

FPGAを使用した高速磁気マーカの位置検出システム 試作

メタデータ	言語: Japanese 出版者: 公開日: 2016-05-12 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: 高橋, 和輝, 薮上, 信 メールアドレス: 所属:
URL	https://tohoku-gakuin.repo.nii.ac.jp/records/591

東北学院大学工学会 工学部研究報告

FPGA を使用した高速磁気マーカの位置検出システムの試作

A Development of High speed Tracking System for Magnetic Wireless Marker Using Field Programmable Gate Array

高橋 和輝* 藪上 信*
Kazuki. Takahashi Shin. Yabukami

Abstract: A new tracking system for a wireless magnetic ribbon type marker has been developed by using high-speed analog-to-digital converters and a field programmable gate array (FPGA) module. The quality factor of the resonated marker (ribbon:38 mm in length and 4 mm in width) was about 130. The standard deviation (position accuracy) was smaller than $\sim 1/10$ that of the previous system because the sampling frequency of the A/D converters was more than 100 times higher and because the FPGA operated at high speed. The distance between the driving coil and the pickup coil array was ~ 820 mm, which was ~ 2.7 times larger than that in the previously reported system. The profile of the marker we obtained was relatively smooth and reasonable up to a distance of 475 mm from the pickup coil array.

Keywords: tracking, wireless magnetic marker, FPGA

1 はじめに

生体内部の非常に正確な位置検出は、カテーテル、内視鏡などの医療用途のために重要である。永久磁石と磁気センサを用いた位置検出システム⁽¹⁾⁻⁽³⁾は、バッテリーやマーカへの引き出し線が必要としない。しかし、これらの方法は直流磁界を用いているため、地磁気の影響を受ける。一方、交流磁界を用いた位置検出システム⁽⁴⁾は、バッテリーやマーカへの引き出し線が必要とし、例えば、生体内部での使用は制約が大きい。

一方医療現場では、病気や怪我で食事を取れない患者に対し、鼻から咽喉・食道を通して胃に直接栄養剤を送り込む経鼻チューブが多く使用されている。従来これらの対策として、X線によるチューブ挿入の確認や気泡音による確認がなされているが、これらの方法は放射線被曝や信頼性の問題がある。

そこで、筆者らは、バッテリーやマーカへの引き出し線が必要としない、生体挿入用チューブの先端にマーカを添付した、ワイヤレス磁気マーカ位置検出システムを提案した。このシステムは交流磁界を用いており地磁気の影響を受けないため、磁気シールドのない空間でも高精度な位置検出が可能である。筆者らはこれまで磁性リボンの磁歪振動を利用した磁気タグマーカに着目し、位置検出が可能であること⁽⁵⁾、およびウサギによる動物実験を報告し、おおまかに食道および気管への挿入を見分けることに成功した⁽⁶⁾。しかし、開発された位置検出システムは、検出領域が狭いという欠点があり、このシステムでは励磁コイルと検出コイルとの間の距離は 300 mm のみであり、検出領域の拡大は、身体や他のアプリケーションの内部のマーカを追跡するため最も重要な要因の一つである。又、生体内部の位置検出をリアルタイムで行うことを目的としており、AD コンバータのノイズレベルによる位置精度の誤差を低減させるための処理速度

* 東北学院大学大学院

の高速化を課題としていた。

本稿では、FPGA と高速 AD コンバータを組み合わせることで、位置検出システムの高速化を図った。AD コンバータから得られた波形から特定周波数成分の振幅と位相を求める部分を FPGA において動作させることにより、コントローラーの負荷を軽減して、システムの高速化を図った。以前に開発されたシステム⁽⁷⁾に比べて励磁コイルと検出コイルとの間の距離が約 2.7 倍に拡大した。マーカ位置の精度が向上し、マーカ位置の標準偏差は、以前に報告されたシステム⁽⁷⁾より約10倍の高精度となったので報告する。

2 位置検出システムおよび測定方法

Fig. 1 は本システムの構成図である。本システムは励磁コイル(線径 2.0 mm, 200 mm×200 mm, 50 ターン)、検出コイル(線径 0.1 mm, 直径 23 mm, 125 ターン)、磁性リボンマーカ、FPGA を搭載した AD コンバータ(NI5734 120 MS/s, 4 ch×10 台)、信号発生器(NI5402)およびアンプ(AD8021 および BP4600)から構成される。

