

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 26 年 6 月 23 日現在

機関番号：17601

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2011～2013

課題番号：23560332

研究課題名(和文)人体詳細モデルを用いた低・中間周波における接触電流と人体インピーダンスの解明

研究課題名(英文) Investigation on contact current and human body impedance at low- and intermediate-frequency

研究代表者

林 則行 (HAYASHI, NORIYUKI)

宮崎大学・工学部・教授

研究者番号：30156450

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 4,200,000円、(間接経費) 1,260,000円

研究成果の概要(和文)：商用周波数領域において人体内部抵抗および体内電流密度分布の検討を行った。BMIが16.1～41.4 kg/m²の被験者26名に対して550～800の人体内部抵抗値が得られた。これらの実測値は過去の同様な実測結果ともよく一致したが、詳細人体モデルを用いた数値解析値と比較すると1/3～1/2倍程度とかなり小さい。しかし、人体内部抵抗とBMIとの関係や電流経路に沿った相対的な人体内部抵抗の分布特性は数値解析値とよく一致した。また、BMI値が増加すると、人体内部抵抗値は減少すること、心臓周辺では、導電率の高い、肺や心臓などに電流が集中し、その電流の方向は感電経路に依存することが分かった。

研究成果の概要(英文)：Contact current and human body resistance calculated by using precise human model at power frequency showed good agreement with another numerical data. However, those are twice or three times higher than the experimental ones, ranging 550 to 800 ohms, measured for 26 volunteers with various ages (21-66 years old) and BMIs (16.1-41.4 kg/m²). It is found that R decreases as BMI increases, and that the measured profiles of relative R along the current path are in good agreement with the numerical ones. The contact current around the heart concentrates to the lung and heart that have relatively high conductivity, and its direction strongly depends on the contact scenarios.

研究分野：工学

科研費の分科・細目：電気電子工学・電力工学・電力変換・電気機器

キーワード：人体防護 低周波 接触電流 人体インピーダンス ドシメトリ 心臓電流

1. 研究開始当初の背景

感電のような電気ショックを対象とした電気安全のための保護手段を検討するうえで、体内、特に心臓や脳、中枢神経のような臓器や組織に流れる接触電流や感電経路の人体インピーダンスは重要な基礎データとなる。IEC/TS 60479-1には、このようなショック電流による人体や動物への影響に関して、いくつかの電流経路において心室細動の閾値電流や人体インピーダンスが掲載されている。しかし、これらの値の大半は1930年代以降に収集された実測値に基づいており、かつ最新の实測結果は少なく、食文化の変化に伴う体型の変化によって過去の实測データは現状に合っていないとの指摘もある。

一方、日本や欧米で解剖学的に詳細で、かつ高分解能な人体詳細モデルが開発・公表されている。これらの人体詳細モデルは国内外の研究機関で電磁界による体内の誘導電流やSARの数値解析に採用され、これまで実現できなかった体内における誘導電流やSARの空間的分布特性が組織レベルで数値解析できるようになっている。応募者も、この人体詳細モデルを組み込んだ数値解析プログラム(ボクセルデータを用いたSPFD法)を自主開発し、低周波や中間周波領域における電磁的体内誘導電流の詳細な分布特性を明らかにしてきた。

これまで接触電流に伴う生体反応を考える場合、外部から供給される全電流値が参照されることが多く、人体に流入後の電流の分布状態や特定の臓器や組織を流れる電流に関しては不明な点が多い。また、人体インピーダンスは過去の实測値に基づいた簡単な抵抗モデルが提案されているのみである[3]。一般的に知られている人体インピーダンスの实測値よりも2倍程度大きな値を報告した数値解析例があるが、実測値と解析値との違いの理由などは不明である。

応募者は、自らがこれまでに開発してきた電磁誘導電流解析プログラムを一部改良することで体内における接触電流分布特性の数値解析が可能になり、その解析結果に基づいて、心臓などの特定の組織に流れる電流分布特性や人体インピーダンスの推定が可能になるとの着想に至った。さらに、人体インピーダンスに関しては本研究でも実測して、最新のデータを提供する必要があると考えている。

