

# 人体詳細モデルを用いた商用周波における 接触電流と人体抵抗に関する研究

浜元 勲<sup>a)</sup>・林 則行<sup>b)</sup>・太良尾 浩生<sup>c)</sup>

## Research on Contact Current and Human Body Resistance by using Precise Human Model at Power Frequency

Isao HAMAMOTO, Noriyuki HAYASHI, Hiroo TARAO

### Abstract

Researches on contact current and human body resistance by using precise human model at power frequency were carried out. In this study, the absolute values of internal body resistances were calculated for the two current paths. Its showed good agreement with another numerical data. But, they were twice or three times higher than the experimental ones. This implies that the factors such as the difference between *in vivo* and *in vitro* conductivities need to be considered. In addition, it was found that the internal resistances are widely influenced by current path which include extremities or not. And then, the current density of extremely high magnitude exceeding 100 mA/m<sup>2</sup> appears concentrically at heart and spinal cord in the torso as well as at extremities. These results indicate that concentration of internal current is influenced by cross-section area of current path and tissue's conductivity.

**Keywords:** Electrical safety, Precise human model, Human body resistance, Contact current

### 1. はじめに

充電部への直接接触による感電のような、人体への電気的な影響を防止する観点で、古くから人体電流に関する研究が行われている。近年では、解剖学的に詳細な人体詳細モデルが開発され、人体抵抗や、人体が充電部に触れた場合に流れる接触電流の数値解析が可能になってきている。

そこで我々は、感電経路における人体抵抗や、接触感電時体内の電流密度及び電界強度の解析を、他機関によって開発された人体詳細モデル<sup>1)</sup>と、SPFD 法<sup>2)</sup>を我々が独自に改良した数値解析手法を用いて行っている。

なお、解析の対象としている人体抵抗は、等価的に接触部の皮膚インピーダンスと、人体内部インピーダンスの直列接続として表される<sup>3)</sup>。しかし、皮膚インピーダンスは、皮膚の湿潤状態、接触面積、接触電圧、通電時間などの様々な条件により大きく変動する非線形な性質を持つ<sup>3)</sup>。一方、人体内部インピーダンスは、比較的安定した性質を持つと同時に、低周波領域においては抵抗成分が支配的であることから、人体内部抵抗として表すことができる<sup>3)</sup>。そのため、人体抵抗の解析において現在我々は、人体抵抗の基本的な特性の検討を目的として、人体内部抵抗の解析を行っている。

本論文では、人体抵抗の決定要因の考察と、直接接触感電時の体内電流の振る舞いの考察を目的として、人体内部抵抗および体内電流密度分布の解析を行った。

人体抵抗の決定要因に関しては、人体内部抵抗値、人体内部抵抗分布率、BMI 値の異なるモデルにおける人体内部抵抗値、などの解析を行い、その結果を基に考察を行った。体内電流の振る舞いに関しては、全身における体内電流密度分布、心臓周辺における体内電流密度分布、などの解析を行い、その結果を基に考察を行った。

### 2. 解析手法と解析条件

#### 2.1 人体詳細モデル

現在、日本や欧米で、高分解能かつ、解剖学的に詳細な人体詳細モデルが開発・公表されている。本論文では、情報通信研究機構(NICT)らにより開発された Taro モデル<sup>1)</sup>を主に用いている。図1に同モデルの外形およびプロパティを示す。このモデルは、日本人成人男性の平均的な体型を持つ人体詳細モデルであり、対象人体の MRI 画像を基に、2 mm 四方の分解能で 51 種類の組織および臓器が同定されている。

本論文では、同モデル各組織の導電率として、次節で述べる商用周波数領域における人体組織の導電率を採用している。本論文ででの呼称として、組織毎に組織固有の導電率を適用したものを、不均質モデルと呼んでいる。また、

a)電気電子工学専攻大学院生

b)電気電子工学科教授

c)香川高等専門学校電気情報工学科准教授

全組織に平均導電率(0.214 S/m)を採用したものを、均質モデルと呼んでいる。



Name	Taro
Type	Male
Height [cm]	173
Weight [kg]	65
BMI [kg/m <sup>2</sup> ]	21.7
Number of voxels	8049171
Number of tissues	51
Provided by	NICT

図 1. Taro モデルの外形およびプロパティ

## 2.2 商用周波数領域における人体組織の導電率

人体の組織および臓器は、本来、複素導電率を持つが、商用周波数などの低周波数領域においては、実数部が支配的であるため、誘電率は無視できる<sup>4)</sup>。よって、本論文においても、誘電率は無視し、人体詳細モデルの各組織には商用周波数領域における解析で標準的に使用されている導電率<sup>5)</sup>を割り当てた。表 1 に代表的な人体組織の商用周波数領域における導電率を示す。

