磁性ナノ粒子の磁気緩和とパンケーキ型コイルを用いた誘導加温

青戸知広[1]、高橋克希[1]、星山弘樹[1]、由岡友太[1]、山田努[1]、
大多哲史[2]、池畑芳雄[3]、山田外史[3]、竹村泰司[1]
（横浜国立大学[1]、静岡大学[2]、金沢大学[3]）

Relaxation of magnetic nanoparticles and inductive heating using a pancake-type applicator

T. Aoto[1], K. Takahashi[1], H. Hoshiyama[1], Y. Yoshioka[1], T. Yamada[1],
S. Ota[2], Y. Ikehata[3], S. Yamada[3], Y. Takemura[1]
(Yokohama National University[1], Shizuoka University[2], Kanazawa University[3])

はじめに

我々はハイパーサーミア応用に向けた交流ヒステリシス測定や磁気緩和の解明などを行っている[1)]。今回は、それらに加え、人体サイズで励磁することを目的に設計されたパンケーキ型コイルを用いた加温実験を行った。

実験方法

Figure 1 にパンケーキ型コイル[2)]の概観を示す。人体に交流磁場を印加する仕様として設計・作製されたものであり、コイル外径 360 mm である。リッツ線束（直径 0.06 mm の素線を 250 本で束ねたもの）を 24 本で紐状に編み、中空で直径約 10 mm としたものを 5 ターン巻いている。コイルの周囲は冷却液（フッ素系不活性液体）で満たされており、励磁電流は 400 A_{rms} 通電することが可能である。

試料は市販されている磁性流体（株式会社シグマハイケミカル、M-300、一次粒径 11±3 nm、二次粒径 52±15 nm のマグネタイト Fe_3O_4）を用いた。

本加温実験では試料 135 μl（鉄 50 mg 含有）を Fig.1 下部に示した人体ファントム中でコイルから 90 mm 離れた地点に設置した。パンケーキ型コイルに 185 A_{rms}、周波数 142 kHz の交流電流を通電した。印加磁界強度は 2.48 kA/m である。また純粋な試料の発熱によるものであることを確かめるために、試料を設置せずに同条件で温度上昇を測定した。

実験結果

Figure 2 に測定結果を示す。磁性流体試料は 10 分間で 20℃以上の温度上昇が観測された一方で、試料を設置しなかった場合は温度上昇が観測されなかった。これによりコイルの輻射熱の影響は無いことがわかる。

当日は、人体ファントムを用いた実験や磁気緩和特性の詳細を報告する。

謝辞: 本研究の一部は JSPS 科研費 26289124、及び 15H05764 の助成を受けて実施した。

Fig. 1 Pancake-type applicator and human-body phantom.

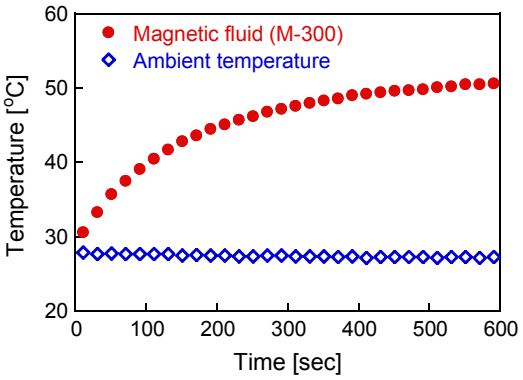

Fig. 2 Temperature rise of magnetic nanoparticles.

参考文献

1) 北口了一、大多哲史、山田努、竹村泰司：“磁性ナノ粒子の磁気緩和特性とその液中濃度・粘度依存”、第 39 回 日本磁気学会学術講演会、09aE-5、名古屋、2015 年.

2) 山田外史、池畑芳雄、林亮平、山崎涼平、大田貴司：“癌温熱療法のためのダブルパンケーキ形コイルシステムの開発”、電気学会マグネティックス研究会、MAG-15-013、金沢、2015 年.

磁性ナノ粒子の形態に依存した磁気緩和機構の評価

大多哲史[1]、大橋成美[1]、Subbiah Latha[2]、Chakrapani Prabu[2]、Palanisamy Selvamani[2]、竹村泰司[3]
([1]静岡大学、[2]Anna University、[3]横浜国立大学)

Evaluation in magnetic relaxation of magnetic nanoparticle influenced by its condition

S. Ota[1], N. Ohashi[1], S. Latha[2], C. Prabu[2], P. Selvamani[2], Y. Takemura[3]
[1]Shizuoka University, [2]Anna University, [3]Yokohama National University

はじめに

磁性ナノ粒子の磁気緩和機構の評価は、がん温熱治療や磁気粒子イメージングへの応用をする上で重要な課題である。本研究では、水中、固体状態、細胞環境の粒子の磁気緩和機構を交流磁化曲線の測定により評価した。また腫瘍内において粒子の磁化が低下により発熱量が低下することは、直流磁化曲線を評価することで明らかになっている[1)]。

実験方法・結果

コア粒径が 9.8 nm のマグネタイト粒子について最大磁場 4, 8 kA/m、周波数 100-500 kHz の条件で交流磁化測定を行った。水中分散試料(Liquid)、エポキシ樹脂による固体試料(Fixed)に加えて、がん細胞に粒子を添加し、その細胞を剥離・回収した細胞試料(Cellular)を用意し、それぞれについて交流磁化測定を行った。

Fig. 1 に各試料の交流磁化曲線を示す。Liquid においてはネール緩和に加えてブラウン緩和も生じるため Fixed に比べて磁化、保磁力共に大きいことが確認された。また Cellular は Fixed に比べて磁化が小さくなった。これは細胞内において粒子の凝集が生じて、磁気相互作用が大きくなったためと考えられる[2)]。磁気相互作用による磁化の低下は濃度を変化させた水中分散粒子においても確認されている[3)]。Fig. 2 は交流磁化曲線の面積から算出した発熱量(Specific loss power: SLP)の励磁周波数依存を示している。SLP について、Liquid は Fixed よりも大きく、Cellular は Fixed よりも小さくなった。これらは、Liquid は Fixed よりも磁化が大きく、磁気緩和における位相遅れが大きいこと、Cellular は Fixed よりも磁化が小さく位相遅れが同程度であることにそれぞれ起因する。また機能化させた磁性ナノ粒子などの磁化特性についても当日発表する。

謝辞：
本研究の一部は JSPS 科研費 26289124、及び 15H05764 の助成を受けて実施した。

参考文献

1) S. Dutz, M. Kettering, I. Hilger, R. Müller, M. Zeisberger: *Nanotechnol*, **22**, 265102, 2011.
2) S. Ota, T. Yamada, Y. Takemura: *Nanomater.*, **2015**, 836761, 2015.
3) S. Ota, T. Yamada, Y. Takemura: *J. Appl. Phys*, **117**, 17D713, 2015.

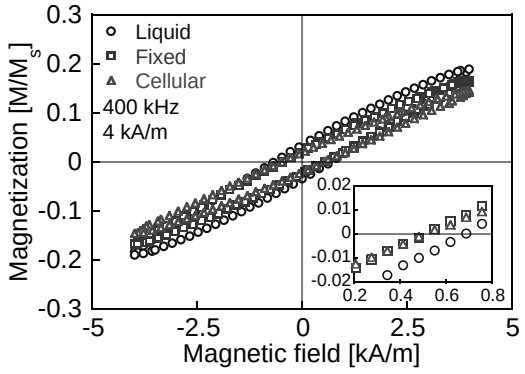

Fig. 1　水中、固体、細胞試料における磁化曲線

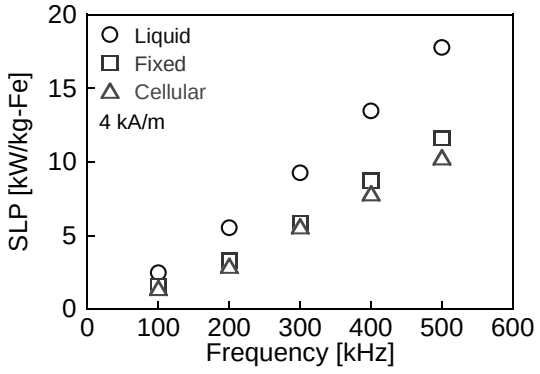

Fig. 2　各試料における SLP の周波数依存性

Single-Sided 磁気粒子イメージングシステムの開発

山本　和志*, 笹山　瑛由, 松尾　政晃, 吉田　敬, 圓福　敬二
九州大学システム情報科学府

Development of Single-sided Magnetic Particle Imaging system

Kazushi Yamamoto, Teruyoshi Sasayama, Masaaki Matsuo, Takashi Yoshida, Keiji Enpuku
Kyushu Univ.

