簡易型磁気シールドルームに適したアクティブシールドシステム 設計のための磁界分布と位相遅れの検討

正員 山崎慶太 (竹中工務店) 正員 藤原耕二 (岡山大学)
正員 栗城真也 (北海道大学) 正員 林周 (北海道大学) 非会員 平田恵啓 (北海道大学)

Evaluation of the Magnetic Field Distribution and Phase Shift inside a Simplified Magnetically Shielded Room for Active Shielding System

Keita Yamazaki, Member (Takenaka Corporation), Koji Fujiwara, Member (Okayama University),
Shinya Kuriki, Member (Hokkaido University), Amane Hayashi, Member (Hokkaido University)
and Yoshihiro Hirata, Non-member (Hokkaido University)

In biomagnetic measurements, such as magnetoencephalography (MEG) and magnetocardiography (MCG), very weak magnetic fields are measured. Therefore, biomagnetic measurements are mostly carried out inside a walk-in relatively high performance magnetically shielded room (MSR). Generally speaking, the amplitude of MCG signals is higher than that of MEG's signals by about one order, so the rooms for MCG can be designed with lower performance, and constructed cheaply and light enough for any floor in a building. A trial MSR we developed incorporated active compensation combined with a simplified MSR of one permalloy layer and one pair of cancellation coils to enable moderate performance at low cost mainly for MCG. A 3-D magnetic field analysis of the simplified MSR was carried out to obtain a guide for designing the system, and the results compared with a system consisting of only one pair of cancellation coils. We found that firstly, the distribution of the magnetic noise generated by a line current source was diminished and rendered uniform by the MSR compared with the case without the MSR, enabling the distance between reference and measuring sensors were to be larger. Secondly, the magnetic field distributions were made more uniform when the cancellation coils were outside the MSR than when inside it. The phase shift when the cancellation coils were inside the MSR was lower than when outside it. Thirdly, the phase shift by measurements when the cancellation coils were inside the MSR was found to be less than that when they were outside, as predicted, but that when inside was greater than 10 degrees although shifts of less than this had been predicted.

キーワード: 簡易型磁気シールドルーム, アクティブシールド, 心臓磁界計測, 三次元磁界解析, 磁界分布, 位相遅れ

Keywords: simplified magnetically shielded room, active shielding, magnetocardiography, 3-D magnetic field analysis, distribution of magnetic field, phase shift

1. はじめに

MEG (脳磁図) や MCG (心磁図) などの生体磁気信号は、周囲の環境磁気ノイズに比べて微弱なため、計測には高透磁率材料であるパーマロイト、導電材料のアルミニウムや銅を併用した磁気シールドルーム (MSR) が用いられる⁽¹⁾。通常の MSR では、環境磁気ノイズは、直流電車の送・帰電流に起因する磁気ノイズ^{(2)~(4)}、自動車やエレベータ、鉄扉などの鉄で構成された磁性体が地磁気中を移動することに起因して発生する 1 Hz 以下の低周波変動磁気ノイズ^{(5) (6)} などにより、 $1/f$ または $1/f^2$ 特性を有している

ために、低周波数で増大し、MEG や MCG の信号帯域で大きな問題となる^{(3) (4) (7) (8)}。パーマロイトのような高透磁率材の低周波変動磁界に対する増分透磁率は、地磁気などの直流磁界に対する透磁率に比べて 1桁程度小さく⁽⁹⁾、MEG の計測に必要な pT オーダーの極低磁場を、1 Hz 以下の低周波で実現するには、比較的厚みのある高透磁率材を、層間距離を確保しながら多層で構成する必要がある^{(10)~(12)}。このため、コストが膨大になるとともに重量が増大してしまい、汎用性に乏しいという難点がある。一方、心臓の機能計測では、心疾患が我国の三大疾患の一つとなって診断の需要も大きく、現在広く普及している心電図に加

え、MCG による新しい計測法が注目されている。一般に、MCG は MEG より 1 桁以上信号強度が大きいため、MCG 計測用の MSR には、MEG 用に比べて必要とされる遮蔽性能は低い一方、ローコスト、どこでも設置可能な軽量、汎用性が要求される。

