上下に磁界センサを分離した顎運動計測システムによる6自由度計測

Magnetic Jaw-Tracking System Available with Six Degrees of Freedom

藪上 信, 荒井 薫*, 金高弘恭**, 辻 真哉***, 荒井賢一

東北大学電気通信研究所, 仙台市青葉区片平 2-1-1 (〒980-8577)

*みやぎ産業振興機構, 仙台市泉区高森 2-1-40 (〒981-3203)

**東北大学大学院歯学研究科, 仙台市青葉区星陵町 4-1 (〒980-8575)

***凌和電子株式会社, 宮城県仙台市若林区南材木町 48 番地 (〒984-0805)

S. Yabukami, K. Arai*, H. Kanetaka**, S. Tsuji***, K.I. Arai

RIEC Tohoku University, 2-1-1 Katahira, Aoba-ku, Sendai 980-8577

*Miyagi Organization for Industry Promotion, 2-1-40 Takanomori, Izumi-ku, Sendai 981-3203

**Graduate School of Dentistry, Tohoku University, 4-1 Seiryō-cho, Aoba-ku, Sendai 980-8575

***Ryowa Electronics Co., Ltd., 48 Minami Zaimoku-cho, Wakabayashi-ku, Sendai 984-0805

We developed a jaw-tracking system consisting of two magnets and biaxial fluxgate sensors. One magnet is fastened to a tooth in the bottom jaw of the subject and another is fastened to the subject's forehead. The system can naturally detect movement of the jaw as a rigid body. We fabricated sensor arrays with separate upper and lower parts in order to obtain good position accuracy. Positional accuracy to within 0.1 mm was achieved as a rigid body using a jaw model. Six degrees of freedom and 100 Hz sensing cycles were achieved using one rigid marker (composed of two magnets), and achieved position accuracy to within 0.3 mm.

Key words: jaw-tracking system, magnetic field sensor, rigid body, six degrees of freedom, position accuracy

1. はじめに

近年顎関節症や不正咬合に起因する顎機能障害の治療および歯科矯正治療の需要が高まっており、下顎の運動を患者に負担をかけず、かつ正確に測定する装置の開発が望まれている。従来実用化されている顎運動計測システムには光学式¹⁾、磁気式²⁾がある。光学式は機械的構造物を口腔内に挿入する必要があるため、咀嚼時等の顎運動を自然な状態で測定することが困難である。また磁気式は頭部にセンサホルダを固定するため、頭部は動かさない必要があること、高齢者や幼児には適用困難であること等、自然な計測は難しくかつ下顎切歯部の一点の計測にとどまるため剛体としての6自由度の計測は困難であった。

筆者らはこれまで頭部と切歯部に2個の磁石を貼付し、外部に配置した磁界センサにより計測した磁束密度から磁石の重心位置と方向を最適化法により求める方法を提案し、試作機を開発した³⁾。このシステムにより咀嚼等の機

能時の顎運動計測が可能となると考えられる。また筆者らは試作したシステムの位置および角度の推定誤差の要因を詳細に検討し、上顎に対する下顎の位置精度として2mm以内が可能であることを示した。

本論文では顎運動計測のニーズがもっとも強い顎関節疾患の診断に必要な仕様を目標とし、実用化を指向した試作機を作製した。顎関節症に代表される顎関節疾患の顎運動は複雑な運動を伴い、(1)0.2mm程度の位置精度、(2)剛体としての6自由度計測、(3)クリッキングと呼ばれる高速な顎変位を計測するため80Hz以上の計測周期が必要とされる。なお本測定システムを歯科病院等において動作させる場合には、シールドケースあるいはアクティブシールドを施すことが必要と考えられる。本論文は上記3項目に焦点を絞って検討したものであり、この点については検討対象から除く。

上記の要件を満足するために筆者らは(1)永久磁石とセンサを上下に分割配置することで位置精度の向上をはかり、(2)2個の磁石を組み合わせることで6自由度計測を実現し、(3)高速なADコンバータを導入して100Hzの計測周期を得た。その結果磁気シールドルーム内において、ほぼ上記の要求を満足する試作機を開発できたので報告する。

2. 提案する顎運動計測システム

Fig. 1は永久磁石によるマーカと磁界センサからなる顎運動計測システムの構成をマーカ(永久磁石から構成)、磁界センサアレイ、発生磁束分布について模式的に示したものである。Fig. 1(a)は既報^{3) 4)}の構成であり、Fig. 1(b)は本論文で作製した構成である。グリッド中の“・”はセンサヘッドの位置を表している。提案する顎運動計測システムは下顎歯列部と上

(a) Already reported

(b) This report

Fig. 1 Arrangement of sensor array and marker.