1.　はじめに

磁気マーカーを体内に注入し、その磁気信号を検出することで癌等の疾病領域を高感度・高分解能に画像化する磁気粒子イメージング（MPI）技術が医療診断において注目されている。本研究では、センチネルリンパ節生検への応用を想定した MPI システムの開発を行っている。これまでの研究ではサンプルの下側に FFP(Field Free Point) を含む傾斜磁界を作り出す傾斜磁界コイルを配置し、上側にその他システムを配置してイメージングを行っていた。しかし、医療応用を想定すると検査対象である患者の上下にシステムを配置するのは利便性に欠ける。今回、システム全体をサンプル上側に集積した状態で MPI を行う Single-SidedMPI システムを用いて 2 つのサンプルの識別に成功したため、以下に報告する。

2.　磁気粒子イメージング

本システムでは、サンプル（Resovist; 500 μg を直径 6 mm ϕ の容器に入れたもの）に交流励起磁界 1 mT（周波数 10 kHz）とこれに直交する直流傾斜磁界を印加し、サンプルからの第三高調波を検出している。Fig.1 に今回用いたイメージングシステムの写真を示す。磁気ナノ粒子は、交流励起磁界に直流磁界が重畳されたとき、粒子の磁化飽和によりその応答信号は抑制されるという特徴を持つ。このため、直流磁界がゼロとなる点（FFP）を持つ直流傾斜磁界を用いることで、FFP 上にある粒子からのみ信号を得ることができる。この FFP を含む直流傾斜磁界を作り出すのが Fig.1 に示す傾斜磁界コイルである。

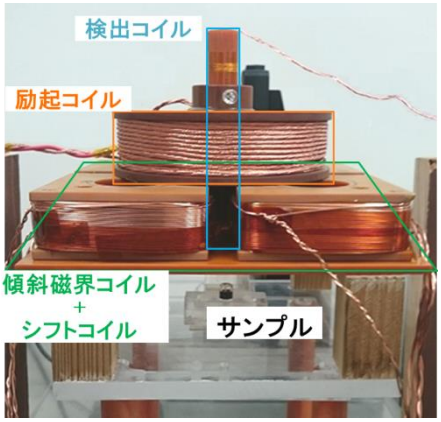

Fig.1.　Picture of Single-Sided MPI system

本システムでは、FFP を電気的に走査する方法を用いてイメージングを行っている。Fig.1 に示す様に FFP の電気的走査用のシフトコイル（銅線径 1 mm、巻数 88turns）が傾斜磁界コイルの外周に巻いてあり、それぞれに適当な電流を印加することにより、FFP を走査することができる。これによりサンプルを中央に配置したままでイメージングを行うことが可能となった。

今回、リンパ節がイメージング範囲内に複数ある場合を想定し、サンプルを 2 つ配置し、傾斜磁界コイルに 5A、シフトコイルに 9 $A_{p\text{-}p}$ の三角波（周波数 2 Hz）を印加して、32 mm 四方の範囲でイメージングを行った（Fig. 2）。図に示す様に磁界マップにはサンプル位置に対応する二つのピークが観測された。すなわち、二つのサンプルを識別するとともに、このピーク位置からサンプルの場所の特定をすることが出来る。

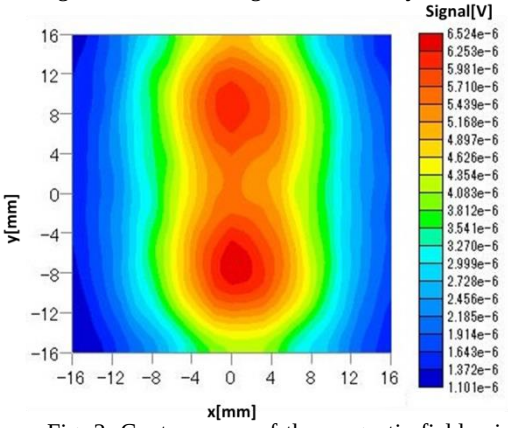

Fig. 2. Contour map of the magnetic field using Single-Sided MPI system. The gradient field is 0.4 T/m.

3.　まとめ

Single-Sided 磁気粒子イメージングシステムを開発し、サンプル 2 つのイメージングを行った。傾斜磁界コイルを用いて空間分解能を向上させることで 2 つ配置されたサンプルの識別に成功した。

磁気ナノ粒子の交流磁化特性の磁界強度および周波数依存性

笹山　瑛由、吉田　敬、圓福　敬二
（九州大学）

Intensity and Frequency Dependence of AC Magnetization Characteristics of Magnetic Nanoparticles

Teruyoshi Sasayama, Takashi Yoshida, Keiji Enpuku
(Kyushu University)

１．はじめに

ナノメータサイズの磁気ナノ粒子を高分子でコーティングし、その表面に検査試薬や薬剤を固定したものは磁気マーカーと呼ばれる。磁気マーカーの交流磁化特性は、ネール緩和およびブラウン緩和などの緩和時間の存在により、磁気粒子イメージング（MPI）の感度や空間分解能に影響を与える。本研究では、磁気マーカー（Resovist、富士フィルム RI ファーマ製）について交流磁界の磁界強度および周波数を変化させながら交流ヒステリシスループの測定を行い、交流磁界の磁界強度および周波数が磁気マーカーの交流磁化特性に及ぼす影響について検討を行った。なお、生体内に磁気マーカーを導入したときにはブラウン運動が抑制されてネール緩和が支配的になると考えられるため、磁気マーカーを固相化して検討を行った。

２．方法 [1)]

磁気ナノ粒子を励起する交流磁場の生成にはリッツ線（ϕ0.1 mm、600 本）を 64 回巻いたソレノイドコイル（内径 20 mm、長さ 40 mm）を用いた。LC 共振回路により励起し、キャパシタの容量を変化させて共振周波数を変化させた。磁化検出には単線（ϕ 0.2 mm）を 9 回巻いた検出コイルを用いた。検出コイルに誘起された電圧をアイソレーションアンプ（エヌエフ回路設計ブロック、5325）で増幅した後、A/D コンバータ（NI、PXIe-5122）にて取得し、その電圧値を積分することで磁化 M を求めた。磁界 H はシャント抵抗（N4L、HF001）に流れる励磁電流を計測して求めた。

３．結果

図 1 に 5 mT (rms)および 15 mT (rms)で励起時の交流ヒステリシスループを示す。高周波であるほど交流ヒステリシスループが開いていることから、MPI において走査速度が速いほど検出信号に遅れが生じることを示唆している。

図 2 に 5 mT (rms)および 15 mT (rms)で励起時の検出信号（$V = -\mathrm{d}M/\mathrm{d}t$）の高調波スペクトルを示す。励起磁界が低磁界あるいは高周波であるほど高調波信号の減衰が大きくなっている。高調波信号を利用する MPI の場合、図 2 の特性を考慮しながら励起磁界強度および周波数を設定する必要がある。

謝辞：本研究は JSPS 科研費（16K18114）の助成により行った。

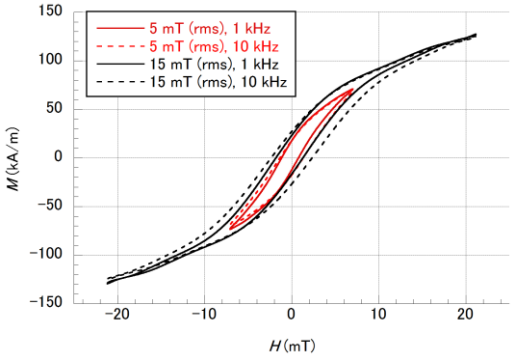

Fig. 1　AC hysteresis loops.

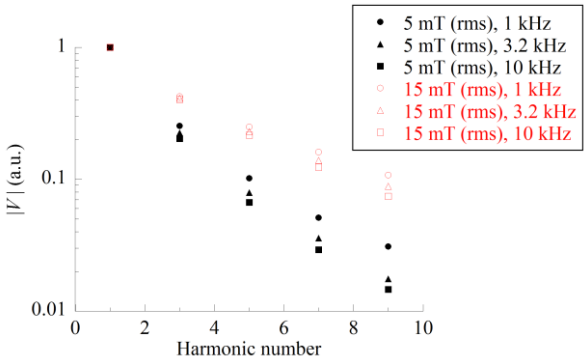

Fig. 2　Harmonic spectrum.

