

変動磁界による神経刺激作用の細胞レベルでの評価

池畑 政輝* 吉江 幸子* 鈴木 敬久** 齋藤 淳史***

Evaluation of Stimulation Threshold in Nerve Cells by Exposure to Alternative Magnetic Field in *In Vitro*

Masateru IKEHATA Sachiko YOSHIE Yukihiisa SUZUKI Atsushi SAITO

International guidelines that aim to protect people from adverse health effect by exposure to magnetic fields (MF) have been established by international organizations such as the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) or the Institute of Electrical and Electronic Engineers (IEEE). In the guidelines, one of the target effects below 100 kHz is nerve stimulation based on a few provocation studies. Because of a few studies, the value of basic restriction of the guidelines adopt extrapolation widely such as 45Hz to 400Hz and 7kHz to 100kHz. Therefore, determination of threshold value among extrapolated frequencies is important for verification and improving of the current basic restriction. Here, we report progress of our study to determine threshold value of nerve stimulation by magnetic or electric field in *in vitro*.

キーワード：磁界，ICNIRP ガイドライン，磁界の健康リスク，磁界の神経刺激，基本制限，参考レベル

1. はじめに

送電線近傍の住民に関する疫学調査の結果¹⁾を発端に、電磁界の健康リスクに関する議論が始まってから40年が経とうとしている。この間、様々な取り組みが行われており、わが国の鉄道における磁界の取り扱いについても、2012年の「鉄道に関する技術上の基準を定める省令」改正により、一般公衆が立ち入れる場所において、商用周波数磁界(50/60Hz)による健康影響を及ぼさないように鉄道の地上電気設備を施設することとなった。

この磁界規制は、国際非電離放射線防護委員会(ICNIRP)が発表したガイドラインを根拠として、現状では地上電気設備からの商用周波数磁界のみに適用されている。しかし、将来的な状況の変化として、

- ・磁界規制の拡大(特定周波数の撤廃)
- ・高速化に伴う電力消費増による車内磁界の増大等の可能性があり、これらが将来的な鉄道事業における安全性の課題の一つとなる可能性がある。

また、ICNIRPガイドラインでは、「磁界ばく露による神経刺激作用」を防護すべき対象としているが、その許容値の設定においては、鉄道磁界で考慮すべき周波数帯の具体的な実験データがなく、外挿補間されている帯域がある。

このような鉄道磁界を取り巻く背景と課題のうち、本研究は、ICNIRPガイドラインの外挿補間帯域を含め、鉄道磁界で考慮すべき周波数範囲の生物学的データを得ることを目的とした。

2. 磁界ばく露に関する国際ガイドライン

鉄道の規制の根拠となっているのは、ICNIRPが2010年に改訂した「1Hz～100kHzの変動する電界および磁界」のガイドライン²⁾である。

このガイドラインは、WHOの環境保健クライテリア³⁾に基づく方針、すなわち、強い磁界にばく露している間のみを生じる短期・急性影響(神経刺激等)からの人体防護を目的としており、リスク評価の対象とするには科学的根拠が弱いとされる、長期間の微弱な磁界ばく露と小児白血病発症リスクの相関などの長期・慢性影響は対象としていない。実際に、ガイドラインの中では、守るべき物理量として磁界により誘導される体内電界を対象とし、その許容量は「基本制限」として定義されている(図1)。同ガイドラインでは、職業的ばく露については、10Hz～25Hzの範囲では網膜磁気閃光の閾値である50mV/m、その他末梢神経系データに基づく刺激閾値に低減係数5を適用して500Hz～3kHzは800mV/m、3kHz以上はその値から直線的に上昇するように基本制限を定めている。一方で、公衆ばく露については、更に低減係数を適用した制限値となっている。また、その根拠は、磁気閃光(10Hz～45Hz)および末梢神経知覚(500Hz～7kHz)に関する、いずれもボランティアによる研究結果であり、実験的根拠が無く外挿により補間されている周波数帯(45Hz～400Hz、7kHz～100kHz)がある。

