

## カプセル内視鏡の磁気誘導に向けた磁気誘導用磁石の設計

## Design of the Magnetic Guide Magnet for Magnetic Guide of a Capsule Endoscope

田代 晋久\*<sup>1</sup>(正員), 朽名 周平\*<sup>1</sup>(学生員), 脇若 弘之\*<sup>1</sup>(正員), 大宮 直木\*<sup>2</sup>Kunihisa TASHIRO (Mem.), Shuhei KUTSUNA (Stu. Mem.),  
Hiroyuki WAKIWAKA (Mem.), Naoki OHMIYA

Movement of a capsule endoscope in body depends only on the peristalsis and gravity. Therefore, there is a problem such as prolongation of the examination time. In addition, observation of the site aimed at is not easy. It is required to control the movement of the capsule endoscope to reduce the oversight of a lesion. Towards the resolution of the problems, this research proposes a magnetic guide method using a magnetic guide magnet. It is guided the capsule endoscope by the magnetic force generated from the magnetic guide magnet. Assuming the distance between the surface of the body and digestive organ, the goal of guide distance is 100 mm. Estimates of necessary magnetic field for the guide of the capsule is 17 mT. This paper reports the design of the magnetic guide magnet which generate more than magnetic field of 17 mT to a distance of 100 mm.

*Keywords:* Capsule endoscope, magnetic force, magnetic guide magnet

(2016年11月24日受付, 2017年4月8日再受付)

## 1 緒言

現在の医療現場における内視鏡の利用は多岐にわたり、診察する臓器や使用目的に応じて様々な種類の内視鏡が存在する。例えば、上部消化管内視鏡検査は“胃カメラ”の名称で馴染みが深い。一方で、口や鼻、肛門よりチューブ式内視鏡を挿入して行う内視鏡検査に対し、不安感や恐怖心を持つ人も少なくない。また、体の奥にある小腸の観察が困難であることや、検査中管が患者の喉を圧迫する苦痛を伴うなどの問題も残っている[1]。

それに対し、2000年にはカプセル内視鏡が登場し、小腸内視鏡検査において広く用いられるようになった。現在では、小腸のみならず大腸用、食道用のカプセル内視鏡も開発され、口から飲み込むだけで行える低侵襲な内視鏡検査として利用される。その一方で、消化管内でのカプセルの動きは蠕動運動（消化管などの伸縮運動）と重力のみに依存した受動的な移動となり、いくつかの欠点が存在する。例えば、検査時間が長くなることや、狙った部位の観察が行えないことなどが

挙げられる。病変の見落としを減らすためにもその動きを意図的にコントロールすることが求められる[2-4]。

そこで著者らは、永久磁石を用いたカプセル内視鏡の磁気誘導法を提唱する。先行研究においても、Swain氏[5]や太田氏[4]などにより永久磁石を用いたカプセル内視鏡の磁気誘導法が報告される。しかし永久磁石を用いた際、距離が離れるにつれて磁界強度が大きく減少すること、永久磁石から発生する磁界強度の調節が容易でないことなどが実用に向けた課題となる。これに対し、磁石配列を工夫することで意図した磁界の発生が可能であると考えた。例えば、ハルバツハ配列は磁石配列の片側に磁束を集中させる並べ方であり、N-S配列よりも強い磁界が得られる[6]。

前報では、ハルバツハ配列を応用することで、カプセルの誘導を行う磁気誘導用磁石を試作した。その結果、100 mm離れた地点において1.3 mTの磁界を得ることができた[7]。ここで、100 mmという距離は体表面から消化管までの距離を仮定している。

本論文では、前報にて試作した磁気誘導用磁石を用いることで、カプセル誘導に必要な磁界強度の推定を行った。その結果、カプセル誘導には17 mT以上の磁界強度が必要であると推定された。これより、10 cm離れた距離において17 mT以上の磁界が得られるような磁気誘導用磁石の再設計を行ったので報告する。

連絡先：田代 晋久, 〒380-8533 長野県長野市若里 4-17-1,  
信州大学電子情報システム工学科,  
e-mail: tashiro@shinshu-u.ac.jp

