

片側性唇顎口蓋裂患者に対する顎機能解析

システムの開発と臨床応用

16592038

平成 16 年度～平成 18 年度科学研究費補助金
(基盤研究(C))研究成果報告書

平成 19 年 5 月

研究代表者 幸地 省子
東北大学病院助教授

はしがき

顎機能は咀嚼、嚥下、発声時において非常に重要な役割を担っており、我々が生活を営む上で、生理的にばかりでなく社会的にも必要不可欠な機能である。なかでも、片側性唇顎口蓋裂患者は先天的に顎顔面部に形態的な非対称を有しているため、機能的にも何らかの問題を有している場合が多く、早い段階からの適切な対応が求められてきている。

しかしながら、治療の第一歩とも言える顎機能に対する診査は、現在のところ不十分と言わざるを得ない。既存の装置では嚥下や咀嚼運動を自然な状態で再現することが困難であり、さらに大きな固定器具の装着が必要なため患者に対する肉体的および精神的負担が大きく小児患者に対する使用が困難である等、多くの問題点を抱えていた。このため、私たち臨床にたずさわるものの現場では、新たな顎機能解析システムの開発が望まれていた。

本研究では、これまでの研究で我々の培ってきた生体内モーションキャプチャ技術（特願 2001-165487, 特願 2003-326034, 特願 2004-106789, PCT/JP2005/006275）を更に発展させ、小児患者への適用が問題とまらないほど違和感が小さく、より精度の高い非侵襲的な交流磁界式顎機能解析システムの開発を行い、片側性唇顎口蓋裂患者に適用し正確な顎機能評価を行った。今後、症例数を増やし、患者全体に共通して認められる機能的問題点の特徴を明らかにし、顎裂部骨移植術、歯科矯正治療など形態改善を目的とした処置の適切な方法およびタイミングを決定する際に役立てていきたいと考えている。

2007年4月

研究代表者 幸地 省子

研究組織

- 研究代表者 : 幸地 省子 (東北大学病院 助教授)
- 研究分担者 : 金高 弘恭 (東北大学大学院歯学研究科 助手)
- 研究分担者 : 藪上 信 (東北学院大学工学部 助教授)
- 研究分担者 : 荒井 賢一 (財)電気磁気材料研究所 理事)

交付決定額(配分額)

	直接経費	間接経費	合 計
平成 16 年度	1,400,000 円	0 円	1,400,000 円
平成 17 年度	1,300,000 円	0 円	1,300,000 円
平成 18 年度	700,000 円	0 円	700,000 円
総 計	3,400,000 円	0 円	3,400,000 円

研究発表

(1) 学会誌等

① 金高弘恭, 藪上 信, 荒井賢一:

生体内モーショキャプチャシステムを応用した非侵襲的な摂食・嚥下機能測定装置の開発,

医科学応用財団研究報告書 Vol. 24: 45-48, 2007.

② S. Hashi, S. Yabukami, M. Toyoda, M. Ohya, K. Ishiyama, Y. Okazaki, K. I. Arai:

"Magnetic motion capture system using LC resonant magnetic marker composed of Ni-Zn ferrite core,"

Journal of Applied Physics, Vol. 99, No. 8: 08B312, 2006.

③ 豊田征治, 栢修一郎, 藪上信, 大矢雅志, 石山和志, 岡崎靖雄, 荒井賢一:

複数 LC 共振型磁気マーカを用いた多点位置検出システム

日本応用磁気学会誌, Vol. 30, No. 3: 391-395, 2006.

④ S. Hashi, M. Toyoda, S. Yabukami, K. Ishiyama, Y. Okazaki, K. I. Arai:

"Wireless magnetic motion capture system for multi-marker detection,"

IEEE Transactions on Magnetics, Vol. 42, No. 10: 3279-3281, 2006.

⑤ S. Hashi, M. Toyoda, S. Yabukami, M. Ohya, K. Ishiyama, Y. Okazaki, K. I.

Arai:

"Development of magnetic motion capture system for multi-position detection,"

Sensor Letters, Vol. 5, No. 1: 300-303, 2007.