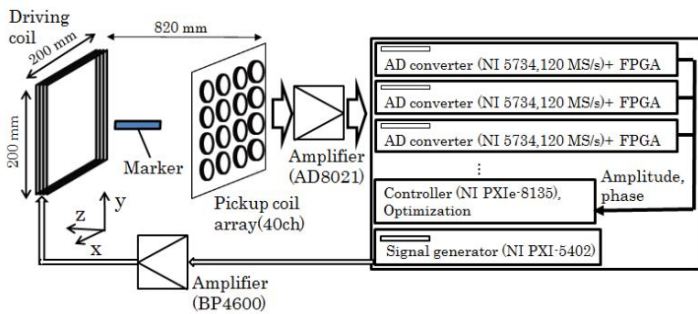


Fig. 1 Schematic of the tracking system.

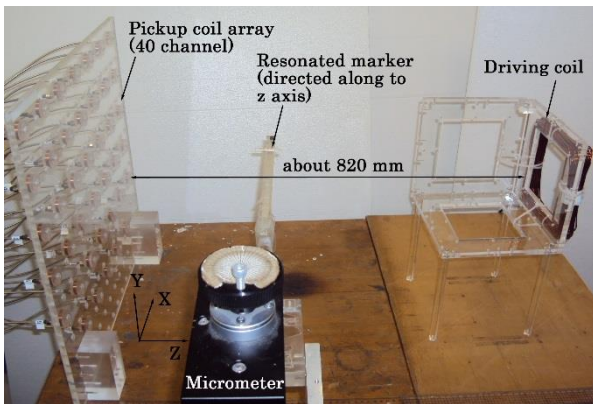


Fig. 2 Setup of driving coil, pickup coil array and resonated marker.

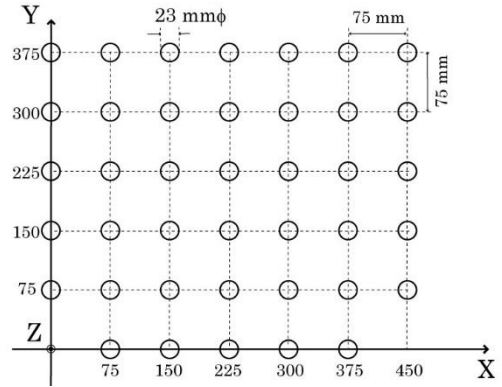


Fig. 3 Arrangement and position of the 40 pickup coils.



Fig. 4 Photograph of the PCI eXtensions for Instrumentation (PXI) system. 40 AD converters (NI 5734), FPGA modules (NI PXIe-7962R) and signal generator (PXI-5402) were set in the chassis.

信号発生器からアンプ(BP4600)を介して、励磁コイルへ約 60 kHz の交流磁界を発生させ、磁性リボンの機械的振動による誘導磁界を検出コイルを用いて計測する。マーカの有無における 40 ch の検出コイルの誘起電圧の差分からマーカ寄与電圧を求めた。マーカの中心位置および方向はマーカから発生する誘導磁界がダイポール磁界に近似できる事を仮定して、(1)～(3)式より Gauss-Newton 法により最適化処理する。マーカには防犯 IC タグ(高千穂交易社製 DR ラベル)を使用した。

$$S(\vec{p}) = \sum_{i=0}^n (B_m^{(i)} - B_c^{(i)}(\vec{p}))^2 \quad (1)$$

$$\vec{B}_c^{(i)}(\vec{p}) = \frac{1}{4\pi\mu_0} \left\{ -\frac{\vec{M}}{r_i^3} + \frac{3(\vec{M} \cdot \vec{r}_i) \cdot \vec{r}_i}{r_i^5} \right\} \quad (2)$$

$$\vec{p} = (x, y, z, \theta, \phi, M) \quad (3)$$

ただし、 S は評価値であり、 $\vec{p}$ はパラメータベクトルである。 i は検出コイルの番号(1-40)、 $\overline{B_c^{(i)}}(\vec{p})$ は双極子磁界を考慮した磁束密度の理論値、 $\vec{r}$ はマーカから検出コイル i への位置ベクトル、 $\vec{M}$ はマーカ中心の磁気モーメント、 (x,y,z) はマーカ i の座標、 θ は xy 平面へ射影したモーメントの方向ベクトルと x 軸のなす角、 ϕ はモーメントの方向ベクトルと z 軸のなす角である。