2. 研究の目的

電気安全のための保護手段を検討するうえで接触電流や人体インピーダンスが重要な基礎データとなるが、これらのデータの大半は1930年代や1980年代に行われた実測結

果に基づいており、最新の实測例や数値解析例は少ない。

本研究は、解剖学的に詳細な人体モデルを用いた数値解析結果に基づいて低周波・中間周波における接触電流分布特性を組織・器官レベルで明らかにするとともに、人体インピーダンスを推定することを目的としている。さらに、人体インピーダンスを実測することで最新のデータを提供するとともに、数値解析結果との比較検討を行うことで過去の实測データの有効性や本数値解析モデルの適用性を議論する。本研究の成果は電気安全面だけでなく、医療面など他の分野においても有用なデータを提供できることが期待できる。

3. 研究の方法

3.1 人体内部抵抗測定装置と測定方法

今回の測定で用いた人体抵抗測定装置の機器構成と電極をそれぞれ図1と図2に示す。本装置はファンクションジェネレータの出力電圧を微小電流(10 μ A, 40 Hz~200 kHz)に変換する微小定電流発生装置(V/Iコンバータ)、微小電流を人体内に流すための一対の電極AとA'、人体に装着し電位差を検出するための一対の電極BとB'、B-B'間の電位差を100倍に増幅する差動プリアンプ、ならびにロックインアンプで構成されている。皮膚抵抗の影響を除去するために4端子法を採用した。電極AとA'は、手の場合にはステンレス製の円筒パイプを手で軽く握ることで手のひらに密着させ、足の場合にはステンレス製の平板の上に乗ることで足裏に密着させた。電極BとB'には、市販の心電図モニター用ディスク電極を体表面に貼付した。

人体抵抗は体内に電極A-A'間に55 Hzの一定電流 I_a (10 μ A)を流しながら、体表面の任意の2点間(B-B'間)の電位差 V_m を測定し、その2点間の人体抵抗 R を V_m/I_a で計算した。今回の一連の測定を通じて V_m は安定していた。

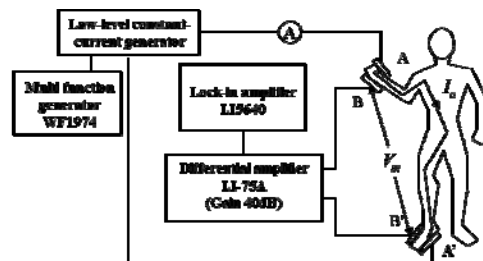


図1 人体内部抵抗測定装置

3.2 測定協力者の概要

測定は、BMIや年齢の異なる26人の測定協力者(年齢:21~66歳,身長:1.62~1.90

m, 体重 : 42.2~149 kg, BMI : 16.1~41.4 kg/m², 体脂肪率 : 8.30~40.3 %) を対象として行った. なお, 被験者の身長, 体重, 体脂肪率は宮崎大学保健管理センターの協力を得て, 健康診断用の市販計測器で測定した.



(a) 電流電極 (b) 電流電極



(b) 電圧電極

図2 電極の例

4. 研究成果

4. 1 人体詳細モデルを用いた数値解析

表1に示したBMIの異なる5つの人体詳細モデルを対象として, 左手-右手間(LH-RH)と左手-左足間(LH-LF)の2つの電流経路に対して, 著者らが開発している修正SPFD法を用いて数値解析したBMIと人体内部抵抗の関係を図4に示す. 図4より両電流経路においてBMIが増加すると人体内部抵抗は減少することがわかる. さらに, 数値解析で求めたBMIと人体内部抵抗の関係は, 図4中の実線(LH-RH)と点線(LH-LF)で示したように反比例の近似式でフィッティングできることがわかる.