電気鉄道から発生する電磁界(鉄道磁界)は、地上電気設備における商用周波数磁界の他に、直流き電に関連した静磁界、あるいは列車の駆動に関わるリアクトルや主変換器などからの周波数や強度が変化する変動磁界とともに、異なる設備から複数の周波数が同時に発生する

* 人間科学研究部 生物工学研究室
** 首都大学東京
*** 電力中央研究所

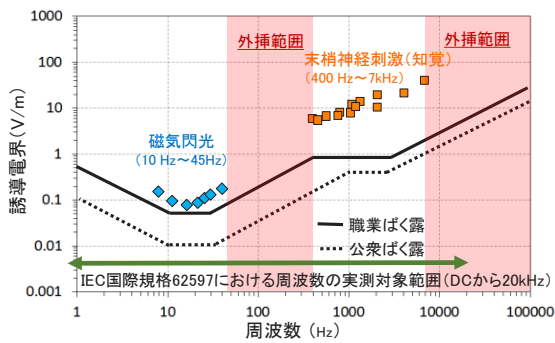


図1 ICNIRP ガイドライン基本制限と外挿範囲

■および■は既存研究で報告されたデータを表す。
 ■のエリアは知見がなく基本制限値が外挿されている領域を表す。

などの特徴がある。また、鉄道の磁界は電気事業者の送電線等の設備と比較して、人と電気設備との距離が近づく機会があるため、ガイドライン等の許容値に対しては十分に低いものの、電気事業者の送電線等と比較すると高いことが一つの特徴と言える。

これらの特徴を踏まえて、磁界の健康リスク管理を考えた場合、現在は具体的な根拠なしに外挿補間されている周波数帯で、仮に今後の学術研究等により、現行のガイドラインと比較して弱い磁界による人の健康影響への可能性が報告された場合、磁界規制の根拠となっているガイドライン基準値が厳しくなる可能性がある。

そこで本研究では、鉄道磁界（ICNIRP ガイドラインの外挿部を含む）の神経刺激に関する周波数特性を実験的に明らかにすることを目的として、人の代わりに発がん性評価等に用いられる実験動物として一般的なラットに着目し、その胎児の脳より得た培養神経細胞を用いた検討を行った。本検討において人間を対象に実験的に刺激応答を検討することは倫理的に難しく、また実験動物個体についても倫理面、実験の煩雑さがある。これに対し、培養細胞であれば実験環境の統制が容易であることや、均質な細胞を十分量得られるため、実験回数を増やし幅広い実験条件を検討することが可能である。本稿では、この実験系を用いた磁界ばく露による刺激応答の閾値に関する知見を報告する。これにより、ICNIRP ガイドライン外挿部の周波数帯の基準値に関する生物学的根拠を得るとともに、現行のガイドラインの検証が可能となると考える。

3. ラット胎児由来の神経系細胞の作製

神経細胞の材料として、個体の特定部位の細胞を使用した場合、特定の因子が結果に影響を与える可能性が大きく、実験結果を一般化することが難しい。また、生育

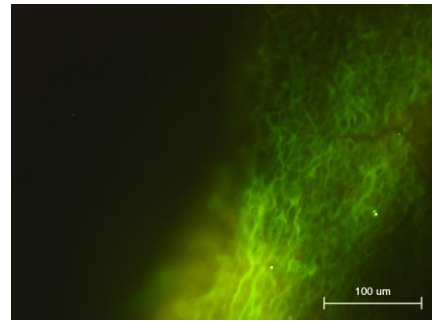


図2 ラット胎児大脳皮質由来の初代培養細胞の観察例 (map2 抗体による染色)