(2) 口頭・ポスター発表

- ① R. Tomizuka, H. Kanetaka, S. Yabukami, K. I. Arai, T. Takano-Yamamoto:
"New Magnetic Jaw-tracking System Available with Six Degrees-of-freedom,"
84th Annual Meeting of International Association for Dental Research,
Date: June 28- July 1, 2006.
- ② S. Hashi, M. Toyoda, S. Yabukami, K. Ishiyama, Y. Okazaki, K. I. Arai:
"Development of Wireless Magnetic Motion Capture System for Multi-Marker
Detection,"
International Conference on Magnetism 2006, Presentation No.: EV-08,
Date: May 11, 2006.
- ③ S. Hashi, M. Toyoda, S. Yabukami, M. Ohya, K. Ishiyama, Y. Okazaki, and K. I.
Arai:
"Development of magnetic motion capture system for multi-point detection,"
6th European Conference on Magnetic Sensors and Actuators, Presentation
No.: AP280-MP8, Date: July 3, 2006.
- ④ S. Hashi, M. Toyoda, S. Yabukami, M. Ohya, K. Ishiyama, Y. Okazaki, K. I.
Arai:
"Evaluation of a new type of magnetic motion capture system,"
International Conference on Magnetism 2006, Presentation No.: PSTu-L-483,
Date: August 22, 2006.
- ⑤ 豊田征治, 栢修一郎, 大矢雅志, 藪上信, 石山和志, 岡崎靖雄, 荒井賢一:
「多点検出可能なワイヤレス磁気モーションキャプチャシステム」,
第30回日本応用磁気学会学術講演会, 講演番号: 13pB-10,
講演日: 平成18年9月13日

⑥ S. Hashi, M. Toyoda, S. Yabukami, K. Ishiyama, Y. Okazaki, K. I. Arai:

"Wireless magnetic motion capture system ? compensatory tracking of positional error caused by mutual inductance -,"

10th Joint MMM-Intermag Conference, Presentation No.: AR-05,

Date: January 8, 2007.

⑦ 豊田征治, 栢修一郎, 大矢雅志, 藪上信, 石山和志, 岡崎靖雄, 荒井賢一:

「LC 共振型磁気マーカを用いた位置・方向検出システムー数値解析による検出位置精度向上化の検討ー」,

平成 19 年電気学会全国大会, 講演番号: 2-158, 講演日: 平成 19 年 3 月 17 日

研究成果による工業所有権の出願・取得状況

①

米国特許出願（PCT指定国移行）

名称：INSTRUMENT AND METHOD FOR MEASURING THREE-DIMENSIONAL MOTION

米国特許出願番号：11/547050

移行手続日：Oct. 2, 2006

発明者：Hiroyasu Kanetaka(33.3%), Ken-ichi Arai(33.3%),
Shin Yabukami(33.3%)

特許出願人：Japan Science and Technology Agency(100%)

②

ドイツ特許出願（PCT指定国移行）

名称：INSTRUMENT AND METHOD FOR MEASURING THREE-DIMENSIONAL MOTION IN LIVING BODY

ドイツ特許出願番号：112005000700.6

移行手続日：Oct. 2, 2006

発明者：Hiroyasu Kanetaka(33.3%), Ken-ichi Arai(33.3%),
Shin Yabukami(33.3%)

特許出願人：Japan Science and Technology Agency(100%)

③

中国特許出願（P C T 指定国移行）

名 称 : INSTRUMENT AND METHOD FOR MEASURING THREE-
DIMENSIONAL MOTION IN LIVING BODY

中国特許出願番号 : 200580017779.7

移行手続日 : Nov. 30, 2006

発明者 : Hiroyasu Kanetaka(33.3%), Ken-ichi Arai(33.3%),
Shin Yabukami(33.3%)

特許出願人 : Japan Science and Technology Agency(100%)

研究成果

(目次)