Fig. 2 は、励磁コイル、検出コイルとマーカおよびマーカをスキャンさせるステージの実験装置の配置を示している。励磁コイルと検出コイルとの間の距離は、約 820 mm である。これは同一マーカで実験をした以前のシステム⁽⁷⁾に比べて、約 2.7 倍広がった。

Fig. 3 は検出コイルの配置を示した図である。40 ch の検出コイルは中心間距離 75 mm で同一平面内に格子状に配置した。

Fig. 4 は AD コンバータと FPGA を組み合わせた PXI システムの写真を示したものである。AD コンバータに検出コイルおよびアンプからの同軸ケーブルを接続している。

既報⁽⁶⁾に対して本システムは AD コンバータのサンプリング周波数を 120 MS/s と約 100 倍高速化するとともに 40 ch 分の AD コンバータで集録した正弦波から振幅および位相を FPGA にてオンラインで算出する。その結果、コントローラーの負荷を低減することで、システム全体の処理速度を高速化した。

3 実験結果

3.1 マーカの特性

Fig. 5 はマーカの写真である。マーカは磁性リボン二枚(幅 4 mm, 長さ 37 mm)と永久磁石で構成されている。マーカには防犯 IC タグ(高千穂社製 DR ラベル)を使用した。永久磁石は磁性リボンの長手方向にバイアス磁界を印加している。磁性リボンは幅方向に磁気異方性が付与されている。これに励磁コイルから交流磁界を印加すると、磁気モーメントが若干長手方向に傾く。磁歪により長手方向に機械的に振動し、誘導磁界が発生する。そして検出コイルで交流磁界および誘導磁界を測定する。

Fig. 6 は磁性リボンマーカの共振周波数におけ

る誘導電圧のマーカ寄与分を示したものである。磁性リボンの機械振動を利用した磁気マーカの共振周波数は約 60 kHz で性能指数は約 130 となった。なお性能指数 Q は(4)式より求めた。

$$Q = \frac{f_r}{\Delta f} \quad (4)$$

ただし f_r は共振周波数、 Δf は共振周波数におけるマーカ寄与電圧の半値幅である。

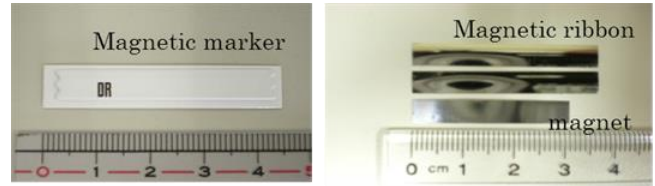


Fig. 5 Photograph of the resonated marker.

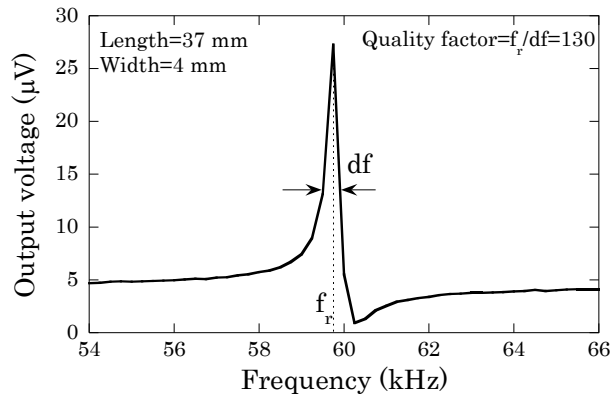


Fig. 6 Resonance of marker as a function of frequency.

3.2 位置精度(旧システムとの比較)

位置検出システムの位置精度は、Fig. 2 に示す設定で評価した。励磁コイルと検出コイルとの間の距離は 350 mm に変更した。

Fig. 7 は旧システムと開発したシステムの同一条件でのマーカ軌跡の比較である。マーカを検出コイルから遠ざける向きに約 100 mm 移動させた際の、マーカ軌跡をマーカの z 座標に対してプロットしたものである。測定速度は最適化処理を含めて約 10 Hz とした。比較のために同じコイルと同じマーカを使用した。実線および点線は、新しいシステムによっての実験結果である。記号は前のシステムを使用しての実験結果である。 $z=200$ mm 付近のマーカ位置の標準偏差を求めると、旧システムが約 2.8 mm だったのに対して、開発したシステムでは約 0.27 mm と約 1 桁向上しており、高速サンプリングにより SN 比が改善されていることが

