

2005

# 医科学応用研究財団研究報告

RESEARCH PAPERS OF THE SUZUKEN MEMORIAL FOUNDATION

鈴木謙三記念

財団法人 医科学応用研究財団

# 生体内モーションキャプチャシステムを応用した非侵襲的な咀嚼・嚥下機能測定装置の開発

東北大学大学院歯学研究科口腔保健発育学講座 助手 金高 弘恭  
 東北学院大学工学部電気情報工学科 助教授 藪上 信  
 財団法人電気磁気材料研究所 理事 荒井 賢一

## 1. はじめに

咀嚼・嚥下機能障害は、脳卒中などの疾患の後遺症としてだけでなく、加齢的な現象として発現することも多く、経管栄養を必要とする場合があるなど「食べる楽しみ」を奪うのみでなく、患者の生活の質を著しく低下させる要因である。我が国は、世界に類を見ないほどのスピードで超高齢化社会を迎えようとしており、咀嚼や嚥下など口腔機能の障害に対する治療の需要は、益々高まると考えられている。

これら咀嚼・嚥下機能障害に対しては、現在、主としてビデオ嚥下造影検査 (Video Fluorography: 以下、VFと略す) やビデオ内視鏡検査 (Video Endoscopy: 以下、VEと略す) により診断・治療が行われているが、X線被曝の問題や内視鏡挿入により摂食・嚥下を自然な状態で行うことが困難となるなど、簡便かつ非侵襲的に、これらの機能を詳細に測定する適切な方法は現在のところ存在しない。

たとえばVFを行う場合、高価な装置および特別な検査室が必要であり、X線の長時間にわたる被曝、造影剤誤嚥の危険性、側面もしくは正面からの2次元画像の評価しかできないなどの問題点がある。またVEでは、口腔から食道までの広範囲の同時観察が不可能なこと、内視鏡挿入のため自然な状態での嚥下が困難で検査時の負担が大きいこと、さらに咽頭けいれんや迷走神経反射による偶発症の危険性などの問題点がある。また、簡素な客観的評価法としては、反復唾液嚥下テスト (RSST)、水飲みテスト、咀嚼力評価、フードテスト、舌圧・口唇圧テストなどが行われているが、咀嚼や嚥下の際に重要とされる舌や咽頭部での運動を詳細に評価するには適しているとはいえない。このように現在、咀嚼・嚥下機能の客観的評価に使われている方法は、VFやVEなど大がかりな装置が必要で侵襲が大きく検査時の負担が大きいものか、もしくはスクリーニング的に使用される唾液嚥下テスト、水飲みテスト、咀嚼力測定など極端に簡素なものといったように両極端であり、簡便で精度の高い評価法は存在していない。そ

のため、診断および治療に利用可能で簡便かつ高精度のシステム開発が望まれていた。

一方、今までに実用化されている口腔機能測定用モーションキャプチャシステムには光学式と磁気式とがある。光学式は、連結器具を口腔内に挿入する必要があるため、口腔機能を自然な状態で評価することが困難である<sup>1)~4)</sup>。また磁気式は頸部にセンサホルダを固定するため、高齢者や幼児には適用困難であり、自然な状態での計測は難しく、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自由度の計測は不可能であった<sup>5)~7)</sup>。

そこで本研究では、我々が開発した複数の磁気マーカーの使用が可能な新しい生体内モーションキャプチャシステムを応用し、ニーズが高い咀嚼・嚥下機能障害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。具体的には、(1) 500  $\mu$ m以内の位置精度、(2) 剛体としての6自由度計測、(3) 高速な顎変位を計測するため80Hz以上の計測周期を目標とした開発を行った<sup>8)~10)</sup>。

上記の要件を満たすために (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た磁気マーカーを使用することで6自由度計測を実現し、(3) 高速ADコンバータを導入して100Hzの計測周期が可能な装置を開発した。開発した装置を評価した結果、磁気シールドルーム内での計測では、口腔機能測定装置としての上記要件を満たす結果が得られたので報告する。

## 2. 咀嚼・嚥下機能測定装置の開発

図1に試作した咀嚼・嚥下機能測定装置の概観写真を示す。本装置は上部および下部の2つの磁界センサユニット、センサの校正用3軸コイル、下顎歯列部および頸部に貼付する2個の磁気マーカー、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、被験者の顎部および頸部を磁界センサユニットに近づけて咀嚼時の顎運動を測定し

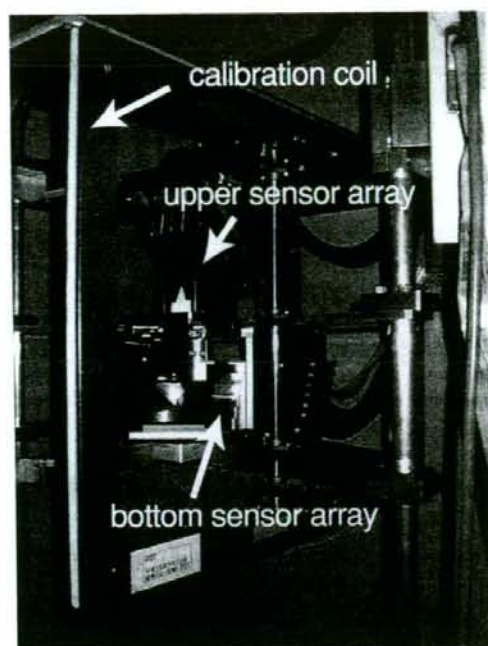


図1 咀嚼・嚥下機能測定装置の概観写真

た。最初に磁界センサの校正を行い、磁気マークを取り去った状態をバックグラウンドとし、磁気マーク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気マーク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した。次に磁気マークを下顎切歯部および顎部に貼付し、主測定を行った。主測定では、センサからの出力信号をAD変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(1)~(3)の式に基づきGauss-Newton法により最適化問題を解いた。

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

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

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

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~ $n$ )、 $\vec{B}^{(i)}_m$  はセンサ  $i$  における磁束密度、 $\vec{B}^{(i)}_c$  は双極子磁界を仮定したセンサ  $i$  における磁束密度、 $\vec{r}_i$  はマークからセンサ  $i$  への位置ベクトル、 $\vec{M}$  はマークの磁気モーメント、 $(x, y,$

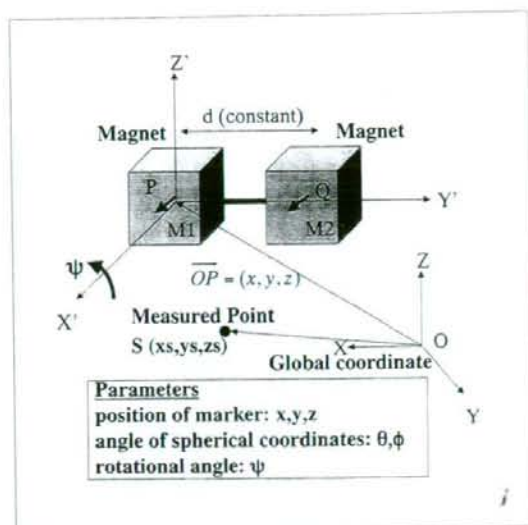


図2 磁気マークの構成

$z$ ) はマークの座標、 $\theta$  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、 $\phi$  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。求めた磁気マークの位置、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。

### 3. 6自由度計測の方法

図2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ク(2個の磁石をガイドで固定)の構成を示したものである。磁気マークは、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  $\psi$  を計測することは原理的に不可能である。本研究で使用した磁気マークでは、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、 $\psi$  の方向にマークが回転した場合、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で、上記5自由度の他に  $\psi$  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た。