参考文献

1)　T. Sasayama, T. Yoshida, K. Tanabe, N. Tsujimura, and K. Enpuku, IEEE Trans. Magn. 51, 5101504 (2015)

周波数及び磁界強度に依存した超常磁性ナノ粒子の磁化ダイナミクス計測

大多哲史[1]、　竹田遼二[2]、　山田努[2]、　竹村泰司[2]
([1]静岡大学、[2]横浜国立大学)

Measurement of magnetization dynamics in superparamagnetic nanoparticle depended on field frequency and intensity

S. Ota[1], R. Takeda[2], T. Yamada[2], Y. Takemura[2]
[1]Shizuoka University, [2]Yokohama National University

はじめに

磁性ナノ粒子の磁化ダイナミクスを理解することはがん温熱治療や磁気粒子イメージングといった粒子の医療応用を行う上で必要である。本研究では、特に励磁周波数、磁界強度に依存した超常磁性ナノ粒子の磁化回転を観測した。

実験方法・結果

コア粒径が 5 nm のマグヘマイト粒子（フェルカルボトラン）について最大磁場 2−10 kA/m、周波数 0.2−400 kHz の条件で交流磁化測定を行った。測定は粒子を水中に分散させた液中試料(Liquid)および寒天により固定した固体試料(Fixed)について行った。

Fig. 1 は、各磁界強度における ILP (Intrinsic loss power)の周波数依存性を表している。Liquid において確認されたピークが Fixed には存在しないことから、ブラウン緩和によるピークであると考えられる [1)]。またピーク周波数が磁界強度の増加に伴い上昇した。これは粒子回転が磁気トルクにより生じているためブラウン緩和時間が磁気トルクの増加に伴い短くなるためと考えられる [2)]。また 0.2 kHz などの低周波では ILP が Liquid よりも Fixed の方が小さい値を示している。この傾向は従来研究でも確認されていて [3)]、本傾向からも超常磁性ナノ粒子の磁化回転に関する知見を示した。さらに Fig. 2 は 1 kHz における Liquid 及び Fixed の磁化と Liquid と Fixed の差を取ることで算出した粒子回転による磁化の増加分についての波形を表している。この見積もりにより粒子回転の位相遅れを算出可能である。本発表では交流磁化測定から見積もった超常磁性ナノ粒子の液中及び固体状態の磁化回転モデルを示す。

謝辞：
本研究の一部は JSPS 科研費 26289124、及び 15H05764 の助成を受けて実施した。
測定に使用した磁性ナノ粒子は、名糖産業株式会社より提供いただきました。ここに深謝申し上げます。

参考文献

1) S. Ota *et al. J. Appl. Phys*, **117**, 17D713, 2015.
2) T. Yoshida and K. Enpuku, *Jpn. J. Appl. Phys*, **48**, 127002, 2009.
3) R. Hergt *et al.*, *J. Magn. Magn. Mater*, **280**, 358, 2004.

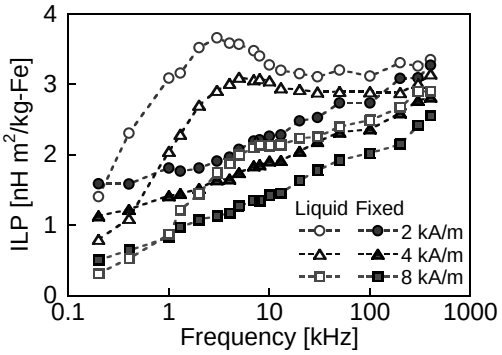

Fig. 1　ILP の励磁周波数及び磁界強度依存性

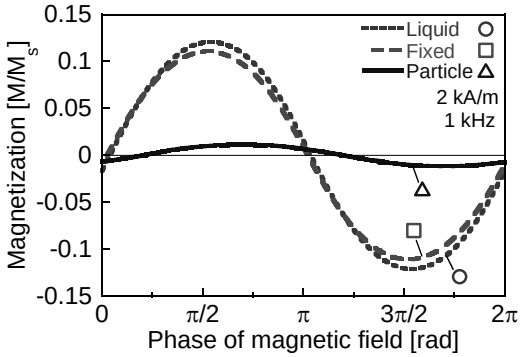

Fig. 2　各試料条件の磁化信号波形

水溶液中のイオン濃度と磁性ナノ粒子のブラウン緩和との相関

小田翔也、北本仁孝
（東京工業大学）

Study of relationship between Brownian relaxation and ionic concentration in aqueous solution

Shoya Oda, Yoshitaka Kitamoto
(Tokyo Institute of Technology)

諸言

体内の体液中には様々なイオンが溶けている。例えば Na, Cl, K イオン等が存在する。イオンは体液の循環や神経の伝達に作用している。これらのイオンのバランスは適度に保たれているが、腎臓に疾患がある場合などはイオン濃度が定常値からずれる。そのため体液のイオン濃度を測定することで疾患の有無を検査することができる。NaCl を用いて、水溶液のイオン濃度を増加させた場合に交流磁場に応答する磁気信号を測定した結果、高調波信号が低下したことを報告した[1]。交流磁化応答の遅れが顕著になる周波数領域まで測定を行い、粒子の振舞により高調波信号がどのように変化するかを調べた結果を報告する。

実験方法

磁性粒子を励磁するためにソレノイドコイルを使用した。印加する磁場強度は最大で 120 $G_{p\text{-}p}$、測定周波数は 510 Hz から最高で 10000 Hz までとした。また磁場検出のために、もう一つのソレノイドコイルを用いた。測定用コイルは励磁用コイルの内側に設置した。磁性流体はカプセル状の容器に内包し、カプセルは測定用コイルの内部に設置した。磁性流体中に含まれる磁性粒子は酸化鉄粒子（平均直径約 13 nm）を使用した。加えたイオンは NaCl であり、0.18 mol/L、0.35 mol/L に調整し、それぞれ 25 μL 採取し、5 μL の磁性流体に加えた。最終的な NaCl 濃度はそれぞれ 0.14 mol/L、0.29 mol/L である。

実験結果

Fig. 1 に交流磁化率の周波数依存性を示す。交流磁化率の結果より、イオン濃度が高くなるに従って磁化率が低下することがわかった。イオン濃度の増加による粒子同士の凝集により、流体力学的径が増加したために緩和時間が長くなることが原因と考えられる。また周波数が高くなるとイオン濃度に関わらず信号が低下した。この結果は粒子が次第に励磁信号に応答出来なくなることを示していると考えられる。Fig. 2 には第五次高調波信号の基本波の周波数に対する依存性を示した。Fig. 2 に示されているように、高調波信号はある周波数において極小値を持つことがわかった。またこの極小値はイオン濃度の増加、すなわち緩和時間に関係しており、緩和時間が長くなるとともに極小値をとる周波数は低下した。この原因として、周波数が高くなるに伴い、ヒステリシスを描くなどランジュバン関数で描かれる磁化曲線から外れていくことなどが考えられる。今回得られた結果より力学的な運動を伴う高調波信号測定は、粒子周りのイオン濃度などの環境に応じて極小値を持つことから、結果を考察することによって粒子の振舞を解明できるものと期待できる。

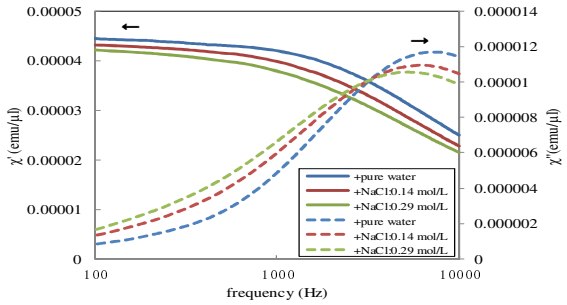

Fig. 1 AC susceptibility of magnetic fluid

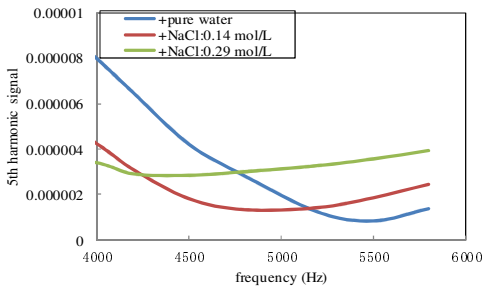

Fig. 2 Dependence of 5ht harmonic signal on frequency

参考文献

1)　小田翔也，他，第 39 回日本磁気学会学術講演会, 8pE-2 (2015).

