

空間フィルターを用いた磁気ノイズ消去法による肺磁界の逆方向問題

Analysis of the Inverse Problem in Magnetopneumography by
Magnetic Noise Elimination Using Spatial Filter

鄭 以勤 斎藤 正男 内川 義則* 小谷 誠**

東京電機大学超電導応用研究所 *東京電機大学理工学部 **東京電機大学工学部

Y. Zhen, M. Sato, Y. Uchikawa*, and M. Kotani**

Applied Superconductivity Research Laboratory, Tokyo Denki University

*Faculty of Science and Engineering, Tokyo Denki University

**Faculty of Engineering, Tokyo Denki University

(1999年10月28日受理, 2000年1月25日採録)

Measurement of the magnetic fields of the lung, called magnetopneumography, provides a good tool for those engaged in lung research. The distribution of accumulated particles in the lung, however, is not accurately reflected by a measurement value for magnetic flux density alone. Actually, it is necessary to determine the distribution of particles in the lung quantitatively to be able to apply results for clinical use. To estimate the distribution and amount of magnetic dipoles, we used a spatial filter to reduce noise in the measurement values. An analytical result by the least squares method is provided that uses a method for removing the noise included in the measurement values with a spatial filter. This analysis method is called magnetic noise elimination.

Key words: magnetopneumography, inverse problem, magnetic noise elimination method, spatial filter

1. はじめに

肺磁界は肺内に蓄積している粉塵を体外からの直流外部磁界によって磁化させ、その粉塵から発生する磁界(磁束密度)を計測し、肺内に蓄積している粉塵の量や分布を知る方法で肺の疾患や肺機能の診断に利用するものである^{1)~3)}。この磁束密度の計測値から磁気ダイポールの分布を求めることを一般に肺磁界計測における逆方向問題と呼ぶ⁴⁾。この逆方向問題の解析は大変困難である。ここでは、磁化された粉塵を磁気ダイポールと見なして、粉塵分布の代わりに、この磁気ダイポール分布を計測磁界から求める。肺磁界の逆方向問題を解く方法としていくつかの方法⁵⁾があるが、ここでは、空間フィルターを用いた磁気ノイズ消去法を考慮した測定法について述べる。磁気ダイポールによって作られる磁束密度の分布は滑らかな曲線をしている。ところが、この磁束密度の分布にノイズが入ると、滑らかさが乱される。このノイズを取り除くために、急激な変化を取り除く空間フィルターを提案した。このフィルターは標準化定理の考え方を導入したものである^{6)~7)}。この解析方法を磁気ノイズ消去法と呼ぶことにする。そこで、測定磁束密度に含まれるノイズは空間フィルターを用いて取り除く方法について述べ、次にノイズが除去された測定磁束密度を用いて最小二乗法により肺内の粉塵の量(磁気モーメ

ント)を求める解析結果について述べる。

2. 磁気ダイポールが作る磁束密度分布と空間周波数

Fig. 1に示すように、原点に設置された1つの磁気ダイポールが作る磁束密度の z 方向成分(実際には、胸壁面に垂直成分 B_z)の分布曲線は次式で与えられる。このとき、 x は設置した磁気ダイポールを中心に $\pm 20\text{cm}$ の範囲で移動させた場合の例である。

$$B_z = \frac{D_j}{4\pi} \cdot \frac{2z^2 - x^2}{(z^2 + x^2)^{5/2}} \quad (1)$$

式(1)で与えられる B_z はFig. 1のような滑らかな曲線を描く。ここで、 D は磁気ダイポール、 z は D と測定点までの距離を示し、 $z=10\text{cm}$ とした。この磁束密度 B_z の空間周波数成分をFFTにより求めた結果をFig. 2に示す。

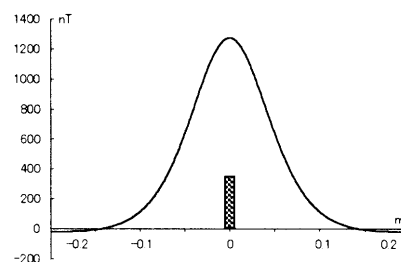


Fig. 1 Magnetic density B_z produced by one magnetic dipole.

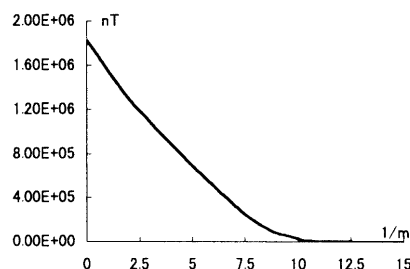


Fig. 2 Spatial frequency components of B_z in magnetic fields shown in Fig. 1.