に多くの因子を要求するため、株細胞に比較し培養が難しいという欠点もある。しかしながら、個体の特定部位の細胞は、生体内における組織の機能を保持していると考えられるため、組織機能を再現する実験系として利用価値が高く、個々の細胞における影響を調べるのに非常に有効であると考えられている。以上の事を念頭に、初代培養細胞を検討することとした。神経系細胞として常用されるのはラットの胎児脳由来の細胞である。このうち基礎研究で良く用いられる感覚神経などを司る大脳皮質に着目し、大脳皮質由来の初代培養細胞を研究に用いることとした。胎児から摘出した脳より大脳皮質を分離し単細胞化した細胞懸濁液を、Neurobasal 培養液（サーモフィッシュャー株）に2% B-27 サプリメント（サーモフィッシュャー株）および抗生物質を添加した培地を用い、温度 37°C、炭酸ガス濃度 5% に設定した炭酸ガス培養器で培養した。

培養開始後、2～3日でニューロン状の突起が伸びる様子が観察された。細胞が安定するまで約14日間程度培養した後、細胞内カルシウムイオンを蛍光標識する試薬により、神経活動をその蛍光強度の変化として観察したところ、神経細胞ネットワークの安定した自発活動が認められ、脳由来の神経系細胞が存在していることが示された（図2）。この初代細胞を用いて、以降の磁界および電界による刺激応答閾値の検討を行った。

4. 変動磁界による神経刺激作用の解析

鉄道の磁界規制で基準値としている ICNIRP ガイドラインは、変動磁界により体内に誘導される誘導電界を基本的に制限すべき量（基本制限）としている。ただし、体内に誘導される誘導電界を測定することは困難であるため、容易に評価が可能な指標として、基本制限量を誘導する磁界強度を数値計算人体モデルにより推定し、参考レベルとしている。これにより、適合性を判断する際には、空間の磁界測定値が利用可能となっている。

磁界により体内に誘導される電界（誘導電界）は、磁

束が横切る面積に依存して同心円状に増加するため、一般的な磁界であれば、面積が大きいほど外周の誘導電界が強くなる。細胞実験系は、実験の取り回しが簡便な上、再現性が高い実験であるが、ICNIRP ガイドラインの参考レベルは人間の大きさを基に考えられているため、細胞実験を行うにあたっては、磁界強度ではなく、誘導電界の大きさを指標として実験条件を設定することが必要である。一般的に人間が有する容積と比較して細胞の培養容器は小さいことから、同等の誘導量を得るためには、より強い磁界が必要となる。また、生体の刺激応答の特性として、細胞膜の電気的な性質により、高周波になるにつれて神経の興奮閾値が上がる事が、理論的に、また一部実験的に示されている^{4) 5)}。このため、細胞実験系で周波数を上げた場合の閾値を得るためには、更に強い磁界が必要となり、磁界発生装置の実現には大きなコストが必要となる。

そこで、変動磁界ばく露による刺激応答は、磁界による誘導電界であることに着目し、細胞近傍に挟み込むような電極を配置し、電極に印加した電位により電界を印加することを考案した。これにより変動磁界のばく露と比較して、電界として高強度ならびに高周波数帯域の条件での検討が可能となる。そこで、電極を用いた電界印加により変動磁界による細胞の刺激応答閾値の周波数特性を検討することとした。

4.1 変動磁界ばく露による刺激作用の特性

4.1.1 変動高磁界発生装置の設計と細胞培養領域での誘導量評価

2章で述べた ICNIRP ガイドラインの基本制限は、ボランティアの知覚実験によるものが主であり、細胞実験で検討する際にも検討する誘導量の一つの目安となる。そこで、末梢神経の刺激閾値である 4V/m を目標とし、この誘導量を一般的な培地内で生じさせる磁束密度を検討した。一般的な培地 (D-MEM) の導電率をおよそ 1.7S/m とした場合、必要な磁束密度は、周波数に反比例し、50Hz ではおよそ 2000mT 以上、100Hz では 1000mT 以上、200Hz では 500mT 以上となると見積もられた。図 3 に