Low oscillatory-field relaxometry for estimating hydrodynamic-size distribution of magnetic nanoparticles dispersed in a liquid medium

S. B. Trisnanto[1], Y. Kitamoto[1]
[1]Tokyo Institute of Technology, Yokohama 226-8052, Japan

The relaxation behaviors involving both magnetic moment and particle rotations are key phenomena in a dynamically-magnetized magnetic nanoparticle suspension, which are practically observable through its magnetization responses. For a ferrofluid, the varying primary and secondary (hydrodynamic) sizes of the suspended particles are responsible for the broadening relaxation-time distribution which leads to technical disadvantage toward magnetic biosensing (*i.e.*, liquid-phase magnetic immunoassay) in term of accuracy. As an alternative method of preliminary particle-size characterization, we developed a low oscillatory-field relaxometry which is, in principle, an estimation of relaxation-time distribution corresponding to frequency-dependent complex magnetic susceptibility, further addressable to the particle-size distribution. Practically, we implemented a coil-based inductive magnetometry which measures the inductive voltage triggered by a frequency-modulated magnetic field, further converted into a frequency-domain transfer-function to obtain signal components: magnitude and phase. Comparing these parameters of a colloidal magnetic sample to that of the reference (*i.e.*, free sample) in terms of magnitude ratio and phase difference estimates complex magnetic susceptibility of the sample, which is further correlated with the Debye relaxation model to generate a discrete probability density function (PDF) of relaxation-time distribution. The corresponding hydrodynamic-size is then calculated by satisfying the well-known Brownian relaxation-time equation[1)] on each sampling point of the PDF.

To demonstrate the performance of the system, we, here, evaluated two water-based iron oxide nanoparticle suspensions having roughly 0.5 wt. % particle-concentration and different surface-coating; these suspensions are sufficiently-dense to be accurately-characterized by dynamic light scattering (DLS) measurement. A chirp ac current with the logarithmic instantaneous sampling-frequencies ranging from 275 Hz to 325 kHz was fed to an impedingly-controlled induction coil, thus producing a relatively-constant 1 Oe_{rms}-magnetic field at the operating frequency range. Under this synthesized magnetic-field, the frequency-dependent magnetic moments of the 80μl samples were characterized, as shown in Fig. 1a. Since the applied field is considerably-small, thermal energy should be dominant to kinetically-randomize the particle motions, instead of particle rotation. This system, therefore, indirectly measures translational Brownian relaxation, as well as nanoscopic single-particle vibration of the weakly-clustered-particles, in which the resulting magnetization dynamics are coherent with the applied field. Correspondingly, the hydrodynamic-size distribution $\rho(D_h)$ extracted from Fig. 1a indicates that the samples were polydispersive ferrofluids with the overlapped lognormal size-distributions (Fig. 1b). For sample 1 (having 15.85 and 20.01 nm in mean primary-sizes), there are 2 mean secondary-particle-sizes at 34.12 and 66.69 nm, in which the smaller D_h is attributable to single-particle dispersion, whereas the larger one may include the cluster formed. Meanwhile, for sample 2 (having 6.35 nm in mean primary particle-size), we indicated the multiple mean secondary-particle-sizes at 19.11, 35.87, 48.42, and 121.51 nm, suggesting that the suspended particles exist as a particle-cluster. In conclusion, we have shown that a low oscillatory-field relaxometry is capable of analyzing hydrodynamic size distribution of ferrofluid. However, our current system can only characterize magnetic samples which have magnetic moment more than 1×10^{-5} emu.

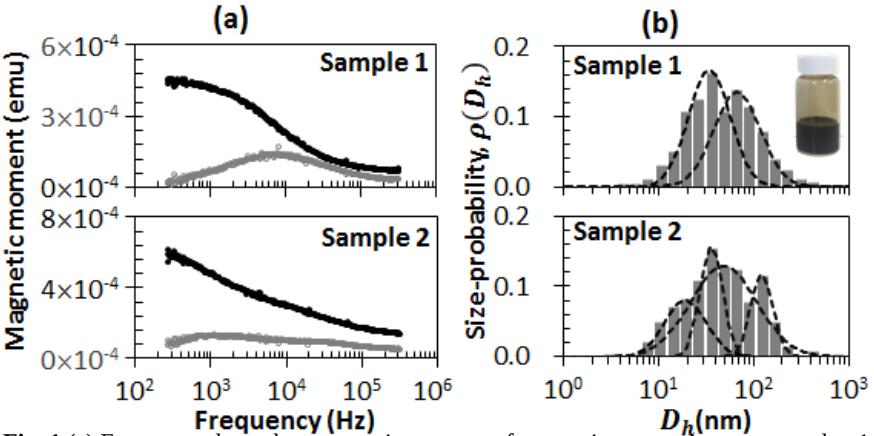

Fig. 1 (a) Frequency-dependent magnetic moment of magnetic suspensions measured at 1 Oe_{rms} and (b) numerical estimation of the corresponding hydrodynamic size distribution of the suspended particles

Reference

1) W. T. Coffey *et al*, Adv. Chem. Phys., **83** (2007) 263.

高感度 MI センサによる誘発性脳磁場 N100 信号検出の試み

沈　清如、王 可望、内山　剛
（名古屋大学）

N100 Brain Waves Detection Using Highly Sensitive MI Sensor

Q. Shen, K. Wang, T. Uchiyama
(Nagoya University)

はじめに

脳の活動によって、頭部周辺には微小な磁場が誘発される。これは脳磁図と呼ばれ、地磁気の 1 億分の 1 以下と微弱であるため、測定には超高感度センサが必要である。パルス通電による磁化回転を用いた磁気インピータンス（MI）センサは、pT(10-12T)オーダーの磁界検出分解能が実現でき、平滑筋などの細胞組織の電気活動に伴う電流の変化を磁場の形で捉えることが可能である。刺激に対し、刺激呈示後、潜時 100 ミリ秒前後で発生する陰性電位が N100 と呼ぶ。本研究では、MI センサを用いて脳波 N100 に対応する磁気信号の検出を試みた。

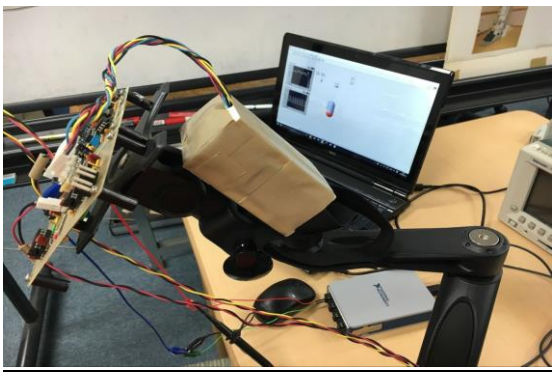

Fig1.Magnetic field measurement system at the temporal region using MI sensor

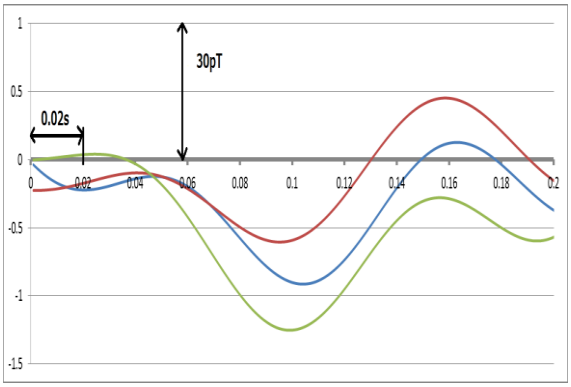

Fig 2.Time series of magnetic wave forms in the temporal region due to single stimulus

実験方法と結果

事象関連電位 N100 信号を検出するため、座った状態の被験者に一種類の刺激音（1000Hｚ）をランダムに聞かせた。MI センサは被験者の右側頭部に設置され、頭との間隔が約 5mm である。音源も右側に設置されている。図 1 は、実験の図である。図 2 に、今回の実験により得られた側頭部の生体信号の時間領域波形を示す。測定したデータは 200 回の加算平均を行って求めた 3 回の試行実験の結果である。信号は -100m ｓから 0m ｓの平均値をオフセットとして補正した。100m ｓ付近に N100 に対応すると考えられる、陰性信号のピークが観察されているが、信号の大きさにばらつきが見られる。加算回数を増やした実験により計測精度を確認する予定である。

[1] T. Uchiyama, K. Mohri, Life Fellow, IEEE, Y. Honkura, and L. V. Panina, “Recent Advances of Pico-Tesla Resolution Magneto-Impedance Sensor Based on Amorphous Wire CMOS IC MI Sensor,” IEEE Trans. Magn., vol. 48, no.11, pp. 3833-3839, Nov. 2012.

