

2 個の永久磁石を用いた顎運動計測システムの試作

Capturing Jaw Movement Using Two-Magnet System

藪上 信・金高弘恭*・辻 真哉**・板垣 篤**・山口正洋・荒井賢一・三谷英夫*

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

*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, 仙台市若林区南材木町 48 (〒984-0805)

S. Yabukami, H. Kanetaka*, N. Tsuji**, A. Itagaki**, M. Yamaguchi, K.I. Arai, and H. Mitani*

Research Institute of Electrical Communication Tohoku University 2-1-1 Katahira Aoba-ku, Sendai 980-8577

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

**Ryowa Electronics Co. Ltd., F48 Minami-zaimoku-cho, Wakabayashi-ku, Sendai 984-0805

We developed a new motion-capture system for jaw movement using two magnets and two-axial fluxgate sensors. Two magnets are fixed to a tooth in the lower jaw and to the forehead. The system can naturally detect the jaw movement as a rigid body because the system has no need for attachments such as a clutch inside the mouth or a magnetic field sensor array in contact with the head.

Key words: jaw movement, motion-capture system, magnetic sensor, rigid body

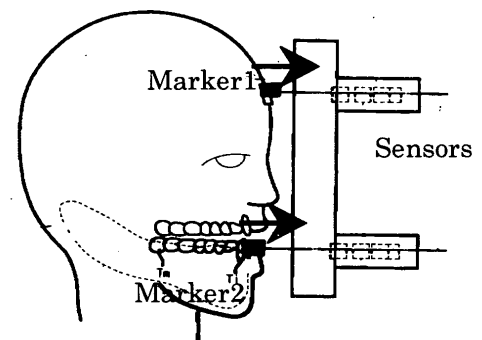
1. はじめに

永久磁石や磁化された磁性体の位置を検出するシステムは古くから地質探査¹⁾や移動物体の検出²⁾等に用いられており、近年はマーカに電氣的配線が不要であり、光学的に遮蔽された空間においても有効であるため生体の動きの計測にも適用されている³⁾⁻⁹⁾。この中でも顎運動や舌運動などの口腔運動はこの方式の応用として最も適していることのひとつと考えられる。

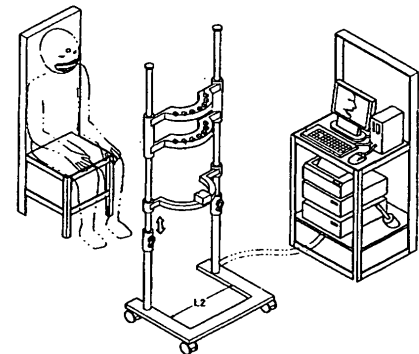
顎運動計測は近年顎関節症患者の増加や歯科矯正の普及、歯科患者の高齢化に伴い正確かつ自然な状態で計測することが要望されている。一般的に顎運動は頭部および下顎の二つの剛体の運動であり、歯科医療分野における顎運動はこの二つの剛体の相対運動を計測することが要求される。従来実用化されている顎運動計測システムは光学式¹⁰⁾、磁気式¹¹⁾に分類できる。このうち光学式は顎部に固定した光学式マーカの動きを CCD カメラ等により計測するものであり、顎運動の 6 自由度計測が可能である。しかしクラッチなどの機械的構造物を口腔内に挿入して光学式マーカを固定する必要があるため、計測前の準備が煩雑であることや、被験者への負担が大きく、クラッチを装着した状態では口を閉じることができないことなど、自然な顎運動の計測は困難である。一方磁気式は頭部に磁界センサおよびセンサホルダを固定して、下顎切歯部に配置した 1 個の永久磁石の位置を計測するものであり、頭部にセンサ

本論文は筆者の一部が開発した 2 個に永久磁石を用いた位

置検出方法¹²⁾を顎運動計測システムへ応用したものを報告するものである。この 2 個の永久磁石を用いた位置検出システムはそれぞれの永久磁石において位置と方向の 5 自由度の計測が可能であり、顎回転軸についての制約条件を適切に考慮することにより、顎の剛体としての位置の計測が可能になると考えられる。さらに本測定システムは被験者の上顎および下顎部にはそれぞれ永久磁石を固定するのみであり、従来の光学式および磁気式よりも自然な状態で剛



(a) Sensors and two magnets



(b) Global view

Fig. 1 Schematic diagram of the motion-capture system.