なお、本論文では皮膚の導電率を 0.1 S/m としている。これは、人体抵抗の解析結果として、皮膚抵抗に依存しない人体内部抵抗のみを得ることを目的としたものである。

表 1. 代表的な人体組織の導電率

Tissue	$\sigma$ [S/m]	Tissue	$\sigma$ [S/m]
Cerebellum	0.100	Lung	0.210
CSF	2.000	Blood	0.700
Gray matter	0.080	Bone marrow	0.080
White matter	0.055	Mustle	0.240
Heart	0.086	Spinal cord	0.028
Skin (wet)	0.100	Fat	0.020
Stomach	0.520	Small intestine	0.520
Large intestine	0.069	Tendon	0.280
Trachea	0.300	Cartilage	0.170

## 2.3 改良 SPFD 法

本論文では、磁界暴露に起因する体内電流の解析に用いられている、スカラポテンシャル有限差分(SPFD)法<sup>2)</sup>を、接触電流解析に合わせて我々が独自に改良した、改良 SPFD 法を用いている。

生体モデルを、人体詳細モデルのような格子状のボクセルに分割して考えた場合、SPFD 法を適用した生体モデルの電氣的等価回路は図 2 に示すようになる。改良 SPFD 法

における、SPFD に対する修正点は 2 点である。まず 1 点めは、外部磁界に起因する各ノード間の誘導起電力を取り除く点である。そして 2 点めは、充電部への直接接点を模擬するために、モデル表面に電極として新たなノードを設ける点である。この電極とするノードは、図 2 における A1、A2、A3、A4 に相当する。

改良 SPFD 法による解析では、その電極間に既知の電位を与える。ここで、インピーダンス  $Z$  は、各ボクセルのサイズや複素導電率から決定され、既知である。よって、各ボクセル中心における電位  $V$  が未知数となる。このとき、隣接するボクセルのノード間を流れる電流  $I$  は(1)式で表すことができる。なお、(1)式は図 2 におけるノード(i, j)からノード(i-1, j)へ流れる電流を表している。

$$I = \frac{V_{i,j} - V_{i-1,j}}{Z_{i,j} - Z_{i-1,j}} \quad (1)$$

さらに、1つのボクセルに対してキルヒホフの電流則を適用すると、電位  $V$  を未知数とした方程式が得られる。これを全ボクセルで求め、それらの方程式を連立して解くことで、各ボクセル中心における電位が求められる。その各ボクセル中心における電位を基に、各ボクセルでの電界強度や電流密度などを求めることができる。また、電極間の人体内部抵抗は、電極間の電位差を、電極から流れ出る(もしくはは入る)全電流で除して得られる。

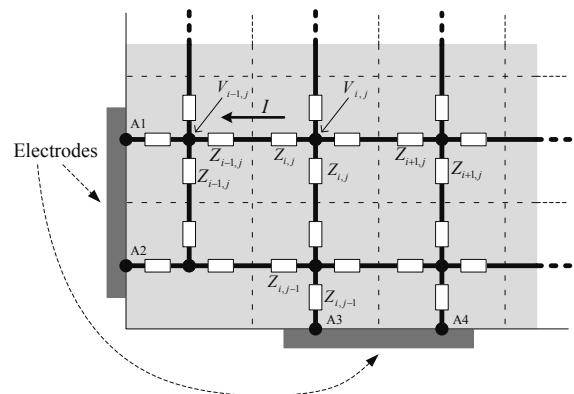


図 2. 改良 SPFD 法を適用したモデルの電氣的等価回路

## 2.4 接触電流経路

接触電流経路とは、充電部への直接接点による感電時に、体内に接触電流が流れる経路のことをいう。

本論文における解析では、感電シナリオとして、左手両足間(LH-BF)、右手両足間(RH-BF)、左手右手間(LH-RH)、左足右足間(LF-RF)、左手左足間(LH-LF)、左手右足間(LH-RF)、右手左足間(RH-LF)、右手右足間(RH-RF)、以上 8 通りの中から接触電流経路を採用している。