そこで我々は、MEG より 1 桁以上信号強度の大きな MCG を主な対象とした生体磁気計測用に、パーマロイ 1 mm 1 層、銅箔 70 μm 1 層（電磁遮蔽用）の簡易な MSR とアクティブシールドを組み合わせた、小形で軽量かつ安価な低磁界空間を実現するための設計を検討している。本システムは、商用周波数帯や、SQUID 磁束計の動作に重要な数 kHz 以上の電磁ノイズに対してある程度の遮蔽性能と、MSR による外部磁気ノイズの MSR 内での均一化が期待される。また一方、従来のシステム^{(13)~(16)}のように数十 Hz の磁気ノイズ遮蔽を目的とする数 mm 厚のアルミニウムなどの導電層を有しないため、キャンセレーションコイルによって印加された磁界の位相遅れが小さく、アクティブシールドによって低周波数帯から商用周波数帯の数十 Hz まで遮蔽可能な周波数帯が、安価で拡張されることが期待される。

本論文では、簡易な MSR とキャンセレーションコイルを組み合わせたアクティブシールドシステムの設計指針を得ることを目的としている。従来の実験的な検討^{(13)~(17)}と比べ、パラメータに対する全体的な特性が捉えやすいと考えられる。有限要素法を用いた三次元磁界解析によって磁界分布と位相遅れ分布を求め検討を試みた後、実証実験を行った。まず、MSR 内における磁気ノイズ検出用のリファレンスセンサの設置可能な範囲を決定するために、種々の周波数の磁気ノイズが MSR に印加されたときの磁界分布を、MSR なしの場合と比較して検討する。次に、キャンセレーションコイルの配置（MSR 内部、または外部）およびコイル同士の間隔について、磁界分布および位相分布を求め検討する。その後、簡易型 MSR の中心点での遮蔽率、位相遅れの周波数特性の解析結果を実測結果と比較し、解析方法の妥当性を検討する。さらに、キャンセレーションコイルを MSR 外部、または内部に配置する検討を詳細に行うために、内部、外部に設置したコイルの位相遅れを実器を用いて測定し、解析結果を検証する。検討に用いた周波数は、低周波変動磁気ノイズの例として 0.1 Hz、通常の商用電源ノイズのピーク周波数である 50 Hz である。

2. 検討方法

<2・1> 解析モデルと解析条件 解析モデルは、パーマロイ 1 mm 1 層構造とし、実器に対応して、図 1 のような寸法（室内寸法：1.8 m 角）とした。ただし、扉の影響は考慮しなかった。解析に用いるパーマロイ（TOKIN 製 TMC-V）に微小な交流磁界が印加された場合の増分透磁率は、既報⁽⁹⁾の測定結果をもとに、 $\mu_s = 10^4 \mu_0$ （ μ_0 ：真空の透磁率）とした。導電率 σ は、四端子を適用して得られた値 $1.626 \times 10^8 \text{ S/m}$ を用いた。

解析には、磁気ベクトルポテンシャル法および一次六面

図 1 解析モデル

Fig.1. Analyzed model. (a)plan, (b)section.

体辺要素を用いた三次元有限要素法⁽¹⁸⁾を適用し、渦電流を考慮した。解析領域は、対称性を考慮して、線電流源によるノイズに起因する磁界分布を求める場合、全領域の 1/4 ($y, z \geq 0$)、キャンセレーションコイルによって磁界を印加した場合、全領域の 1/8 ($x, y, z \geq 0$) とする。

まず、図 1 に示すように、MSR 壁パネルからの距離が $d = 5, 20 \text{ m}$ にある線電流源による 0.1 Hz および 50 Hz の磁気ノイズを想定し、MSR あり・なしで磁界分布を求め、比較する。

キャンセレーションコイルの配置は上下方向とするが、コイルの間隔は MSR 内部に配置する場合は 1.78 m、MSR 外部に配置する場合は 1.8 m とする。コイル間隔を考慮した解析では扉の高さがコイル間隔の実質的な最小値であるので、この場合には内部・外部配置ともに 1.3 m とする。これらのコイルに 0.1 Hz および 50 Hz の交流磁界を印加して、MSR 内の磁界および位相遅れ分布を求めた。また、同じコイル間隔において、MSR がいない場合の磁界分布も求め、均一性を比較する。