\*<sup>1</sup>信州大学 \*<sup>2</sup>藤田保健衛生大学

## 2 カプセル内視鏡の磁気誘導法

### 2.1 カプセル内視鏡と磁気誘導の概要

カプセル内視鏡の一例として、大腸カプセル内視鏡 PillCam® COLON 2 (以降、PC2 と称す) の仕様を Fig. 1 および Table 1 に示す[8]。カプセル内視鏡は嚥下可能なように小型に設計され、PC2 のサイズは 31.5×11.6 mm となる。内蔵される酸化銀ボタン電池 2 個により動作し、標準動作時間は 10 時間以上となる。この時間内に目的とする部位の撮影を行い、その後体外への自然排出がなされる。しかし、消化管内でのカプセルの動きは受動的なものであり、病変の見落としが危惧される。実際に PC2 において全大腸観察が行えない事例は、約 2 割程度であると報告される[9]。

著者らはボタン電池の外装はステンレスで構成されている点に注目した。例えばステンレス生産量の 60% を超えるオーステナイト系の SUS304 は、加工・変形による歪誘起マルテンサイト変態のため磁性を有する。著者らはこの現象を利用し、インダクション磁気センサを用いた微小金属片検出法を提案した実績がある[10]。本報告でもこの現象を利用し、カプセルに磁石を装荷せず、外部磁石により磁性を有するボタン電池に磁力を発生させる磁気誘導法を提案する。

Fig. 2 カプセル内視鏡の磁気誘導法を示す。体外に位置する磁気誘導用磁石により、体内に存在するカプセル内視鏡へと磁界を印加する。そのときカプセル内視鏡内のボタン電池と磁気誘導用磁石との相互作用により、カプセル内視鏡は磁気誘導用磁石に引き寄せられる。したがって、磁気誘導用磁石の移動によりカプセル内視鏡の誘導が可能であると考えられる。

### 2.2 磁気誘導用磁石の構成

前報にて製作した磁気誘導用磁石の構成を Fig. 3 および Table 2 に示す[7]。磁気誘導用磁石は、大きく分けて径方向着磁磁石と対向配置磁石により構成される。Fig. 3 において、径方向着磁磁石は中央の円筒磁石、対向配置磁石は両端の 2 個の円筒磁石を指す。径方向に着磁された径方向着磁磁石を一回転させると、径方向に NS の磁界変動を発生できる。N 極同士を対向させた対向配置磁石により、この磁界変動に大きな N 極の磁気バイアスを加えることができる[11]。本研究ではこの径方向の磁界変動を磁気誘導に利用する。

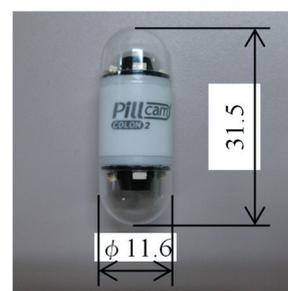


Fig. 1 PillCam® COLON 2 (unit : mm).

Table 1 Specifications of PillCam® COLON 2.

Item	Contents
External dimensions	31.5 × 11.6 mm ± 10 %
Weight	2.9 g ± 10 %
Standard operating time	≥ 10 h
Rated voltage	DC 2.7 – 3.1 V
Type of battery	Silver oxide button battery (2pieces)
Transmit frequency	434.1 MHz

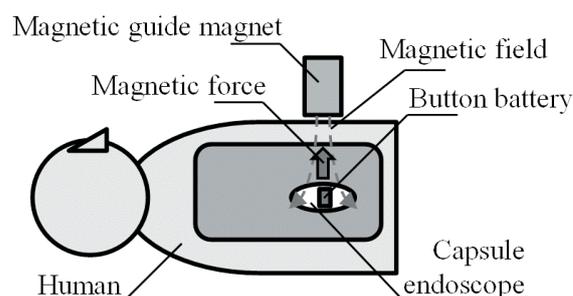


Fig. 2 Magnetic guide method overview of a capsule endoscope.

Table 2. Specifications of magnets.