各経路における電極の位置は、手では手の平、足では足の裏となっている。

## 2.5 印加電圧と印加電流

前節で述べたように、改良 SPFD 法を人体詳細モデルへ適用する際は、電極間(接触電流経路)に電圧を設定する必要がある。

本論文では、人体抵抗に関する解析においては、電極間に 1 V、60 Hz の電圧を印加した。また、人体体内の電流密度に関する解析においては、周波数 60 Hz の電圧を印加し、電極間を流れる総接触電流が、IEEE<sup>6)</sup>や ICNIRP<sup>7)</sup>の定める参考レベルである 0.5 mA となるように設定した。なお、参考レベルとは、その値を超えた場合は、何らかの対策を講じなければならない目安の値のことをいう。

## 3. 解析結果

### 3.1 人体内部抵抗値

本解析において、接触電流経路は LH-LF と、LH-RH とした。人体詳細モデルには、Taro モデルの不均質モデルと均質モデルを用いた。

人体内部抵抗値の解析結果を表 2 に示す。表には比較のため、本解析における不均質モデルと均質モデルによる解析値、他の研究者の不均質モデルによる解析値、および他の研究者による実測値をまとめて記載している。他の研究者による解析値は、Dawson<sup>8)</sup>らによるもので、米国人男性モデル(身長: 177 cm、体重: 77.6 kg、組織数: 80、ボックスサイズ: 一辺 3.6 mm)を用いたものである。他の研究者による実測値は、Bracken<sup>9)</sup>らによるもので、数多くの電気事業従事者を対象に、四端子法を用いて測定されたものである。

本解析における不均質モデルと均質モデルの結果を比較すると、両経路において約 30%程度の相違があることが分かる。この結果は、より実際に即した不均質モデルにおける解析の重要性を示している。また、この相違の原因は、複数の異なる導電率の抵抗体で構成される合成抵抗と、その平均の導電率を持つ均質な抵抗体の抵抗では、抵抗の相加相乗平均の大小関係から、前者の抵抗を後者は超えないためである考えられる。

また、本解析における不均質モデルによる解析結果と、Dawson らによる解析結果は、約 10%程度の相違はあるものの、近い値となっていることが分かる。この相違は、両解析において用いている人体詳細モデルが異なるためであると考えられる。そのモデル間における体格の違いが、電流経路の断面積および長さなどの幾何学的条件に影響し、電流経路の抵抗値の相違となって表れていると考えられる。

次に、本解析における不均質モデルによる解析結果と、Bracken らによる実測値を比較すると、解析値は実測値より 2~3 倍程度の大きな値となっていることが分かる。この大きな相違の原因の一つとしては、人体詳細モデルの各組織に採用した導電率に関する問題が考えられる。この導電率は、商用周波数領域における人体体内電流の数値解析

に一般的に用いられている導電率である。しかし、この導電率は、実際の人体組織を体外摘出後に実測(*in vitro* 測定)したものであり、その測定された導電率は、対象組織の生体内での温度との相違や、水分含有率の低下などから、実際の導電率とは異なる可能性がある。実際に、Lofgren<sup>10)</sup>や Fallert<sup>11)</sup>らによりこの可能性を示唆する報告もなされている。例えば、Fallert らは、心筋梗塞を起こした羊の心臓の導電率を測定したところ、死後 1 時間後には導電率が 50%低下したと報告している。これらの報告から、一般的に用いられている導電率が、実際の導電率より小さく測定されたものである可能性があるといえる。

表 2. 人体内部抵抗値の解析値および実測値

	Study	LH-LF [ $\Omega$ ]	H-H [ $\Omega$ ]
Calculated	This study (inhomogeneous)	1505	1444
	This study (homogeneous)	1120	1058
	Dawson et al. <sup>8)</sup>	1685	1558
Measured	Bracken et al. <sup>9)</sup>	535~735	575~685

### 3.2 人体内部抵抗分布率

人体内部抵抗分布率とは、電極間の抵抗値を 100%とした場合の、電流経路上における手・胴体・足などの各部位における抵抗の分布の割合のことをいう。

本解析における、人体詳細モデルおよび接触電流経路などの条件は、人体内部抵抗値解析の場合と同様である。

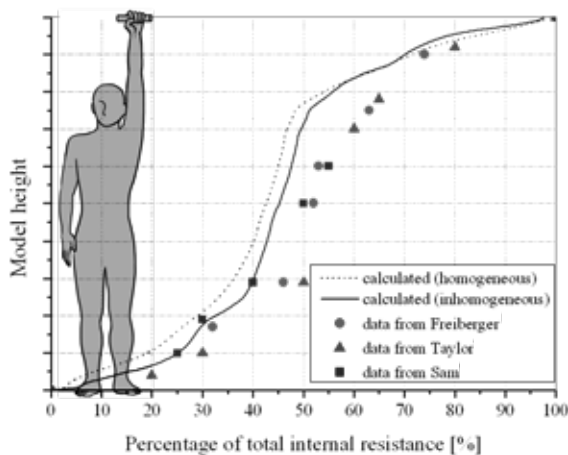
人体内部分布率の解析結果を図 3 に示す。実線は不均質モデルによる解析結果を、破線は均質モデルによる解析結果をそれぞれ示している。また、各マークは他の研究者らによる実測値である。<sup>3), 12), 13)</sup>