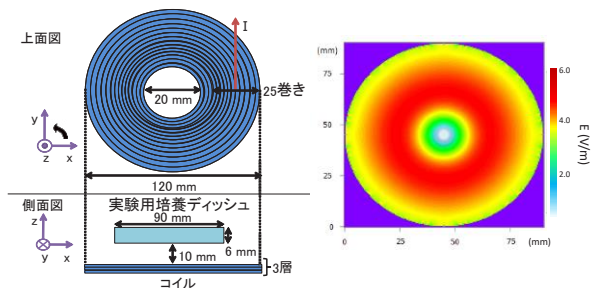


図3 ばく露量の推定

数値モデル (左) および誘導電界の推定結果 (右)

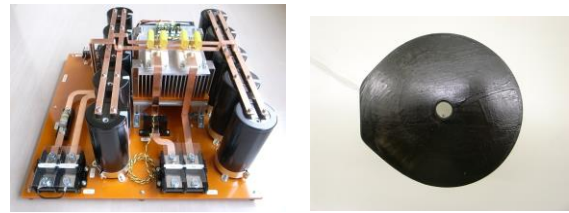


図4 磁界発生コイル駆動用インバータ電源 (左) および磁界発生コイル (直径 140mm) (右)

200Hz での誘導電界の推定結果を示す。コイルをモデル化し、90mm のディッシュを用い細胞の位置をコイル上方 10mm とした際に、500mT をばく露すると、コイル中心から水平方向に 30 ~ 50mm 離れた領域で 4 ~ 5V/m の誘導電界を生じることがわかる。一方で、細胞の培養面にこの磁束密度を発生させるコイルには、使用可能な電線とその電線に流せる電流量、それに伴う発熱や電磁力など、現実的に製作する上での制約があり、これにより発生可能な磁束密度の上限が制約される。この制約の中で、コイルの設計およびコイルからの発生磁界による培養ディッシュ底面での誘導電界量の推定などの検討を行い最適化し、本研究では培養ディッシュ底面中心 (コイル表面から 10mm 上方) において、周波数 200Hz, 最大 500mT 以上の磁界を発生させることを目標として、コイルおよび駆動用電源の設計・製作を行った。その結果、電磁誘導量として最も有利であった渦巻きコイルを採用し、25 巻、3 段の銅線コイルを作成した。このコイルでは、200Hz, 500A の電流で駆動した際に、500mT の磁束を発生することができる。磁界発生コイルを駆動する電源は、コイルの発熱を考慮し、一回のばく露において 10 周期の連続した正弦波の電流を流せるように設計・製作した (図 4)⁶⁾。

強い変動磁界を細胞にばく露する環境下では、発熱やノイズ発生のため、神経細胞の応答を測定するプラチナ電極等の金属を用いることができない。そのため、神経細胞の応答時に大きく変動する細胞内カルシウムイオンを蛍光色素で標識してトレースする方法を用いた。通常は細胞が培養されているディッシュを下から顕微鏡する倒立顕微鏡を用いるが、細胞ディッシュ直下にばく露用コイルを配置するため、上方から観察し、かつ作動距離が長いものが望ましい。このため、ズーム型マクロ顕微鏡システム (ズームレンズ: キーエンス VB-G25 および蛍光光源ユニット (キーエンス, VB-L10)) を用いた。磁界を発生するため、光源の光ファイバー、顕微鏡、磁界発生用コイルや試料容器の保持には、樹脂製の専用架台を鉄道総研試作センターで設計・製作した。また、磁界による電磁力で生じる磁界発生コイルの振動が伝達しないように、ばく露用コイルの架台と試料用の架台を空間的に分離し、架台を介した振動を防ぐとともに、ばく露



磁界刺激観察装置全体構成

図5 変動磁界刺激観察装置

用コイルと試料保持用の容器も接触しないように配置した。励起した蛍光を含む試料の顕微像の取得には、レンズ上端部に接続した高感度 CCD カメラ（浜松ホトニクス, ORCA-Flash2.8）および、制御・解析ソフト (MV-DOC, モレキュラーデバイス(株)) を用いた。