Item	Contents	
Kind of magnet	Neodymium magnet	
Direction of magnetization	Axial direction	Radial direction
Outer diameter, $d_o$ [mm]	25	
Inner diameter, $d_i$ [mm]	6	
Height [mm]	$h_1 = 10$	$h_2 = 20$
Surface magnetic flux density, $B_m$ [mT]	460	645
Remanence, $B_r$ [T]	1.25 ~ 1.32	
Coercive force, $H_c$ [kA/m]	≥ 955.0	
Maximum energy product, $(BH)_{max}$ [kJ/m <sup>3</sup> ]	302.0 - 334.0	

### 3 カプセル誘導に必要な磁界強度の推定

#### 3.1 実験方法

Fig. 4 に磁力測定の実験風景を示す。磁気誘導用磁石は Fig. 3 のように  $z=0$  において上部が N 極となるよう固定した。  $z=0$  における N 極からの距離を  $r-d_0/2$  として定義した。ここで、  $r$  は磁石中心軸からの距離、  $d_0/2$  は磁石半径を示す。 Fig. 5 に PC2 を模擬した模擬カプセルを示す。 PLA 樹脂製の容器に酸化銀ボタン電池 ( $\phi 9.5 \times 2.7$  mm) を内蔵した。

磁気誘導用磁石と模擬カプセル間に PLA 樹脂製のプレートを配置し、距離  $r-d_0/2$  を  $0 \sim 40$  mm の間で変化させた。 PLA 樹脂製プレートを挟んで磁気誘導用磁石と模擬カプセルが吸着したのを確認したのち、模擬カプセルに引張力を加えた。模擬カプセルが PLA 樹脂製プレートから離れる引張力をカプセル内視鏡に働く吸引力  $F$  [N] として測定した。デジタルフォースゲージ (IMADA 製, ZTS-5N) に磁界が加わることで誤動作が起きないように、 Fig. 4 のようにビニールひもを用いて模擬カプセルとの間に一定距離を設けた。

次に、カプセルに印加された磁束密度を調査した。テスラメータ (KANETEC 製, TM-701) を用いて、N 極からの距離  $r-d_0/2$  に対する径方向磁束密度  $B_r$  [T] の測定を行った。

#### 3.2 実験結果

Fig. 6 に距離  $r-d_0/2$  に対する吸引力と径方向磁束密度の比較を示す。誘導用磁石と模擬カプセルの間に距離がない状態  $r-d_0/2 = 0$  mm のとき、  $F = 2.7$  N となった。その後、距離を離していくに従い  $F$  は減少し、  $r-d_0/2 = 30$  mm では  $F = 23$  mN となった。それ以上距離を離れた地点では、磁力が小さく測定できなかったが、両者の間に吸引力が働いていることは  $r-d_0/2 \leq 40$  mm の範囲で体感できた。径方向磁束密度  $B_r$  に関しても、距離が離れることで減少することが確認された。  $B_r$  は  $r-d_0/2 = 0$  mm のとき最大となり、  $B_r = 782$  mT であった。また、  $r-d_0/2 = 40$  mm において  $B_r = 17$  mT となったことより、  $B_r \geq 17$  mT となる磁界領域においてカプセル内視鏡の磁気誘導が可能と考えられる。

以上の結果より、 Fig. 3 に示す磁気誘導用磁石の設計では、  $B_r \geq 17$  mT となる  $r-d_0/2 \leq 40$  mm の範囲でのみカプセル内視鏡の移動が可能であると結論付けた。

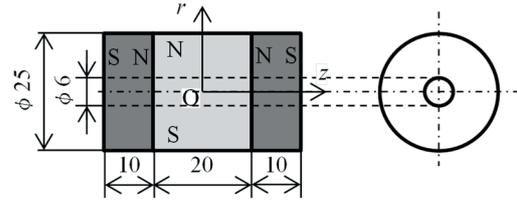


Fig. 3 Constitution of the magnetic guide magnet (unit : mm).

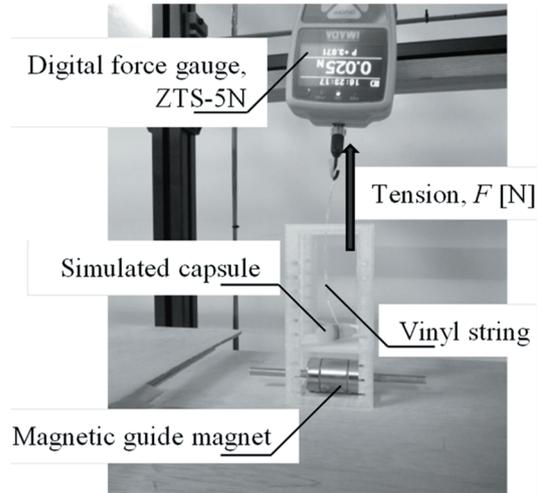


Fig. 4 Measurement of the magnetic force.