図 3 から、抵抗の多くは、手や足などの、経路の断面積が小さい部位に集中していることがわかる。例えば、LH-LF においては、手足の抵抗値が全体の約 90%を、LH-RH においては、手足の抵抗値が全体の約 95%を占めている。これらのことから、抵抗の分布率に対しては、胴体や四肢の断面積・長さなどの、経路の形状が支配的であると考えられる。そして、電流経路に手及び足を含むか含まないかで、人体内部抵抗値は大きく異なってくるといえる。

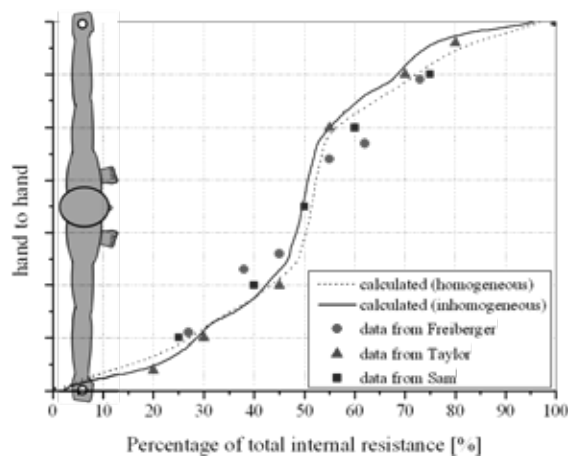
また、抵抗分布率で比較した場合は、解析値と実測値でも傾向が良く一致していることが分かる。この結果は、前節での、抵抗値における解析値と実測値の相違とは対照的な結果である。

ここで特に、不均質モデルと均質モデルの解析値でも傾向が良く一致していることに注目したい。両解析結果は、前節の抵抗値比較では相違を、本節の抵抗分布率比較では一致を見せている。よって、各組織への適用導電率は、抵

抗値には大きな影響を与えるが、抵抗分布率への影響は小さいといえる。このことや、前述の抵抗分布率の解析値と実測値における傾向の一致からも、前節における抵抗値の相違は、適用導電率に起因したものである可能性が高い。同時に、抵抗値が組織の導電率に大きな影響をうけることから、実際の人体における各個人の体組成の違いにより、抵抗値に有意な差異が出る可能性もあるといえる。



(a) LH-LF



(b) LH-RH

図3. 人体内部抵抗分布率の解析値および実測値

### 3.3 人体内部抵抗値と BMI 値の相関関係

体格および体組成が人体内部抵抗値へ与える影響の考察を目的として、BMI 値の異なる 5 種類の人体詳細モデルにおける人体内部抵抗値をそれぞれ解析し、その結果について検討を行った。

本解析では、Taro モデルに加え、IT IS FOUNDATION から提供されている 4 種類の男性モデル<sup>14)</sup>を用いた。これらのモデルは、BMI 値が全て異なる(Taro: BMI = 21.7, Dizzie: BMI = 13.4, Thelonious: BMI = 14.2, Louis: BMI = 18.3, Duke: BMI = 23.1)。その他の、接触電流経路などの解析条

件は 3.1 節と同様である。

図 4 に BMI 値の異なる 5 モデルにおける人体内部抵抗値の解析結果を示す。横軸は BMI 値、縦軸は人体内部抵抗値となっている。実線については後述する。

解析結果の図から、BMI 値の増加に伴い人体内部抵抗値は減少する傾向にあることが分かる。このことから、BMI 値と人体内部抵抗値の間には、負の相関関係があるといえる。

ここで、この負の相関関係の原因について考察を行う。BMI 値は体格指数であるため、解析結果に見られる相関は、BMI 値の変化に伴う、電流経路の長さや断面積の変化による影響と考えられる。そこで、人体を単純な円柱モデルとして考え、BMI 値が内部抵抗値へ与える影響について検討した。検討に用いた円柱モデルを図 5 に示す。