細胞内カルシウムイオンの観察には、カルシウムイオンと結合する蛍光色素である Fluo-4-AM (株同仁化学研究所) を用いた。細胞を界面活性剤入りの緩衝液中に静置して色素を細胞内に取り込ませた後、色素を取り込んだ細胞を、顕微鏡直下、ITO 透明電極で構成された温度調節可能な細胞培養容器 (株プラスト) の内部に静置した。ディッシュに接触させた温度計が $37 \pm 1^\circ\text{C}$ の状態で保持されるように細胞培養容器の温度を調節し、蛍光源の青色光 (488nm) で細胞に取り込まれた蛍光色素を励起し、細胞内のカルシウムイオン量に依存して変動する蛍光量を高感度冷却 CCD カメラにより 0.5 秒の露光時間で撮影し、記録した。変動磁界刺激観察装置の全体構成を図 5 に示す。

4.1.2 変動磁界ばく露による刺激作用の観察

変動磁界による誘導量は、磁束密度と磁束が横切る面積が大きいほど大きくなる。そこで、可能な限り細胞への誘導量を大きくするため、観察部に収まる最大の培養容器 (角型ディッシュ (86x128mm)) を選び、観察用

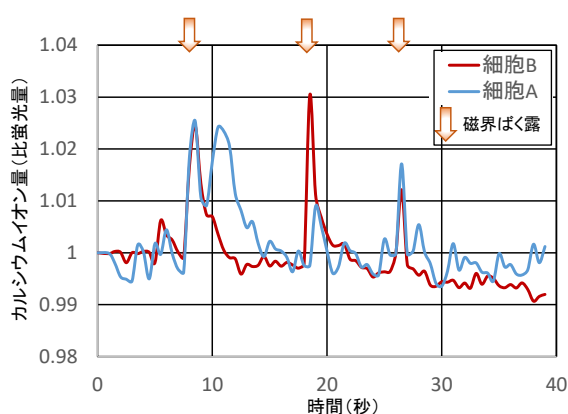
の緩衝液を分注した後に、誘導量が最も大きくなると考えられるディッシュ中心から 25 ~ 30mm の領域に、神経細胞を培養したカバーガラスを設置した。磁界ばく露条件は、最大 200Hz, 750mT (インバーターへの印加電圧 350V) とした。

観察対象の細胞ごとにカルシウムイオン動態を観察した例を図 6 に示す。図 6(a) の 200Hz, 0.75T のばく露においては、細胞そのものの周期的な自発活動が観測される一方、磁界ばく露と同期してカルシウムイオン増加のピークが現れる細胞も認められる。しかしながら、図 6(b) の 400Hz, 0.6T では明確に同調した細胞の応答は見られなかった。同様に、1kHz では最大 0.4T までのばく露においても、明確な細胞の応答は認められなかった。

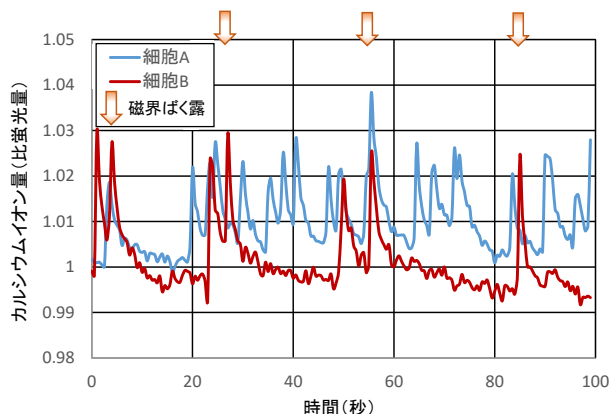
周波数が高くなると、インダクタンスによりコイルのインピーダンスが上昇して電流が流れにくくなる。このため、図 6 に示した実験の際には、200Hz では 0.75T の磁界が発生できるのに対し、400Hz では、0.6T の強度となり、細胞の刺激応答のために必要な誘導電界を生じる磁界強度に達しなかったことが明確な応答を観察できなかった原因であると考えられる。