顎（額部）にそれぞれ一個の剛体の永久磁石を貼付して、周辺に配置した磁界センサで永久磁石からの磁界を計測し、永久磁石の位置および方向を最適化法により求める。(a)の配置は2個の永久磁石の作る磁界分布を一括してセンサアレイにより計測する手法であり、(b)の構成は上下に磁石とセンサアレイを分割して、上の磁石からの発生磁界は上部のセンサアレイで計測し、下部の磁石からの磁界は下部のセンサアレイで計測しようとするものである。これにより磁石の位置精度が向上することが見込まれる。

誤差解析を行った既報⁴⁾で得られた位置精度を向上させる知見は次の通りである。

- (1) 永久磁石から磁界センサアレイを見た立体角は $\pi/2$ (全球の1/8)以上必要であること。
- (2) 2個の永久磁石の位置および方向を同時に求める場合、相対的に距離が遠い磁石ほど誤差が大きくなること。
- (3) 使用したセンサヘッドと永久磁石の寸法および強磁性体コアを用いたことによる磁束密度の測定誤差は概ね1%~4%程度であった。

上記の知見に基づき、本稿では Fig. 1(b)に示すような顎運動計測システムを設計し、0.2 mm 以内の位置精度、6 自由度および 80Hz 以上の計測周期を目指し

Fig. 2 Estimated position error.

Fig. 3 Arrangement of sensor array and magnet.

た。要点は下記のようなものである。

- (1) 上下の永久磁石をなるべく離して歯列部および顎部に貼付する。上部および下部において永久磁石とその磁界を計測するセンサを接近させ、上下では磁界の干渉が無視できるようにする。
- (2) 永久磁石から磁界センサアレイを見た立体角は $\pi/2$ 以上確保する。
- (3) 永久磁石 2 個をガイドにより一定の距離および相対的角度で固定して、1 個の剛体磁気マーカとする。このマーカを用いることで磁石を用いた剛体としての 6 自由度計測を可能とした。

2.1 センサ配置の設計

Fig. 2 は位置精度のシミュレーション結果を示したものである。Fig. 3 は想定したセンサの配置を模式的に示したものである。センサヘッドは点であるとし、センサヘッドは互いに等間隔で格子状に配置されているとした。各センサは NEC トーキン製フラックスゲートセンサ (TMC3000NF)

を使用することを想定し、2軸成分（X方向およびY方向成分）および1軸成分（Y方向成分）を計測する場合について変数の誤差を計算した。変数は永久磁石の3次元位置座標および2方向角とした。5つの変数はすべて独立である。誤差行列はセンサの測定磁界の誤差行列とヤコビアン行列を用いて(1)式により求めた⁵⁾。

$$\Sigma^{(p)} = (\tilde{A}\Sigma A)^{-1} \quad (1)$$

ただし A はヤコビアン行列であり、 Σ は磁束密度の誤差行列、 $\Sigma^{(p)}$ は変数（磁石の位置と方向）の誤差行列である。(1)式において磁界センサにおける磁束密度の測定誤差は正規分布に基づいていることを仮定した。Fig. 2は2軸センサでX方向成分およびY方向成分を計測する場合の誤差である。磁束密度の測定誤差は標準偏差として0.4mGとした。これは平均的磁束密度の1.9%に相当し、既報⁴⁾において同じ寸法のフラックスゲートセンサを用いて下顎を約50mm移動させた際の誤差率と等しい値とした。この誤差率は使用したフラックスゲートセンサのヘッド部分が点でなく、有限の大きさ（ヘッド寸法: 25mm×25mm×1.5mm）を有することに起因する寸法誤差分を表しており、今回の試作機についてもこの誤差率を目安にした。