- 1) 直流磁界式モーションキャプチャシステムによる口腔機能評価
- 2) 交流磁界式モーションキャプチャシステムの開発
- 3) まとめ

1) 直流磁界式モーションキャプチャシステムによる口腔機能評価

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

東北大学病院・助教授 幸地省子

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)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線被爆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であるなど、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爆、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、さらに咽頭痙攣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。一方、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なものか、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きた。

一方、今までに実用化されている生体内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。光学式は機械的構造物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¹⁻⁴⁾。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自由度の計測は不可能であった⁵⁻⁷⁾。

そこで本研究では、我々が開発した複数の磁気マーカ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 μ 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以上の計測周期と目標とした開発を行った⁸⁻¹⁰⁾。

上記の要件を満足するために(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の計測周期を得た。その結果、磁気シールドルーム内での計測では、上記の要求を満足する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。本装置は磁界センサユニット、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個の磁気マーカ、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頭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た。最初に磁界センサの校正を行い、磁気マーカを取り去った状態をバックグラウンドとし、磁気マーカ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カ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。次に磁気マーカ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)式に基づき Gauss-Newton 法により最適化問題を解いた。

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

$$B^{(i)}_c(\beta) = \frac{1}{4\pi\mu} \left[-\frac{M^U}{r_i^3} + \frac{3(M^U \cdot F_i) \cdot F_i}{r_i^5} \right] \quad (2)$$

$$\beta = (x, y, z, \theta, \phi) \quad (3)$$

ただし $S(\beta)$ 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、 $B^{(i)}_c$ は双極子磁界を仮定したセンサ i における磁束密度、 F_i はマーカからセンサ i への位置ベクトル、 M^U 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、 β は(4)式で定義される変数である。求めた磁気マーカの位置、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 ψ 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カでは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 ψ 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 ψ 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。

磁気マーカ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。

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

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

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

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

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

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、 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. 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。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 μm 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る。

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^{11, 12)}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 μm 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

本研究の一部は、文部科学省・科学研究費補助金（基盤研究（C））（課題番号：16592038）の助成により行った。

【参考文献】

1. 坂東永一, 栗山 實, 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: セルスポ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 靖: 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, 塩澤恭郎: 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, Swaln 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. 藪上 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, 藪上 信, 河内満彦, 荒井賢一, 三谷英夫: 複数磁気マーカ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. 藪上信, 栢修一郎, 小澤哲也, 阿部剛, 河野丈志, 荒井賢一, 岡崎靖雄: 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の位置・方向検出システム, 日本応用磁気学会誌 29, 146-152, 2005.