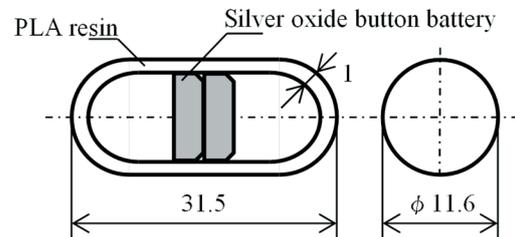


Fig. 5. Simulated capsule (unit : mm).

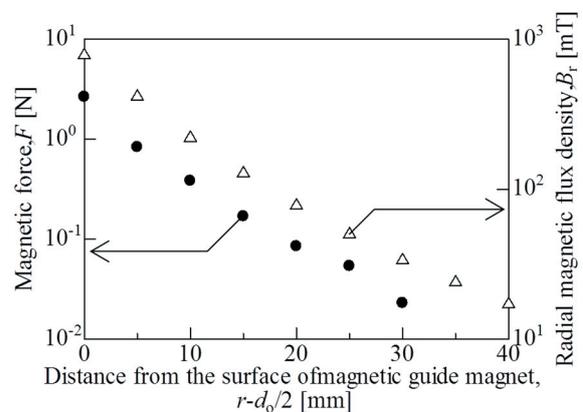


Fig. 6. Magnetic force and radial magnetic flux density vs. distance from the surface of magnetic guide magnet.

#### 4 磁気誘導用磁石の設計

3 章の結果より，磁気誘導用磁石を用いたカプセル内視鏡の磁気誘導には 17 mT より大きな径方向磁束密度  $B_r$  が必要であると結論付けた。本章では 100 mm 離れた位置で  $B_r \geq 17$  mT の変動磁界が可能な磁気誘導磁石サイズを検討した。なお，磁石の直径は持ち運びできる大きさとするため  $d_o = 50$  mm と決定した。磁気誘導用磁石を設計するため，100 mm 離れた位置における磁石回転による径方向の磁界変動の目標を決定した。Fig. 7 にその磁界変動を示す。ここで，角度  $\theta$  は中心軸 (z 軸) を回転軸としたときの角度を表し，磁気誘導磁石の径方向磁界が最大となる点を  $\theta = 0$  deg とした。設計のポイントは下記 2 点である。

- (1) 100 mm 離れた位置で最大 17 mT 以上の  $B_r$  が得られること。Fig. 8 に径方向着磁磁石の解析モデルを示す。これを満足するため，100 mm の位置において磁石回転による径方向磁界の最大値と最小値の差が 17 mT<sub>p-p</sub> となる径方向着磁磁石単体の長さ  $h_2$  を調査し，候補を決定する。
- (2) 角度  $\theta$  [deg] の変化により径方向磁界が強くなる点，ゼロとなる点を設け，角度による磁界の調整が可能であること。Fig. 9 に径方向着磁磁石の解析モデルを示す。これは磁気バイアスを加える対向配置磁石の長さ  $h_1$  と磁石間隔 (径方向着磁磁石の長さ)  $h_2$  で決定する。

磁気バイアスを加える上記を決定するため，有限要素法解析ソフト JMAG-Designer Ver 13.1 を用いた静磁界解析を行った。Table 3 に解析に用いた磁石の諸元を示す。

##### 4.1 径方向着磁磁石の設計

Fig. 8 の解析モデルにおいて， $h_2$  を変化させた時の 100 mm 離れた位置における磁石回転による径方向の磁界変動を調査した。Fig. 10 に  $h_2 = 10, 20, 50, 60$  mm の解析結果を示す。この範囲内では  $B_r$  の最大値は  $h_2$  の増加にともない一次関数的に増加した。最小二乗法により近似直線を引くことで見積もった結果， $h_2 = 47$  mm ほどで  $B_r = 17$  mT<sub>p-p</sub> となることが分かった。また， $h_2 = 50$  mm では  $B_r = 18$  mT<sub>p-p</sub>， $h_2 = 60$  mm では  $B_r = 22$  mT<sub>p-p</sub> となった。