Fig.2により最高空間周波数 $f_m=10(1/m)$ まで考慮すれば良いことが分かる. この f_m は後述するが, 理想低域通過フィルターの遮断周波数に相当するものである. 磁気ダイポールと測定点の距離 z が変化すれば, 最高空間周波数も変化する. このとき, 標本化定理によると, Fig.1で示される B_z の磁界分布の形状を再現するためには, 測定間隔として $1/2f_g$ の点で測定すればよいことが示される. そこで, この考え方を基本として, もし, B_z に f_m 高い空間周波数成分のノイズが含まれた肺磁界計測データの場合, 例えば $f_m=10(1/m)$ の低域通過フィルターを通すことによりノイズが除去できることになる. 以下にこの低域空間フィルターの使用例について述べる.

3. 低域空間フィルターによる磁束密度分布の補間

今, Fig.3(1)に示すように, 測定点 x で, 測定されたインパルス磁界 $B_z(x)$ を $\delta(x)$ とすると, この $\delta(x)$ はFig.3(2)に示すように全ての周波数成分から構成されている. このインパルスをFig.3(3)に示すような遮断周波数 F_w までは一様に通過する理想低域フィルターを通すと, Fig.4に示すような出力波形 (例として, Fig.1における $F_w=10$ を用いた) となり, この波形 $B_z(x)$ は次式に示すような標本化関数で与えられる.

$$B(x) = 2F_w \frac{\sin 2\pi F_w x}{2\pi F_w x} \quad (2)$$

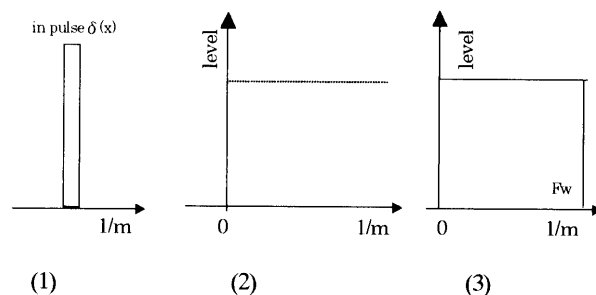


Fig. 3 All spatial frequencies in pulse and cutoff frequency (F_w).

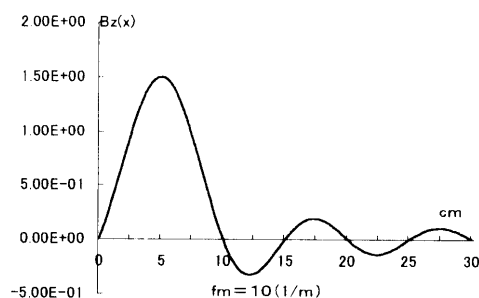


Fig. 4 Approximation curve for magnetic flux density after passing ideal low-pass filter with $F_w=10(1/m)$ shown in Fig. 5.

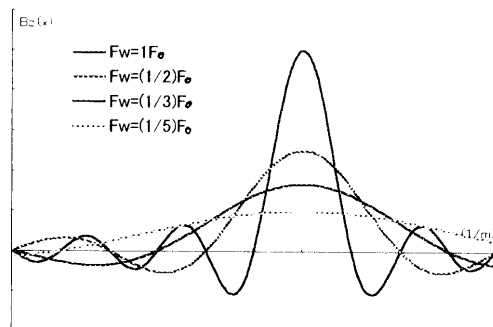


Fig. 5 Curves passing a low-pass filter using a different cutoff frequency (F_w).

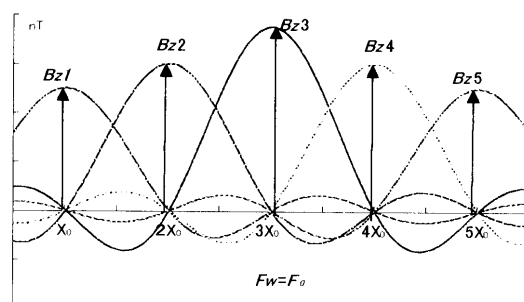


Fig. 6 Sampling responses of magnetic flux density as calculated at each measurement position

ここに F_w は低域フィルターの遮断周波数である. Fig.5に示すようにFig.4の B_z の出力は F_w の値によって大きく変化することが分かる.