表1 人体詳細モデルの概要

	Dizzie	Theloni- ous	Louis	Taro	Duke
Height [m]	1.40	1.17	1.65	1.73	1.74
Weight [kg]	26.2	19.5	49.9	65.0	70.0
BMI [kg/m ²]	13.4	14.2	18.3	21.7	23.1

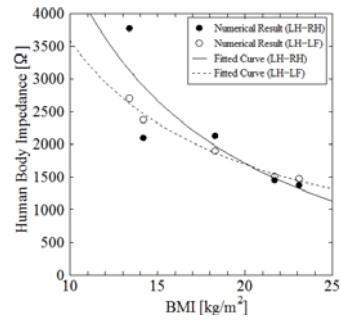


図4 BMIと人体内部抵抗の関係 (数値解析結果)

4. 2 人体インピーダンスの実測結果

17人の測定協力者に対して2つの電流経路LH-RHとLH-LFで図5に示したような腕を90°に曲げた姿勢で測定した人体内部抵抗とBMIの関係を図6に示す.

図6から分かるように, 今回の実験では550 Ω~800 Ωの人体内部抵抗値が得られたが, 顕著な電流経路への依存性は認められなかった. この実測値を, 図4で示された数値解析値や他の報告でまとめられた数値解析値と比較すると, 実測値は数値解析値の1/2~1/3倍程度である. しかし, Bracken氏らが報告している実測結果とはほぼ一致している. 図6から, 実測値は数値解析値と同様にBMIが増加すると人体内部抵抗は減少していることがわかる. さらに, 実測で求めたBMIと人体内部抵抗の関係は, 図6中の実線(LH-RH)と点線(LH-LF)で示したようにほぼ反比例の近似式でフィッティングできることがわかる.

4. 3 人体内部抵抗の相対的な分布特性

電流経路全体の人体抵抗に対して, 人体のどの部分が, どの程度の割合を占めているのか, LH-RH, LH-LFの2つの電流経路で測定し, 数値解析値及び他の研究者の実測値との比較検討を行った. 測定姿勢は図5と同様の姿勢で行い, 電圧測定電極の貼付位置を電流経路に沿って移動させた. 図7にLH-RHの場合の電圧測定電極の貼付位置の例を示す. 一つの電極は右手甲で固定され, もう一方の電極の貼付位置は移動していることがわかる. 図7の左図は図8(a)の人体シルエット中で○Aの位置, 右図は同じく○Bの位置の場合である.

図8(a)にLH-RHの場合の人体内部抵抗分布を, 同図(b)にLH-LFの場合の人体内部抵抗分布を示す. 横軸は両手間及び左手足間の人体内部抵抗を100%としたときの各区間の抵抗の割合を, 縦軸は電極の位置を表している. 同図で, 黒塗りのシンボルは今回の実験値, 白抜きシンボルは他の研究者の実験値を表し, さらに, 実線は詳細人体モデルで

得られた数値解析値，点線は同じ人体モデルで導電率が均一だと仮定した場合の数値解析値を示している。

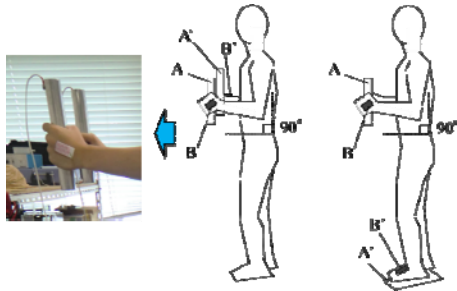


図5 測定姿勢 (左: LH-RH, 右: LH-LF)