<2・2> 検証方法

<2・2・1> 解析方法の妥当性 解析方法の妥当性を確認するために、以下のような実測を行う。遮蔽率の測定は、MSR 外周に巻いたコイルにより、MSR 中心における磁束密度の z 方向成分が $B_{z0} = 2.0 \times 10^{-6} \text{ T}$ になるように、0.1~100 Hz の交流磁界を印加して、MSR 中心 ($x = y = z = 0$) の磁束密度 B_z をフラックスゲート型磁束計（Applied Physics 社製 APS520A）を用いて測定し、周波数毎に遮蔽率 (B_{z0}/B_z) を求める。位相特性の測定は、各周波数の磁界を印加し、コイル電流の位相と、MSR 内中心付近に設置したフラックスゲート型磁束計に比べて周波数特性が優れ

ている高温超電導 SQUID 磁束計 (感度 3.3 nT/V, 最小磁束分解能 200 fT/ $\sqrt{\text{Hz}}$ @100 Hz, マグネットメータタイプ) で測定した位相を比較して, 位相遅れを求める。

<2・2・2> 解析結果の妥当性 図 2 に示すような測定システムを用いて, 解析結果で求めた結果の妥当性を確認するために位相遅れの測定を行う。MSR 内部, 外部に巻いたコイルによって電流を加え, 高温超伝導 SQUID 磁束計によって MSR 内部中心における磁束密度を測定し, デジタルオシロスコープ (TDS 3012, Tektronik 社製) を用いて電流と磁界の位相遅れを算出する。また, コイルによって 50 Hz 付近の交流磁界を印加した際の MSR 中心点における 1 A 当たりの磁束密度 B_z / nI (n : コイルのターン数, I : 電流値) も, MSR 内部, 外部にコイルを巻いたそれぞれの場合について測定し, 解析結果と比較する。その際, MSR 内部にコイルを配置する場合の, アンペアにつながるコイルを介した磁気雑音の増加, キャンセル電流における磁気雑音の増加についても確認する。

図 2 簡易型磁気シールドルームを用いた位相遅れ測定システム

Fig.2. Measuring system for phase shift by using a simplified magnetically shielded room.

3. 解析結果と考察

<3・1> 線電流源による磁気ノイズの空間的分布 ノイズ源として線電流を, (a) $d = 5$ m, (b) $d = 20$ m の位置に配置し, MSR なし・ありの場合における x 軸上 ($y = z = 0$) と z 軸上 ($x = y = 0$) の B_z の分布を, 図 3 および図 4 に示す。周波数は, $f = 0.1, 50$ Hz とした。MSR なしの場合における x 軸上での B_z の勾配は距離に比例して減衰する傾向があり, $d = 5, 20$ m で, それぞれ 1.10×10^{-8} (図 3(a)), 8.4×10^{-10} (図 3(b)) [T/A m] である。それに対して MSR ありの場合, 図 3(a) では, B_z の勾配は $-0.85 \text{ m} \leq x \leq 0.85 \text{ m}$ の範囲で単調に変化しており, その勾配は 1.03×10^{-9} (0.1 Hz), 9.2×10^{-10} (50 Hz) [T/A m] であり, MSR なしの場合に比べて, 約 1 桁小さい。図 3 (b) では, B_z は $x = 0.1 \text{ m}$ において最大になり,

(a) $d = 5$ m

(b) $d = 20$ m

図 3 線電流により磁気ノイズを印加した場合の x 軸 ($y = z = 0$) における B_z 分布の解析結果

Fig.3. Distribution of B_z along x -axis ($y = z = 0$) when magnetic noise is applied by electric line source (analyzed).

$-0.85 \text{ m} \leq x \leq 0.1 \text{ m}$ の範囲で 2.1×10^{-10} (0.1 Hz), 1.1×10^{-10} (50 Hz) [T/A m] であり, $0.1 \text{ m} \leq x \leq 0.85 \text{ m}$ の範囲で 4.3×10^{-11} (0.1 Hz), 3.8×10^{-11} (50 Hz) [T/A m] であり, MSR なしの場合に比べてそれぞれの範囲で約 1/4, 約 1 桁小さくなっている。以上より, MSR 中心の水平面では外部のノイズが MSR によって低減・均一化される。このことは, MSR なしの場合に比べて, 多チャンネルによる生体計測も様な磁場の中で計測できる利点を有する。また, アクティブシールドにおいて被対象物からの信号とノイズを分離するため, リファレンスセンサと計測センサの水平距離をある程度確保しようとする場合, 両センサが様な環境磁場の中にあるため, 計測センサの位置においてもノイズの打消しが十分に行えるという点でも有利である。