[2] Pause.B.M,Sojka.B,Krauel.K,Ferstl.R.(1996). "The nature of the late positive complex within the olfactory event-related potential (OERP)".Psychophysiology vol 33,no.4,pp.376-384.

MI センサを使用した通常環境下での心磁図計測

田中武，畑善之，緒方祐史，柿沼文一，上田智章*，小林宏一郎**
((株)アドバンテスト研究所、*(株)フォスメガ　**岩手大学)

Magnetocardiogram measurement using MI sensor outside magnetically shielded room

T. Tanaka, Y. Hata, Y. Ogata, B. Kakinuma, T. Ueda*, and K. Kobayashi**
(Advantest Laboratories Limited, *PhosMega Co., Ltd, **Iwate University)

はじめに

心磁図は心電図よりも高確率で虚血を発見できる臨床事例が報告されていることから [1]、虚血性心疾患の検出に有効であるが、これまで心磁図計測に使用されてきた SQUID 磁束計は、装置自体の価格が高いこと、液体ヘリウムによる冷却が必要であるためランニングコストが高いこと、及び計測には磁気シールドルームが必要であるという 3 つの問題がある。そのため、装置の低価格化、及び小型化は非常に困難であり、生活中での常時モニタは事実上不可能である。そこで、比較的安価であり、かつ常温で動作するセンサを用いて、心磁図計測を行うことで、虚血性心疾患の早期発見の一助となると考えられる。本研究では常温動作可能な磁気検出素子を使用し、磁気シールドルームを用いないで心磁図計測を試みた。

実験方法

常温磁気検出用センサとして採用した MI センサ [2] は原理的に低ノイズレベルであることが報告されていることから [3]、微弱な生体磁気を検出できる可能性が高いと考えられる。具体的には、アイチ・マイクロ・インテリジェント社製の高感度磁気センサ（型式：MI-CB-1DJ）を使用し、Ch 数は 25、5cm 間隔で縦 5×横 5 の正方形のアレイを構成した。測定条件は図 1 に示すように、被験者が寝た状態で、上からセンサをかざして Z 方向（体表面の向き）とし、Ch.22 を剣状突起の位置に合わせた。体表面からセンサまでの距離は、最接近チャンネルで約 5mm、心電図（Ⅰ誘導）も同時に計測を行った（計測時間は 5 分）。商用電源ノイズは移動平均処理での除去、外来磁気ノイズは多 Ch のデータを使用しての除去、心電同期加算処理による除去、及び 25Ch のデータを 9Ch に圧縮することによる空間的平均化処理による除去を行った。

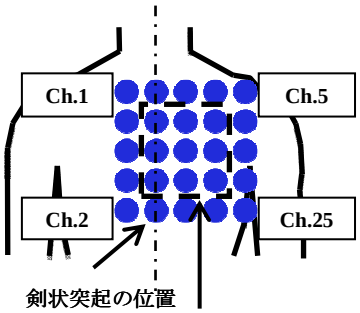

図 1．計測位置の概略図

実験結果

測定結果を図 2 に示す。図中の実線が心磁図、点線が心電図を表す。外来磁気ノイズ、及び MI センサ自身のノイズが低減されることにより、心電図と同期したタイミングで R 波、S 波、及び T 波が観測できた。また、心臓を挟んで波形が反転していることも考慮すると、心磁図を計測していることが分かる。また、SQUID と比較してセンサの距離を近づけることが出来ることにより、商用電源ノイズ除去のための移動平均処理、及び空間的平均化処理を行っているにもかかわらず R 波は最大で 60pT の信号を検出できた。

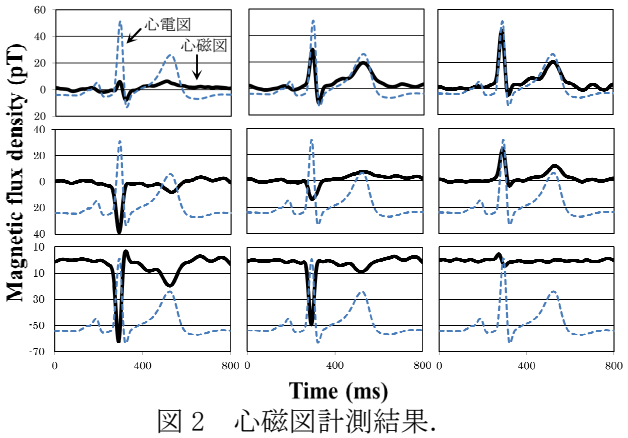

図 2　心磁図計測結果.

参考文献

1）神鳥明彦:心磁計の基本技術と臨床応用技術，電気学会論文誌 A 125 巻 2 号, pp.81-84, (2005)
2）L. V. Panina and K. Mohri: Appl. Phys. Lett. Vol.65 (9), pp.1189-1191, (1994)
3）L. G. C. Melo et al : J. Appl. Phys. 103, pp.033903-1-6, (2008)

脳磁計ファントムを利用した磁気センサの評価手法

小山大介，足立善昭，上原弦
（金沢工業大学　先端電子技術応用研究所）

Evaluation Method of Magnetic Sensors Using Phantom for Magnetoencephalography

Daisuke Oyama, Yoshiaki Adachi, Gen Uehara
(Applied Electronics Laboratory, Kanazawa Institute of Technology)

はじめに 近年，冷媒による冷却が不要な磁気センサの高感度化が進み，心磁図や脳磁図等の生体磁気計測への応用に関する研究が進められている．しかし，生体計測ではいわゆる「正解」の信号がはっきりしないため，実際の生体磁気信号計測だけではセンサシステムの評価が難しい．そこで著者らは，システムの定量的な評価を目的として，脳磁計用ファントムを利用した評価方法を提案している．本研究ではその一例として，ファントムによって発生させた磁界分布を市販の磁気センサを用いて計測した結果について発表する．

実験方法 Fig. 1 に実験方法の概要を示す．ファントムは著者らが開発した乾式ファントム [1] を利用した．ファントムを構成する二等辺三角形コイルに周波数 11 Hz，振幅 10 μA の正弦波電流をバースト状に印加して磁気信号を発生させた．ここで，振幅 10 μA の電流を印加した場合の等価電流双極子の大きさは約 50 nA・m であり，脳磁計によってヒトの聴覚誘発磁場を計測した場合に推定される等価電流双極子の大きさと同程度である．本研究では室温の磁気センサとして，市販の MI センサ（アイチ・マイクロインテリジェント株式会社，MI-CB-1DH）を用いた．鉛直方向（z 方向）の磁気センサの移動と，鉛直方向を回転軸としたファントムの回転（θ）により，ファントム周辺の磁界分布を計測した．

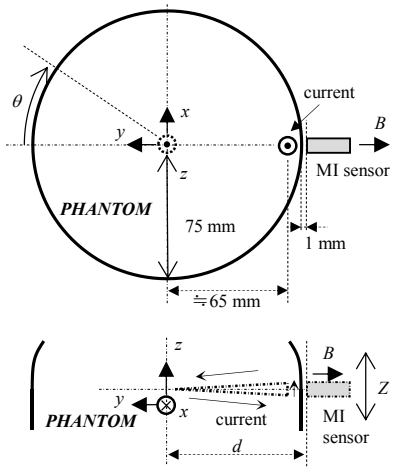

Fig. 1 Schematic diagram of experiment

実験結果 Fig. 2 に計測した波形を示す．本実験では位置の異なる 48 点で計測を行ったので，その各点で記録された波形を重畳させて描いた．ファントムからの磁気信号が検出されていることがわかる．なお，記録したデータには加算平均処理（1600 回）及び移動平均処理（平均化幅 16.5 ms）を施した．

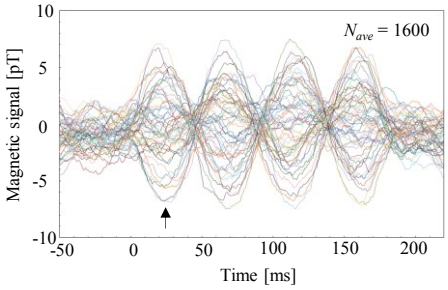

Fig. 2 Measured waveforms.

