

## MRIを用いた生体機能研究のための6軸力センサ

## An Optical 6-Axis Force Sensor for Human Function Analysis using MRI

徳野 貴士 (中央大) ○多田 充徳 (産総研) 梅田 和昇 (中央大)

Takashi Tokuno<sup>1</sup> Mitsunori Tada<sup>2</sup> Kazunori Umeda<sup>1</sup><sup>1</sup> Chuo University<sup>2</sup> Digital Human Research Center, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology

This paper presents an MRI-compatible 6-axis force sensor. Our force sensor employs an optical micrometry based on differential measure of light intensity. This technology enables highly accurate and sensitive two degrees-of-freedom displacement sensing by using a point source, a photo detector and an optical lens. It achieves MRI compatibility by placing all the electric and metallic components outside MRI, and connecting the light path between the optical components by using multi-core optical fibers. The sensor head component is made of glass fiber reinforced poly-ether-ether-keton those help reducing axial interference and hysteresis characteristics of plastic resin. The accuracy of our force sensor was 7.2%F.S. under the applied force ranging from 0 to 10 N.

*Key Words* : Force sensor, optical sensor, MRI

## 1 はじめに

現在、磁気共鳴画像法 (MRI) は、医療だけではなく幅広い分野で活用されている。また、皮下組織の構造解析、MRI 環境下での手術支援、運動中の脳機能解析等の分野では MRI 環境下における力の同時計測が望まれている。しかし、MRI はその撮像原理上均質な磁場を必要とするため、それを阻害する要因となる強磁性体を持ち込むことは出来ず、MRI 環境下での一般的な力センサの使用は難しい。

本論文では、Tada と Kanade の提案した計測原理<sup>1)</sup> と Hirose と Yoneda の提案した校正方法<sup>2)</sup> を使用し、光学式 6 軸 MRI コンパチブル力センサを開発する。有限要素解析によって 6 軸計測の評価をされたモデルを製作し、その実機を用いて予備的に 3 軸計測の精度評価を行なう。

## 2 計測原理

**2.1 光学測微法** Fig.1 に本力センサの原理<sup>1)</sup> を示す。焦点距離が  $f$  であるエンコーダーレンズと呼ばれる光学レンズの中心を座標原点とする。点光源を  $[0, -2f]$  に配置し、受光面の中心を  $[0, 2f]$  に配置する。その受光面は光軸に直交しているため、エンコーダーレンズが原点にある際には点光源の像が受光面の中心に結像する。エンコーダーレンズが微小に  $[dx, dz, d\theta]$  だけ並進移動、回転移動をした場合に生じる結像点の変位  $[dX, dZ]$  は式 (1) に近似出来る。

$$[dX, dZ]^T = [2dx, 0]^T \quad (1)$$

エンコーダーレンズの  $x$  軸方向の微小変位  $dx$  は結像点での変位を 2 倍に増幅するが、 $z$  軸方向の微小変位  $dz$  と  $y$  軸回りの微小回転量  $d\theta$  は結像点での変位にほぼ影響を与えない。式 (1) の 1 軸光学測微法は 2 軸光学測微法に拡張することが出来る。

ここで、点光源には点光源 LED を使い、結像点の変位量は 4 分割フォトダイオードを受光面に利用することにより計測が可能となる。

**2.2 実装** Fig.2 のように、多芯線光ファイバ (FU-77, キーエンス) を用いて点光源 LED (VS679TM, アルワン電子) と 4 分割フォトダイオード (M1-1515H-4D, モリリカ) までの距離を延長する。多芯線光ファイバには 217 芯光ファイバを使用しており、一方の端面に結像した光の位置情報を他方の

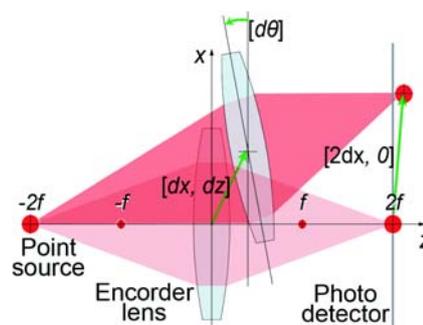


Fig. 1: Optical micrometry

端面に伝達することが可能である。点光源 LED から発せられた光は、エミッションレンズ (エンコーダーレンズと同型) と多芯線光ファイバを介してエンコーダーレンズまで導光される。そして、エンコーダーレンズによって結像された光はもう一方の多芯線光ファイバとレセプションレンズ (エンコーダーレンズと同型) を介して 4 分割フォトダイオードまで導光される。多芯線光ファイバの長さは各 10m ずつあるので、磁性体である点光源 LED と 4 分割フォトダイオードは MRI 室の外に配置し、エンコーダーレンズを含む非磁性体のみによって構成されたセンサヘッドを MRI 室内に持ち込み、計測を可能にしている。

4 分割フォトダイオードの各セグメントからの出力電流は、オペアンプ (OP400, Analog Device Inc.) により I-V 変換され増幅される。これら 4 つの出力電圧をアナログ入力ボードで PC 内に取り込み、式 (2) の計算から差動電圧を算出する。

$$\begin{aligned} dV_{\xi} &= (V_2 - V_4) - (V_1 - V_3) \\ dV_{\psi} &= (V_2 - V_4) + (V_1 - V_3) \end{aligned} \quad (2)$$