示された。

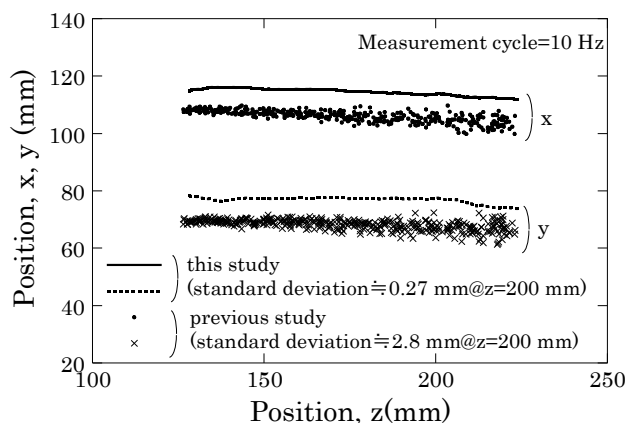


Fig. 7 Profile of marker when it was scanned for 100 mm. The profile of the marker was compared with the previous system.

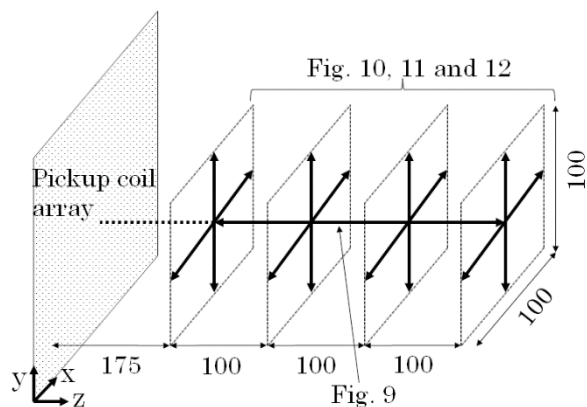


Fig. 8 The schematic of the marker profile.

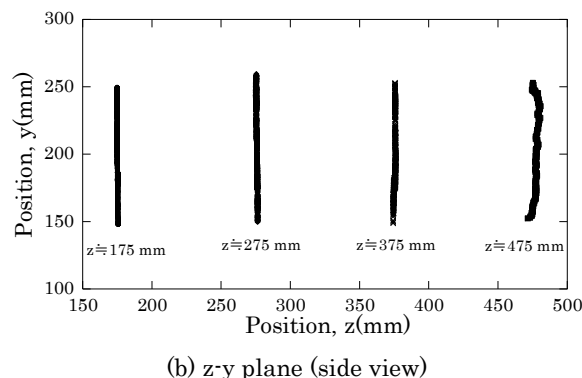
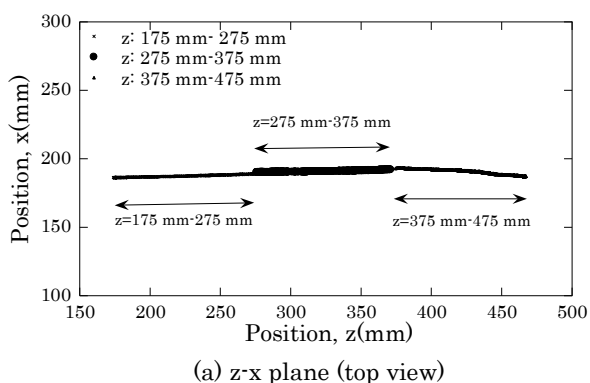


Fig. 9 Profile of the marker scanning for 300 mm in the z direction.