z 軸上での B_z の勾配は, MSR なしの場合 $d = 5, 20$ m で, それぞれ 1.4×10^{-9} (図 4(a)), 3.5×10^{-11} (図 4(b)) [T/A m] である。これに対して, MSR ありの場合の B_z の勾配は, SQUID 磁束計を用いた心臓磁界計測に使用される範囲と考えられる $0 \text{ m} \leq z \leq 0.3 \text{ m}$ の範囲において, $d = 5 \text{ m}$ で 9.5×10^{-10} (0.1 Hz), 4.5×10^{-10} (50 Hz) [T/A m] (図 4(a)), $d = 20 \text{ m}$ で, 1.6×10^{-10} (0.1 Hz), 5.6×10^{-11} (50

図4 線電流により磁気ノイズを印加した場合の z 軸 ($x=y=0$) における B_z 分布の解析結果

Fig.4. Distribution of B_z along z -axis ($x=y=0$) when magnetic noise is applied by electric line source (analyzed).

Hz) [T/A m], であり, MSR なしの場合に比べて, ほぼ同等か, わずかに大きくなる傾向が見られた. 以上から, MSR なしの場合と比べて, MSR があっても B_z の磁界勾配, 均一度はほぼ同じであるので, SQUID 磁束計に垂直方向の差分型コイルを用いる場合の条件は変わらない.

<3・2> キャンセレーションコイルの間隔と配置の影響

図5に, 上下のコイルの間隔と配置が x 軸上における磁束密度の z 方向成分 $B_z(x, 0, 0)$ に与える影響を示す. 均一度を評価するために, 中心点の値 $B_z(0, 0, 0)$ で正規化した. コイルをMSR外部に配置した場合の間隔は1.8 mと1.3 mである. 内部の場合は, 1.78 mと1.3 mである. 周波数は, 0.1 Hz, 50 Hzとした. また, 図6に, 50 Hzの場合の x 軸上における位相遅れ分布を示す. さらに図7に, 図5(a)と同一条件で, コイルにより0.1 Hzの磁界を印加した場合の xz 面における磁束密度ベクトルを示す.

図5より, いずれのコイル間隔においても, コイルをMSR外部に配置した場合の方が, 内部に配置した場合に比べて磁界分布の均一度が高いことがわかる. 一方, 内部に配置した場合, 外部に配置した場合と同一の均一度を確保できる範囲は, $x \leq 0.1$ mに限定される. これは, 図7の磁束密度ベクトル分布から明らかなように, コイルを外部に配

(a) 0.1 Hz

(b) 50 Hz

図5 コイル間隔および配置が磁界分布に与える影響解析結果

Fig.5. Effects of distance and arrangement on magnetic field distribution (analyzed).

置すると, MSR自身によってMSR内の均一度が確保されるのに対して, コイルを内部に配置した場合には, コイルとMSR内壁の距離が近いために, 磁束はコイル近傍の内壁部に対して垂直に入射し, これによって壁近傍の磁束密度ベクトルが乱れ, x 軸における B_z 分布の均一度が低下すると考えられる.

また, コイルを外部に配置した場合の B_z の均一度は, MSRなしの場合より高い. この傾向は, 線電流源によりノイズを印加した場合の結果と一致している. その一方, 内部に配置した場合の均一度は, コイルのみの場合を大きく下回る.

また, 上下のコイル間隔の違いによる磁束密度分布を比較すると, コイルをMSR内部・外部いずれに配置した場合も, コイル間隔が1.3 mの方が1.8 m (外部) または1.78 m (内部) より均一度が保たれているが, その差はコイルを外部に配置した場合の方が顕著である.

図6より, コイルを内部に配置し, 50 Hzの磁界を印加

図6 コイル間隔および配置が位相遅れに与える影響解析結果 (50 Hz)

Fig.6. Effects of distance and arrangement on phase shift at 50 Hz (analyzed).