最終的には、エンコーダーレンズの変位量  $[dx, dy]^T$  と差動電圧の変位量  $[dV_{\xi}, dV_{\psi}]^T$  の関係を式 (3) のように得ることが出来る。

$$[dx, dy]^T = \mathbf{C} [dV_{\xi}, dV_{\psi}]^T \quad (3)$$

ここで、 $\mathbf{C}$  は校正行列を示す。この 2 軸計測が可能な光学

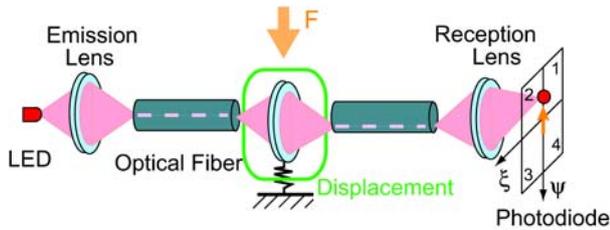


Fig. 2: Implementation of the optical micrometry



Fig. 3: Geometric model



Fig. 4: Sensor head

センサユニットを3つ使用することによって、6軸計測を可能にする。

### 3 センサヘッドの設計

**3.1 設計** 定格や精度の目安として、有限要素解析を用いながらセンサヘッドの設計を行なった。設計したセンサヘッドの3次元形状モデルをFig.3に示す。上から2番目のパーツが起歪体であり、エンコーダーレンズを保持し、力センサの精度を左右するパーツである。外側の円形部分が下のパーツに支えられ固定部となり、中央の六角柱は荷重が伝達され可動部となる。可動部と固定部はバネ要素によって接続されており、バネ要素の弾性変形により可動部が微小に変位する。可動部からのびた3本のアームによってエンコーダーレンズは中心から放射方向に3つ保持される。

パーツを組合わせた際の全体の大きさは、直径50mm、高さ34mmである。Fig.4に製作した実機を示す。素材は1番下のパーツにはデルリンを、それ以外にはPEEKを用いている。

**3.2 校正方法** 本力センサの校正では、従来の用いられてきた最小二乗法による線形校正方法ではなく、HiroseとYonedaの提案した非線形効果を考慮した校正方法<sup>2)</sup>を使用する。この校正方法を3.3節のシミュレーション上での校正と4節の実機での校正に用いる。

**3.3 精度評価シミュレーション** 設計した起歪体の3次元形状モデルから有限要素モデルを作成し、有限要素解析を用いて精度を評価した。このとき、有限要素解析で用いた材料定数はTable 1に示す。これらのモデルは、111118の4面体要素から構成されている。解析では、校正行列取得のために有限要素モデルに6軸力をランダムに1000回負荷した。ランダムに負荷した荷重の大きさは、並進力が0Nから10N、モーメントは0Nmmから200Nmmである。精度評価には新たに100回のランダムな荷重を入力し、出力された荷重と比較した。

シミュレーション結果では、並進力の最大誤差は2.8%であり、モーメントの最大誤差は1.0%であることを確認した。つまり、シミュレーション上での本力センサの6軸計測精度は2.8%であり、これは6軸力センサとして十分な精度といえる。

Table 1: Material constants for finite element analysis

Constant name	Constant value
Young's modulus	6060 [MPa]
Poisson's ratio	$4.0 \times 10^{-1}$
Density	$1.51 \times 10^3$ [kg/m <sup>3</sup> ]

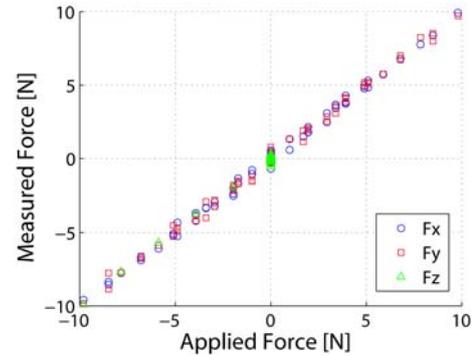


Fig. 5: Measured force against applied force

**3.4 固有振動数の推定** センサヘッドの固有振動数を3.3節と同様の解析条件で推定を行った。結果は、1次モードが $7.1 \times 10^2$ Hz、2次モードが $7.2 \times 10^2$ Hz、3次モードが $8.8 \times 10^2$ Hzであった。実際の計測環境で生じる振動は数十Hzと想定され、推定された固有振動数は $7.1 \times 10^2$ Hz以上であるので、剛性は十分であるといえる。

### 4 精度評価

自作したキャリブレーション装置では、多方向からの荷重を同時にかける際に不具合が生じるため、予備的に3軸力センサとしての精度評価を行なった。校正用の入力データにはセンサヘッドに対して、垂直荷重とせん断荷重をそれぞれ0Nから9.8Nまで1.96N刻みで負荷した。せん断荷重は360度方向から30度刻みで負荷した。精度評価には校正時に負荷した荷重を使用し、計測された荷重と比較した。

その結果をFig.5に示す。この評価実験で計測された並進力の最大誤差は、定格荷重10Nの7.2%であった。市販の6軸力センサの精度も5%程度であり、他の6軸MRIコンパチブル力センサと比較しても十分な精度といえる。

### 5 おわりに

原理に光学測微法<sup>1)</sup>を使用し、センサヘッド構造を改良することでMRIコンパチブル6軸の光学力センサを開発した。非線形校正方法<sup>2)</sup>を用いた有限要素解析を用いたシミュレーション上での評価では、並進力の定格10N、モーメントの定格200Nmmに対し精度は2.8%であること、固有振動数は $7.1 \times 10^2$ Hz以上であることを確認した。製作した実機では並進力計測の精度が7.2%であることを確認した。

### 参考文献

- 1) Mitsunori Tada and Takeo Kanade. An MR-compatible optical force sensor for human function modeling. In *Proceedings of the International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention*, pages 129–136, 2004.
- 2) Shigeo Hirose and Kan Yoneda. Development of optical 6-axial force sensor and its signal calibration considering non-linear interference. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Advanced Robotics*, pages 46–53, 1990.