磁気マークの位置および方向は、(4)~(8)式を用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。

$$\vec{B}(x, y, z, \theta, \phi, \psi) = \frac{1}{4\pi\mu_0} \sum_{i=1}^2 \left( -\frac{\vec{M}_i}{r_i^3} + \frac{3(\vec{M}_i \cdot \vec{r}_i) \cdot \vec{r}_i}{r_i^5} \right) \quad (4)$$

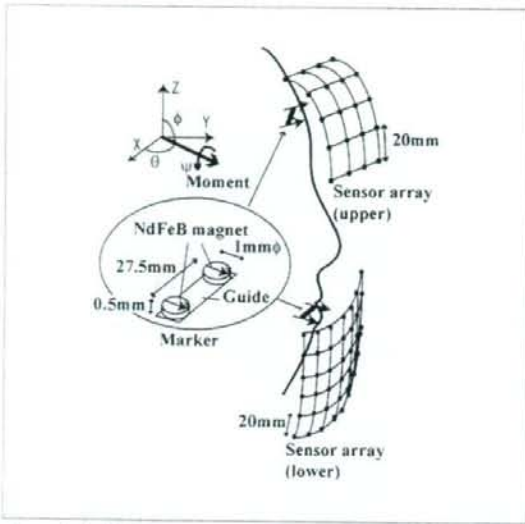


図3 6自由度顎運動計測に適用した実験方法および磁気マーカの配置

$$\vec{r}_1 = \vec{PS} = \vec{OS} - \vec{OP} = \begin{bmatrix} x_s - x \\ y_s - y \\ z_s - z \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\vec{r}_2 = \begin{bmatrix} x_s - x \\ y_s - y \\ z_s - z \end{bmatrix} - d \begin{bmatrix} -\sin\theta \cos\psi \\ \cos\phi \cos\theta \cos\psi - \sin\phi \sin\psi \\ \sin\phi \cos\theta \cos\psi + \cos\phi \sin\psi \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$\vec{M}_1 = M_1 \begin{bmatrix} \sin\phi \cos\theta \\ \sin\phi \sin\theta \\ \cos\phi \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$\vec{M}_2 = M_2 \begin{bmatrix} \sin(\phi + \phi') \cos(\theta + \theta') \\ \sin(\phi + \phi') \sin(\theta + \theta') \\ \cos(\phi + \phi') \end{bmatrix} \quad (8)$$

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、 $\theta'$  および  $\phi'$  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. 咀嚼・嚥下機能測定装置の位置精度評価

図3は、6自由度顎運動計測に適用した実験方法および磁気マーカの配置を示したものである。6自由度を算出する磁気マーカは、2個の永久磁石 (NdFeB、直径1mm、厚さ0.5mm、面内方向へ着磁) が中心間距離27.5mmで非磁性体ホルダに固定されている。着磁方向は同一方向に設定した。

図4は、顎模型を用いた6自由度運動の算出結果を表したも

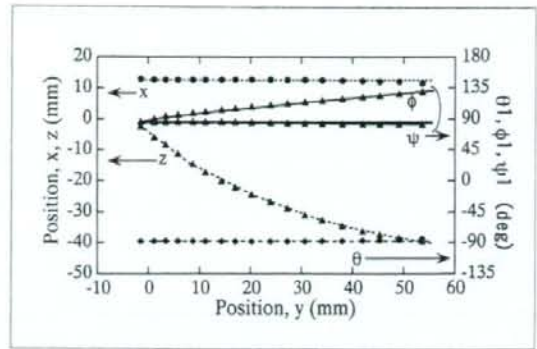


図4 顎模型を用いた6自由度運動の算出結果

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 ( $\theta$ 、 $\phi$ 、 $\psi$ ) の変化を示している。シンボルは、本装置により得られた実測値であり、実線および破線は、接触式3次元デジタイザにより求めた理論値である。図4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でき、剛体としての6自由度計測が可能であることが確認された。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500  $\mu$ m以内であった。

#### 5. まとめ

本装置は、測定時の違和感が小さいことから、従来では測定困難であった自然な状態での高精度な咀嚼・嚥下機能評価が可能で、対象も小児から高齢者まで幅広く適用可能であると考えられた。さらに、口腔機能リアルタイム表示機能を活用することにより、リハビリテーションにも応用可能であることから、診断および治療を含めた総合的な口腔機能改善支援システムとなりうると考えられた。

本研究では、磁気マーカとして小型永久磁石を利用したが、相互の磁界干渉を防ぎ、より高い測定精度が実現可能なLC共振型磁気コイルをワイヤレス磁気マーカとして利用するシステム<sup>14)</sup>についても、今後、開発を進めていきたいと考えている。LC共振型ワイヤレス磁気マーカ使用により、磁気シールドルーム外での使用環境でも、複数のマーカに対し、500  $\mu$ m以下という高い測定精度の獲得が可能であると考えられる。

#### 謝辞

本研究を遂行するにあたり、研究助成によりご支援を賜りました鈴木謙三記念財団法人医科学応用研究財団に心から感謝いたします。

#### 参考文献

- 1) 坂東水一、柴山 寛、河野正司: 写真撮影法による下顎運動測定法、補綴誌 23: 677-690, 1979.
- 2) 山崎要一: セルスホットを応用した下顎多点運動解析システムの開発と乳歯列期小児の側方滑走運動に関する研究、小児歯誌 27: 395-414, 1989.

- 3) 林 豊彦, 多和田孝雄, 山崎石治, 石岡 浩: 歯牙接触滑走運動の3次元測定システム, 補綴誌 25: 641-648, 1981.
- 4) 林 豊彦, 加藤一誠, 塩澤裕郎: 半導体を用いた下顎運動の3次元計測法と解析システムについて, 顎機能誌 2: 127-135, 1984.
- 5) 三谷春保, 山下 敦, 井上 宏: Mandibular Kinesiographの原理とその忠実性について, 補綴誌 21: 254-264, 1977.
- 6) Jankelson B, Swain CW, Crane PF and Radke JC: Kinesiometric instruction: a new technology, JADA, 90: 834-840, 1975.
- 7) 丸山剛郎, 西尾公一: 新しい下顎運動記録装置Sironathographと同解析コンピュータ・システム, 歯界展望 63: 1535-1546, 1984.
- 8) 坂上 信, 荒井 薫, 金高弘恭, 辻 真哉, 荒井賢一: 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, 日本応用磁気学会誌 28: 711-717, 2004.
- 9) 金高弘恭, 坂上 信, 河内誠彦, 荒井賢一, 三谷英夫: 複数磁気マーカーを用いたモーションキャプチャシステムによる新型顎運動測定装置の開発, 日本矯正歯科学会雑誌 61: 110-117, 2002.
- 10) Yabukami S, Kanetaka H, Tsuji S, Itagaki A, Yamaguchi M, Arai IK and Mitani H: A mew tracking system of jaw movement using two magnets, IEEE Trans. Magn. 38: 3315-3317, 2002.
- 11) Yabukami S, Mawatari H, Horikoshi N, Murayama Y, Ozawa T, Ishiyama K, Arai I K: A design of highly sensitive GMI sensor, JMMM 290: 1318-1321, 2005.
- 12) 坂上 信, 杉修 一郎, 小澤哲也, 阿部剛, 河野丈志, 荒井賢一, 岡崎結雄: 差動検出コイルを用いたLC共振型ワイヤレス磁気マーカーの位置・方向検出システム, 日本応用磁気学会誌 29: 146-152, 2005.