一方，対向配置磁石による磁気バイアス磁界は磁

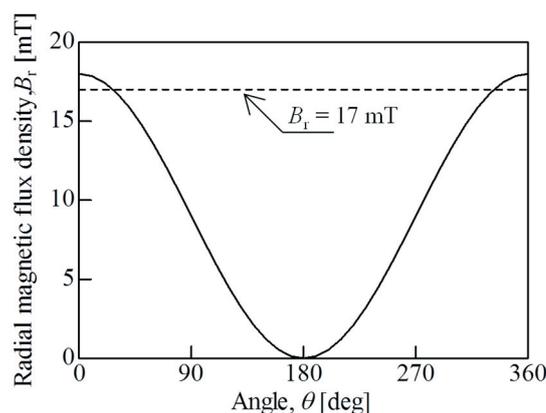


Fig. 7 Radial magnetic flux density of the aim in the 100 mm point.

Table 3 Settings of magnets in analysis.

Item	Contents	
	Axial direction	Radial direction
Magnetization direction		
Relative permeability, $\mu_r$	1.05	
Coercive force, $H_c$ [kA/m]	955	935

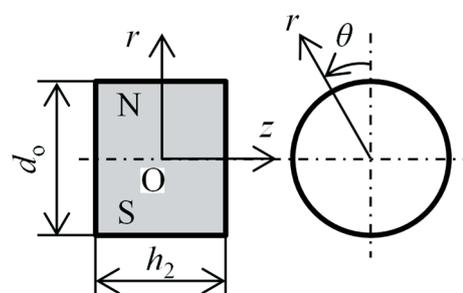


Fig. 8 Analysis model of the radial magnetized magnet.

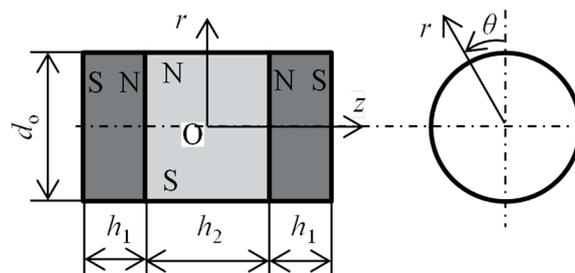


Fig. 9 Analysis model of the radial magnetic guide magnet.

石間隔つまり  $h_2$  が大きいほど減少してしまう。そのため、 $h_2 = 50 \text{ mm}$ ,  $60 \text{ mm}$  の2つを径方向着磁磁石単体の長さの候補として決定した。

#### 4.2 対向配置磁石の設計

Fig. 9 の解析モデルにおいて、 $h_2 = 50 \text{ mm}$  としたものを Model 1,  $60 \text{ mm}$  としたものを Model 2 とした。それぞれ  $h_1$  の高さを変化させ、 $100 \text{ mm}$  離れた位置における磁石回転による径方向の磁界変動を調査した。その結果、Model 1 では  $h_1 = 60 \text{ mm}$ , Model 2 では  $h_1 = 70 \text{ mm}$  と設定することで、Fig. 7 に示した目標を満足する磁界変動が得られた。

Fig. 11 に  $100 \text{ mm}$  離れた位置における磁石回転による径方向の磁界変動の解析結果を示す。比較のため、Fig. 3 で示した磁気誘導磁石の解析結果を Model 3 として示す。Model 1 では  $B_r$  の最大値は  $20.2 \text{ mT}$ , 最小値は  $0.24 \text{ mT}$  となった。Model 2 では  $B_r$  の最大値は  $23.2 \text{ mT}$ , 最小値は  $0.16 \text{ mT}$  となった。Model 3 では  $B_r$  の最大値は  $1.3 \text{ mT}$ , 最小値は  $-0.9 \text{ mT}$  であった。

Fig. 12 に磁気誘導用磁石表面からの距離に対する径方向磁束密度の最大値を示す。前報のモデル (Model 3) は  $40 \text{ mm}$  以上では  $B_r = 17 \text{ mT}$  以下となった。一方、Model 1, Model 2 では  $100 \text{ mm}$  程度まで  $B_r = 17 \text{ mT}$  以上の径方向磁束密度が得られた。以上の結果からも Model 1, Model 2 は  $100 \text{ mm}$  地点に位置するカプセル誘導が可能であると考えた。