一方、この条件で推定される誘導量と、より直接的な電極等による電界刺激時の細胞へ付与される電界は、どちらも細胞に接触しない間接的な付与であるとともに、刺激応答を惹起するに足る同等の電界を与えていると推定できるため⁷⁾、磁界刺激作用を電界刺激作用で置きかえて検討することが可能であると考えた。これにより、得られた閾値から、細胞実験系での閾値誘導に必要な磁束密度の推定を行うことや、人における刺激閾値に必要な磁束密度の推定などが可能となる。

このため、電極を用いた電界印加による刺激実験により広帯域の周波数で細胞応答の閾値を得るための実験を行った。これについて次節で示す。



(a) 200Hz, 0.75Tばく露



(b) 400Hz, 0.6Tばく露

図6 ラット神経細胞における磁界刺激時の細胞応答測定例

4.2 変動電界ばく露による神経刺激作用の特性

4.2.1 変動電界のばく露方法

細胞への電界印加は、一細胞レベルで局所的に大きな電位を付与するため、独自に製作したU字型電極（先端が間隙1mm程度、長さが3mm程度）をシャーレ底面の細胞近傍に設置することにより行った（図7）。細胞近傍への電極の設置については、マイクロコンピュータ（㈱マイクロサポート製）を用いて操作を行い、細胞がU字型電極の間にくるように設置した。この電極を信号発生器（エヌエフ回路設計ブロック製、マルチファンクションシンセサイザ WF1943）に接続し、周波数ならびに電圧を変化させながら実験を行った。周波数の範囲は、鉄道磁界およびICNIRPガイドラインの外挿範囲を考慮して10Hz～50kHz、また電圧の範囲は、0～10V程度とし、最小0.1Vのステップで変化させながら細胞を観察した。刺激観察に用いる細胞および観察方法は、4.1.1項と同じ方法を用いた。

4.2.2 変動電界ばく露による刺激応答の観察

ラット神経細胞を用いて、電界刺激に対する応答性を調べた。刺激装置・方法およびカルシウムイオン量の観察方法は4.1.1項に示した通りである。

ラット神経細胞に対して、3kHz、0～1.5Vの電圧印加を行った結果の一例を図8に示す。電界刺激のための電極間にある細胞を1細胞（または数個～10個程度の細胞塊）ずつ10細胞（または細胞塊）程度を選び、各細胞をスポットとして蛍光強度を経時的に測定した。図8には、典型的な2つの細胞（細胞塊）の反応例を示すが、0.4Vの印加では細胞に反応が見られないものの、0.5Vを印加した際に細胞が応答する様子が確認された。この場合、神経刺激の閾値は近傍に配置した電極への電圧印加で0.5Vであると判断した。また、さらに電圧を大きくしたところ、電圧が大きくなるほど大きい蛍光強度が得られ、1.4Vで急激に応答が大きくなることが分かった。この1.4Vにおける電界が実際の神経刺激応答であると考え