次に Fig.6に示すように, x 軸上で測定間隔を等間隔 x_0 として肺磁界を測定した場合を考える. Fig.6の↑印は各測定点での磁束密度 B_{zi} を示す. そこで, B_{zi} の値が x 軸上の x_0 点, $2x_0$ 点, $\dots nx_0$ 点で $B_{z1}, B_{z2}, \dots B_{zn}$ であるとすると, 標本化定理により, x 軸で得られる測定磁界 B_z の分布は各測定点でのサンプル応答の合成として次式で与えられる.

$$B_z(x) = B_{z1}(x) + B_{z2}(x) + \dots + B_{zn}(x) \quad (3)$$

ここで,

$$\begin{aligned} B_{z1}(x) &= B_{z1} F_w \cdot \frac{\sin 2\pi F_w (x - x_0)}{2\pi F_w (x - x_0)} \\ B_{z2}(x) &= B_{z2} F_w \cdot \frac{\sin 2\pi F_w (x - 2x_0)}{2\pi F_w (x - 2x_0)} \\ &\dots \dots \dots \\ B_{zn}(x) &= B_{zn} F_w \cdot \frac{\sin 2\pi F_w (x - nx_0)}{2\pi F_w (x - nx_0)} \end{aligned} \quad (4)$$

Fig.6は $F_w = F_0$ にした例で, 式 (4)より求めた各点でのサンプル応答である. ここで, F_0 は式 (3) 磁束密度分布 B_z に含まれている最高空間周波数であり, 磁束密度 B_z の値が, 各測定点での測定値 B_{zi} と一致するような F_w の値である. すなわち, 本方法は, 式 (4)に示すように各測定点の $B_{z1}, B_{z2}, \dots B_{zn}$ の値を

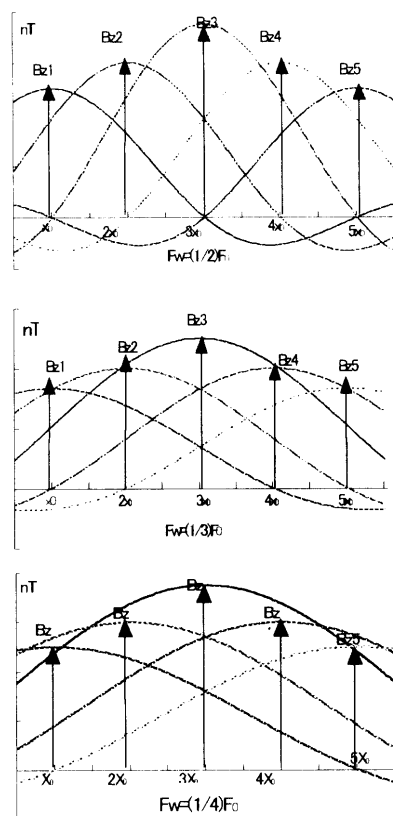


Fig. 7 Sampling responses of magnetic flux density in changing cutoff frequency (F_w) of the spatial low-pass filter.

用いて、各点のサンプル応答の合成より x 軸上で測定より得られる $B_z(x)$ の分布を近似するのに有効な方法である。

次に測定された $B_{z1}, B_{z2}, \dots, B_{zn}$ にノイズが含まれている場合は、低域フィルターの遮断周波数の F_w をノイズがない場合の F_0 よりも小さくしなければならない。ここで、同じ $B_{z1}, B_{z2}, \dots, B_{zn}$ について、 $F_w = (1/2) F_0$ にした場合の例を Fig. 7 の (a) に示す。

近似された B_z は Fig. 7(a) に示すようになり滑らかになる。さらに、 F_w の値を $(1/3) F_0$, $(1/4) F_0 \dots$ のように小さくすることによって B_z の近似曲線は図 7(b), (c) に示すようにさらに滑らかになる。しかしながら、あまりに F_w を小さくすると、 B_z の近似曲線が滑らかになり過ぎることが分かる。

4. 肺磁界計測のコンピュータシミュレーション

肺磁界計測法は、肺内に蓄積した粉塵の磁気特性を利用したものである。実際には、体外から約 50mT の直流磁界を約 10 秒間印加し、粉塵を磁化する。これにより、肺内の磁化粉塵磁気モーメントを一定方向 (Z 方向) に揃えることができる。そこで、外部磁界の除去後に、胸壁面上の磁界を測定し、この磁界データを基に肺内の蓄積粉塵量や分布を推定することになる。

肺磁界計測の逆問題のシミュレーションとして、Fig. 8 に示すように、4 個の磁気ダイポール $D_1 \sim D_4$ から発生する磁界の測定値 ($B_1 \sim B_{36}$) より、4 個のダイポールの磁気モーメントを求める逆問題を考える。各磁気ダイポール間隔は 4cm、測定点は x 方向の測定間隔を 2cm、設定磁気ダイポールより Z 軸方向 10cm 離れた