Fig. 2 の矢印に示す時刻における信号強度を等磁界線図として描いた図を Fig. 3 に示す．等価電流双極子周辺の磁界分布として特徴的な湧き出し，吸い込みの両極性が得られていることが分かる．Fig. 2 及び Fig. 3 の結果から，本センサを用いた脳磁図検出の可能性が示唆された．

一方，得られた磁界分布データから等価電流双極子の位置を推定したところ，ファントムの持つ「正解の位置」からは 3.7 mm ずれた結果となり，従来の脳磁計で計測した場合 [1]に比べて大きくなった．生体磁気計測装置による信号源推定で良好な結果を得るには，高い信号/雑音比を実現するだけでなく，センサの位置決め精度の向上が重要である．本研究により，生体磁気計測装置の統合的な評価にファントムが有効であることが分かった．

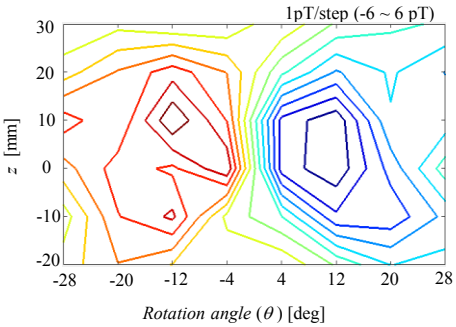

Fig. 3 Isofield contour map.

参考文献

1)　D. Oyama, Y. Adachi, M. Yumoto, I. Hashimoto, G. Uehara, Journal of Neuroscience Methods, 251 (2015) 24-36.

交流磁界曝露による細胞への抗がん剤取り込み量および細胞生存率への影響

松居大輔、柿川真紀子、山田外史
（金沢大学）

Effect of magnetic fields on anticancer drug uptake to human cells and cell viability

D. Matsui, M. Kakikawa, S. Yamada
(Kanazawa University)

はじめに

磁界曝露により大腸菌において薬剤作用が増強されたことをうけて、ヒトのがん病巣に磁場曝露することにより標的部位の薬剤作用を高め、投薬量の減少が可能となれば、副作用も抑えられ、磁場によるがん標的薬剤療法の確立が期待できる。また、大腸菌の場合には、磁場曝露により薬剤の細胞内への取り込み量が増加し、その結果として薬剤作用が高まったことが実験的に示唆されている。本研究ではヒト細胞への薬剤作用への交流磁界の影響メカニズムの解明を目的とし、抗がん剤の取り込み量と細胞生存率への磁場影響評価を行ったので報告する。

磁界発生装置および実験方法

今回、実験対象としてヒト細胞 A549 株 を使用した。A549 は付着細胞でディッシュに付着して増殖を繰り返すことから、細胞生存率の交流磁界影響の評価方法にはコロニーアッセイ法を用いた。

細胞内への薬剤取り込み量の測定については、抗がん剤ドキソルビシンの場合、蛍光(excitation：485 nm、emission：590 nm)を有しているため、培地へドキソルビシン添加、反応後、磁場曝露群および非曝露群それぞれの培養液（細胞外に残るドキソルビシン含む）を取り出し、細胞内に入ったドキソルビシンの蛍光をプレートリーダで計測する。一方、抗がん剤シスプラチンはドキソルビシンのような蛍光特徴を持たないため、細胞内への取り込み量を物質量として計測するのではなく、細胞内に入った薬剤の作用および細胞外（培養液）に残る薬剤作用を細胞生存率から測定した。具体的には細胞ディッシュの培養液にシスプラチンを添加し、反応後、磁場曝露群および非曝露群それぞれの培養液を取り出し、細胞はそのディッシュ上でコロニーアッセイを行い（細胞内へ取り込まれたシスプラチンによる生存率）、取り出した培養液は別の新しい細胞ディッシュに添加し、反応後（どちらの群も非曝露で）その細胞の生存率を測定し、細胞外に残るシスプラチンを測定した。

実験結果および考察

ヒト肺がん細胞 A549 株に抗がん剤シスプラチンを 10 μg/mL 添加したときの磁場曝露群および非曝露群の 0～4 時間反応の生存率（細胞内に入ったシスプラチンによる）を Fig.1 に示す。Fig.1 より抗がん剤シスプラチンを添加すると同時に交流磁界を曝露することで細胞生存率は減少し、4 時間反応では曝露群は非曝露群に比べ細胞生存率は 70%減少し、薬剤作用が増強されていることがわかる。

今回、ヒト肺がん細胞株 A549 において反応時間により交流磁界影響が異なることが確認できた。しかし、現在なぜ交流磁界曝露により抗がん剤作用が増強されるか不明な点が多い。今後、細胞内に取り込まれた薬剤量について検討を行う。

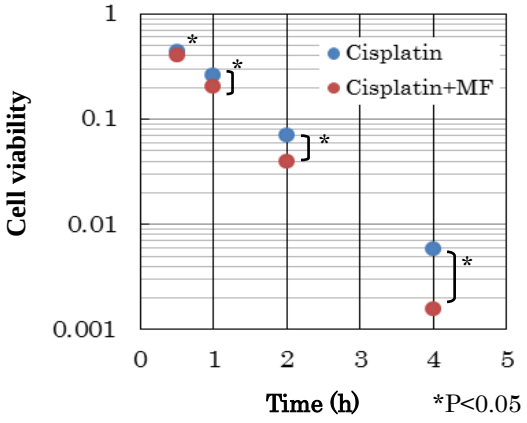

Fig.1 Effect of magnetic fields on Cisplatin potency (intra cellular)

多剤耐性を有するヒトがん細胞への抗がん剤作用に対する交流磁界影響

大野洋靖，　柿川真紀子，　山田外史
（金沢大学）

Effect of magnetic field on anticancer drug in multidrug-resistant cancer cells

H. Ohno，　M. Kakikawa，　S. Yamada
(Kanazawa University)

はじめに

これまで当研究室では，大腸菌およびヒトがん細胞に対する薬剤作用が交流磁界影響によって増強されることを確認した。また，薬剤作用の増強度は細胞によって異なることも確認され，その増強度は大腸菌が大きかった。大腸菌とヒトがん細胞では細胞膜の構造が異なることが知られている。一方，臨床では，多くの抗がん剤が効かなくなるがん細胞が出てくるケースがあり，これらは薬剤を排出する膜タンパク質を含め，細胞膜構造やその機能の変化が原因といわれている。本研究では，多剤耐性を獲得したヒトがん細胞における薬剤作用への交流磁界影響を検討した。また，膜タンパク質は細胞の膜電位によって制御されていると考えられているため，交流磁界が細胞膜電位に与える影響についても調べた。

交流磁界影響の評価方法

まず本研究では抗がん剤の投与により多剤耐性を獲得したヒト子宮頸がん細胞 MES-SA/Dx5 を使用した。MES-SA/Dx5 はヒト子宮頸がん細胞 MES-SA に抗がん剤 Doxorubicin を投与し耐性を持つようになった細胞である。抗がん剤作用に対する交流磁界影響の評価では MES-SA/Dx5 に抗がん剤 Cisplatin を投与し実験を行った。抗がん剤を投与した細胞を曝露群，非暴露群に分け，曝露群では， 37℃，5%CO_2 の環境で交流磁界(周波数 60Hz，磁束密度 50mT)を曝露し，非暴露群では，同環境下で磁界を曝露せず反応させた。MES-SA/Dx5 は接着性の細胞でありコロニーアッセイによる細胞の生存率評価が可能なため，反応後，抗がん剤を除去しコロニーアッセイにより抗がん剤作用に対する交流磁界影響を検討した。交流磁界による膜電位変化の評価方法には，同細胞 MES-SA/Dx5 に膜電位感受性色素 $DiBAC_4(3)$を用いた。DiBAC4(3)は膜電位に応じて細胞膜内外に分布し，細胞内に取り込まれると蛍光強度増強を起こす。その蛍光強度の変化を測定することで交流磁界による膜電位変化を測定した。抗がん剤作用に対する交流磁界影響の評価方法と同様に，細胞を曝露群，非暴露群に分け，曝露群では同条件の交流磁界を曝露し，非暴露群では磁界を曝露せず細胞を培養した。細胞培養後，マイクロプレートリーダーにより膜電位感受性色素による蛍光強度を測定し，曝露群，非暴露群で比較することにより交流磁界影響による膜電位変化を検討した。

交流磁界影響の結果

多剤耐性細胞 MES-SA/Dx5 に抗がん剤 Cisplatin を投与した反応後の細胞生存率について，非暴露群に対する曝露群の生細胞数の相対比を Fig.1 に示す。
すべての薬剤濃度で相対比が 1 より小さいことから，磁界により薬剤作用が増強されることが明らかとなった。また，薬剤濃度が大きくなるほど交流磁界影響が大きくなる傾向が確認できた。現在，交流磁界による膜電位変化について検討している。