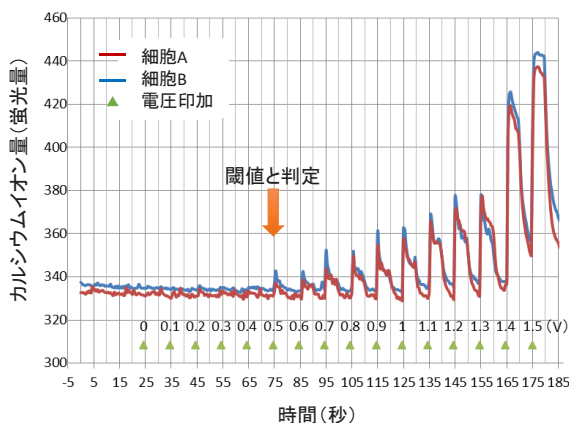


図8 ラット初代培養細胞における電圧印加による細胞応答の観察例

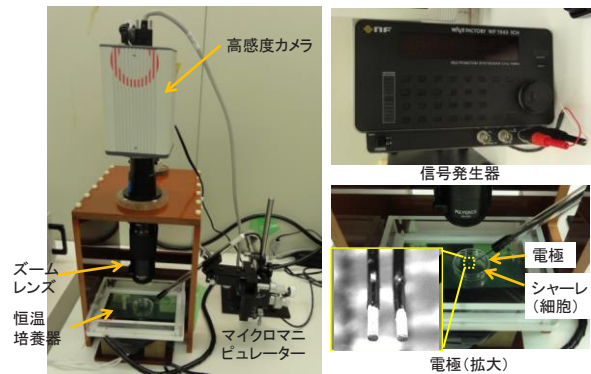


図7 電界印加実験装置の概要

える事もできるが、1細胞レベルで、0.1Vのステップでの電界印加や10Hz～50kHzまでの広帯域周波数について刺激応答特性を検討した研究は少なく、確立した判定基準はない。そのため、より安全側の評価となる、細胞の応答が最初に見られた電圧を閾値として解析した。

上記試験の結果、ラット胎児大脳皮質の神経細胞の刺激応答に関して10Hz～50kHzに亘る周波数特性が得られた。しかし、実際に細胞に印加されている電界の推定値を示すためには、

- ・ 実験環境での電気定数測定
- ・ シミュレーションによる電極間の電位推定
- ・ 細胞近傍に配置した電極の電気二重層の寄与の推定等が必要となる。

このため、特に広帯域の知見が得られた電界での刺激応答閾値について、①実験環境での培地の周波数ごとの電気定数を測定し、②有限要素法による電極および培養容器の数値モデル化を行った上で、③電極間電位の空間分布に関するシミュレーションを行う手順で求めた、細胞のばく露電界から推定した閾値を既存のガイドラインと共にプロットした例を図9に示す。その結果、この補完データは、現行のガイドラインの職業ばく露に対する基本制限と良く一致していることが示された。

4.2.3 変動電界刺激作用評価の考察

今回得られた神経細胞応答の刺激閾値の誘導電界推定値は、既存のボランティアでの実験値およびそれをもとにした閾値から考えるとやや低い値となった。推定値の精度評価については、影響を与えると考えられる要素として、電圧印加時に電極表面に形成される電気二重層の寄与度などが挙げられるほか、シミュレーションのパラメータの精度を検証する必要もあると考える。

さらに、生物学的観点からは、今回実験に用いた細胞が細胞塊を形成した影響や、2次元的なランダムネットワークを形成したため、ほぼ直線上で1次元的であると考えられる末梢神経よりも感度が上昇していた可能性も考えられる。これらについては、今後検討を行う予定である。

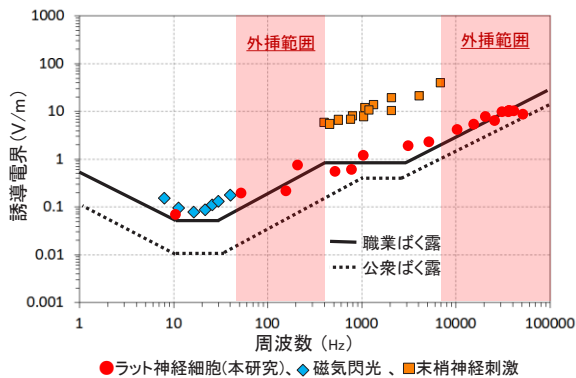


図9 ラット神経細胞における誘導電界の刺激作用閾値の推定例と ICNIRP ガイドライン

本研究で得られた神経刺激応答に関する広帯域の実験結果はこれまでに例がない成果であり、今後の定期的な ICNIRP ガイドラインの見直しにおいて、現行の ICNIRP ガイドラインの基本制限を支持する具体的な根拠の一つとなると考える。

また、鉄道磁界については、現在規制されていないガイドライン外挿部の周波数帯に対する具体的な実験によるデータが現行の ICNIRP ガイドラインと良い相関を示したことから、現行の ICNIRP ガイドラインよりも基準が厳しくなる可能性が低いことを示す根拠になると考える。したがって、電磁界ばく露の短期的影響からの人体防護については、現在のガイドラインを基準とした対応が適切であることが確認できたと考える。