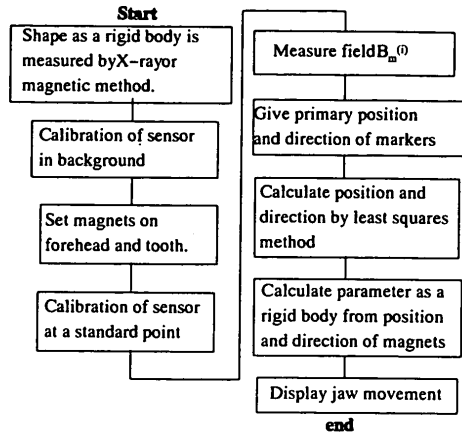


Fig. 2 Jaw tracking process.

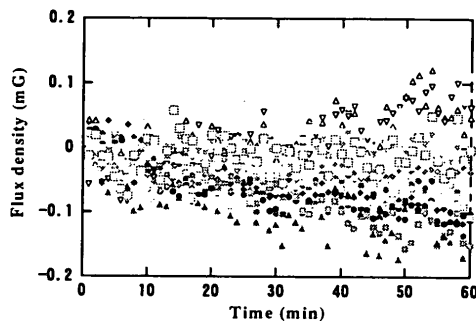


Fig. 3 Drift of magnetic field.

体としての顎運動計測が可能になると考えられる。本論文ではおおまかに下顎の運動に相当する上下方向の永久磁石の動きを計測した。

2. 顎運動計測システム

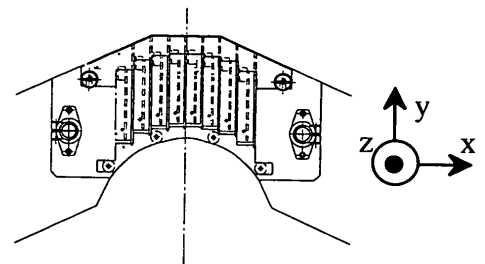
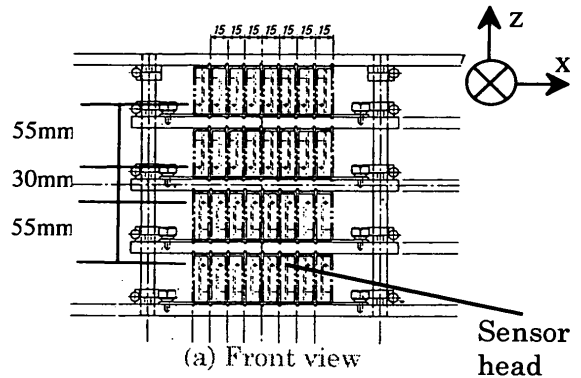
2.1 測定手順

Fig. 1 は提案する顎運動計測システムの構成を模式的に示したものである。本システムは外部に設置した磁界センサユニット、額および下顎切歯部に配置した永久磁石、AD変換器、センサの位置および方向を求める処理プログラム、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. 2 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 線あるいは別の磁気的手法により下顎の代表点の相互の 3 次元的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で地磁気の直流成分を相殺し、磁界センサのオフセットを補正する。続いて永久磁石を基準点に固定した状態で磁界センサのゲインを補正する。次に各磁界センサにおける磁束密度を計測し、(1)~(3)式に基づき最小二乗法¹⁴⁾により永久磁石の位置および方向を求める。

$$S(\vec{p}_1, \vec{p}_2) = \sum_{i=0}^n (\vec{B}^{(i)}_m - \vec{B}^{(i)}_c(\vec{p}_1, \vec{p}_2))^2 = \min \quad (1)$$



Fig. 4 Sensor photograph.



(b) Top view

Fig. 5 Sensor structure.

$$\vec{B}^{(i)}_c(\vec{p}_1, \vec{p}_2) = \frac{1}{4\pi\mu_0} \sum_{j=1}^2 \left(-\frac{\vec{M}_j}{r_{ij}^3} + \frac{3(\vec{M}_j \cdot \vec{r}_{ij}) \cdot \vec{r}_{ij}}{r_{ij}^5} \right) \quad (2)$$

$$\vec{p}_1 = (x_1, y_1, z_1, \theta_1, \phi_1), \vec{p}_2 = (x_2, y_2, z_2, \theta_2, \phi_2) \quad (3)$$