Fig. 2においてセンサ数が一定で、隣接するセンサの間隔が増加した場合に誤差が増大する理由は端部のセンサでの計測磁界が小さくなりSN比が悪化するためと考えられる。またセンサ数が一定でセンサ間隔が小さくなった場合に誤差が大きくなる理由は磁石中心からセンサアレイを見た立体角が小さくなるためと考えられる。

一方隣接するセンサの間隔が一定でセンサ数が増加する場合には、アレイ端部のセンサにおいて信号強度が低下して、センサアレイ全体のSN比が低下し、誤差が大きくなると考えられる。2軸成分の磁界を計測する場合には誤差の最小値はセンサ数42個をセンサ間隔20mmで配置した場合に0.1mmであった。2軸センサを使用することで1軸センサの場合よりも位置推定誤差は低減した。この検討よりセンサは20mm間隔で配置するように設計した。

3. 実験方法

3.1 システム構成

Fig. 4は試作した顎運動計測システムの概観写真を示したものである。本システムは磁界センサ

Fig. 4 Schematic photograph of the system.

Fig. 5 Flow chart of the jaw-tracking system.

ユニット、センサの校正用3軸コイル、電源、下顎歯列部および顎に貼付する2個の永久磁石、AD変換器、センサの位置および方向を求める最適化プログラム、表示部から構成され、被験者の顎部・頭部を磁界センサユニットに近づけて顎運動を測定する。Fig. 5は処理の手順を流れ図として示したものである。最初にX線等により下顎の代表点の3次元相対位置関係を測定する。つづいて磁界センサを校正する。永久磁石を取り去った状態をバックグラウンドとし、磁石を配置した場合において、バックグラウンド磁界に対する変化量を磁石による寄与分とした。続いて外部に配置した校正用コイルにより磁界センサのゲインを校正する。次に永久磁石を下顎切歯部および顎部に貼付し、主測定を行う。主測定ではセンサからの出力信号をAD変

Fig. 6 Setup of sensor array.

Fig. 7 Photograph of the sensors on a printed circuit board.

換してパーソナルコンピュータへ取り込んだ。AD 変換によるカットオフ周波数は 520Hz とした。フラックスゲートセンサからのデータ取得を約 100Hz のサンプル周波数で行った。各磁界センサにおいて磁石からの発生磁束密度を計測し、磁石の位置および方向は(2)～(4)式に基づき Gauss-Newton 法⁵⁾により最適化問題を解いた。

$$S(\vec{p}) = \sum_{i=0}^n (\vec{B}^{(i)}_m - \vec{B}^{(i)}_c(\vec{p}))^2 \rightarrow \min \quad (2)$$

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

$$\vec{p} = (x, y, z, \theta, \phi) \quad (4)$$

ただし $S(\vec{p})$ は評価関数、 n はセンサの個数、 i はセンサの番号 (1 ~ n)、 $B^{(i)}_m$ はセンサ i における磁束密度、 $\vec{B}^{(i)}_c$ は双極子磁界を仮定したセンサ i における磁束密度、 $\vec{r}_i$ はマーカからセンサ i への位置ベクトル、 $\vec{M}$ はマーカの磁気モーメント、 (x, y, z) はマーカの

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 軸とのなす角、 ϕ はモーメントの方向ベクトルと z 軸とのなす角、 $\vec{p}$ は(4)式で定義される変数である。求めた永久磁石の位置、方向を用いて上顎および下顎の剛体としての変数を求めた。

Fig. 6 はセンサの配置を示したものである。左図は正面から見た図であり、右図は側面から見た図である。●がセンサヘッドの中心を表している。下部センサの個数は 42 個、上部センサの個数は 20 個であり、2 軸磁界センサを図のように 20mm 間隔で配置した。下部センサは X 成分および Y 成分の磁束密度を測定し、上部センサは Y 成分および Z 成分の磁束密度を計測するように配置した。