ネオジム磁石の比重を  $7.0 \text{ g/cm}^3$  とし、Model 1, Model 2 の重量を計算すると、 $2.3 \text{ kg}$  と  $2.7 \text{ kg}$  となった。これより、磁気誘導用磁石として手で持ち、移動させることも可能だと考える。

### 5 結言

本報告では、 $100 \text{ mm}$  離れた距離のカプセル内視鏡の誘導を目標とし、磁気誘導用磁石の設計を行った。以下に得られた結果を示す。

- (1) 磁気誘導用磁石 ( $\phi 25 \times 40 \text{ mm}$ ) と模擬カプセルの間に働く磁力を測定した。カプセル内視鏡の誘導には  $17 \text{ mT}$  以上の径方向磁束密度が必要であると結論付けた。
- (2)  $100 \text{ mm}$  離れた地点において、 $17 \text{ mT}_{p-p}$  以上の径方向磁束密度が得られる径方向着磁磁石の形状を検討した。その結果、外径  $50 \text{ mm}$  の径方向着磁磁

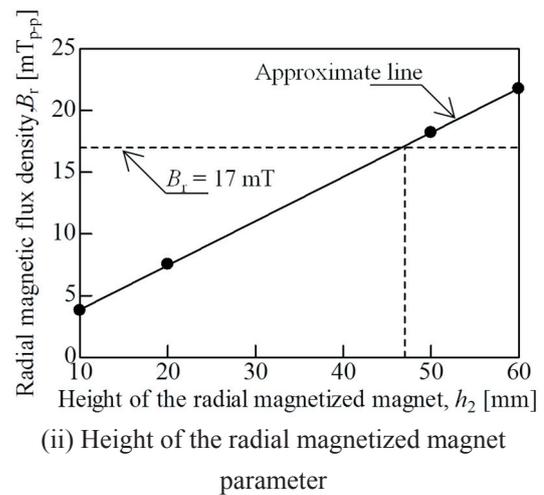
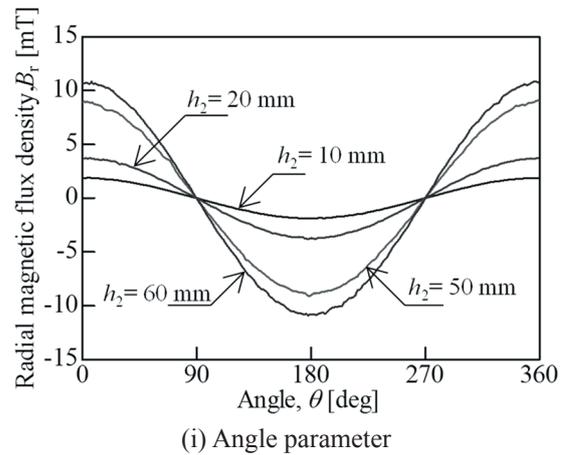


Fig. 10 Radial magnetic flux density of the radial magnetized magnet ( $r - d_o/2 = 0, z = 0 \text{ mm}$ ).

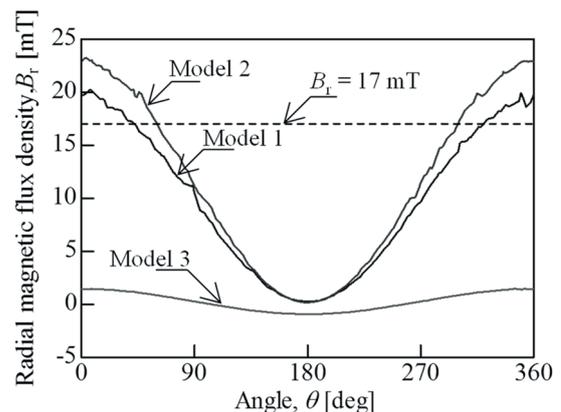


Fig. 11 Angle characteristics of the magnetic guide magnet ( $r - d_o/2 = 100, z = 0 \text{ mm}$ ).