この円柱モデルにおいて、半径  $r$  [m]、高さ  $l$  [m]、密度  $d$  [kg/m<sup>3</sup>]、導電率  $\sigma$  [S/m] とおくと、BMI 値  $BMI$  は以下の式で表される。

$$BMI = \frac{r^2 \pi d l}{l^2} = \frac{r^2 \pi d}{l} \quad (2)$$

また、円柱モデルにおける内部抵抗値  $R$  [Ω] は以下の式で表される。

$$R = \frac{l}{\sigma r^2 \pi} \quad (3)$$

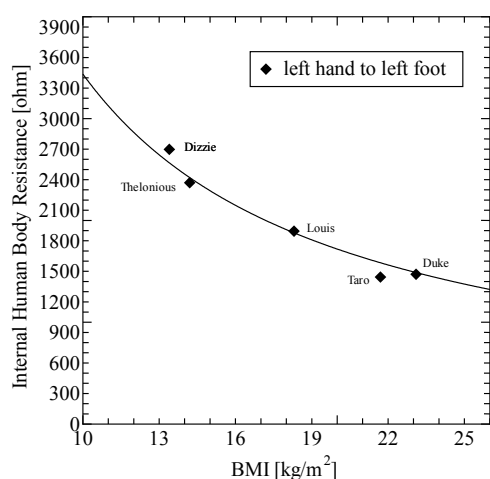
よって、BMI 値  $BMI$  と内部抵抗値  $R$  の関係は、(2)、(3) の両式より、以下の式で表される。

$$R = \frac{d}{\sigma} \cdot \frac{1}{BMI} \quad (4)$$

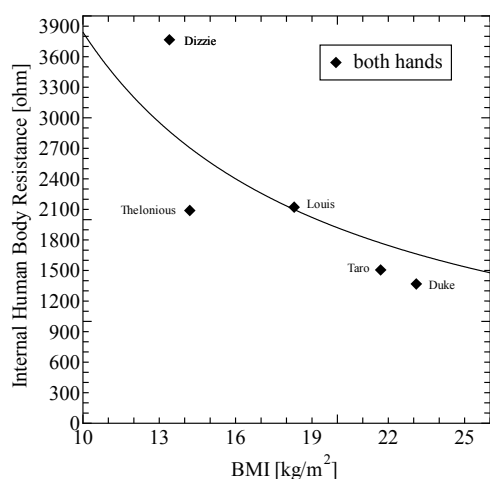
(4)式から、円柱モデルにおける内部抵抗値と BMI 値は反比例の関係にあることが分かる。本モデルでは、密度が一定であるため、この関係は BMI 値の変化に伴う電流経路形状の変動に起因するものであるといえる。

ここで、図 4 の解析結果に示した実線は、(4)式をフィッティング式とした曲線である。図 4 から、特に LH-LF において、実線が各解析値とよく一致していることがわかる。そのため、人体詳細モデルにおける、BMI 値の増加に伴う人体内部抵抗値の減少も、BMI 値の変化に伴う電流経路形状の変動が、原因の一つであると考えられる。その他の要因としては、体脂肪率や筋量などの、体組成による影響が考えられる。

一方、Bracken らによる実測値に基づく報告<sup>9)</sup>でも同様の負の相関関係が示されている。よって、体型により人体内部抵抗値が異なる可能性が高いといえる。このことは、過去と現在では、現代人の生活習慣の変化に伴う体型の変化などから、人体内部抵抗値が異なる可能性があることを示している。この可能性は、過去の実測値に基づく人体内部抵抗値を用いた規格に議論の余地が出てくる可能性も孕んでいる。