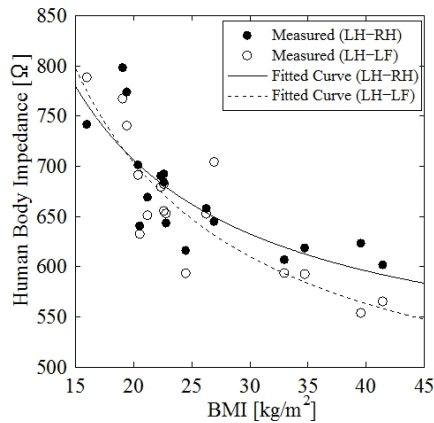
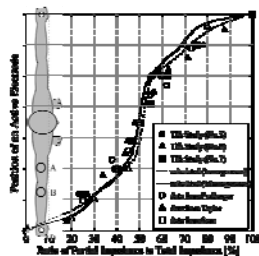


図6 BMIと人体内部抵抗の関係 (実測結果)

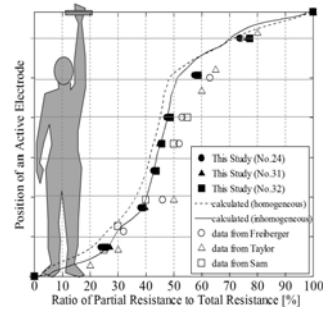


図7 電圧電極を貼付した位置の例

図8から LH-RH, LH-LF の両電流経路において，今回得られた実測値，数値解析値，他の研究者による実測値の3者は全て同じ分布特性を示し，互いにほぼ一致していることがわかる．LH-RH の経路では全体の人体内部抵抗の約 95 %を両腕の抵抗が占め，LH-LF の経路では全体の人体内部抵抗の約 90 %を左腕と左脚が占めている。



(a) LH-RH



(b) LH-LF

図8 相対的な人体内部抵抗分布

4. 3 体内電流密度分布の解析結果

4. 3. 1 全身分布

図9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。

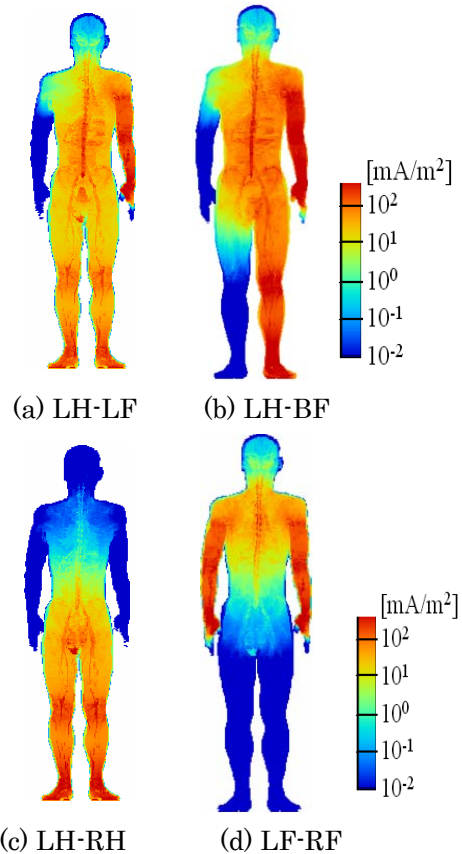


図9 体内電流密度分布 (数値解析結果)

図9から，まず，100 mA/m²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。

4. 3. 2 心臓周辺

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 S/m 、血液の導電率は 0.7 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 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。

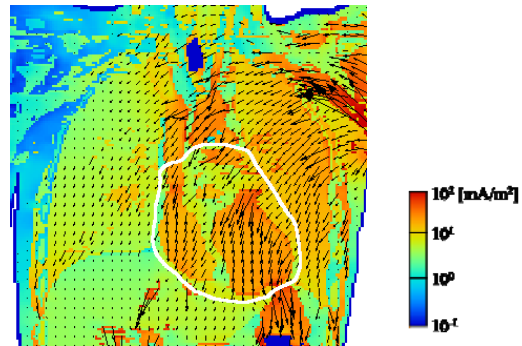
図 10 に心臓周辺の体内電流密度分布の解析結果を示す。カラーマップと矢印の長さは、電流密度を表している。また、矢印の向きは、電流の向きを表している。白線は心臓の輪郭である。同図から、心臓や肺などの導電率の高い組織に電流が集中していることが良く分かる。心筋における電流密度の最大値は、各接触電流経路で、おおよそ $20\sim 24 \text{ mA/m}^2$ となった。心臓内の血液における電流密度の最大値は、各接触電流経路で、おおよそ $60\sim 80 \text{ mA/m}^2$ となった。この両値においては、電気刺激に影響を受け易いのは心筋であるため、心筋における電流密度の最大値を重視すべきであろうと考えている。