Fig. 7 はプリント基板上に実装した磁界センサの写真を示している。磁界センサは 2 軸フラックスゲートセンサ (NEC トーキン製 TMC3000NF, ノイズレベル 4 nT (0.04mG), 2 軸直交誤差 0.5° 以内) を使用した。出力信号のドリフトは一回の顎運動計測の動作時間である 10 分程度で 0.1mG 以内であった。 x 方向におけるセンサヘッドの中心間距離は第 2 章の設計に基づき約 20mm とした。センサからの出力信号は AD コンバータ (Analog Devices 型番: AD7738) を使用してパーソナルコンピュータへ取り込んだ。顎運動計測システムとして実用化をはかるためには、磁界センサは安価に入手可能で、かつ磁界検出分解能が可能な限り小さいことが必要である。市販の MR センサでは磁界検出分解能においてフラックスゲートセンサよりも劣り、MI センサは多数個をアレイ化して均一な性能を引き出すことが技術的に確立されていない。このため本研究では市販されているフラックスゲートセンサを使用した。

3.2 6 自由度計測の方法

Fig. 8 は 6 個の変数 (3 次元座標および 3 方向角) を計測するための磁気マーカ (2 個の磁石をガイドで固定) の構成を示したものである。磁気マーカは 2 個の永久磁石を非磁性体ガイドにより既知の距離および既知の相対角度で固定した。通常 1 個の永久磁石の位置および方向を求める場合には変数は 3 次元座標および 2 方向角から構成される 5 成分である。着磁方向を回転軸とする磁石の回転角度に対しては周辺の磁界が変化しないため、この方向角 ϕ を計測することは原理的に不可能である。Fig. 8 では 2 個の永久磁石がガイドにより固定されているため、たとえば ϕ の方向にマーカが回転した場合、もう一方の磁石が回転するため、周辺の磁界が変化する。このため提案する構成にすることにより、上記 5 自由度の他に Fig. 8 における ϕ が計測可能となり、6 自由度の計測が可能になると考えられる。

磁気マーカの位置および方向は(5)～(9)式を用

Fig. 8 Schematic diagram of marker composed of two magnets.

Fig. 9 Setup of tracking system and the jaw model.

いて最適化法により求めた。なお2個の磁石は互いに異なる着磁方向であっても計測可能である。

$$\vec{B}(x, y, z, \theta, \phi, \psi) = \frac{1}{4\pi\mu} \sum_{i=1}^2 \left(-\frac{\vec{M}_i}{r_i^3} + \frac{3(\vec{M}_i \cdot \vec{r}_i) \cdot \vec{r}_i}{r_i^5} \right) \quad (5)$$

$$\vec{r}_1 = \vec{PS} = \vec{OS} - \vec{OP} = \begin{bmatrix} x_s - x \\ y_s - y \\ z_s - z \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$\vec{r}_2 = \begin{bmatrix} x_s - x \\ y_s - y \\ z_s - z \end{bmatrix} - d \begin{bmatrix} -\sin\theta \cos\psi \\ \cos\phi \cos\theta \cos\psi - \sin\phi \sin\psi \\ \sin\phi \cos\theta \cos\psi + \cos\phi \sin\psi \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$\vec{M}_1 = M_1 \begin{bmatrix} \sin\phi \cos\theta \\ \sin\phi \sin\theta \\ \cos\phi \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$\vec{M}_2 = M_2 \begin{bmatrix} \sin(\phi + \phi') \cos(\theta + \theta') \\ \sin(\phi + \phi') \sin(\theta + \theta') \\ \cos(\phi + \phi') \end{bmatrix} \quad (9)$$

(a) y-z plane

(b) y-x plane

Fig. 10 Profile of lower magnet compared with upper magnet.

ただし $\vec{M}_1, \vec{M}_2$ は永久磁石の磁気モーメント、 (x_s, y_s, z_s) はセンサの位置座標、 $\vec{r}_1$ および $\vec{r}_2$ はそれぞれの永久磁石からセンサへの位置ベクトル、 θ' および ϕ' は磁石2と磁石1との相対的方向角、 d は磁石の中心間距離である。

4. 位置精度

4.1 5自由度計測

Fig. 9 は位置精度の測定方法を示したものである。顎運動計測システムに顎模型を取り付け、顎模型の上顎および下顎に相当する部分に永久磁石 (NdFeB 磁石 直径1mm 厚み0.5mm, 面内1方向へ着磁) を貼付した。顎模型は成人男子の顎関節および上下顎を模擬した寸法とし、下顎は顎関節を支点として曲率半径130mmで回転できるようにした。顎模型の上磁石は固定し、下磁石は変位できるようにした。測定は磁気シールドルーム内 (遮蔽率: 35dB @ 1 Hz, 42dB @ 10 Hz) で行った。

Fig. 10 は測定した下部磁石の重心位置および方向のプロファイルを下部磁石の Y 座標に対して示したものである。●◆は本システムで得られた値であり、実線は3次元計測装置を用いて機械的な方法で測定した値で

Fig. 11 Position of upper magnet.

