電磁界シミュレーションと簡易実験により、その妥当性と有効性を検証した。さらに、この手法の応用例の一つとして、生体認証技術の一つである静脈センシングを取り上げ、提案する近接センシング手法が、原

理的に、静脈センシングに適用可能な技術であることをシミュレーションにより示し、従来の静脈センシング技術の課題克服の可能性を有していることを確認することができた。

現在は、もっとも単純な人体ファントムでのシミュレーションによる評価と、単ユニットの試作による実験により、原理の確認や、検出の基本的な特性を評価できた状態である。人体構造は非常に複雑である為、実際の人体に適用する為には、電極の大きさ、加工精度の課題をクリアし、実際の静脈に適用したサイズでの試作評価を重ねる必要がある。今後、単ユニットをマトリックスアレイ状に並べた構造を MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) 技術等を利用して試作し、実際の人体や生体ファントムで評価を行う予定である。

準静電界を利用した近接センシング手法は、波長に依存しない検出分解能を持つため、静脈センシングだけでなく、様々な分野での応用が期待できる要素技術になる可能性を秘めている。

文 献

- (1) 安達三郎, 電磁波工学, (1983), p. 41, コロナ社.
- (2) Takiguchi, K., and Wada, T., and Toyama, S., "Human Body Detection that Uses Electric Field by Walking", *Journal of Advanced Mechanical Design, System, and Manufacturing*, Vol.1, No.3(2007), pp.306-318.
- (3) 大津元一, 小林潔, "近接場光の基礎", (2003), p. 19, オーム社.
- (4) 大津元一, 成瀬誠, 八井崇, "先端光技術入門", (2009), p. 193, 朝倉書店.
- (5) Gabriel, C., Gabriel, S., and Corthout, E., "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey", *Physics in Medicine and Biology*, Vol.41 (1996), pp. 2231-2249.
- (6) Gabriel, S., Lau, R.W., and Gabriel, C., "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurement in the frequency range 10MHz to 20 GHz", *Physics in Medicine and Biology*, Vol.41 (1996), pp.2251-2269.
- (7) Gabriel, S., Lau, R.W., and Gabriel, C., "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", *Physics in Medicine and Biology*, Vol.41 (1996), pp.2271-2293.