# Development of a new ultra-precision-polished pure titanium mirror for dental treatment

Hiroyasu Kanetaka\*, Akihiro Suzuki, Ryo Tomizuka, Sachiko Urayama, and Teruko Takano-Yamamoto

*Division of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Tohoku University Graduate School of Dentistry, Sendai 980-8575, Japan*

\*kanetaka@mail.tains.tohoku.ac.jp

**Abstract.** The aim of this study was to develop a biosafe and a biocompatible mirror for dental treatment. Mirrors are indispensable manual instruments for dental care and are widely used for intraoral examination and treatment. In this study, light and highly biocompatible mirrors were developed by mirror-polishing of pure titanium and used for dental examination and intraoral photography. The surface roughness and reflectance of the dental mirrors were measured and compared with those of commercially available dental mirrors made of stainless steel. Our results suggested that the pure titanium mirror with a mirror-polished surface was satisfactory for clinical use.

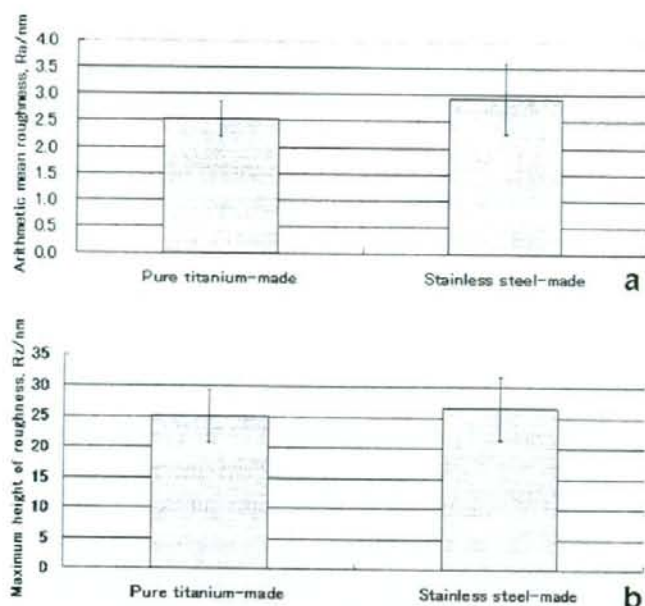
**Key words.** pure titanium, mirror, dental treatment, biocompatibility, polishing

## Introduction

Recently, direct-reflection-type metal mirrors with a mirror-polished metal surface have been used because of several advantages, including distinctness of the reflected image, high safety, and improved operability. However, most metal mirrors are made of stainless steel and contain about 10% nickel. Such mirrors may not be suitable for medical use because they can elicit strong allergic reactions [1]. In addition to this biosafety problem, corrosion of stainless steel mirrors can be caused by chloride disinfectants, containing mainly sodium hypochlorite [2]. In this study, light and highly biocompatible mirrors were developed by mirror-polishing of pure titanium, and the surface roughness and reflectance of the new titanium dental mirrors were compared with those of commercially available dental mirrors made of stainless steel.

## Material and methods

Newly developed mirror was made of pure titanium (Daido Steel Co., Ltd., Nagoya, Japan), finished by ultra-precision mirror polishing, and used to produce dental mirrors and mirrors for intraoral photography. These mirrors were compared with a commercially available dental mirror made of stainless steel (metal mirror, YDM Co., Tokyo, Japan). The surface roughness and reflectance of four newly developed dental mirrors were compared with those of four commercially available dental mirrors made of stainless steel. Surface roughness (measurement range: around 360  $\mu\text{m}$ ) was measured using a three-dimensional non-contact-type surface



**Fig. 1.** Surface roughness of metal mirrors

roughness measuring instrument (Talysurf CCI 3000, Taylor Hobson Ltd., Leicester, UK). The reflectance of the mirrors was measured within the visible region (measurement range: 380–780 nm), using a spectrophotometer (U-3120, Hitachi Ltd., Tokyo, Japan). The intraoral mirrors were used to observe teeth and take intraoral photographs.

## Results

The arithmetic mean roughness (Ra) of the dental mirror made of pure titanium was 3 nm or less (Fig. 1a), and the maximum height of roughness (Rz) was 30 nm or less (Fig. 1b), comparable to that of the commercially available dental mirror made of stainless steel. Both Ra and Rz showed no significant differences between the two groups. These results suggested that the surface of the pure titanium was sufficiently polished by our new original method. The reflectance of the pure titanium mirror was slightly lower than that of the stainless steel mirror, but both provided favorable images.

## Conclusion

It was suggested that the pure titanium mirror with mirror-polished surface was considered satisfactory for clinical use.

## References

1. Kanerva L, Forstrom L (2001) Allergic nickel and chromate hand dermatitis induced by orthopedic metal implant. *Contact Dermatitis* 44:103–104
2. Dartar Oztan M, Akman AA, Zaimoglu L, et al (2002) Corrosion rates of stainless-steel files in different irrigating solutions. *Int Endod J* 35:655–659

# Effects of initially light and gradually increasing force on orthodontic tooth movement

Ryo Tomizuka<sup>1\*</sup>, Hiroyasu Kanetaka<sup>1</sup>, Yoshinaka Shimizu<sup>2</sup>, Akihiro Suzuki<sup>1</sup>, Sachiko Urayama<sup>2</sup>, and Teruko Takano-Yamamoto<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Division of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics; <sup>2</sup>Division of Oral and Craniofacial Anatomy, Tohoku University Graduate School of Dentistry, Sendai 980-8575, Japan

\*ryotommy@mail.tains.tohoku.ac.jp

**Abstract.** This study investigated the effect of initially light and gradual increases in force on tooth movement using the attractive force of magnets in an experimental rat model. The distance between the magnets incrementally decreased from an initial light force in the experimental group, in contrast to no tooth displacement in the control group. There were significant differences in the number of osteoclasts and in the relative hyalinized area on the pressure side of the periodontal tissue between the control group and the experimental group. The application of gradual incremental increases in force induced effective tooth movement in rats, and recruitment of osteoclasts and inhibition of hyalinization.

**Key words.** initially light force, gradually increasing force, tooth movement, osteoclasts, hyalinization

## Introduction

Light continuous force results in a relatively smooth progression of tooth movement by frontal resorption [1]. However, traditional orthodontic appliances are not suitable for generating light force. The objective of this study was to investigate histologically the effect of initially light and gradual increases in force on tooth movement in an experimental rat model.

## Material and methods

Sixty male Wistar rats (18 weeks old) were used in the experiment. Cuboids (1.5 mm × 1.5 mm × 0.7 mm) made of magnet (experimental group) or titanium (control group) were bonded on the lingual surface of maxillary first molars. The initial distance between the materials in both groups was 1.5 mm, exerting only a light force in the experimental group. Rats were killed at 1, 3, 7, 10 or 14 days after treatment. Measurement of tooth movement was determined in 28 rats, and the number of TRAP-positive osteoclasts and the relative hyalinized area on the pressure side of periodontal tissue was determined in 32 rats.