5. おわりに

2011年に発表された WHO の 100kHz 以下の電磁界の健康リスク評価とそれに関する勧告を受け、その防護のための規制化や、対応した規格化が進められてきた。一方で、その基となる ICNIRP ガイドラインの策定過程を考えると、鉄道システムから発生する広範な周波数の磁界については、ガイドラインの妥当性を検討する必要性があった。そのため、ラット胎児脳由来の培養神経細胞を用いて検証を行い、広範な周波数範囲で、ガイドラインを支持するデータを得た。今後、研究の発展により様々な応用が始まっている iPS 細胞など、ヒトの細胞を導入した実験系を構築し、神経刺激作用に関する具体的なデータを蓄積することで、より強固な根拠を得ることができると思う。

このような基礎的な研究以外にも、鉄道総研では低周波磁界の測定手法や予測手法⁸⁾、さらには、鉄道磁界の測定規格⁹⁾の開発等への関与やリスクコミュニケーションのための資料作成¹⁰⁾、WHO の健康リスク評価後のリスク評価の動向調査¹¹⁾など、鉄道における磁界の問題について、科学的な根拠を基礎として、この問題に適切

に対処するためのさまざまな取組みを進めている。

鉄道システムで発生している磁界そのものは、ほとんどの場合極めて低いレベルである。一方、そのような要因に対しても存在するリスクを正しく認識し、社会においても正しく認識されるように促していくことで、鉄道に対する安心感向上、すなわち信頼が醸成されていくことから、今後も取組みを続けていく所存である。

謝辞

本研究を遂行するにあたり、細胞ばく露用磁界発生装置の開発において協力頂いた首都大学東京システムデザイン学部准教授和田圭二先生に感謝する。

文献

- 1) Wertheimer, N. and E. Leeper: Electrical wiring configurations and childhood cancer, Am. J. Epidemiol., 109, pp. 273-284, 1979.
- 2) International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection, Guidelines for Limiting Exposure to Time-Varying Electric and Magnetic Fields (1 Hz - 100 kHz), Health Physics, Vol. 99, 818-836 (2010).
- 3) WHO: Environmental Health Criteria 238: Extremely Low Frequency Fields (2007).
- 4) Reilly JP. Neuroelectric mechanisms applied to low frequency electric and magnetic field exposure guidelines-part I: sinusoidal waveforms. Health Phys 83:341-355, 2002.
- 5) Saunders RD, Jefferys JG. A neurobiological basis for ELF guidelines. Health Phys 92:596-603, 2007.
- 6) Wada, K., Hayashi, S., Suzuki, Y., Ikehata, M., Yoshie, S., Saito, A., Nakasono, S., Design and Implementation of Multi-Frequency Magnetic Field Generator Producing Sinusoidal Current Waveform for Biological Researches, 18th European Conference on Power Electronics and Applications, 2016.
- 7) Ikehata, M., Wada, K., Makino, K., Suzuki, Y., Saito, A., Yoshie, S., Nakasono S., Real-time detection of neuronal activity induced by time-varying magnetic field or electric field exposure in in vitro, BioEM 2018, Piran, Slovenia, 2018.
- 8) 加藤佳仁, 長谷川均: 在来鉄道車両内の低周波磁界に関する測定手法および予測手法, 鉄道総研報告, Vol.28, No.9, pp. 29-34, 2014
- 9) IEC 62597 ed1.0: "Measurement procedures of magnetic field levels generated by electronic and electrical apparatus in the railway environment with respect to human exposure," 2019.
- 10) Ikehata, M., Kato, Y., Morita, G., Nakamura, K., Sasakawa, T., EMF issue in railway system -evaluation and communication tool, IP_07_6, 12th World Congress on Railway Research, Tokyo, Japan, 2019.
- 11) 池畑政輝, 中園聡, 重光司, 宮城浩明, 超低周波電磁界の健康リスク評価動向, 平成 28 年電気学会全国大会, S4-3, 2017