(a) LH-LF



(b) LH-RH

図4. BMI 値の異なる5モデルでの人体内部抵抗解析値

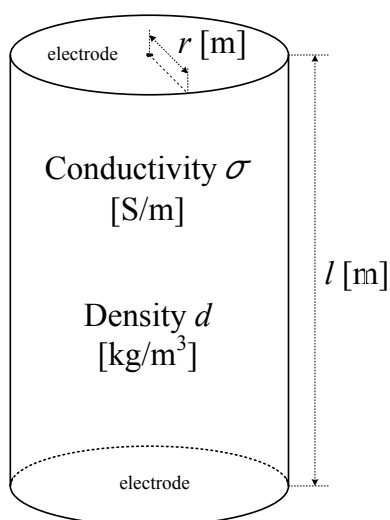


図5. BMI 値による影響の検討に用いた円柱モデル

### 3.4 全身における体内電流密度分布

直接接触感電時の体内電流の振る舞いの考察を目的として、人体詳細モデル全身における体内電流密度分布の解析を行った。

本解析において、接触電流経路はLH-LF、LH-BH、LH-RH、LF-RFの4通りとした。人体詳細モデルには、Taroモデルの不均質モデルを用いた。

図6に全身における体内電流密度分布の解析結果を示す。同図のカラーマップは電流密度を表している。

図6から、まず、 $100 \text{ mA/m}^2$ を超える高い電流密度が、手首足首など、比較的電流経路の断面積が小さな部位に現れていることが分かる。このことから、体内の電流密度分布は、経路の断面積に大きな影響を受けるということが分かる。

しかし、経路断面積の大きい胴体でも、高電流密度が表れている箇所があることが、同図から見て取れる。その箇所に存在している組織(血液や脊髄)の共通点として挙げられるのは、高い導電率を持っているという点である。このことから、電流の集中は、経路の断面積だけでなく、各部位の組織の導電率にも大きな影響を受けるということがいえる。

この結果から、導電率が高く、かつ人身への影響の大きい心臓などの臓器周辺をクローズアップし、詳細に解析することが必要であるといえる。

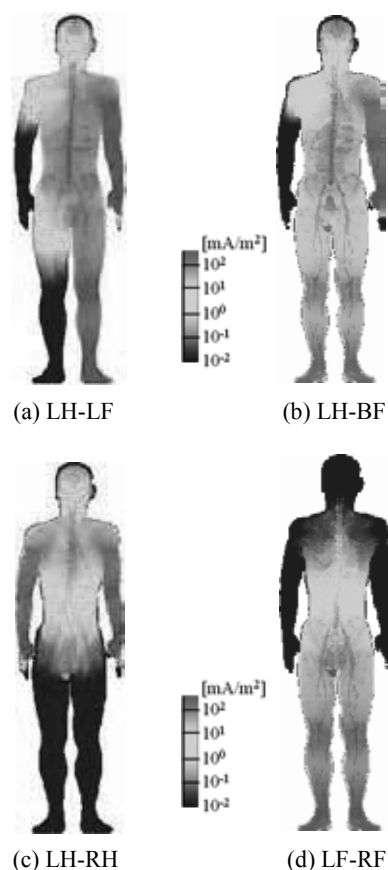


図6. 全身における体内電流密度分布の解析結果

### 3.5 心臓周辺における体内電流密度分布

3.4 節における考察より、心臓周辺における体内電流密度分布の解析を行った。

本モデルにおける心臓は、心筋と血液で構成されている。心筋の導電率は  $0.086 \text{ S/m}$ 、血液の導電率は  $0.7 \text{ S/m}$  であり、血液の方が約 10 倍ほど高い。その他の心臓周辺における導電率の高い組織としては、肺が挙げられる。肺の導電率は  $0.21 \text{ S/m}$  であり、心筋と血液の間の値であるため、心臓周辺及び心臓内部の電流の振る舞いに影響を与える可能性が高いといえる。

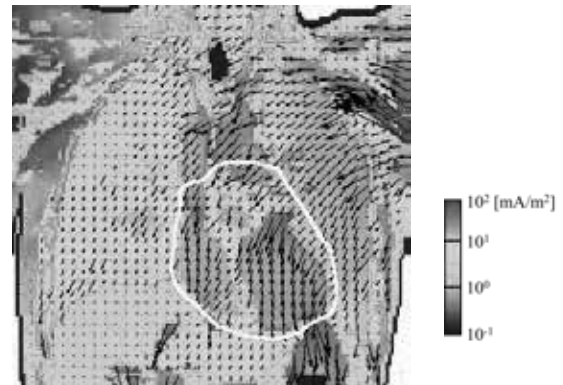
図 7 に心臓周辺の体内電流密度分布の解析結果を示す。カラーマップと矢印の長さは、電流密度を表している。また、矢印の向きは、電流の向きを表している。白線は心臓の輪郭である。

同図から、心臓や肺などの導電率の高い組織に電流が集中していることが良く分かる。心筋における電流密度の最大値は、各接触電流経路で、およそ  $20 \sim 24 \text{ mA/m}^2$  となった。心臓内の血液における電流密度の最大値は、各接触電流経路で、およそ  $60 \sim 80 \text{ mA/m}^2$  となった。この両値においては、電気刺激に影響を受け易いのは心筋であるため、心筋における電流密度の最大値を重視すべきであろうと考えている。