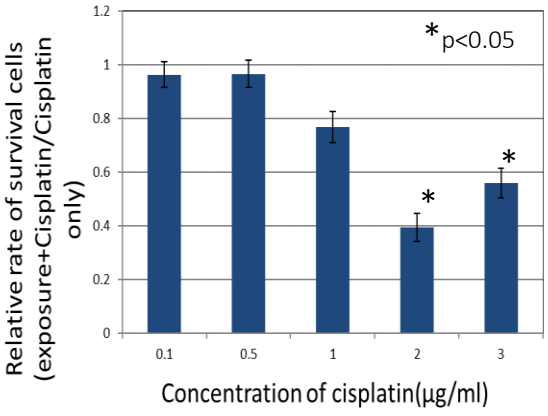

Fig.1 Effect of magnetic fields on cisplatin in multidrug resistant cells

$MgFe_2O_4$ナノ粒子の合成と交流磁場下での発熱によるヒト乳がん細胞の死滅誘導

金津真帆，松田翔風，中西卓也，柏俣佑果，門間聰之，逢坂哲彌
（早稲田大学）

Synthesis of magnesium ferrite nanoparticles and their induction of cell death in human breast cancer cells at elevated temperature under alternating magnetic field

M. Kanazu, S. Matsuda, T. Nakanishi, Y. Kashimata, T. Momma, T. Osaka
(Waseda Univ.)

はじめに

$MgFe_2O_4$は，粉体において他のフェライトより高い発熱効率が報告され[1,2]，生体に対し安全性の高い元素のみで構成されているため，磁気ハイパーサーミアの発熱体として期待できる．$MgFe_2O_4$ナノ粒子の合成にはゾル - ゲル法や燃焼合成法等による報告例が数多く存在し，磁気ハイパーサーミアへの応用も検討されているが，$MgFe_2O_4$ナノ粒子ががん細胞に及ぼす影響を議論している報告は少ない．本検討では，$MgFe_2O_4$ナノ粒子を合成し，ヒト乳がん細胞を用いて磁気ハイパーサーミアの発熱体としての可能性を評価した．

実験方法

モル比 1:2 で混合した $MgCl_2{\cdot}6H_2O$ と $FeCl_3{\cdot}6H_2O$ を含む水溶液を NaOH と反応させて得られた前駆体を，大気雰囲気で熱処理（800 ºC，保持時間 10 分）することで $MgFe_2O_4$ナノ粒子を作製した．熱処理は，昇温速度約 20 ºC/ min・降温速度約 6 ºC/ min の条件と急速加熱（約 260 ºC/ min）・急速冷却（約 140 ºC/ min）条件で行った．得られた粒子を添加した培地でヒト乳がん細胞 MCF-7 を 24 時間培養した後，粒子添加に伴う死滅率と粒子を取り込んだ細胞の割合を，フローサイトメトリーによりそれぞれ評価した．また，1 細胞あたりの粒子取り込み量を鉄錯イオンの吸光度測定により評価した．粒子発熱の効果の評価は，粒子を取り込んだ細胞のみを磁気分離し，交流磁場（磁場強度約 500 Oe，周波数 325 kHz）を 20 分間印加した際の細胞懸濁液の温度変化および細胞死滅率を測定した．

実験結果

XRD パターンおよび TEM 像よりいずれの熱処理条件でも一次粒径が約 40 nm である $MgFe_2O_4$ナノ粒子の生成が示されたが，急熱急冷処理で得た粒子のほうが 70 kOe における磁化が高く（Fig. 1），粒子分散溶液の交流磁場下での到達温度も高くなった．これは急冷により A サイトに占める Mg^{2+}の割合が上昇したため[3]だと考えられる．この急熱急冷粒子を用いて細胞実験を行ったところ，粒子添加（磁場印加なし）に伴う MCF-7 の細胞死滅率は，添加量の増加に伴い若干増加する傾向にあるものの 10 %未満であった．また，粒子 5 mg 添加時には，1 細胞あたり 3 ng の粒子が取り込まれ，交流磁場下での粒子発熱に伴う 53 ºC までの温度上昇により約 90 %の細胞死滅率が得られた（Fig. 2）．以上より，急熱急冷処理による発熱効率の高い $MgFe_2O_4$ナノ粒子合成と，それらを取り込んだ MCF-7 への交流磁場印加による効率的な細胞死滅の誘導が示された．

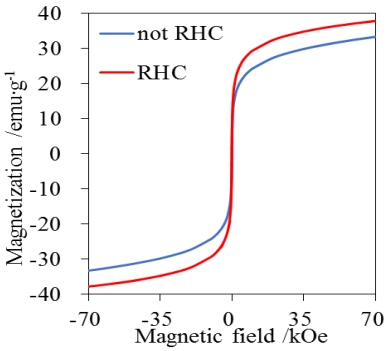

Fig. 1 Magnetization curve of synthesized $MgFe_2O_4$ nanoparticles. RHC: Rapid heating and cooling.

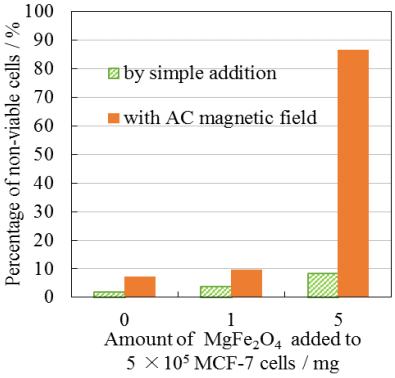

Fig. 2 Percentage of non-viable MCF-7 cells at various doses of RHC $MgFe_2O_4$ nanoparticles before (shaded) and after (filled) AC magnetic field application.

参考文献

1) T. Maehara et al., *J. Mater. Sci.* 40 (2005) 135-138.
2) M. Jeun et al., *Appl. Phys. Lett.*, 95 (2009) 082501.
3) Y. Ichiyanagi et al., *J. Magn. Magn. Mater.* 310 (2007) 2378-2380.

充電式心臓ペースメーカを想定した矩形波ワイヤレス電力伝送の検討

佐藤拓，伊藤敦弥※，加藤立太※，轡田拓也※
（仙台高専 電気システム工学科，※仙台高専 専攻科）

A Study of the Wireless Power Transmission Used Square Wave Supply For Rechargeable Cardiac Pacemaker

Taku Sato, Atsuya Ito※, Ryuta Kato※ and Takuya Kutsuwada※
(Department of Electrical Engineering, National Institute of Technology, Sendai College,
※Advanced Course Production System and Design Engineering, National Institute of Technology, Sendai College)

1. はじめに

徐脈性不整脈の治療として絶大な治療効果をもたらす臓ペースメーカは体内植込機器として有名であるが，電池消耗に伴って外科手術により本体ごと取り替える必要がある．そこで我々は電磁誘導によるワイヤレス給電を採用した電池交換不要のペースメーカを開発し，電池残量を体外から計測するシステムを提案している[1]．本稿では新たな試みとして，交流波形として正弦波ではなく矩形波を用いた場合のワイヤレス電力伝送について考察したので報告する．

2. 実験方法

2.1 正弦波および矩形波でのワイヤレス電力伝送の比較

Fig.1 の実験回路において，ファンクションジェネレータ(FG-281)により 10kHz の正弦波，矩形波(duty 比 10-90%)を生成してアンプで増幅し，送電コイルへ印加する．そのときの伝送効率 η，力率 λ_1，受電電圧 V_2，受電電力 P_2 を測定し比較する．また，同様の実験を 1 次および 2 次側共振コンデンサ C_1，C_2 有無の条件で行う．測定にはパワーアナライザ(PZ 4000)を用いた．

2.2 RLC 直列共振回路での挙動

矩形波を用いたワイヤレス電力伝送の挙動がワイヤレス給電に特有な現象であるかを確認するために，RLC 直列共振回路を構成し，10kHz 矩形波(Duty 比 10-90%)を印加した場合に各測定パラメータがどのような特性を示すかを確認する．実験装置は 2.1 と同じである．

3. 結果および考察

3.1 正弦波および矩形波でのワイヤレス電力伝送の比較

Fig.2 に測定結果示す．矩形波において効率は duty によらずほぼ一定であり，力率 λ_1 と受電電圧 V_2，受電電力 P_2 は Duty 比 50%を極大としてそこから離れるにつれ減少する特徴的な傾向が確認された．