3.3 マーカの軌跡および相対位置精度

Fig. 8 はマーカの移動を模式的に示したものである。Fig. 2 に示すように、励磁コイルと検出コイルとの間の距離は 820 mm であった。マーカは z 軸に平行な方向へ 300 mm 移動させ、これを Fig. 9 に示した。また x 軸方向および y 軸方向へそれぞれ 100 mm ずつ移動させ、Fig. 10-12 に示した。マーカの長手方向(感磁方向)は全て z 軸方向に平行にした。

Fig. 9 は、マーカが(z=175 mm から z=475 mm まで)z 軸方向に 300 mm 移動させた時の軌跡を示したものである。Fig. 8 に示すように、マーカの xy 座標は、検出コイルの中心である。測定速度は最適化処理を含めて 10 Hz としている。Fig. 9(a)は、zx 平面におけるマーカの軌跡を示している。Fig. 9(b)は zy 平面におけるマーカの軌跡を示している。測定結果からおおよそマーカ軌跡は正確に求められたと考える。Fig. 10 および Fig. 11 はマーカを x 軸方向および y 軸方向にそれぞれ 100 mm 移動させた際の軌跡を示している z 座標はそれぞれ z=175 mm、275 mm、375 mm、475 mm であった。マーカ位置はほぼ正確に計測されていることが分かるが、z が大きくなるに従って、最適化されたマーカ位置の誤差が大きくなっていることがわかる。Fig. 12 は Fig. 10~12 の軌跡から、100 mm のマーカ移動に伴う相対位置精度を示したものである。

検出コイルから 300 mm 以内であれば相対位置精度は 2.5 mm 以内であった。これはマーカから検出コイルを見る立体角が不足したためと考えられる。Fig. 13 は、z 位置の相対的な位置精度を示している。

精度 δ は Fig. 10,11,12 の測定位置、式(5)から得た。

$$\delta = \sqrt{(d_x - d_x(\text{act}))^2 + (d_y - d_y(\text{act}))^2 + (d_z - d_z(\text{act}))^2} \quad (5)$$

ただし dx は測定ストロークの x 座標であり、 dy 及び dz は、測定ストロークの y 座標、 z 座標であり、 $dx(\text{act})$ は x マーカの実際のストロークの一部、および $dy(\text{act}), dz(\text{act})$ は、それぞれ、 y 及び z マーカの実際のストロークの一部である。

$z=375$ mm 以下の位置で 5 mm 以内であった。相対位置精度は、これは、輪状軟骨の厚さは約 5 mm であるため、気管の内部と食道の内部マーカを区別する観点から十分と考えられる。マーカは 475 mm 以上で精度が大きく悪化した、マーカから検出コイルを見る立体角が不足したためと考える。

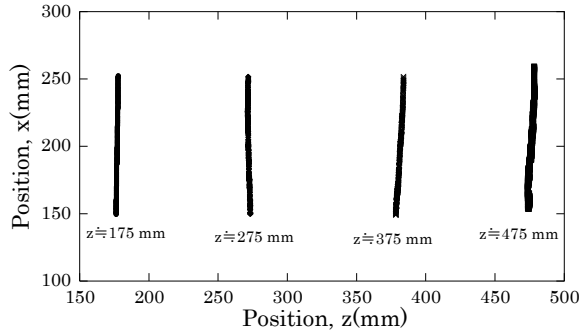


Fig. 10 Profile of the marker scanning for 100 mm in the x direction.

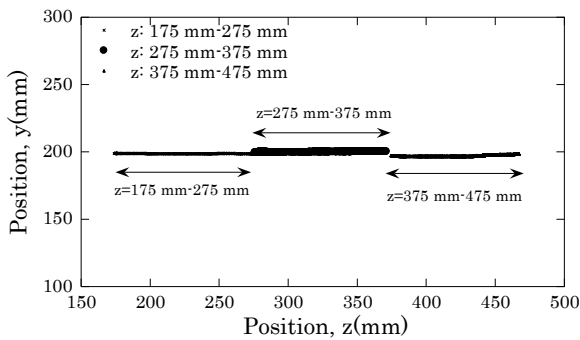


Fig. 11 Profile of the marker scanning for 100 mm in the y direction.