図7 キャンセレーションコイルにより磁界を印加した場合の磁束密度ベクトル分布解析結果

(0.1 Hz, 印加電流最大時, zx 平面, $y = 0$)

Fig.7. Spatial distribution of flux density vectors when magnetic field is applied by cancellation coils (0.1 Hz, current maximum, zx plane, $y = 0$) (analyzed).

した場合の位相遅れ分布は、いずれのコイル間隔においても、 $x \leq 0.6$ m では -10° 以下である。コイル間隔が 1.3 m の場合では 1.78 m に比べてやや小さい -7° 程度であるが、両者とも $x \geq 0.6$ m の壁に近い範囲では位相遅れが大き

くなる傾向がある。それに対して、コイルを外部に配置した場合の位相遅れは、いずれのコイル間隔においても、約 -72° で一定であり、内部に配置した場合に比べて大きくなっている。一方、コイルによって 50 Hz の交流磁界を印加した際の MSR 中心点における 1 A 当たりの磁束密度 B_z/nI は、コイル間隔 1.3 m, 1.8 m で、コイルのみの場合はそれぞれ 7.2×10^{-7} [T/A], 5.0×10^{-7} [T/A], コイルを内部に配置した場合はそれぞれ 10.0×10^{-7} [T/A], 8.6×10^{-7} [T/A] であるのに対して、コイルを外部に配置した場合はそれぞれ 0.93×10^{-7} [T/A], 0.60×10^{-7} [T/A] である。したがって、 B_z/nI は、コイルのみの場合に比べて、コイルを内部に配置した場合の方がわずかに大きくなっており、コイルを外部に配置した場合は約 1 桁小さくなっている。これは、コイルを外部に配置すると MSR の誘導電流効果によって磁界が減衰することを示しており、その結果大きな位相遅れとなる。これに対して、コイルを内部に配置した場合、MSR の誘導電流効果による影響は小さい。

以上より、簡易な MSR とコイルによるアクティブシールドを組み合わせる場合、MSR 内の磁界の均一度は、0.1 Hz, 50 Hz の交流磁界を印加したいいずれの場合も、コイルを MSR 外部に配置した場合の方が MSR 内部に配置した場合に比べて大きく保たれることがわかった。ただし、50 Hz の交流磁界を印加した場合については、MSR 内部にコイルを配置した場合、MSR 内ほぼ全域において位相遅れは小さい ($-10^\circ \sim -7^\circ$)。しかし、外部に配置した場合、位相遅れは大きく (-70°) となり、アクティブシールドによる高い周波数帯での遮蔽性能を確保することは困難であると考えられる。

4. 検証実験結果と考察

<4・1> 遮蔽率と位相遅れの周波数特性測定 (解析方法の妥当性の検証) 図8に、MSR 外部の角形コイル (コイル間隔: 1.8 m) で交流磁界を印加した場合、MSR 中心点における位相遅れと遮蔽率の周波数特性を示す。遮蔽率の解析結果は 0.1 Hz で 6.5 であり、実測結果の 12 より小さかったが、誘導電流による遮蔽効果により、周波数の増加に従い遮蔽率も大きくなる傾向は、両者で共通に認められた。位相遅れは、1~20 Hz の領域では実測結果の方がやや大きかったが、両者とも周波数の増加に従い、ほぼ同様な傾向で大きくなっている。以上より、解析結果と実測結果は、絶対値で若干差異は認められたが、遮蔽率および位相遅れのいずれにおいても、ほぼ同様な周波数特性を示しており、本解析が設計に十分適用可能であると考えられる。

<4・2> 簡易型 MSR を用いた位相遅れの測定 (解析結果の妥当性の検証) 簡易な MSR とアクティブシールドを組み合わせるシステムの設計に重要な<3・2>の結果を検証するために、実験を行った。図9に、簡易型 MSR 内部・外部に巻いたキャンセレーションコイルに電流を加えた場合に、MSR 中心に置かれた SQUID 磁束計で測定された位相

図 8 位相遅れおよび遮蔽率周波数特性の解析および測定結果

Fig.8. Frequency dependence of phase shift and shielding factor (analyzed, measured).