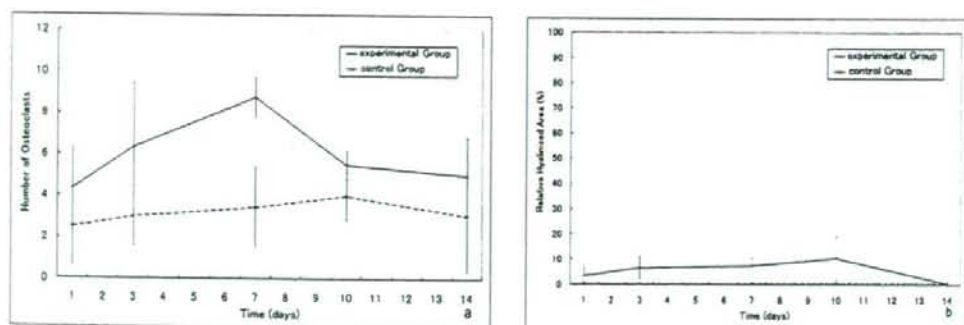


Fig. 1. a Time course changes in the number of osteoclasts on the pressure side. b Time course changes in the relative hyalinized area on the pressure side

## Results and discussion

The distance between the magnets significantly decreased over time in the experimental group, resulting in gradual tooth movement ( $P < 0.01$ ). No tooth displacement occurred in the control group. There was a significant difference in the number of osteoclasts (Fig. 1a) and in the relative hyalinized area between the control group and the experimental group (Fig. 1b) (both  $P < 0.01$ ). We hypothesized that stepwise process may be solved by an application of initially light and gradually increasing force [2]. It is well established that bone resorption by osteoclasts is crucial to orthodontic tooth movement [1, 3]. The formation of resorbed lacunae on the bone surface in the initial stage of force application may be beneficial for the recruitment of osteoclasts and continuous bone resorption, even despite a subsequent increase in force.

## Conclusion

The initial application of light force with initially light and gradual increases in force induced effective tooth movement in rats, and recruitment of osteoclasts and inhibition of hyalinization.

## References

1. William RP, Henry WF (2000) Contemporary orthodontics, 3rd edn. Mosby, St Louis, pp 296–325
2. Tomizuka R, Kanetaka H, Shimizu Y, et al (2006) Effects of gradually increasing force generated by permanent rare earth magnet for orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 76:1004–1009
3. Reitan K (1960) Tissue behavior during orthodontic tooth movement. *Am J Orthod* 46:881–900

# Osteoclast-mediated bone remodeling in guided bone regeneration with sintered bone grafts

Yoshinaka Shimizu<sup>1\*</sup>, Keisuke Okayama<sup>1,2</sup>, Mitsuhiro Kano<sup>1</sup>,  
Hiroyasu Kanetaka<sup>3</sup>, and Masayoshi Kikuchi<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Division of Oral and Craniofacial Anatomy, Department of Oral Function and Morphology;

<sup>2</sup>Division of Advanced Prosthodontics, Department of Oral Function and Morphology;

<sup>3</sup>Division of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics, Department of Oral Health and Development Science, Tohoku University Graduate School of Dentistry, Sendai 980-8575; Japan

\*shimizu@anat.dent.tohoku.ac.jp

**Abstract.** This study examined the effects of graft material on osteoclast-mediated bone remodeling in guided bone regeneration (GBR). Sintered rabbit bone particles were used as the graft material. A polytetrafluoroethylene membrane was molded into a dome and anchored to the frontal bone in 16 male rabbits. The space under the membrane was filled with a blood clot (control group) or sintered bone particles (experimental group). Animals were killed 2, 4, 8, and 12 weeks after operation. The resected samples were fixed in 4% paraformaldehyde and demineralized. Paraffin-embedded histological sections were stained with hematoxylin and eosin and underwent a histochemical assay to determine tartrate-resistant acid phosphate (TRAP) activity. The proportions of newly formed bone and graft particles and the numbers and densities of osteoclasts and multinucleated giant cells (MGCs) were calculated. The proportion of newly formed bone increased up to 4 weeks in both the control and experimental groups. Subsequently, the proportion decreased in the control group, but did not change significantly in the experimental group. Osteoclast density on newly formed bone was higher in the control group than that in the experimental group. We conclude that the use of a sintered bone graft inhibits bone resorption by osteoclasts.

**Key words.** guided bone regeneration, sintered bone, bone remodeling, osteoclast, histomorphometry

## Introduction

Guided bone regeneration (GBR) has been performed at implant-recipient sites that lack sufficient bone to increase the volume and quality of bone, and thereby enhance implant stability and long-term outcomes. Various devices and surgical techniques have been developed to augment bone. Good clinical outcomes require an understanding of the biologic mechanisms and temporal dynamics of newly formed bone in GBR.

In GBR, bone is newly formed over time in a secluded space containing a blood clot [1]. Initially, woven bone is rapidly formed. This bone is then immediately remodeled to a mature bone with lamellar structure. Although the maintenance of newly formed bone is a prerequisite to creating a biomechanical and clinical environment conducive to long-term implant stability, mature bone gradually decreases in response to various extrinsic factors [2], subsequently entering the marrow spaces [3]. Previous studies have suggested important differences in the pattern of new bone formation in a secluded space containing graft materials [4]. Such materials apparently contribute to the prolonged maintenance of newly formed bone during GBR.

Osteoclasts have important roles in the maintenance and resorption of newly formed bone during bone remodeling. The effects of graft materials on osteoclasts remain unclear. We therefore histomorphometrically investigated the effects of graft materials on the recruitment or localization of osteoclasts and multinucleated giant cells (MGCs) in a model of GBR.

## Experimental model of GBR

Sixteen male Japanese white rabbits weighing about 3 kg each were used in this study. General anesthesia was induced by injecting pentobarbital sodium salt (Tokyo Kasei, Tokyo, Japan) at a dose of 0.5 mg/kg body weight into an ear vein. In addition, about 2 ml of local anesthesia (1% lidocaine, Astra Zeneca, Osaka, Japan) was injected subcutaneously into the operation site. The frontal bone was exposed via a midsagittal incision through the skin and periosteum. Cortical bone defects ( $3 \times 15 \text{ mm}^2$ ) were made in the external cortical plate of the right and left frontal bones. An expanded polytetrafluoroethylene (e-PTFE) membrane reinforced with a thin titanium mesh (Gore-Tex, WL Gore, AZ, USA) was molded into a dome ( $10 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$ ) and filled with venous blood from the rabbit's ear in the control group, and sintered bone particles in the experimental group (Fig. 1). Two membranes (control and experimental groups) were placed over the defects and anchored to the bone surface by means of four mini-screws (Ti-SIS pins, SIS-System Trade, Klagenfurt, Austria). The skin was sutured over the membranes.