共振コンデンサ有無でのワイヤレス給電において，C_1 の有無により伝送特性が大きく異なることが分かった．　C_1 有では Fig.2 と同様の傾向を示すが，C_2 無しでは Duty を変えても受電電力は一定のままであった．

矩形波で電力伝送が可能であった理由として，矩形波はフーリエ級数展開することで様々な正弦波の重ね合わせで再現できるため，電気回路においても正弦波電圧の重ね合わせが成立したと考えられる．

$$f(\theta) = \frac{4}{\pi}\left(\sin\theta + \frac{1}{3}\sin 3\theta + \frac{1}{5}\sin 5\theta + \cdots\right) \quad (1)$$

(1)式は duty50 の矩形波をフーリエ級数展開したものであるが，各高調波成分による受電電力を見積もると，全受電電力に対して約 4%しか占めていないことが分かった．これはすなわち，高調波の影響が限りなく小さく，基本波でのワイヤレス電力伝送と同等の電力が伝送されたものと考察できる．

3.2 RLC 直列共振回路での挙動

RLC 直列共振回路に矩形波（Duty 比 10-90%）を印加した結果，Duty 比によらず効率は常に一定で，受電電力と 1 次力率は Duty 比によって変化することが分かり，ワイヤレス電力伝送回路での伝送特性と類似した傾向を示した．この結果より，Fig.2 の特性はワイヤレス電力伝送に特有なものではなく，RLC 共振系に見られる興味深い特性であることが確認された．

謝辞 本研究は JSPS 科研費 26350687 の助成を受けたものである．

参考文献

[1] T. Sato, F. Sato, H. Matsuki, T. Sato, J. Magn. Soc. Jpn., Vol.32, No.1, pp29-35, 2008

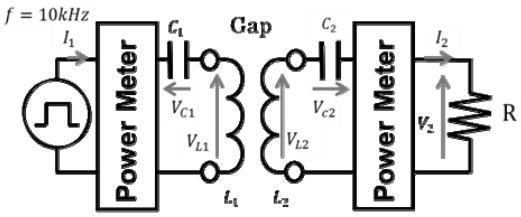

Fig.1 Experiment circuit.

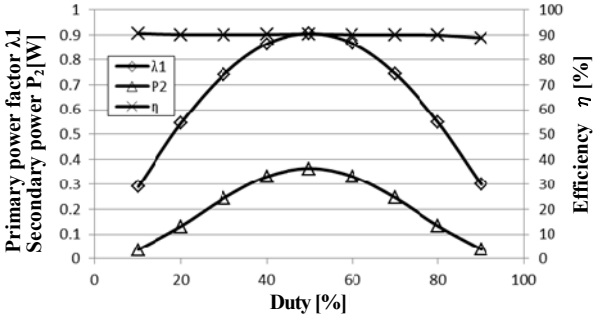

Fig.2 Electrical parameters of wireless power transmission used sine wave supply or square one.

ヒト磁気知覚の可能性と現状

高橋康介
(中京大学)

Feasibility of magnetoreception in human

K. Takahashi
(Chukyo University)

1　ヒト磁気知覚研究の歴史と背景

多くの動物は地磁気を感知しナビゲーションなどに利用していると言われるが、ヒトが磁気感覚を有しているかどうかについては結論は出ていない。認知心理学の分野では 1980 年代に Baker ら [1,2] がヒトの地磁気利用の可能性を示す実証研究データを公表したものの、その後の検証はなされていない。現在においても、ヒトの磁気知覚の神経生理学的及び認知的メカニズムは、そもそも可能であるのかという点も含め謎のままである。

しかしながら、生物学的研究からはヒト生体で磁気を感知しうるセンサーの存在が示唆されている。1990 年代には脳内マグネタイトの存在を示す報告があった [3]。また動物の磁覚はフラボタンパク質であるクリプトクロム (CRY) によっても受容されていることが示されているが、ヒトも hCRY2 タンパク質を持っており、その発現は網膜に集中している。2000 年代以降、遺伝子改変技術により hCRY2 の実効性が確認されている。Foley ら [4] は遺伝子改変によりハエの CRY1 を不活化させた。この操作でハエの磁覚は失われたが、その後さらに遺伝子導入を行いハエに hCRY2 を発現させたところ磁覚が回復した。この発見はヒトが磁気を受容するセンサーを網膜に大量に有するという事実を端的に示すものである。このようにミクロレベルでの磁気受容センサーの存在が示唆され、この中でヒト磁気知覚の可能性が（一部のヒト研究者の中で）再燃している。しかし認知心理学的な観点から言えば、センサーを持つことと、センサーが受容するモダリティの情報を主観的に知覚できることは等価ではない。センサーが受容した信号の脳への伝達、及びその信号が持つ情報についての脳内の知覚・認知処理を経て初めて、主観的・意識的な知覚経験が可能となる。たとえ網膜や脳内に磁気受容物質があったとしても、経験的には我々自身は磁気を知覚しているようには感じていない。これには、磁気由来の信号が網膜から脳に到達していない可能性、或いは磁気信号は脳に到達しているが脳が磁気由来情報をノイズとして処理している。可能性、の二通りが考えられる。

2　現状と展望

このようなミクロレベルの生体磁気受容の研究を受けて、現在ではヒト磁気知覚の可能性を検討している研究グループは著者の知る限り世界で 2 グループある。眞溪、下條、Kirschvink らは Human Frontier Science Program (HFSP) の支援のもと、マグネタイトに注目しヘルムホルツコイルで発生させた地磁気様の磁気変化に対する脳神経細胞の反応を脳波計により測定し、磁気刺激に相関する脳活動を見出している [5]。一方、高橋は hCRY2 に着目し、発現が集中している網膜付近に 1 から 2Hz 程度の周期的な磁気刺激を呈示し、ヒトが意識的に磁気の存在に気づけるかどうかを検証している。これまで数 10 名程度の被験者に対して磁気変化への意識的な気づきが生じるかどうかを調べているが今のところ明確に磁気変化に気づいている被験者は存在していない。また、仮に脳が磁気由来情報をノイズとして処理していると仮定すると、何らかの手法でこれをシグナルとして処理させる必要がある。そこで聴覚刺激 (音) と磁気刺激の同期した周期変化をヒトに対して呈示して、ヘッブ学習様の相互増強を用いた磁気情報の知覚シグナル化を目指した。これも現在のところ少数サンプルであり、主観的磁気知覚の明確な証拠は得られていない。

以上のことから、磁気センサーとなる物質がヒト生体には存在していて、脳神経細胞が磁気刺激に反応している可能性も示されつつある。しかし行動に利用可能なシグナル（例えば警報装置）として磁気刺激が機能しうるか、という点に関しては明確な結論は得られていない、という点が現状であろう。30 年前に比べてミクロレベルので研究が進められ、またヒト計測の技術も進み、磁気知覚が決して夢物語ではない、ということは（両グループの研究がレビュー付きの公的な研究費の支援により実施されている点を考慮しても）間違いないだろう。ヒト磁気知覚は科学的意義もさることながら、その応用範囲も広い。残された主観的磁気知覚という課題に向けて、磁気の専門家とヒトの専門家の協力体制のもと磁気知覚を可能とする学習手法の開発が切望される。

謝辞 本研究は科学研究費補助金 (挑戦的萌芽研究 26640006「ヒトにおける磁気感覚の検討」) の補助を受けた。本研究を進めるにあたり有益が議論をしてくださった東京大学工学部眞溪歩准教授に深く感謝いたします。

References

1) R. R. Baker, “Goal orientation by blindfolded humans after long-distance displacement: Possible involvement of a magnetic sense,” *Science*, vol. 210, no. 4469, pp. 555–557, 1980.
2) ——, “Human navigation and magnetoreception: the manchester experiments do replicate,” *Animal behaviour*, vol. 35, no. 3, pp. 691–704, 1987.
3) J. L. Kirschvink, A. Kobayashi-Kirschvink, and B. J. Woodford, “Magnetite biomineralization in the human brain.” *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 89, no. 16, pp. 7683–7687, 1992.
4) L. E. Foley, R. J. Gegear, and S. M. Reppert, “Human cryptochrome exhibits light-dependent magnetosensitivity,” *Nature communications*, vol. 2, p. 356, 2011.
5) A. Matani, S. Shimojo, and J. L. Kirschvink, “An attempt to physiologically measure human magnetoreception,” in *Neuroscience 2015*, 2015.