Fig. 12 Schematic setup.

Fig. 13 A demonstration of six degrees of freedom using one rigid magnet.

ある。同図は顎運動を頭部側面から見た配置であり、Y座標が大きくなるにしたがって口を開けた動作を表している。永久磁石の位置はおおむね0.1mm以内の位置精度で正確に計測できたと考えられる。

Fig. 11は測定された上部磁石のみの位置を下部磁石のY座標に対して表したものである。下部磁石の動きによらず上部磁石の位置座標の変動は $10\mu\text{m}$ 以下であった。これより上下の磁石および磁界センサアレイ間の磁

氣的なカップリングは所望の通り十分小さいことが示された。以上より上顎に対する下顎の位置および方向は下顎の50mmの変位において0.1mm以内で計測できた。

4.2 6自由度計測

Fig. 12は6自由度顎運動計測に適用した実験方法およびマーカの配置を示したものである。センサアレイは第4章において作製したものを用いた。6自由度を算出するマーカは2個の永久磁石(NdFeB, 直径1mm, 厚さ0.5mm, 面内方向へ着磁)を中心間距離27.5mmで非磁性体ホルダに固定した。着磁方向は同一方向に設定した。

Fig. 13は同実験方法に対する6自由度の算出結果を表したものである。下顎に配置したマーカのY座標に対する座標(x, yおよびz), 3方向角(θ , ϕ , ψ)の変化を示している。シンボルは本システムにより得られた実測値であり、実線および破線は3次元計測装置により求めた理論値である。Fig. 13からマーカの中心点の3次元座標および3方向成分が定量的に計測可能であり、1個の剛体の永久磁石により6自由度計測が可能となった。下顎の50mmのストロークに対して上顎に対する下顎の相対的な位置精度は0.3mm以内であった。

5. まとめ

2個の永久磁石を用いた顎運動計測システムにおいて下記の点を明らかにした。

- (1) 上下に磁気マーカと磁界センサアレイを分割した顎運動計測システムを試作した。上下間の磁氣的なカップリングが十分小さく、位置精度が向上することを示した。
- (2) 13mmのヘッド寸法を有する2軸フラックスゲートセンサを約20mm間隔で格子状に配置することにより、50mmの下顎変位において0.1mm以内の位置精度を得た。
- (3) 試作した顎運動計測システムは100Hzのサンプリング周期で計測可能であった。
- (4) 相互に固定した2個の永久磁石により構成されるマーカによる顎運動計測における6自由度計測方法を提案し、高精度に6自由度の計測が可能であることを示した。試作した顎運動計測システムにおいては下顎の50mmの変位において位置精度は0.3mm以内であった。

謝辞

顎運動計測システムの作製にご協力いただいた凌和電子株式会社上西克二氏に感謝します。

参考文献

- 1) Gnatho-Hexagraph catalog, GC Dental Japan Co., Ltd. (1999).
- 2) Sirognathograph Analyzer System catalog, Tokyo Dental Industrial Co., Ltd. (2002).
- 3) S. Yabukami, H. Kanetaka, S. Tsuji, A. Itagaki,

M. Yamaguchi, K.I. Arai and H. Mitani, *J. Magn. Soc. Jpn.*, 26, 616 (2002).

- 4) S. Yabukami, K. Arai, H. Kanetaka, S. Tsuji, K.I. Arai and H. Mitani, *J. Magn. Soc. Jpn.*, 27, 765 (2003).
- 5) T. Nakagawa, Y. Koyanagi, "Experimental Data Analysis by the least square method," p.95-99, The University of Tokyo Press (1982).

2003 年 10 月 20 日受理, 2004 年 3 月 11 日採録