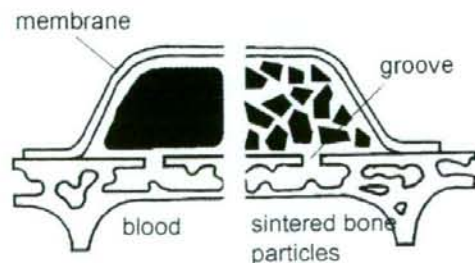


Fig. 1. Schema of the experimental site (frontal section)

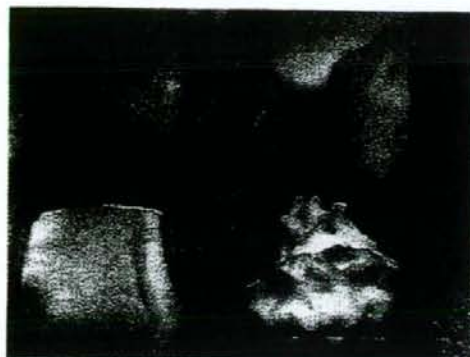


Fig. 2. Stereomicroscopic image of pulverized and separated sintered bone particles. Bar = 500  $\mu\text{m}$

### Sintered bone particles

The sintered bone particles used in this study were derived from natural rabbit bone. This type of sintered bone is classified as a xenogenic material, with biocompatible and osteoconductive properties [5]. The sintered bone was prepared as follows: boiled rabbit cortical bone was immersed in a mixture of 1% NaOH and 1%  $\text{H}_2\text{O}_2$  (1:1) to remove proteins on the bone surface for 1 h. The mixture was then neutralized with 1 N HCl. The bone was placed in an electric furnace and sintered at 600°C for 3–5 h and 1,100°C for 3.5 h. The sintered cortical bone was pulverized in a bone mill and sorted into particles of 300–500  $\mu\text{m}$  by means of a standard sieve. The sintered bone particles were white and irregularly shaped on examination with a stereomicroscope (Fig. 2). The calcium and phosphate contents of the sintered bone particles were Ca 42.5%, P 18.2%, and Ca/P ratio 2.34.

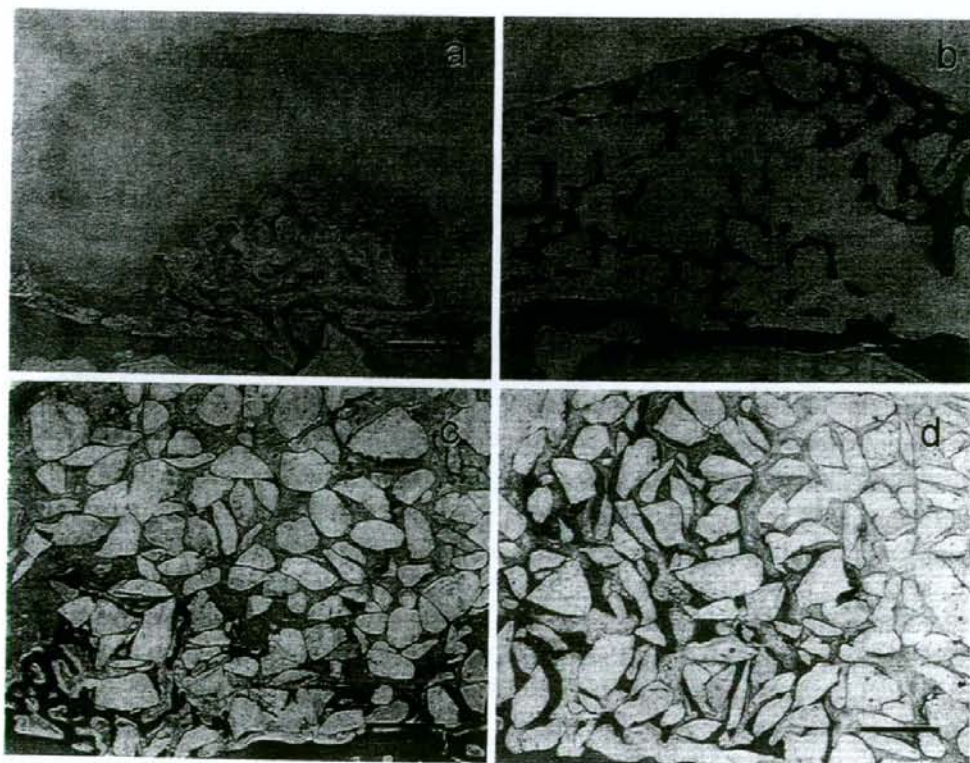
### Histomorphometry

The rabbits were anesthetized and killed 2, 4, 8, and 12 weeks after operation. For histological examination, the resected samples were demineralized in 10% EDTA and embedded in paraffin. Histological sections were sliced and stained with hematoxylin and eosin and underwent a histochemical assay to determine tartrate-resistant acid phosphate (TRAP) activity. After histological examination by light microscopy, the digitized images were photographed, and the following variables were measured: bone and graft particles volumes, the proportions of bone and graft particles (The bone proportion in the experimental group was calculated as a proportion in the space remaining after exclusion of the graft particles.), and the numbers and the densities of osteoclasts and MGCs. Totally 58 sites of right and left frontal bones in 18 rabbits were used for statistical analyses (two-way analysis of variance and Tukey's test).

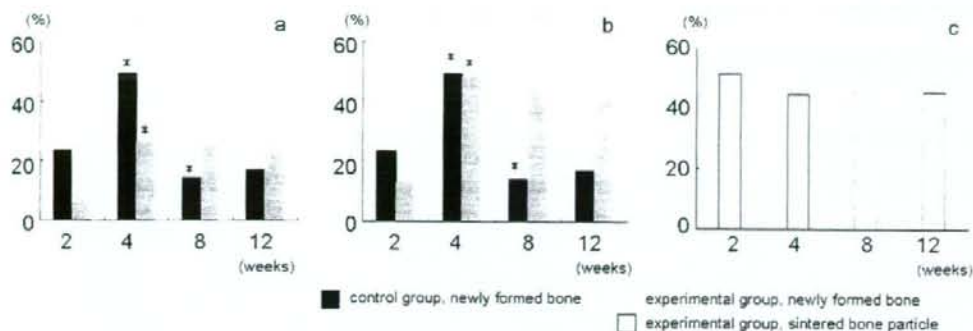
## Bone formation and sintered bone particles in GBR

Initially, woven bone, lined by a dense layer of cuboidal osteoblasts, proliferated around the groove in the control and experimental groups. The space under the membrane was filled with newly formed bone, fibrous tissue, and adipose tissue at 12 weeks in the control group. Mature bone with a lamellar structure was found from 4 weeks onward. The sintered bone particles were surrounded by newly formed bone, fibrous tissue, and adipose tissue, without inflammatory cell infiltration. The height and extent of newly formed bone were greater in the control group than in the experimental group throughout the experiment (Fig. 3).

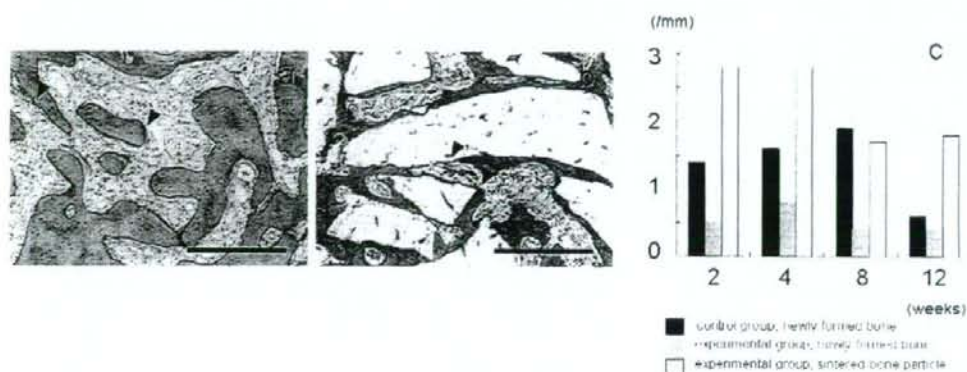
Bone volume in the control group increased rapidly for up to 4 weeks ( $P < 0.01$ ) and then decreased significantly ( $P < 0.01$ ). In the experimental group, bone volume increased gradually up to 4 weeks and then did not change significantly. Bone volume in the experimental group was larger than that in the control group from 8 weeks onward (Fig. 4a). The proportion of newly formed bone in the experimental group did not differ from that in the control group at 4 weeks. At 8 and 12 weeks, the proportion of newly formed bone in the experimental group was significantly larger than that in the control group ( $P < 0.01$ ) (Fig. 4b). The proportion of graft particles did not change significantly (Fig. 4c).