遅れと周波数の関係を示す。実験では 50 Hz における高い磁気雑音の影響を避けるために、66 Hz の結果で解析結果と比較した。コイルが MSR 外部に配置された場合の位相遅れは、10 Hz で 24° 、38 Hz で 40° 、66 Hz で 69° であり、解析値の 72° (50 Hz) と大差がない。それに対して、コイルが MSR 内部に配置された場合は 10 Hz で 24° 、38 Hz で 40° 、66 Hz で 35° であり、外部に配置された場合に比べて $1/2 \sim 1/3$ の大きさになっているが、解析値の 7° (50 Hz) よりかなり大きめになっている。この理由として、

測定対象が解析モデルと異なり、MSR 内部に配置されたコイルとパーマロイ壁がほぼ密着していた状態にあり、パーマロイの誘導電流効果によって磁場が影響されたものと考えられる。よって、コイルを小さく作ってパーマロイ壁との距離をある程度確保すれば、解析の通り位相遅れを小さくできるものと推測される。また、コイルによって 66 Hz の交流磁界を印加した際の MSR 中心点における 1 A 当たりの磁束密度 B_z/nI を、実験における印加電流、抵抗値、SQUID 磁束計によって測定された磁束密度から求めると、コイルを内部に配置した場合は 4.0×10^{-7} [T/A]、

(50 Hz における解析値は 8.6×10^{-7} [T/A]) であるのに対して、コイルを外部に配置した場合は 0.24×10^{-7} [T/A]、

(50 Hz における解析値は 0.60×10^{-7} [T/A]) であり、実測値は解析に比べて小さめであったが、オーダーが同じで、しかも実験においても解析と同じように、外部に配置した場合、内部に配置した場合に比べて約 1 桁小さいので、実験がある程度解析の条件を満足しており、解析の妥当性が検証できたと考えられる。さらに、電源を接続したアンプに、内部コイルを接続して SQUID 磁束計によって内部磁気雑音を計測して、内部コイルが何も接続されていない状態のスペクトルと比較したが、変化は認められなかった。これは、アンプの出力が十分に小さいためと考えられる。

5. まとめ

簡易な磁気シールドルーム (MSR) とアクティブシールドを組み合わせて、生体磁気計測用の小型で軽量かつ安価な低磁場空間を構築するための設計指針を得ることを目的として、有限要素法を用いた三次元磁界解析により MSR 内の

図 9 キャンセレーションコイルを MSR 内部、外部により磁界を印加した場合の周波数と位相遅れの関係の実測結果
Fig.9. Relationship between frequency and phase shift when magnetic noise is generated by cancellation coils inside and outside MSR (measured).

磁界分布および位相分布などを検討し、さらにその一部の結果を実験で確認した。その結果、以下の事項が明らかになった。

(1) 解析結果によると、線電流源による 0.1 Hz、50 Hz の磁気ノイズを、比較的近傍あるいは遠方から MSR に印加した場合、MSR 中心の水平面では、ノイズは MSR が無い場合に比べて約 $1/10$ に減衰するとともに均一化される。そのため、簡易型 MSR の使用は、被対象物からの信号とノイズを分離するため、リファレンスセンサと計測センサの水平位置の距離をある程度確保しても、両センサが一樣な環境磁場の中にあるため、計測センサの位置においてもノイズの打ち消しが十分に行えるという点で有利である。垂直方向では、MSR なしの場合と比べて、MSR があっても B_z の磁界勾配、均一度はほぼ同じであるので、SQUID 磁束計に垂直方向の差分型コイルを用いる場合の条件は変わらない。

(2) 解析結果によると、0.1 Hz、50 Hz のいずれにおいても、キャンセレーションコイルを MSR 外部に配置した場合の磁界分布は、MSR 内部に配置した場合に比べて均一度が大きく保たれる。そのため、中心点でアクティブシールドの遮蔽性能を調整すると、キャンセレーションコイルを MSR 外部に配置した場合には、コイルを MSR 内部に配置した場合や MSR なしの場合に比べて、MSR 内の広い範囲でほぼ同じ性能を確保でき、有効に空間が利用できる。

(3) 解析結果によると、キャンセレーションコイルによって印加された磁界が 50 Hz の場合の位相遅れは、コイルを MSR 内部に配置した場合は 10° 弱であり、外部に配置した場合は約 70° で、MSR 内部に配置した場合に比べて大きくなっており、アクティブシールドで遮蔽可能な周波数を商用周波数帯の数十 Hz まで広げるためには、キャンセレーションコイルを MSR 内部に配置した方が有利であると考えられた。