図 10 (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 10 (a)および図 10 (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。IEC/TS 60479-1 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おり、上述の結果は、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を示しているといえる。

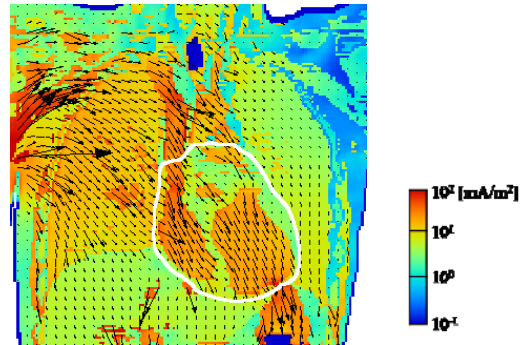
図 10 の各経路における、心臓電流比の解析結果を表 2 に示す。表 2 から、LF-RF 以外の経路では、 $0.3\sim 0.4$ と非常に大きな割合の電流が心臓に流れていることが分かる。電流が生命維持に関わる臓器へ集中するという結果は、接触電流が人身へ与える影響という観点から見れば有意な結果である。

表 2 心臓電流比の解析結果

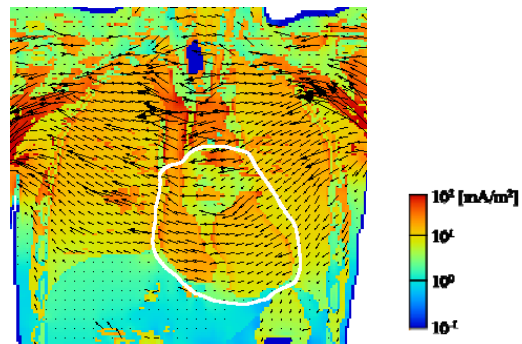
Current scenario	Heart current ratio
LH-LF	0.38
LH-BF	0.4
LH-RH	0.35
LF-RF	0.0032



(a) LH-BF



(b) RH-BF



(c) LH-RH

図 10 心臓周辺における電流密度分布
(数値解析結果)

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 9 件)

- ① Hiroo Tarao, Leena H. Korpinen, Harri A. Kuisti, Noriyuki Hayashi, Jarmo A. Elovaara, Katsuo Isaka, Numerical Evaluation of Currents Induced in a Worker by ELF Non-Uniform Electric Fields in High Voltage Substation and Comparison with Experimental Results, Bioelectromagnetics, Vol. 34,