ただし $S(\vec{p}_1, \vec{p}_2)$ は評価関数、 n はセンサの要素数、 j はマーカの番号 (1 あるいは 2)、 i はセンサの番号 (1 ~ n)、 $\vec{B}^{(i)}_m$ はセンサ i における磁束密度、 $\vec{B}^{(i)}_c$ は双極子磁界を考慮したセンサ i における磁束密度、 r_{ij} はマーカ j からセンサ i への位置ベクトル、 \vec{M}_j はマーカ j の磁気モーメント、 (x_{ij}, y_j, z_j) はマーカ j の座標、 θ_j, ϕ_j マーカ j の球座標系における方向角である。求めた 2 個の永久磁石の位置、方向を用いて上顎および下顎の剛体としてのパラメータを求めた¹⁵⁾。

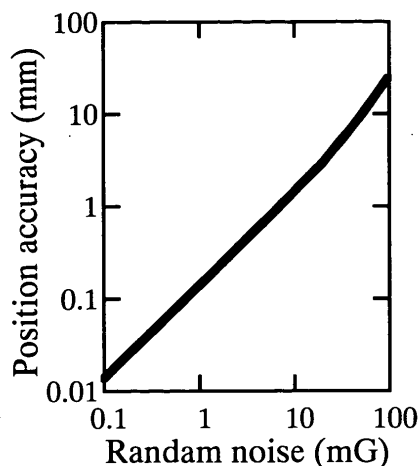


Fig. 6 Position accuracy when noise is applied randomly.

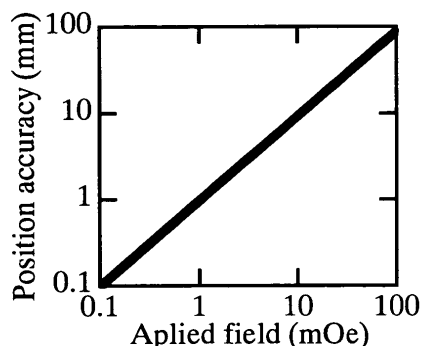


Fig. 7 Position accuracy when external field is applied as a noise.

2.2 磁界センサ

Fig. 3は使用した2軸フラックスゲートセンサ(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, ヘッド寸法は 13mm×13mm×2mm)のドリフトを測定したものである。このうち5個の2軸センサ(合計10成分)を磁気シールドルーム(遮断率30dB以上@0.1Hz)で30分暖機後に60分間動作させたものであり、磁界センサのドリフトを示している。顎運動計測装置としての動作時間と考えられる5分~10分程度ではドリフトは10nT(0.1mG)以内である。

2.3 システム構成

Fig. 4は試作した磁界センサ固定部に磁石を配置した被験者の頭部を接近させた状態を表している。センサおよびセンサを固定するユニットの材質はすべて非磁性体であるアルミニウムを用い、ネジは真鍮を使用した。センサの固定精度は0.1mm以内とした。Fig. 5はセンサの配置を示したものである。(a)は正面から見た図であり、(b)は上部から見た図である。●は磁界センサのヘッドの位置を示して表している。32個の2軸磁界センサは測定方向を図中のz方向およびy方向とするようにz方向に4列、x方向に8列配置した。2個のマーカの位置および方向の計測では変

数は合計で10個あり、2軸センサは最少で5個必要である。本計測システムでは全てのセンサからパソコンへの出力データの取り込み時間が20 msec以内で可能な限り多くのセンサ数を設けることとし、2軸センサ数は32個と決めた。x方向におけるセンサヘッドの中心間距離は15mm、z方向におけるセンサヘッドの中心間距離は最短で30mmとした。2個の永久磁石は同一の磁気モーメントを有する6mm×5mm×2.5mmのNdFeB磁石(磁気モーメントは 7.5×10^{-8} Wbm)を使用し、これを被験者の額および下顎切歯部に固定した。2個の永久磁石の着磁方向は被験者の正面を向くようにした。上記のように永久磁石の着磁方向の延長線上に磁界センサの測定方向がほぼ平行になるように配置し、磁界センサで計測される磁束密度をなるべく大きな値とした。

3. 位置精度

3.1 シミュレーション

Fig. 6は測定された磁束密度にランダムなノイズが印加されることを想定した場合の本顎運動計測システムにおける位置精度を見積もったものである。この位置精度は(4)式を(1)式の $\vec{B}_m^{(i)}$ へ代入し、仮想的にノイズが印加された磁束密度によって、最小二乗法によりマーカの位置および方向を求め、真値の座標との距離を求めて位置精度として表した。

$$B_m^{(i)} = B_c^{(i)} + \delta B_n \quad (-B_n < \delta B_n < B_n) \quad (4)$$

δB_n は(4)式括弧の範囲内で、乱数を発生させて与えたノイズである。Fig. 6の横軸は(4)式の B_n を記載した。このシミュレーションによる位置精度はセンサ内部の雑音による位置精度への影響に対応している。Fig. 6によれば与えたノイズが大きいかほど位置精度は悪化する。使用しているフラックスゲートセンサの誤差は10 nT(0.1 mG)であると仮定すると、ランダムなノイズによる位置精度は20 μm以内であることが分かる。