(4) MSR 外部の角形コイルで磁界を印加した場合の

MSR 中心部における位相遅れおよび遮蔽率は、解析結果と実測結果でほぼ同様な周波数特性が得られ、本解析は設計に十分適用可能である。

(5) (3)の結果を実器の簡易型 MSR を用いた実験で検証した結果、キャンセレーションコイルを MSR 内部に配置した場合は、外部に配置した場合に比べて商用周波数に近い周波数帯における位相遅れは $1/2 \sim 1/3$ の大きさになっていたが、 35° 程度で、解析よりも大きな値になった。これは、MSR 壁のパーマロイ板のパーマロイの誘導電流効果によって磁場が影響されたためと考えられるが、コイルを小さめに作ってパーマロイ壁との距離をある程度確保すれば、この影響が低減できるものと推測される。また、コイルを外部に配置した場合の位相遅れは、解析結果と大差なく、解析の妥当性が検証された。

以上より、解析結果からは、本システムにおいて、アクティブシールドによって改善される周波数帯を数 Hz 以下の低周波に限定させず、商用周波数などの高い周波数帯まで向上させるためには、キャンセレーションコイルを MSR 内部に配置して設計する方が有利であると考えられた。しかしながら、MSR 外部に配置した場合と比べて、MSR 内の磁界分布の均一度は低下する。検証のための実験では、MSR 内部に配置した場合、解析結果より大きな位相遅れが確認されたが、コイルの大きさを小さくすることにより、位相遅れを小さくすることは可能であると考えられる。簡易型 MSR とキャンセレーションコイルを組み合わせたアクティブシールドシステム、特にコイルを MSR 外部に配置した場合、高い周波数帯まで遮蔽性能を確保するためには、位相遅れを考慮した設計が必要になるが、ノイズ、コイルによって加えられた磁界いずれに対しても MSR 内の磁界の均一度は確保される利点を有する。そのため、制御される空間がある程度広いことが要求される多チャンネルの MCG 計測にも適し、また、心臓などの計測部位の配置も MSR 中心部である必要がなく自由度が高く、リファレンスセンサと計測センサを MSR 内の別の場所に設置できるという利便性を有する。

(平成 13 年 05 月 30 日受付, 09 月 14 日再受付)

文 献

- (1) 山崎慶太:「磁気シールドルームの開発動向」, 電気学会マグネティックス研究会資料, MAG-99-7 (1999)
- (2) 山崎慶太・小谷誠・内川義則:「電車からの低周波磁気ノイズについての考察 —生体磁気計測用磁気シールドルームの設計のために—」, 日本応用磁気学誌, 15, 2, 597~600 (1991)
- (3) 山崎慶太・湯ノロ万友・栗城真也・内川義則・小林宏一郎・鎌田清孝・中瀬知哉・西本英彦・藤原耕二:「生体磁気計測のための低周波環境磁気ノイズに関する検討 —市電に起因する磁気ノイズ—」, 電気学会マグネティックス研究会資料, MAG-97-223 (1997)
- (4) 山崎慶太・湯ノロ万友・鎌田清孝・内川義則:「鹿児島市における市電に起因する低周波環境磁気ノイズに関する検討」, 日本生体磁気学会論文誌, 10, 2, 29~39 (1997)
- (5) 鎌田清孝・湯ノロ万友・山崎慶太・中瀬知哉・藤原耕二・高橋則雄:「磁性体の移動に起因する磁気ノイズの考察」, 日本応用磁気学会誌, 23, 2, 1509~1512 (1999)
- (6) 松葉博則・藤巻則夫・宮内哲:「磁性体, 電流線の及ぼす環境磁気雑音」, 日本生体磁気学会論文誌, 10, 2, 1~10 (1997)
- (7) J. Vrba: "SQUID Gradiometer in Real Environments," *SQUID Sensors, Fundamentals, Fabrication and Applications*, Kluwer Academic Publishers, 117~178 (1996)
- (8) J. Malmivuo, J. Lekkala, P. Kontro, L. Suomaa and H. Vihinen: "Improvement of the Properties of an Eddy Current Magnetic Shield with Active Compensation," *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, 20, 151~164 (1987)
- (9) 山崎慶太・藤原耕二・中野正典・森田宗良・高原秀樹・中田高義:「シールドルーム用パーマロイの磁気特性の測定」, 第 18 回日本応用磁気学会学術講演概要集, No.12pE-9 (1994)
- (10) A. Mager: "The Berlin Magnetically Shielded Room," *Biomagnetism*, 51~78 (1981) 5
- (11) K. Harakawa, G. Kajiwarra, K. Kazami, H. Ogata and H. Kado: "Evaluation of High-Performance Magnetically Shielded Room for Biomagnetic Measurement," *IEEE Trans. Magn.*, 32, 6, 5256~5260 (1996)
- (12) S. N. Erne, H. D. Halbohm, H. Scheer and Z. Trontelj: "The Berlin Magnetically Shielded Room (BMSR), Section B: Performances," *Biomagnetism*, 79~87 (1981)
- (13) D. Plazek, H. Nowak, F. Giessier, J. Rother and M. Eiselt: "Active Shielding to Reduce Low Frequency Disturbances in Direct Current near Biomagnetic Measurements," *Review of scientific instruments*, 70, 3, 2465~2470 (1999)
- (14) H. J. M. ter Brake, H. J. Wieringa and H. Rogella: "Improvement of the Performance of a μ metal Magnetically Shielded Room by Means of Active Compensation," *Meas. Sci. Technol.*, 3, 598~601 (1991)
- (15) H. J. M. ter Brake, H. J. Wieringa and H. Rogella: "New Results in Active Noise Compensation for Magnetically Shielded Room," *Meas. Sci. Technol.*, 4, 1370~1375 (1993)