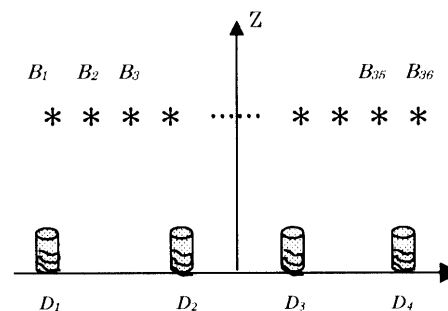


Fig. 8 $D_1, \dots, D_4$ are located at the original point. $B_1, \dots, B_{36}$ are magnetic flux density produced by magnetic dipoles $D_1, \dots, D_4$ 36 点 ($B_1 \sim B_{36}$) とした。

Table 1 Establishment and estimation of values of the dipoles (unit: $10^{-9} \text{wb} \cdot \text{m}$)

Dipole number	Establish of dipoles moment	Estimation of dipoles moment			
		$F_w = F_0$	$F_w = 1/5 F_0$	$F_w = 1/8 F_0$	$F_w = 1/12 F_0$
1	0.51	0.281	0.288	0.312	0.565
2	1.02	1.025	1.045	1.033	0.841
3	1.02	0.947	0.924	0.925	0.838
4	0.51	0.416	0.425	0.459	0.712

表 1 に設定した磁気ダイポールモーメント (真値) およびシミュレーション結果を示す。また磁気ノイズとしてランダムノイズを理論値に加え、これを測定値とした。以下にシミュレーションの方法を示す。測定磁束密度分布 Fig. 8 に示した 4 個の磁気ダイポールの位置とモーメント ($\hat{D}_i$) を求める。その手順を以下に示す。

- ① 磁気ダイポールの強さ、位置を設定する真値の設定。
- ② 設定した磁気ダイポールから生じる磁束密度を計算する (理論値の計算)。
- ③ FFT によって適当な遮断周波数 F_w を決定する (磁束密度分布の空間周波数の検討)。
- ④ 磁気ノイズとして②で求めた磁束密度の最大値の約 5% ~ 10% に値する標準偏差をもつ一様ガウス乱数により付加する (測定値の設定)。
- ⑤ ガウス乱数により付加した磁束密度 B_{zi} を測定磁束密度として、磁気消去法で適当な遮断周波数 F_w と測定磁束密度の最大周波数 F_0 の比を決定し、これをパラメータとした遮断周波数 F_w をもつ低域空間フィルターに B_{zi} を通過させ、このデータを用いて磁気ダイポール $\hat{D}_i$ の強さを推定し、評価式 (5) ~ (7) に基づいて求めた $\hat{D}_i$ を最適な推定結果とする。すなわち肺内蓄積粉塵量を算出する。
- ⑥ 推定した磁気ダイポール $\hat{D}_i$ から生じる磁束密度 $\hat{B}_{zi}$ を計算する。

5. 磁気ノイズ消去法を用いた逆方向問題の評価

逆問題評価式は次の式で与えられる。

- (1) 平均自乗誤差 (Root Mean Square Error)

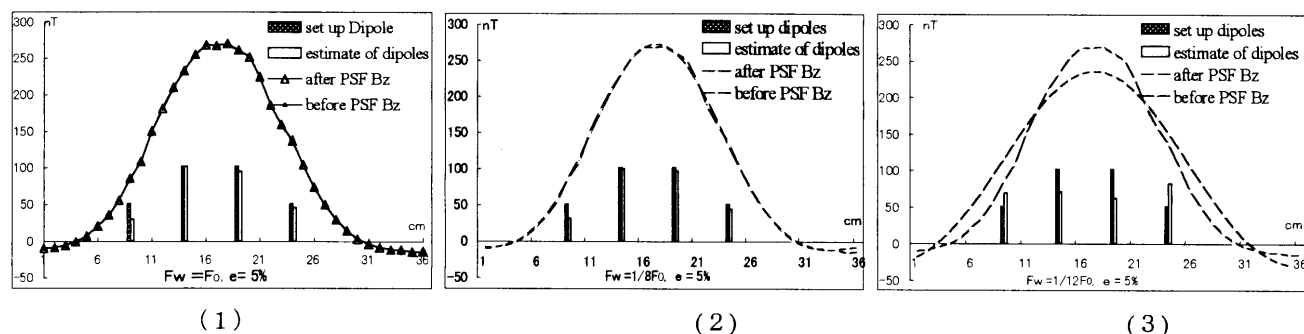


Fig. 9 Estimate of magnetic dipoles value and distribution used by the low-pass spatial filter with $F_w = F_0$, $F_w = F_0/8$, and $F_w = F_0/12$.