- pp. 61-73 (2013). 査読有
- ② H. Tarao, N. Hayashi, T. Matsumoto, and K. Isaka, Currents and Electric Fields Induced in Anatomically Realistic Human Models by Extremely Low Frequency Electric Fields, *Journal of Energy and Power Engineering*, Vol.7, no.10, pp.1985-1991, 2013. 査読有
 - ③ Y. Sakamoto, N. Hayashi, H. Tarao, "Measurement of Human body Impedance in Low Frequency", *Proc. 2013 CIGRE International Colloquium on Electric and Magnetic Fields at Extremely Low Frequency (EMF-ELF 2013)*, pp. 281-287, Nara, Japan, Oct. 15-16 (2013). 査読無
 - ④ A. Aoki, N. Hayashi, H. Tarao, "Measurement of Electric Field Intensity in Simple Living-Body Model Which Simulates Contact Currents in Low Frequency", *Proc. 2013 CIGRE International Colloquium on Electric and Magnetic Fields at Extremely Low Frequency (EMF-ELF 2013)*, pp. 264-271, Nara, Japan, Oct. 15-16 (2013). 査読無
 - ⑤ N. Hayashi, H. Tarao, Y. Iki, Y. Sakamoto, Preliminary Measurement of Human Body Impedances at Power Frequency-Dependency on BMI and Relative Distribution, *Proceedings of BioEM, PA-23*, 2013. 査読無
 - ⑥ H. Tarao, H. Kuisti, L. Korpinen, N. Hayashi, K. Isaka, Effects of Tissue Conductivity and Electrode Area on Internal Electric Fields in a Numerical Human Model for ELF Contact Current Exposure, *Physics in Medicine and Biology*, Vol. 57, pp. 2981-2996 (2012). 査読有
 - ⑦ 浜元勲, 林則行, 太良尾浩生: 「人体詳細モデルを用いた商用周波数における接触電流と人体抵抗に関する研究」, *宮崎大学工学部紀要*, 第 41 号, pp. 41-47 (2012). 査読無
 - ⑧ Takashi Matsumoto, Hitoshi Hirata, Hiroo Tarao, Noriyuki Hayashi, Katsuo Isaka, Analysis of Magnetic Field Distribution Under EHV and HV Double-Circuit Power Lines Which Change Their Direction, 34th Annual Meeting of the Bioelectromagnetics Society, PA-101, pp. 128-130, Brisbane, Australia, June 17, 2012 - June 22, 2012. 査読無
 - ⑨ 太良尾浩生, 浜元勲, 林則行, 伊坂勝生, 商用周波数における人体内部抵抗の数値解析結果と実測結果との比較, *電気学会論文誌 A*, 131 巻, 第 3 号, pp.

178-184(2011). 査読有

[学会発表] (計 7 件)

- ① 中山陽介, 太良尾浩生, 林則行, 低周波接触電流による人体数値モデルの体内電界計算, *IEICE Technical Report*, Vol. 111, No. 205, pp. 15-20, 2011. 北海道大学.
- ② 篠原宏紀, 中山陽介, 太良尾浩生, 林則行, 複数の数値モデルを用いた低周波人体内部抵抗の推定, *IEICE Technical Report*, Vol. 111, No. 205, pp. 21--26, 2011. 北海道大学.
- ③ 壺岐祐典・青木秀幸・林則行: 「簡易モデルを用いた中間周波数における人体内部インピーダンス測定装置の動作確認」, 平成 24 年度 電気関係学会九州支部連合大会, 06-1P-11, 2012. 長崎大学.
- ④ 青木秀幸・林則行・太良尾浩生: 「接触電流を模擬した 2 媒質生体内における電界測定」, 平成 24 年度 電気関係学会九州支部連合大会, 06-1P-12, 2012. 長崎大学.
- ⑤ 坂本羊・林則行・太良尾浩生: 「血管内に挿入した絶縁細線による血管内電流への影響」, 平成 24 年度 電気関係学会九州支部連合大会, 06-1P-10, 2012. 長崎大学.
- ⑥ 青木秀幸, 林則行, 太良尾浩生, 金属を含む生体モデルを用いた接触電流計測, 平成 25 年電気学会 基礎・材料・共通部門大会, 2013 年 9 月 12 日. 信州大学.
- ⑦ 坂本羊, 堀晃太郎, 林則行, 太良尾浩生, 腕の姿勢と人体内部インピーダンスの関係, 平成 25 年度 第 66 回 電気関係学会九州支部連合大会, 2013 年 9 月 24 日. 熊本大学.

[図書] (計 0 件)

[産業財産権]

○出願状況 (計 0 件)

[その他]

ホームページ等

<http://www.cc.miyazaki-u.ac.jp/eplsako/>

6. 研究組織

(1)研究代表者

林 則行(HAYASHI NORIYUKI)

宮崎大学・工学教育研究部・教授

研究者番号: 30156450

(2)研究分担者

なし

(3)連携研究者

なし