Fig. 7はセンサアレイに対して任意の角度から一様な外来磁界が印加された場合の位置精度の最悪値を計算したものである。位置精度は(4)式の δB_n にセンサ毎に一様な外部磁界を代入し、最小二乗法により(1)式からマーカの位置、方向を求め、真値における座標との距離を求めて位置精度として表した。外部磁界の印加方向は全方位において最も悪い位置精度の値を記載した。Fig. 7によれば地磁気のもとでの変動性磁界に相当する100 nT(1 mG)に対して位置精度は約1mmであった。この位置精度は顎運動計測システムとして試作する価値があるものである。また本システムにおいては差動センサにより外来磁界を相殺する構成にすることで、外来磁界の変動分を約1/10(10 nT)に低減できると考えており、この場合位置精度は0.1mm程度になると予想される。なお一様な外来磁界に対しては補正用磁界センサを設けることでノイズ分を相殺する。また不均一磁

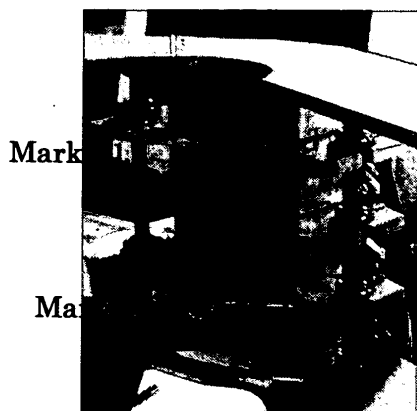


Fig. 8 Setup of sensor unit and two magnets.

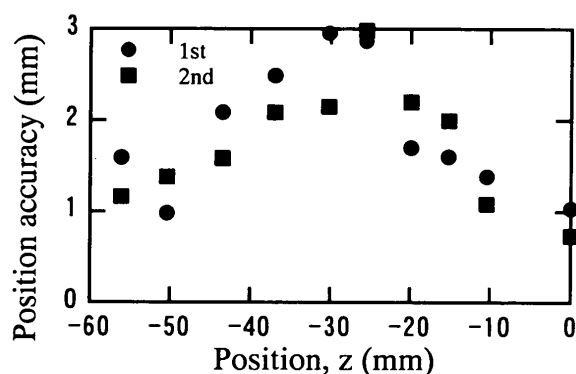


Fig. 9 Position accuracy obtained.

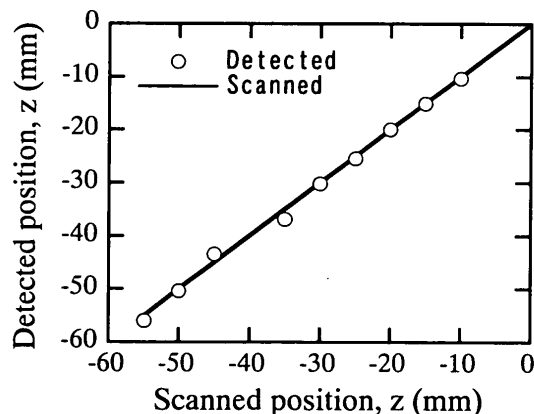


Fig. 10 The relation between scanned position and detected position.

界が加わった場合には装置周辺に磁気シールドを施すことを考えている。

3.1 実測値

Fig. 8 は樹脂材料に 2 個の永久磁石 (NdFeB 磁石, 6mm×5mm×2.5mm) の配置とセンサユニットを示したものである。永久磁石の着磁方向は磁石からセンサホルダへ向いた方向とした。また 2 個の永久磁石の着磁方向は互いに平行かつ同一方向とした。図中の marker1 は顎, marker2 は下顎に配置する磁石を想定した。2 個の磁石間の距離は成人男子を想定して約 110mm とした。測定は磁気シールド等を施さな