Table 2 Evaluate result of magnetic noise elimination

	Root Mean Square Error (nT)	Goodness of fit of Mag. fields (%)	Correlation of dipole (%)
$F_w = F_0$	256.20	98.12	65.67
$F_w = F_0/5$	178.12	99.23	75.64
$F_w = F_0/8$	163.91	99.87	78.98
$F_w = F_0/12$	221.32	98.52	64.11

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (B_{zi} - \hat{B}_{zi})^2} \quad (5)$$

(2) 一致度 (goodness of fit)

$$goodness \ of \ fit = \left[1 - \frac{\sum_{i=1}^N (B_{zi} - \hat{B}_{zi})^2}{\sum_{i=1}^N B_{zi}^2} \right] \times 100\% \quad (6)$$

(3) 磁気ダイポールの相関

$$Correlation = \frac{\frac{1}{M} \sum_{j=1}^M (\hat{D}_j - \hat{D}_{ave})(D_j - D_{ave})}{\sqrt{\frac{1}{M} \sum_{j=1}^M (\hat{D}_j - \hat{D}_{ave})^2} \sqrt{\frac{1}{M} \sum_{j=1}^M (D_j - D_{ave})^2}} \times 100\% \quad (7)$$

ここで、 D_j と $\hat{D}_j$ は、それぞれ j 番目の設定磁気ダイポールと推定磁気ダイポールであり、 B_{zi} と $\hat{B}_{zi}$ は、それぞれ測定磁束密度と推定磁気ダイポールによって生じる磁束密度である。また D_{ave} と $\hat{D}_{ave}$ はそれぞれ D_j ($j=1, \dots, M$), $\hat{D}_j$ ($j=1, \dots, M$) の平均値である。Fig. 9に5%の磁気ノイズ (誤差) が混入した測定磁界データに対し、遮断周波数 $F_w = F_0 \sim F_0/12$ を有する低域通過フィルターを通じて推定を行った結果例示。磁気ダイポールの推定値が設定値とよく合っていることが分かる (表1)。また、 $F_w = F_0/8$ を通じた後のこれらの評価結果を表2に示した。

その結果、以前筆者らが報告したスムージング法⁹⁾、仮想分布⁹⁾等の解析方法¹⁰⁾とほぼ同程度精度が得られた。空間フィルターを用いた本方法も肺磁界の逆問題解析に有用な方法と思われる。

6. まとめ

本論文では、肺内に蓄積した磁性粉塵から発生する肺磁界を測定する際に、計測された磁束密度 B_z に含まれるノイズを取り除くために低域空間フィルターを用いた磁気ノイズ除去法を提案し、肺磁界計測モデルに対して、肺内に蓄積している粉塵の量 (磁気モーメント) を最小二乗法により推定した。この結果、誤差 (ノイズ) を含む測定磁界に対して、低域空間フィルターの遮断周波数を適切に選択することにより、従来の解析結果と同程度の精度が得られるが示された。本提案の空間フィルターは標準化定理を利用したサンプル応答の合成の考え方に基づくものであるが、今回示したように磁気ノイズを含む測定磁界分布データの処理に有用なものである。今後は、実際の肺磁界測定データに適用し、本方法の有効性をさらに検討したいと考えている。この方法は2次元にも適用できるが、2次元のコンピュータシミュレーションには今後の課題となる。

文 献

- 1) D. Cohen: Science, **180**, 745-748 (1973)
- 2) D. Cohen, S. Arai, J. D. Brain: Science, **204**, 514-517 (1979)
- 3) 小谷 誠, 内川義則他: 電子通信学会資料, MBE 80-90, 1981
- 4) M. Kotani, I. Nemoto: 4th International Workshop on Biomagnetism, Rome, Italy (1982)
- 5) 鄭以勤, 崔桂瑤, 末田淑子, 内川義則, 小谷 誠: 日本生体磁気学会誌特別号 8, 158-159 (1995)
- 6) 稲葉龍夫, 横川泉二著: コロナ社, 電気通信工学要論 I, 15-18 (1987)
- 7) 中野道夫著: オーム社, パルス回路入門, 126-135 (1958)
- 8) 鄭以勤: 日本生体磁気学会論文誌, **10**, 41-49 (1998)
- 9) 鄭以勤, 小谷 誠: 応用磁気学会論文誌, 論文特集号 **22**, 757-760 (1998)
- 10) 鄭以勤, 小谷 誠: 電気学会論文誌 Trans.IEE of Japan, **118-C**, 969-974 (1998)