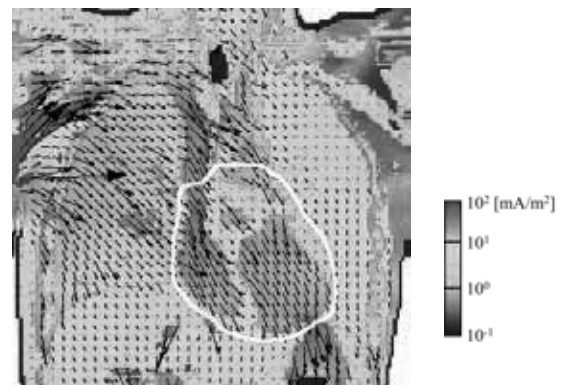
次に、心臓における電流の流れる方向に注目したい。図 7 (c)を見ると、電流のほとんどは横方向に流れていることがわかる。一方、図 7 (a)および図 7 (b)では、電流のほとんどが、縦方向に流れていることがわかる。図 7 (a)の左手両足間(LH-BF)と、図 7 (b)の右手両足間(RH-BF)をさらに細かく比較すると、右手両足間(RH-BF)では電流が比較的斜め下方向に流れていることがわかる。これは恐らく、人体における心臓の位置が、少しばかり左腕側に偏っていることに起因するものと考えられる。なお、IEC/TS 60479-1<sup>3)</sup>では心臓を流れる電流の向きにより、心室細動電流の閾値が異なることが示されている。よって、前述の結果より、感電シナリオによって、心室細動リスクが異なってくる可能性があるといえる。

ここで、心臓を流れる電流について、心臓電流比という概念のもとに考察を行う。心臓電流比とは、接触電流経路に流れる全電流の内の、心臓を流れる電流の割合のことをいう。図 6 の各経路における、心臓電流比の解析結果を表 3 に示す。表 3 から、左足右足間(LF-RF)における心臓電流比は、他の経路に比べて非常に小さいことがわかる。これは、図 6 における左足右足間(LF-RF)の電流密度分布の解析結果からも予測することが出来た結果である。しかし、その他の経路では、 $0.3 \sim 0.4$  と、非常に大きな割合の電流が心臓に流れていることが分かる。

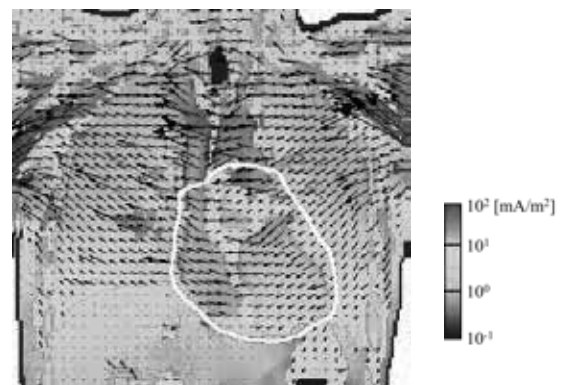
この、電流が生命維持に関わる臓器へ集中するという結果は、接触電流が人身へ与える影響という観点から見れば、有意な結果であり、また、こういった局部での詳細な調査は実測では困難であるということからも、数値解析による調査が重要であるということがいえる。



(a) LH-BF



(b) RH-BF



(c) LH-RH

図 7. 心臓周辺における電流密度分布の解析結果

表 3. 心臓電流比の解析結果

Current scenario	Heart current ratio
LH-LF	0.38
LH-BF	0.4
LH-RH	0.35
LF-RF	0.0032

## 4. 結論

本論文では、人体抵抗の決定要因の考察と、直接接触感電時の体内電流の振る舞いの考察を目的として、人体内部抵抗および体内電流密度分布の解析を、商用周波数領域において標準的に使用されている導電率を適用した、人体詳細モデルを用いて行った。