**Fig. 3.** Histological findings at low magnification (hematoxylin and eosin stain). **a** At 4 weeks in the control group. **b** At 12 weeks in the control group. **c** At 4 weeks in the experimental group. **d** At 12 weeks in the experimental group. Bars = 500  $\mu$ m



**Fig. 4.** **a** The volume of newly formed bone. **b** The proportion of newly formed bone in the space remaining after exclusion of the sintered bone particles. **c** The proportion of sintered bone particles. \* $P < 0.05$



**Fig. 5.** Histological findings at low magnification (tartrate-resistant acid phosphate). *arrowheads*, osteoclasts or multinucleated giant cells (MGCs). **a** at 4 weeks in the control group. *Bar* = 200  $\mu\text{m}$  **b** at 4 weeks in the experimental group. *Bar* = 200  $\mu\text{m}$  **c** The density of osteoclasts and MGCs.

## Osteoclasts and multinucleated giant cells in GBR

In both the control and experimental groups, TRAP-positive osteoclasts were found on newly formed bone from 2 weeks onward. At 12 weeks, a few pale osteoclasts were sporadically detected on newly formed bone trabeculae. In the experimental group, TRAP-positive MGCs were detected on the surfaces of sintered bone particles from 2 to 12 weeks (Fig. 5a, b).

The numbers of osteoclasts and MGCs were greatest at 4 weeks in the control and experimental groups. Throughout the experimental period, the number of osteoclasts in the experimental group was lesser than that in the control group. The densities of osteoclasts and MGCs were highest at 8 weeks in the control group and at 4 weeks in the experimental group (Fig. 5c). The densities of osteoclasts and MGCs were lower in the experimental group than in the control group at 2, 4 and 12 weeks. The number of TRAP-positive MGCs increased at 2 weeks and decreased at 8 weeks. The density of TRAP-positive MGCs showed no significant change at 4 weeks and decreased at 8 weeks (Fig. 5c).

## Conclusions

Irrespective of the presence or absence of xenografts, the space under the membrane was filled with newly formed bone. In the absence of xenografts, however, newly formed bone decreased gradually in our GBR model. Previous studies have reported that bone is resorbed if it is not functionally stimulated. Bone newly formed at augmented sites may thus decrease at locations not exposed to pressure or tensile stress.

Bone grafts fall into four general categories: autografts, allografts, xenografts, and alloplasts. Sintered bone is classified as a xenograft and considered biocompatible and osteoconductive. Numerous studies of human bone augmentation have shown that bovine-derived particles depleted of organic components are associated with successful bone regeneration. The sintered bone particles had good bone-to-graft contact and showed no change in size for a prolonged period, indicating that this material has nonabsorbable, biocompatible, and osteoconductive properties.

The use of sintered bone particles was associated with no disturbance of bone formation during GBR, but the extension of newly formed bone was delayed. However, the proportion of new bone in the experimental group was equivalent to that in the control group and was maintained. The recruitment of osteoclasts was inhibited, leading to the maintenance of bone volume and proportion. Inhibition of osteoclast activity might be related to the encapsulation of newly formed bone without a foreign body reaction, as well as the transmission of mechanical stress.

A better understanding of the biologic characteristics of new bone in GBR will enable the development of more refined clinical protocols and will facilitate the selection of optimally suited membrane and graft materials. The maintenance of new bone will be achieved by the understanding of bone remodeling, leading to the effective establishment of a functional structure *in vivo*.

## References

1. Nishimura I, Shimizu Y, Ooya K (2004) Effects of cortical bone perforation on experimental guided bone regeneration. *Clin Oral Implants Res* 15:293–300
2. Asai S, Shimizu Y, Ooya K (2002) Maxillary sinus augmentation model in rabbits: effect of occluded nasal ostium on new bone formation. *Clin Oral Implants Res* 13:405–409
3. Xu H, Shimizu Y, Onodera K et al (2005) Long-term outcome of augmentation of the maxillary sinus using deproteinized bone particles experimental study in rabbits. *Br J Oral Maxillofac Surg* 43:40–45
4. Okazaki K, Shimizu Y, Xu H et al (2005) Blood-filled spaces with and without deproteinized bone grafts in guided bone regeneration. A histomorphometric study of the rabbit skull using non-resorbable membrane. *Clin Oral Implants Res* 16:236–243
5. Matsuda M, Kita S, Takekawa M et al (1995) Scanning electron and light microscopic observations on the healing process after sintered bone implantation in rats. *Histol Histopathol* 10:673–679

## The effects of orthopedic forces with self-contained SMA appliance on cranial suture in rat

Sachiko Urayama<sup>1\*</sup>, Hiroyasu Kanetaka<sup>1</sup>, Yoshinaka Shimizu<sup>2</sup>, Akihiro Suzuki<sup>1</sup>, Ryo Tomizuka<sup>1</sup>, and Teruko Takano-Yamamoto<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Division of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics; <sup>2</sup>Division of Oral and Craniofacial Anatomy, Tohoku University Graduate School of Dentistry, Sendai 980-8575, Japan

\*sachiko-u@mail.tains.tohoku.ac.jp

**Abstract.** This study investigated the effect of orthopedic force applied by shape memory alloy (SMA) wire on the cranial bone growth in efforts to develop a self-contained orthopedic appliance. Expansive forces and compressive forces were applied by Ni–Ti SMA wires to interparietal sutures in Wistar rats. All rats were killed at day 14 or 28 post-treatment. Morphological analyses by soft X-ray and micro-computed tomography, and histological observation were performed. Cranial width in the expansive groups was increased significantly compared to the control group ( $P < 0.01$ ). The increase in cranial width in the compressive groups was inhibited. The results suggest that the self-contained SMA appliance has orthopedic application to the cranium.

**Key words.** orthopedic force, SMA, morphometrical analysis, rat cranium

### Introduction

External orthopedic appliances are frequently applied in clinical orthodontics to modify orofacial growth and to obtain harmonious skeletal relations. Current efforts in the development of orthopedic appliances are aimed at creating new internal appliances that are invisible and are automated so as not to require daily activation [1]. We investigated here the effects of orthopedic forces utilizing shape memory alloy (SMA) wire in a self-contained appliance in an experimental rat model of cranial modification through sutural growth control.

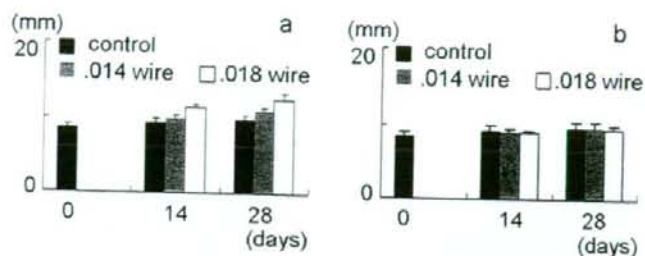
### Material and methods

Expansive forces (group A, 50 gf; group B, 150 gf) and compressive forces (group C, 30 gf; group D, 90 gf) were applied to interparietal sutures in Wistar rats (male, 6 weeks old) using Ni–Ti SMA wire (0.018 and 0.014 inch Nitinol classic; 3M Unitek, Monrovia, CA, USA) (Fig. 1a). Two-dimensional morphometric analyses





**Fig. 1.** **a** SMA wire applying compressive and expansive forces on the rat cranium. **b** Schema demonstrating the dimension assessed on soft X-ray photographs



**Fig. 2.** Time course of cranial width growth in **a** the expansive groups and **b** the compressive groups

to determine cranial width were performed using soft X-ray photographs (Softex, Tokyo, Japan) (Fig. 1b). The interparietal sutures were observed three dimensionally using micro-computed tomography (CT) photographs (ASM-X-225CT; Shimadzu Corporation, Kyoto, Japan) and histologically.