い地磁気の下で行った。

Fig. 9 は marker1 を固定して marker2 のみを z 軸へ移動させた場合の marker1 に対する marker2 の位置精度を示したものである。marker2 を z 軸の負方向へ移動したものであり、図中の横軸が 0mm の点が基準点である。下顎の運動は z 方向へ最大で 40mm 程度であるとされており、Fig. 9 の実測結果はこれに対応したものである。Fig. 9 は 2 回の繰り返し測定の結果を示した。2 度の繰り返しの伴い誤差は概ね 3mm 以内であり、かつ誤差換算で 1mm 以内で再現性が得られた。最小二乗法としては解の一意性は確認できており、この主たる要因は永久磁石 (6mm×5mm×2.5mm) とフラックスゲートセンサ (13mm×13mm×2mm) の寸法に起因するものと考えられる。一サイクルの測定時間は平均で約 0.5 秒であり、これは主として 2 マーカの位置および方向を求める計算時間である。本システムは将来将来的にはリアルタイム計測を目指す。歯科分野の診断では磁界センサによる計測データのみをリアルタイムで測定、保存し、位置を求める計算は後回しでも差し支えないため、診断には基本的に支障はない。Fig. 10 は z 軸方向へ際の移動距離に対する測定システムで得られた移動距離を示したものである。両者の間には概ね線形性がえられていることが了解される。

4. 結論

1. 2 個の永久磁石、32 個の 2 軸フラックスゲートセンサを用いた顎運動計測システムを試作した。このシステムは顎運動を自然な状態で計測可能になりうると考えられる。
2. 試作した顎運動計測システムにおいて位置精度を見積もった。センサ内部の雑音を考慮したところ使用したセンサの誤差である 10 nT (0.1 mG) の変動に対しては位置精度は 20 μm 以内、一様な 100 nT (1 mG) の外部磁界に対して位置精度は 1mm 以内であった。
3. 試作した顎運動計測システムにおいて 2 個の永久磁石を互いに 110mm だけ離して配置し、通常の顎運動に対応するように移動したところ、位置精度は 3mm 以内であった。また実際の移動距離と測定された移動距離はほぼ線形な関係であった。

5. 謝辞

磁界センサの信号処理回路の作製にご協力いただきました凌和電子株式会社上西克二氏に感謝します。磁界センサの計測には東北大学大学院工学研究科電気・通信工学専攻生体電磁工学講座磁気シールドルームを使用しました。本研究の一部は科学技術振興事業団の宮城県地域結集型共同研究事業「生体機能再建と近未来生活支援技術—最先端リハ・福祉システムの構築と新産業の創出」によるものである。

文 献

- 1) F. Grant, G. West, *Interpretation Theory in Applied Geophysics*, p. 306-381 (New York: McGraw-Hill, 1965).
- 2) W.M. Wynn, C.P. Frahm, P.J. Carroll, R.H. Clark, J. Wellhoner, M.J. Wynn, *IEEE Trans. Magn.*, **11**, 701 (1974).
- 3) J.E. Mcfee, Y. Das, *IEEE Trans. Antennas and Propagation*, **29**, 282 (1981).
- 4) S.V. Marshall, *IEEE Trans. Vehicular Technology*, **27**, 65 (1978).
- 5) Y. Yamada, N. Yoshida, K. Kobayashi, K. Yamauchi, *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, **37**, 919 (1990).
- 6) K. Ogata, Y. Sonoda, *Trans. IEE of Japan*, **115-A**, 974 (1995).
- 7) N.M. Prakash, F.A. Spelman, *Proceedings 19th International Conference IEEE/EMBS* p. 2394 (1997).
- 8) V. Schlageter, P.A. Besse, R.S. Popovic and P. Kusera, *Sensors and Actuators*, **A92**, 37 (2001).
- 9) W. Weitschies, R. Kotitz, D. Cordini and L. Trahms, *J. Pharmaceutical Sciences*, **86**, 1218 (1997).
- 10) Nano-hexa-graph catalog, GC Dental Japan co., Ltd. (1999)
- 11) Sirona dental systems Catalog, Tokyo Dental Industrial co., Ltd. (2000).
- 12) X. Zhang, M. Akutagawa, H. Nagashino and Y. Kinouchi, Technical Report of The Institute of Electronics Information and Communication Engineers, MBE2001-50 (2001).
- 13) S. Yabukami, H. Kikuchi, M. Yamaguchi, K.I. Arai, K. Takahashi, A. Itagaki and N. Wako, *IEEE Trans. Magn.*, **36**, 3646 (2000).
- 14) T. Nakagawa, Y. Koyanagi, "Experimental Data Analysis by the least square method," p.95-99, The University of Tokyo Press (1982).
- 15) E. Bando, A. Suzuki, "Basics and applications of analysis of jaw movement," Dental-Diamond co., Ltd. p.44 (1991).

2001年10月9日受理, 2002年1月17日採録