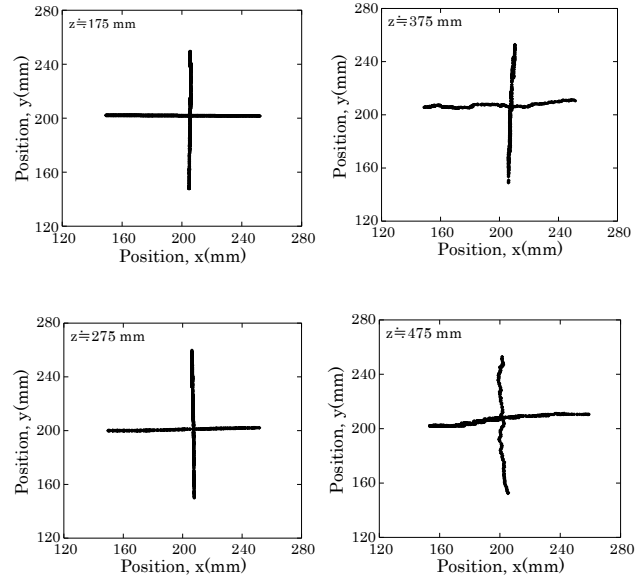


Fig.12 Profiles of the marker in the x-y lane when the Marker was scanned for 100 mm in the x direction and the y direction.

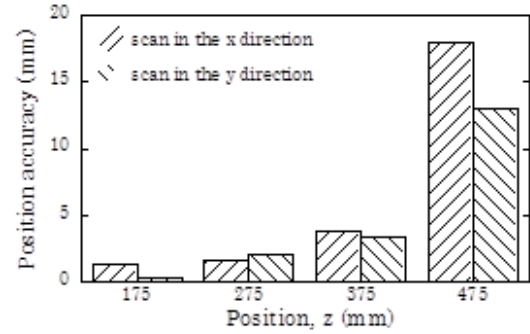


Fig. 13 Relative position accuracy of the marker during a 100 mm stroke.

4 結論

1. 高速 AD コンバータと FPGA を用いたワイヤレス磁気マーカ(幅 4 mm、長さ 37 mm、性能指数 130)による位置検出システムを開発した。
2. AD コンバータのサンプリング周波数は 120 Ms/s と旧システムより 100 倍以上高く、40ch 分の AD コンバータで集録した正弦波から振幅および位相を FPGA にてオンラインで計算し、コントローラーの負荷を低減させることで、マーカ位置の標準偏差は、約 1/10 に小さくなっている。
3. 励磁コイルと検出コイルとの間の距離は、旧システムに比べて約 2.7 倍大きい、約 820 mm まで拡大し、マーカ位置を検出コイルから旧システムより約 3.4 倍大きい、約 475 mm までの距離で位置検出できることを示した。
4. 今後の研究課題としては、マーカのサイズを生

体用チューブ挿入中にマーカが曲がらないサイズ(長さ 1cm 未満)にする。死角の除去(励磁コイルの三軸化)などが挙げられる。

Magnetics Society of Japan, 36, 239 (2012).

謝辞

DRラベルをご提供いただきました高千穂交易瀬澤外芝幸様に感謝いたします。治具製作およびファイヤ放電加工にご協力頂いた東北学院大学工学部機械工場スタッフの皆様に感謝いたします。本研究の一部は文科省平成 24 年度私立学校施設整備費補助金による成果である。

5 参考文献

- (1) K. Yashiro, S. Miyawaki, and K. Takaba: "Stabilization of jaw-closing movements in chewing after correction of incisor crossbite" J. Oral Rehabil, 31, 949 (2004).
- (2) C. Martin, J. Alarcon, and J. C. Palma: "Kinesiographic study of the mandible in young patients with unilateral posterior crossbite" Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., 118, 541 (2000).
- (3) V. F. Ferrario, C. Sforza, A. Miani, and G. Serrao: "Kinesiographic three-dimensional evaluation of mandibular border movements" J. Prosthet. Dent., 68, 672-676 (1992).
- (4) J. E. Mcfee, and Y. Das: "Determination of the parameters of a dipole by measurement of its magnetic field" IEEE Trans. Antennas Propag., 29, 282-287 (1981).
- (5) O. Mori, S. Yabukami, T. Ozawa, H. Kanetaka, S. Hashi, "Position sensing system using magnetic ribbon type marker" Journal of the Magnetics Society of Japan, 36, 239-244 (2012).
- (6) S. Yabukami, T. Chiba, K. Takahashi, H. Kanetaka, S. Nogami, S. Hashi, K. Yamauchi, and T. Ozawa, "Tracking a Nasogastric Tube Inside a Rabbit Using a Wireless Ribbon Marker" Journal of the Magnetics Society of Japan, Vol. 38, No. 2-1, pp. 29-32 (2014).
- (7) O. Mori, S. Yabukami, O. Ishii, H. Kanetaka, T. Ozawa, S. Hashi "磁性リボンを用いた位置検出システム" Journal of the