## Results

Cranial width in the expansive groups was significantly increased compared with the control group ( $P < 0.01$ , Fig. 2a), whereas cranial width did not significantly differ between the control and compressive groups (Fig. 2b). In the expansive groups, interparietal sutures showed an enlarged opening and thin edges, whereas those in the compressive groups showed a linear shape and thick edges. Three-dimensional observations demonstrated that the interparietal sutures had a more apparent interdigital shape in the expansive groups, compared to a straight form in the compressive groups. Histologically, new bone formation with osteoblasts on the sutural surfaces was observed in the expansive groups. In contrast, the compressive groups showed osteoclastic resorption and slight hyalinization.

## Conclusion

The self-contained orthopedic appliance utilizing SMA wire was found to have orthopedic application to the cranium.

## Reference

1. Kanetaka H, Shimizu Y, Hosoda H, et al (2007) Orthodontic tooth movement in rats using Ni-free Ti-based shape memory alloy wire. *Mater Trans* 48:367–372

## Development of a Fingertip Position-Sensing System using LC Resonated Markers

S. Yabukami, K. Ogasawara, H. Saitoh, S. Hashi\*, M. Toyoda\*, Y. Okazaki\*, and K.I. Arai\*\*

Department of Electric and Information Technology, Tohoku Gakuin University, 1-13-1 Chuo, Tagajo 985-8537, Japan

\*Faculty of Engineering, Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu 501-1193, Japan

\*\* Research Institute for Electric and Magnetic Materials, 2-1-1 Yagiyama minami, Taihaku-ku, Sendai, 982-0807, Japan

We propose a new system for sensing the positions of up to five wireless magnetic markers using phase detection. It consists of five resonated markers, a driving coil, and pickup coils. Slim LC resonated markers were fabricated and a detector was formed by connecting high-speed AD converters. The system has a position accuracy of around 1 mm, and can be used for highly accurate position sensing without magnetic shielding, because it is free from earth field noise. We tracked fingertips using five resonated markers.

**Key words:** wireless LC resonated magnetic marker, position sensing, fingertips

## 多点ワイヤレス磁気マーカによる指先のモーションキャプチャシステム

荻上 信・小笠原浩太・齋藤秀樹・栢修一郎\*\*・豊田征治\*\*・岡崎靖雄\*・荒井賢一\*\*

東北学院大学工学部, 多賀城市中央 1-13-1 (〒985-8537)

\*\*岐阜大学工学部, 岐阜市柳戸 1-1 (〒501-1193)

\*\*電気磁気材料研究所, 仙台市太白区八木山南 2-1-1 (〒982-0807)

### 1. はじめに

指先の動きは人間らしさの特徴づける運動機能のひとつであり, このモーションキャプチャは人間活動のあらゆる分野・場面へ適用される。キーボード、マウス等は指を用いた最も基本的なインターフェースとして普及している。指先の動きの検出方法には機械式<sup>1)</sup>、歪センサを用いる方法<sup>2)</sup>、画像処理を用いる方法<sup>3)</sup>、交流電磁界を用いる方法<sup>4)</sup>等, 様々な手法が提案されてきた。しかし日常的に使用可能で, 電氣的引き出し線やバッテリーを持たずに指先の動きを精密に計測可能なシステムは実用化されていない。

筆者らはこれまでマーカへの電氣的引き出し線が不要であることと外来ノイズに影響を受けにくいことを両立させることを目指して, 共振型の磁気マーカを用いた位置検出システムを提案するとともに, 1個のマーカの位置および方向を1mm程度の位置精度で検出可能であることを示した<sup>5), 6)</sup>。

これまで筆者らが検討してきた磁気マーカによる位置検出システムは複数の磁気マーカを計測する場合でも, それぞれのマーカの共振周波数を異なる値に設定すれば, 単一のマーカの位置・方向の検出問題に置き換えることが可能であるため, 指先の自然な状態での位置検出に適した方法であると考えた。また本手法は代表的な他の交流磁界を用いる方法<sup>7)</sup>に比較して, 検出範囲が限定される短所があるものの, 指先の動く範囲という比較的限定された範囲であれば, 適用可能と考えられる。さらに本手法が有用であれば, 上記のマウスやキーボード以外でも指先の運動機能の

診断や, 障害者の情報入力デバイス等, 医療や福祉分野への波及効果も期待できる。

そこで本論文では検出範囲として一辺150mm程度の立方体内部を想定し, 5個までのワイヤレス磁気マーカの位置および方向をリアルタイムで計測・表示されるシステムを開発した。また5個のマーカを同時にスキャンさせた場合の相対位置精度も議論した。さらに最速20Hzの計測速度で, マーカを表示可能なシステムを開発した。

### 2. 5個までのマーカの位置・方向の検出方法

Fig. 1は5個のマーカの位置検出システムを概念的に示

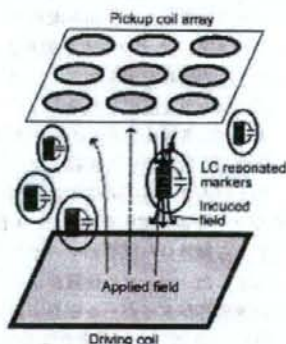


Fig. 1 Schematic diagram of the position-sensing system.

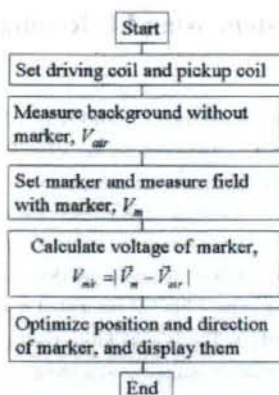


Fig. 2 Flow chart.

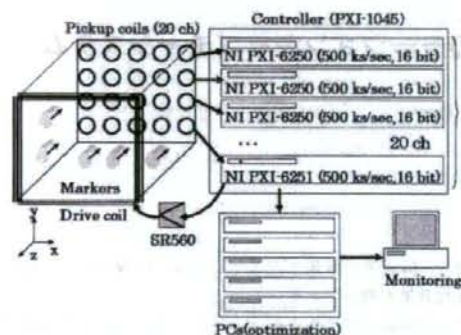
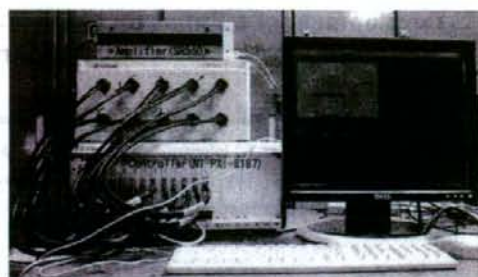


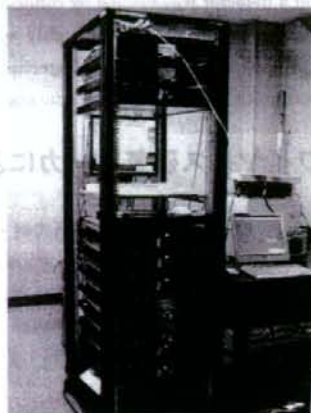
Fig. 3 Schematic diagram of the position-sensing system.