その結果、以下の知見を得た。

- (1) 本解析における人体内部抵抗値の解析結果は、Dawsonらによる解析値と、用いたモデルなどの違いに起因すると考えられる10%程度の相違はあるものの、近い値となることが分かった。しかし、Brackenらによる実測値と比較した場合、本解析値は2〜3倍ほど大きな値となることが分かった。また、この原因が、同様の解析でも一般的に用いられている、人体詳細モデルへの適用導電率にある可能性を示した。
- (2) 接触電流経路における抵抗の、約90%が手足に集中していることが分かった。この結果から、電流経路に手足を含むか否かで、人体内部抵抗値が大きく異なってくるということが分かった。
- (3) 各組織への適用導電率は、抵抗分布率に与える影響は小さいが、抵抗値には大きな影響を与えることが分かった。この結果から、実際の人体における各個人の体組成の違いにより、抵抗値に有意な差が生じる可能性があることが分かった。
- (4) BMI値が増加すると、人体内部抵抗値は減少する傾向にあることが分かった。また、Brackenらによる実測に基づく報告においても、本解析結果と同様に、BMI値と人体内部抵抗値の間に負の相関関係があることが示されていることから、現代人の生活習慣の変化に伴う体型の変化などにより、過去と現在では人体内部抵抗値が異なる可能性があることを示した。
- (5) 体内電流の集中は、経路の断面積と、各部位の組織の導電率に大きな影響を受けるということが分かった。
- (6) 心臓周辺では、導電率の高い、肺や心臓などに電流が集中するということが分かった。また、その電流の方向は、片手両足間で縦方向、左手右手間で横方向となることが分かった。特に右手両足間では、心臓の位置の左腕方向への偏りのためか、電流の向きがやや斜め下方向になることが分かった。
- (7) 心臓電流比による検討の結果、両足間を除く全経路で、総接触電流の約40%という、大きな割合の電流が心臓に流れるということが分かった。この結果は、接触電流が人身へ与える影響という観点から見れば、有意な結果である。

本研究の一部は、科研費基盤研究(C)(23560332)と、若手研究(B)(22760218)の助成を受けたものである。

## 参考文献

- 1) T Nagaoka, S Watanabe, K Sakurai, E Kunieda, "Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry," *Physics in Medicine and Biology* 2004; **49**:1-15.
- 2) T. W. Dawson, K. Caputa, and M. A. Stuchly: "Influence of human model resolution on computed currents induced in organs by 60Hz magnetic fields", *Bioelectromagnetics*, **Vol.18**, pp.478-490 (1997).
- 3) IEC/TS 60479-1: "Effects of current on human beings and livestock - Part 1: general aspects", Ed.4.0 (2005).
- 4) W. Xi, M. A. Stuchly, and O. P. Gandhi: "Induced electric currents in models of man and rodents from 60 Hz magnetic fields", *IEEE Trans. on Biomedical Eng.*, **Vol.41**, pp.1018-1023 (1994).
- 5) A. Hirata, K. Yamazaki, S. Hamada, Y. Kamimura, H. Tarao, K. Wake, Y. Suzuki, and O. Fujiwara: "Intercomparison of induced fields in Japanese male model for ELF magnetic field exposures", *Radiation Protection Dosimetry*, **Vol.138**, pp.237-244 (2010).
- 6) ANSI: IEEE Standard for safety levels with respect to human exposure to electromagnetic fields, 0-3 kHz, IEEE Standard C95.6 (2002).
- 7) ICNIRP, "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields (1 Hz - 100 kHz)," *Health physics* 2010; **99**:818-836.
- 8) Dawson TW, Caputa K, Stuchly MA, Kavet R, "Electric fields in the human body resulting from 60Hz contact currents," *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering* 2001; **48**:1020-1026.
- 9) T. Dan Bracken, et al., "Survey of Electrical Utility Worker Body Impedance" *IEEE Transactions on power delivery*, **Vol.23**, NO.2, April 2008.
- 10) B. Löfgren: "The electrical impedance of a complex tissue and its relation to changes in volume and fluid distribution", *Acta Physiologica Scandinavica*, **Vol.23**, Suppl. 81, pp.5-51 (1951).
- 11) M. A. Fallert, M. S. Mirotznik, D. K. Bogen, E. B. Savage, K. R. Foster, and M. E. Josephson: "Myocardial electrical impedance mapping of ischemic sheep hearts and healing aneurysms", *Circulation*, **Vol.87**, pp.199-206 (1993).
- 12) R. J. Taylor: "Body impedance for transient high voltage currents", In J. E. Bridges, G. L. Ford, I. A. Shreman, and M. Vainberg (eds.), *Electrical Shock Safety Criteria*, pp.251-258, Pergamon, New York (1985).
- 13) G. Biegelmeier: "New knowledge on the impedance of the human body", In J. E. Bridges, G. L. Ford, I. A. Shreman, and M. Vainberg (eds.), *Electrical Shock Safety Criteria*, pp.115-132, Pergamon, New York (1985).
- 14) A. Christ et al.: "The Virtual Family - development of surface-based anatomical models of two adults and two children for dosimetric simulations", *Phys. Med. Biol.*, **Vol.55**, pp.N23-N38 (2010).