【図および図の説明】

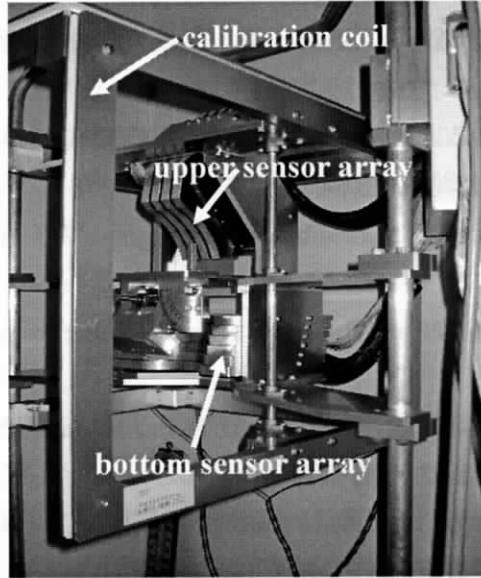


図1 咀嚼・嚥下機能測定装置の概観写真

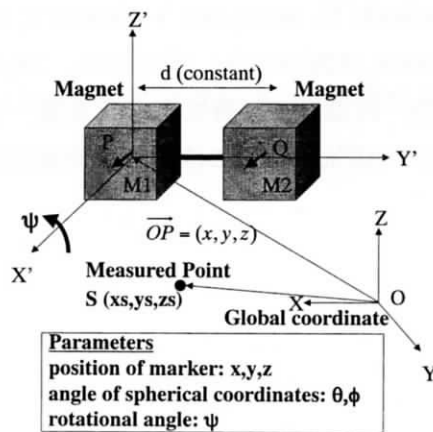


図2 磁気マーカの構成

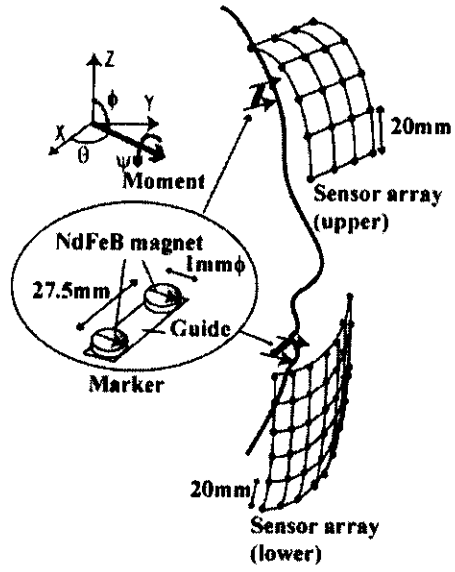


図3 6自由度顎運動計測に適用した実験方法
および磁気マーカの配置

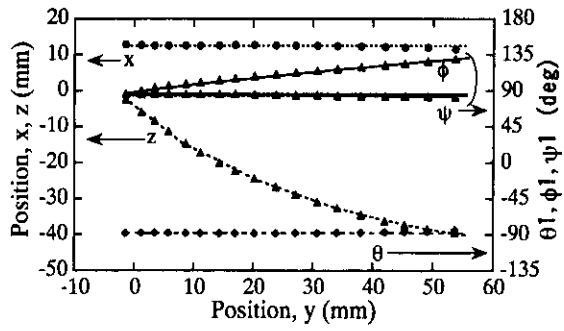


図4 顎模型を用いた6自由度運動の算出結果

2) 交流磁界式モーションキャプチャシステムの開発

3) まとめ

A. 研究目的

顎機能は咀嚼、嚥下、発声時において非常に重要な役割を担っており、我々が生活を営む上で、生理的にばかりでなく社会的にも必要不可欠な機能である。そのため、この顎機能に障害があると、日常生活上、大きな負担を被ることになる。なかでも、片側性唇顎口蓋裂患者は先天的に顎顔面部に形態的な非対称を有しているため、機能的にも何らかの問題を有している場合が多く、早い段階からの適切な対応が求められてきている。

しかしながら、治療の第一歩とも言える顎機能に対する診査は、現在のところ不十分と言わざるを得ない。既存の装置では嚥下や咀嚼運動を自然な状態で再現することが困難なことから、診査内容が最大開閉口運動等の限界運動や簡単な咀嚼運動に限られ、さらに、大きな固定器具の装着が必要なたため患者に対する肉体的および精神的負担が大きく小児患者に対する使用が困難である等、多くの問題点を抱えていた。このため、私たち臨床にたずさわるものの現場では、新たな顎機能解析システムの開発が望まれていた。

本研究では、まず第一に、複数の小型永久磁石を磁気マーカとして利用した生体内直流磁界式モーションキャプチャシステム（平成14年12月10特許公開；特開2002-355264）および6自由度運動計測方法（平成15年9月18日特許出願；特願2003-326034）での基本技術をベースとして、小児患者への適用が問題とならないほど違和感が小さく、より精度の高い非侵襲的な交流磁界式顎機能解析システムの開発を行った。

次に、本システムを片側性唇顎口蓋裂患者に適用し正確な顎機能評価を行うことにより、患者全体に共通して認められる機能的問題点の特徴を明らかにする。その結果は、顎裂部骨移植術、歯科矯正治療など形態改善を目的とした処置の適切な方法およびタイミングを決定する際に役立てていきたいと考えている。

本研究では、生体への利用可能なモーションキャプチャシステムを新たに開発し、口腔内という遮蔽された特殊な空間内での舌や下顎の運動を正確に評価し、その結果を治療にフィードバックすることにより、口唇裂・口蓋裂を有する患者に対する、より効率的な治療方法の確立に寄与していくことを目的とした。