したものであり、励磁コイル、検出コイルおよび磁気マーカーから構成される。各々のマーカーはインダクタンスとキャパシタンスが接続した等価回路として表した。本システムでは励磁コイルにより各々のマーカーの共振周波数における交流磁界を発生させ、マーカーからの誘導磁界を検出コイルアレイを用いて計測し、マーカーからの誘導磁界をダイポール磁界と仮定してマーカーの位置および方向を最適化する。

Fig. 2 はマーカーの位置および方向を求めるフローチャートを示したものである。まずマーカーを取り去った状態で、配置した検出コイルの誘起電圧を測定し、バックグラウンド電圧とする。次にマーカーを配置して検出コイルの誘起電圧を測定する。本稿では各検出コイルの共振周波数においてマーカーがない状態での誘起電圧の振幅、マーカーをおいた状態での振幅、および両者の電圧の位相差を測定し、ベクトル的に等価的なマーカー寄与電圧を求めた。1個のマーカーの共振周波数における磁界分布はそのマーカーからの誘導磁界のみであると仮定した。マーカーの位置および方向はマーカーから発生する誘導磁界がダイポール磁界に近似できることを仮定して、(1)~(3)式により位置および方向を Gauss-Newton 法<sup>11)</sup>により最適化処理する。



(a) AD converters, amplifier, and display



(b) PCs for optimizing the positions of markers

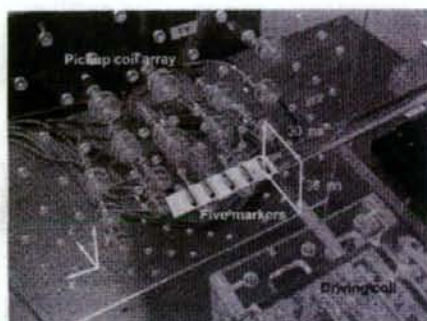
Fig. 4 Photograph of the electrical equipment.

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

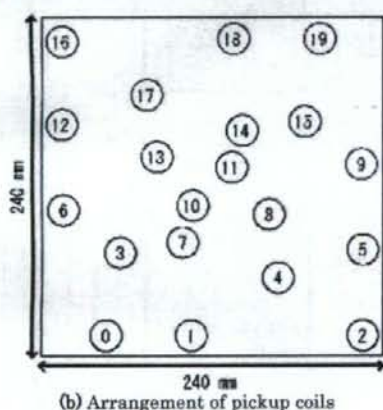
$$\vec{B}^{(i)}(\vec{p}) = \frac{1}{4\pi\mu_0} \left[ \frac{\vec{M}}{r_i^3} + \frac{3(\vec{M} \cdot \vec{r}_i) \cdot \vec{r}_i}{r_i^5} \right] \quad (2)$$

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

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 ~  $n$ )、 $\vec{B}^{(i)}(\vec{p})$  は双極子磁界を考慮した検出コイル  $i$  における磁束密度の理論値、 $\vec{r}_i$  はマーカーから検出コイル  $i$  への位置ベクトル、 $\vec{M}$  はマーカーの磁気モーメント、 $(x, y, z)$  はマーカー  $i$  の座標、 $\theta$  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、 $\phi$  はモーメントの方向ベクトルと  $z$  軸とのなす角である。Gauss-Newton 法の初期値は一つ前のステップにおける収束値を用いた。Gauss-Newton 法<sup>11)</sup>における縮小因子  $\alpha$  は約 0.1 とした。



(a) Pickup coil array, driving coil, and five markers



(b) Arrangement of pickup coils

Fig. 5 Arrangement of coils and marker.

### 3. 位置検出システム

Fig. 3 は試作した位置検出システムの構成を示したものである。計測システムは励磁コイル、検出コイルアレイ (20 チャンネル)、LC 共振型磁気マーカー、AD コンバータおよび DA コンバータ (NI PXI-6251 : 1 台)、AD コンバータ (NI PXI-6250 : 9 台)、制御ユニット (NI PXI-8187)、プリアンプ (SR560) から構成される。制御用プログラムは Lab VIEW ver. 7.1、位置および方向の最適化処理プログラムは Visual C++ を用いて作成した。AD コンバータである PXI-6251 および PXI-6250 は 500ksample/sec のサンプリング速度で、1 台あたり 2 チャンネルの 16 ビット信号を計測するモードで使用し、20 チャンネルの検出コイルの誘起電圧を並列に取得できるように構成した。励磁コイルへの電圧は PXI-6251 からの出力信号をアンプを介して励磁コイルへ接続した。すべての AD コンバータおよび DA コンバータは PXI システムのため相互に同期が取れており、基準信号に対する位相差を計測可能である。磁気マーカーは励磁コイルと検出コイルから構成されるユニット内部



Fig. 6 Photograph of the LC resonated marker.

に配置した。マーカーの位置および方向の最適化処理はイーサネット接続した別のパソコン (Pentium(R) D, 3.20GHz) をマーカーの個数台用意して、マーカー位置および方向を並列に演算した。マーカー位置は画面上に表示させた。

Fig. 4(a) は計測システムに用いた PXI 制御コントローラ (AD コンバータと DA コンバータを内蔵)、プリアンプおよびディスプレイの写真である。Fig. 4(b) はマーカーの位置および方向の最適化処理用パソコンである。

Fig. 5 は励磁コイル、検出コイル、マーカーの写真である。Fig. 5(a) は励磁コイルとマーカー配置を示したものである。励磁コイルおよび検出コイルはアクリルで作成した一辺 150mm の立方体に配置し、励磁コイルと検出コイルの面は 150mm の距離で対向させた。励磁コイルは一辺約 150mm の正方形であり、直径 1.0mm の銅線を 20 ターン施した。Fig. 5(b) は検出コイルの配置を示したものである。検出コイルは線径 0.2mm の銅線を直径 23mm、125 ターンのコイルに施し、同一平面状に 20 個配置した。丸枠は実際の検出コイルの寸法を示しており、丸枠内の数値は検出コイルの番号を示している。検出コイルの配置位置は実際に一辺 150mm の立方体内部に各指先に 5 個のマーカーを配置して、局所解による影響が十分小さくかつ正確にマーカー位置が検出できるように実験的に決めた。

Fig. 6 は試作した磁気マーカーのひとつの写真を示したものである。マーカーはコイル、コンデンサを半田で直列に接続して作成した。マーカーは直径 5mm、長さ 20mm の MnZn フェライト (TDK 株式会社製 EE シリーズ) の周囲に直径 0.1mm の銅線を 500 ターン巻いて外形寸法が長さ 20mm、直径約 6mm とした。約 90kHz におけるインダクタンスは約 5.6mH 性能指数は約 60 であった。コンデンサは 0.64nF のチップコンデンサ (ROHM 社製 MCH シリーズ) を使用した。マーカーは非導体による 3 軸スキャナにより移動させた。

### 4. 実験結果

#### 4.1 5 個のマーカーの相対位置精度

5 個のマーカーの配置および移動は Fig. 5(a) の矢印で示したようにマイクロメータにより一辺 30mm の正方形を描いた。5 個のマーカーは 1 列に並べて、アクリル棒を介して