(16) A. Pasquarelli, H. Kammrath, U. Tenner and S. N. Erne, : "The New ULM Magnetically Shielded Room," *Recent Advances in Biomagnetism*, Tohoku University Press, 55~58 (1999)

(17) 富田司・梶原茂樹・荒川彰・吉田佳一：「アクティブノイズコントロールへの生体磁気計測への適用(3)」, 日本生体磁気学会論文集, 13, 1, 172~173 (2000)

(18) J. Jin: *The Finite Element Method in Electromagnetics*, John Wiley & Sons (1993)

山崎 慶太 (正員) 1957年4月24日生。82年3月早稲田大学大学院理工学研究科建設工学専攻修士課程修了。同年4月(株)竹中工務店入社, 現在に至る。博士(工学)。主として, 建築物に対する磁場の影響とその評価法, および磁気応用技術に関する研究に従事。日

本生体磁気学会, 日本 ME 学会, 日本応用磁気学会, 日本鉄鋼協会, 日本機械学会, 日本建築学会会員。

藤原 耕二 (正員) 1960年1月26日生。84年3月岡山大学大学院工学研究科電気工学専攻修士課程修了, 同年4月同大学大学院研究生。85年4月三井造船(株)入社。86年7月岡山大学工学部助手, 94年7月同助教授, 現在に至る。博士(工学)。主として, 有限要素法による

非線形および渦電流を考慮した三次元磁界解析法, ならびに磁性材料の標準磁気特性測定法に関する研究に従事。日本応用磁気学会, 日本鉄鋼協会, 日本建築学会, 日本応用数理学会, 日本 AEM 学会会員。

栗城 真也 (正員) 1946年1月12日生。70年北海道大学大学院電子工学専攻修士課程修了。同年応用電気研究所助手, 80年同助教授, 91年電子科学研究所教授, 91年~96年国立共同研究機構・生理学研究

所客員教授(併任), 現在に至る。工博。主として, 電氣的・磁氣的手法による無侵襲生体計測と生体機能の解析, 計測用セン

林 周 (正員) 1972年10月12日生。2000年3月北海道大学大学院システム情報工学専攻修士課程修了。同年4月同大学博士課程, 現在に至る。主として, 生体磁気計測に関する研究に従事。電気学会, 応用磁気学会, 日本 ME 学会, 応用物理学会会員。

平田 恵啓 (非会員) 1964年9月14日生。92年北海道大学大学院電子工学専攻博士課程修了。93年同大学電子科学研究所助手, 現在に至る。工博。主として, 脳磁界計測システムの開発およびヒト聴覚機構に関する解析に従事。日本生体磁気学会, 日本 ME 学会, 電子情報通信学会, 日本音響学会

員。