B. 研究方法

B-1 生体内3次元測定装置

摂食・嚥下機能の客間的評価を行うために、図1に示すように、口腔咽頭部の特徴点にLC共振型ワイヤレス磁気マーカ（以下、LCマーカ）を貼付し、複数マーカの同期的測定を行うことが可能な生体内3次元測定装置を構築することを最終的な目標とする。

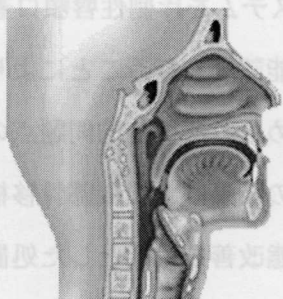


図1 特徴点へのLCマーカ貼付

なお生体内3次元測定装置による摂食・嚥下機能測定は、被検者にはLCマーカを貼付するのみで、非拘束的な状態での検査を予定している（図2）。

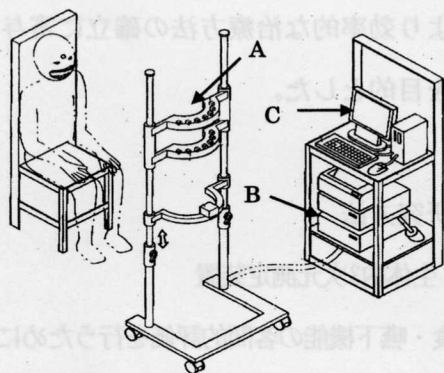


図2 測定装置による検査イメージ

(A:磁界センサユニット, B:解析装置,
C:データディスプレイ)

(倫理面への配慮)

被検者を用いた摂食・嚥下機能測定に先立ち、東北大学大学院歯学研究科研究倫理専門委員会に研究計画書を申請し、承認を受けて測定を行うこととする。本研究に際し、被検者に対し、本研究の目的と方法について、十分に説明を行い同意を得た上（同意書作成）で測定を行うこととする。

生体内3次元測定装置を実現するために、ワイヤレスの交流磁界式モーシオンキャプチャシステムの開発を行った。構築したシステムの模式図を図3に示す。

本システムは臨床応用を目的としていることから、磁気マーカは極力小型化もしくは薄膜化する必要がある。そのため生体への応用に際しては、薄膜コイルを積層したもの、もしくはアモルファスリボンを積層したものを磁気マーカとして利用する予定であるが、今年度はワイヤレスの交流磁界式モーシオンキャプチャシステムの基本技術を確認するために、直径3 mm、長さ10 mmのフェライト磁心（TDK製L6, Ni-Znフェライト, $\mu_i = 1,500$, $B_s = 0.28$ T）に施した120~500回の巻線の両端にチップコンデンサが接続したものを外部磁界による駆動が可能なLC共振型ワイヤレス磁気マーカとして利用した（図4）。これよりマーカ自身がLC共振回路を構成している。また今回作製したLCマーカ6個の仕様を表1に示す。各マーカはコイル巻数とコンデンサ容量によって共振周波数を変化させているが、サイズは全て図4に示すように、直径4 mm、長さ10 mm、重さは0.5~0.8 g程度である。

一辺390mmの正方形型アクリル製巻き枠に巻かれた励磁コイル（線径0.26 mm×10回巻き）と、直径25 mmのアクリル製ポビンに巻かれた25個の検出コイル（線径0.1 mm×40回巻き）が45 mm間隔で5×5のマトリクス状に配置されている検出コイルアレイを200 mmの間隔かつ励磁コイルおよび検出コイルアレイ中心に配置した検出コイルの中心軸が一致するように対置している。また、各検出コイルはスイッチモジュールを介して誘起された電圧波形を計測するためのデジタイザに接続されている。これに加えて、励磁波を生成するための任意波形発生装