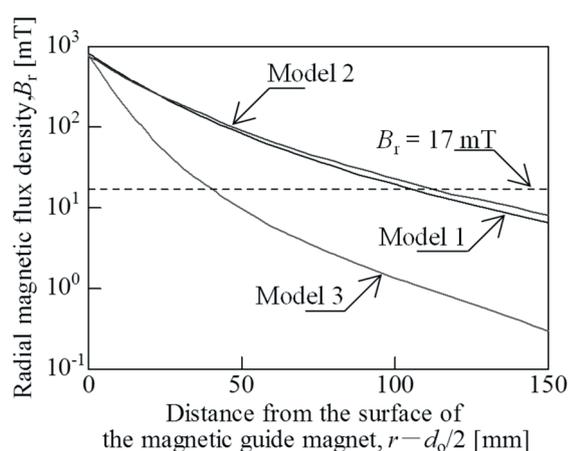


Fig. 12 Distance characteristics of the magnetic guide magnet ( $z = 0$  mm,  $\theta = 0$  deg).

石では 47 mm 以上の高さが必要であると分かった。

- (3) 100 mm 離れた地点において、角度に対する径方向磁束密度の最大値が 17 mT 以上、最小値が約 0 mT となるように誘導用磁石の設計を行った。誘導用磁石の外径を 50 mm とし、高さ 170 mm, 200 mm の 2 つのモデルを提案した。
- (4) 再設計した 2 つのモデルに関し、100 mm 地点でのカプセル誘導が可能である結論付けた。それぞれ 2.3 kg と 2.7 kg 程度の重量となることが見積もられた。

今後の展望として、本論文にて設計した磁気誘導用磁石の実装を行っていく。また、人体への影響も考慮した上で磁気誘導法の確立を目指すものとする。

## 謝辞

この研究の一部は公益財団法人 磁気健康財団科学研究振興財団の平成 27 年度研究助成金（助成番号 27211）の補助を受けて行われた。ここに感謝の意を表す。

## 参考文献

- [1] 伊藤高廣, 村上直, 消化管内走行カプセル, IT ヘルスケア学会誌, Vol. 10, No. 1, pp. 33-38, 2015.
- [2] 細江直樹, 日比紀文, 金山はるか, ほか, カプセル内視鏡の展望 自走式カプセル内視鏡, 胃と腸, Vol. 48, No. 4, pp. 425-430, 2013.
- [3] 能田貞治, 森田英次郎, 進藤康則, ほか, 磁界を用いた自走式カプセル内視鏡によるヒトの消化管の観察, 消化器内科雑誌, Vol. 56, No. 3, pp. 281-285, 2013.
- [4] 太田英敏, 佐川保, 佐藤康裕, ほか, 体外式誘導法を用いたカプセル内視鏡による全消化管病変の診断, 消化器内科雑誌, Vol. 56, No. 3, pp. 286-291, 2013.
- [5] Swain P., Toor A., Volke F., et al., Remote magnetic manipulation of a wireless capsule endoscope in the esophagus and stomach of humans (with videos), Gastrointestinal Endoscopy, Vol. 71, No. 7, pp. 1290-1293, 2010.
- [6] John C. Mallinson, One Sided Fluxes – A Magnetic Curiosity?, IEEE Transactions on Magnetics, Vol. MAG-9, No. 4, pp. 1-6, 1973.
- [7] 朽名周平, 田代晋久, 脇若弘之, ほか, 大腸カプセル内視鏡用磁気バイブレーション装置の基礎検討, 第 28 回「電磁力関連のダイナミクス」シンポジウム講演論文集, pp. 328-331, 2016.
- [8] COVIDIEN, PillCam® COLON 2 カプセル カタログ, pp. 1-2, 2014.
- [9] 日比紀文, 樋口和秀, 藤山佳秀, ほか, 大腸カプセル内視鏡使用実態調査報告書, 日本カプセル内視鏡学会ニューズレター, Vol. 9, pp. 12-15, 2015.
- [10] 田代晋久, 脇若弘之, “インダクション磁気センサを用いた微小金属片検出”, 日本 AEM 学会誌, Vol. 17, No. 2, pp. 354-359, 2009.
- [11] 丸野将太郎, 田代晋久, 脇若弘之, 対向配置磁石を用いた径方向一様磁界発生条件の検討, 第 24 回「電磁力関連のダイナミクス」シンポジウム講演論文集, pp. 235-240, 2012.