置およびパワーアンプと、システム全体を制御しLCマーカの位置を算出するためのパソコンからなる。

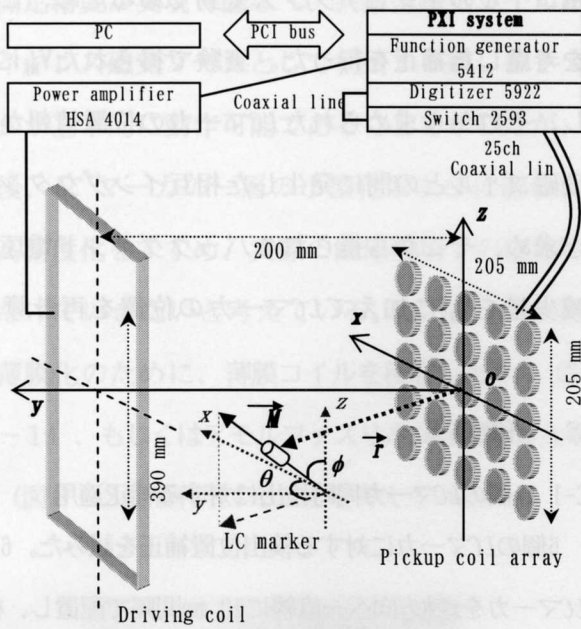


図3 システム全体の概略図

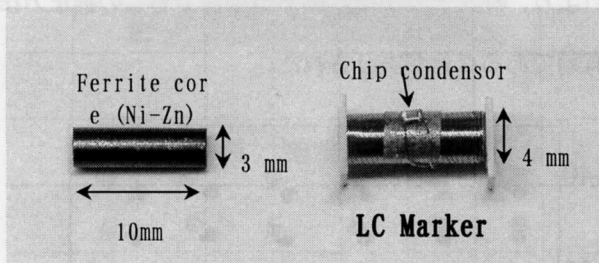


図4 LC共振型ワイヤレス磁気マーカ

表1 6つの各LCマーカの仕様

	Mk1	Mk2	Mk3	Mk4	Mk5	Mk6
Resonant frequency (kHz)	108	183	201	273	323	441
f_1 (kHz)	107	182	200	271	321	438
f_2 (kHz)	109	185	203	276	326	445
Diameter of core (mm)	3	3	3	3	3	3
Coil turns	500	350	300	270	220	120
Condensor (pF)	910	910	680	680	470	910
Inductance (μH)	2400	1135	917	720	515	143
Quality factor	69	61	78	62	68	75

B-3 位置検出原理

本研究ではLCマーカから発生する誘導磁界をダイポール磁界に近似できると仮定して、式(1)~(3)からマーカの位置および方向を算出し、Gauss-Newton法により最適化を行った。

$$s(\beta) = \sum_{i=1}^n |\vec{B}_{meas}^{(i)} - \vec{B}_{cal}^{(i)}(\beta)|^2 \rightarrow \text{Minimum} \quad (1)$$

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

$$\beta = (x, y, z, \theta, \phi, M) \quad (3)$$

ここで $s(\beta)$ は評価関数、 n は検出コイルの数、 i は検出コイルの番号(1~25)、 $\vec{B}_{meas}^{(i)}$ は検出コイル i における磁束密度の測定値、 $\vec{B}_{cal}^{(i)}$ はダイポール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 は検出コイル i の中心からマーカまでの位置ベクトル、 \vec{M} はマーカの磁気モーメント、 θ は x - y 平面に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 軸のなす角(図3参照)、 β はマーカのパラメータにより構成されるベクトル量である。

B-4 絶対位置精度試験

1個のLCマーカを図5に示すような x - y 平面に配置し、位置検出性能評価を行った。LCマーカの設置には設置位置精度0.1 mm以内で配置可能な三次元配置ステージを用いた。LCマーカを三次元配置ステージの稼動範囲である、 $-90 \leq x \leq 90$, $60 \leq y \leq 140$, $z = 0$ の領域を x , y 方向とも10 mm間隔で、LCマーカのコイル断面が検出コイルおよび励磁コイルの断面に平行になるように配置して移動させた。位置検出の結果を図6に示す。検出されたLCマーカの位置は実際に配置された位置から、特に検出コイルアレイの中心から離れるにしたがって検出コイルアレイ中心方向へ、検出コイルアレイから離れるにし

たがって手前へずれていることがわかる。この原因についてLCマーカ挿入前後での励磁コイルのインピーダンスの変化に関する検討を行った結果、励磁コイルのインピーダンス変動によって検出位置がずれることが確認された。

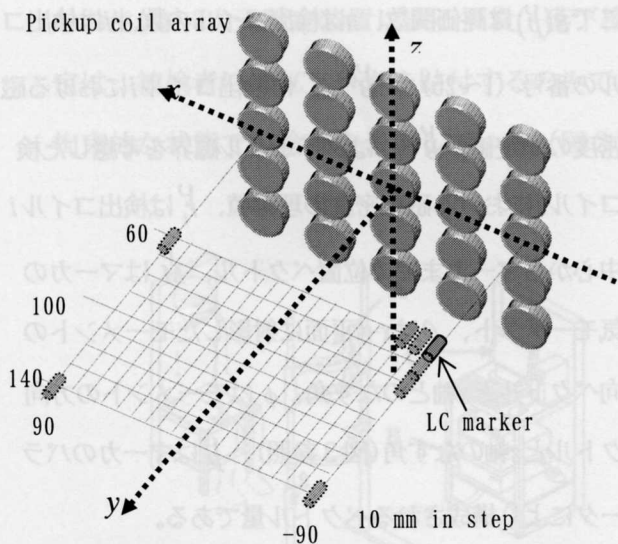


図5 LCマーカと検出コイルの配置図

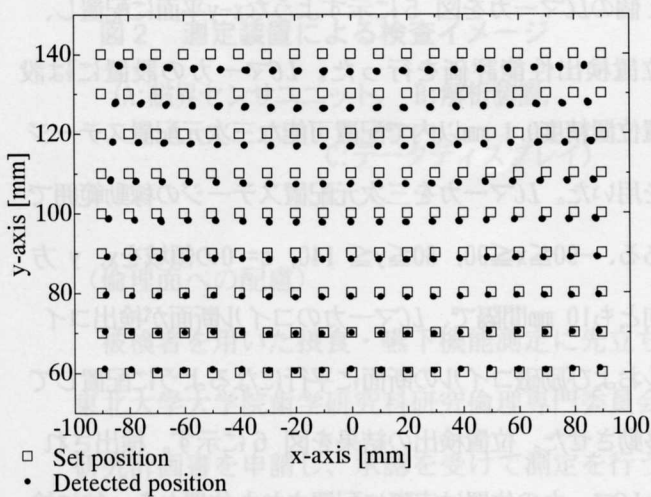


図6 検出された位置 (x-y平面)

B-5 検出位置の補正

検出位置のずれの原因がLCマーカ挿入による励磁コイルのインピーダンス変動であるため、これを考慮した補正を行った。実験で得られた V_{MK} に対し、それから求められたLCマーカの位置情報から励磁コイルとの間に発生した相互インダクタンスを求め、そこから得られるバックグラウンド電圧の減少量を V_{MK} に加えてLCマーカの位置を再計算した。

C. 研究結果

C-1 6個のLCマーカ同時検出に対する補正適用

6個のLCマーカに対する検出位置補正を試みた。6個のLCマーカをx軸方向へ一直線に20 mm間隔で配置し、検出コイルから60~140 mmの範囲を10 mm間隔で移動させた。検出結果と補正後の位置を図7に示す。補正後は設置位置から2.0mm以内の位置に検出できていることがわかる。これより、LCマーカが複数個ある場合でもこの補正方法は有効であることが実証された。

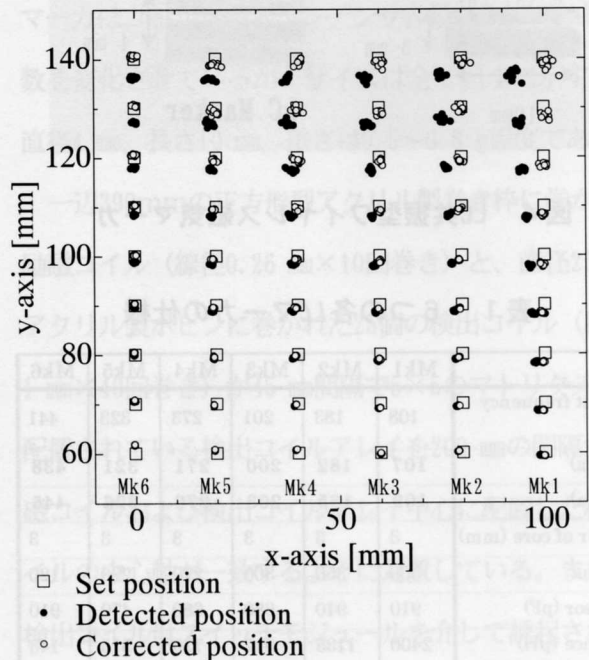


図7 6個の磁気マーカの検出結果と補正

D. 考察

本研究では、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新しいシステムが基本的に動作可能であることを示したが、今後、LC マーカの一層の小型化および位置検出の高精度化をすすめ、実際の臨床現場での応用につなげていきたいと考えている。LC マーカ小型・薄膜化のために、薄膜コイルを積層したもの（図8-1）、もしくはアモルファスリボンを積層したもの（図8-2）を利用することを考えている。

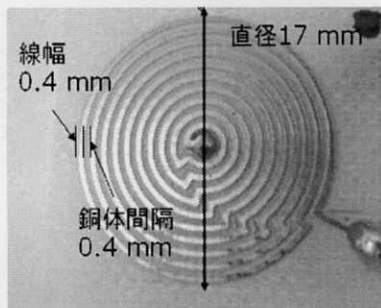


図8-1 薄膜コイル

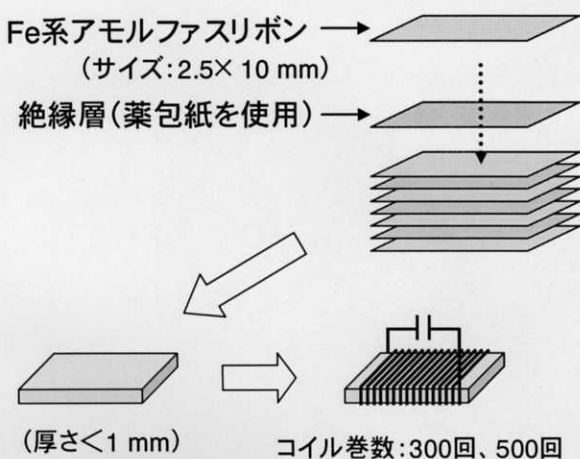


図8-2 積層アモルファス用いたLCマーカ

E. 結論

摂食・嚥下機能の評価・治療に従来用いられてきたVFやVEに代わりうる、①低侵襲で簡便、②高精度、かつ③低コストでの利用が可能な新しい摂食・嚥下機能評価システムを構築すること目的とし、その基本となるワイヤレスの交流磁界式モーションキャプチャシステムの開発を行い、基本システムが動作可能であることが確認された。

本システムは、小児患者へ問題なく適用可能なほど違和感が小さく、より精度の高い非侵襲的なシステムであり、本システムを片側性唇顎口蓋裂患者に適用し正確な顎機能評価が可能であることが確認された。

今後はさらに、症例数を増やし、検討を進め、患者全体に共通して認められる機能的問題点の特徴を明らかにする予定である。それらの成果は、顎裂部骨移植術、歯科矯正治療など形態改善を目的とした処置の適切な方法およびタイミングを決定する際に役立てていきたいと考えている。

F. 謝辞

本研究は、文部科学省・科学研究費補助金（基盤研究（C））（課題番号：16592038）の助成により行った。

本報告書収録の学術雑誌等発表論文は本ファイルに登録していません。なお、このうち東北大学在籍の研究者の論文で、かつ、出版社等から著作権の許諾が得られた論文は、個別に **TOUR** に登録しております。