原 著 論 文

磁気空間位置検出装置を応用した6自由度顎運動測定装置の開発

桐原 孝尚 小澤 武史* 山下秀一郎**
五十嵐順正* 藤井 洋***

Newly Designed Jaw Tracking System with Six-degree-of-freedom Based on a Low-frequency Magnetic Transducing Technology

Kirihara Takanao, Kozawa Takeshi*, Yamashita Shuichiro**,
Igarashi Yoshimasa* and Fujii Hiroshi***

歯科補綴学的意義

現在市販の6自由度顎運動測定装置が有する測定精度はそのまま、より操作性に優れた測定装置を新たに開発することを目的として研究を行った。使用したセンサは小型、軽量であるため、顎運動をより自然に近い生理的環境下で測定することが可能となった。また、顎運動の記録後に短時間で動画として運動を再現できること、全運動軸を自動算出する機能を有していることより、補綴分野の臨床、研究に大きく貢献するものと考えられる。

抄 録

目的：本研究は、現在市販されている6自由度顎運動測定装置が有する測定精度はそのまま、より操作性に優れた測定装置を新たに開発することを目的とした。

材料と方法：6自由度顎運動測定装置には、磁気空間位置検出装置である3SPACE® FASTRAK® (Polhemus Inc.)を応用した。装置はトランスミッタ、センサ、システムエレクトロニクスユニット、およびパーソナルコンピュータから構成される。2個のセンサは、それぞれ上下顎6前歯の唇側面に適合するレジン製クラッチによって、上下顎歯列弓に固定される。測定精度は、センサとトランスミッタとの距離が300 mmであれば、位置では0.1 mm、角度では0.2度の分解能で測定が可能である。

考察：ほかの測定装置と比較した場合、一部の測定精度は劣るものの、被験者に装着するセンサが非常に小型、軽量であるため、顎運動をより自然に近い生理的環境下で測定することが可能になったと考察される。また、顎運動の記録後に短時間で動画として運動を再現できること、全運動軸を自動算出する機能を有している点などは、操作性の向上に寄与すると思われる。

結論：磁気空間位置検出装置を応用することにより、ハードウェアおよびソフトウェアとも操作性に優れた6自由度顎運動測定装置を新たに開発することができた。

和文キーワード

下顎運動, 6自由度, 顎運動測定装置, 磁気

松本歯科大学総合診療科

*松本歯科大学歯学部歯科補綴学第1講座

**松本歯科大学大学院顎口腔機能制御学講座

***岐阜大学工学部機械システム工学科

Department of Interdisciplinary Dentistry, Matsumoto Dental University

*Department of Removable Prosthodontics, School of Dentistry, Matsumoto Dental University

**Division of Oral and Maxillofacial Biology, Matsumoto Dental University, Graduate School of Oral Medicine

***Department of Mechanical and Systems Engineering, Gifu University

受付：2003年3月3日/受理：2003年8月21日

Received on March 3, 2003/Accepted on August 21, 2003

I. 緒 言

顎運動の測定は、1889年にLuce¹⁾による3自由度測定が始めて成功して以来、1929年には早くもMcCollumら²⁾のもとで6自由度測定が行われており、20世紀初頭にすでに現在の原型が完成した。当時は、顎運動の完全再現という目的で測定する試みが繰り返されており、最終的には咬合器作製という機械的な側面が強く認められた。顎口腔系の機能診査にとって重要な情報源としての観点から顎運動測定を捉える考え方は、1975年のマンディブラーキネジオグラフ³⁾の開発以降である。この装置は、1点三次元、3自由度による測定方式であったため、下顎切歯点部における運動軌跡の解析には十分な精度を発揮したが、下顎頭の動きを再現することは不可能であった。その後、1984年にデジタル方式顎運動測定器⁴⁾が発表され、現在は3種類の6自由度顎運動測定装置が代表的な機種として市販されるにいたった。これにより、下顎骨を剛体として仮定したうえで、下顎頭を含む下顎全体のあらゆる動きを再現することが可能となった。しかしながら、各測定装置とも一長一短を有しており、特にセンサの重量、大きさ、分析プログラムの煩雑さなどの操作性に関しては、まだ改善の余地が残されている。

著者らは、これまで市販されている6自由度顎運動測定装置が有する測定精度はそのまま、より操作性に優れた測定装置を新たに開発することを目的として研究を行ってきた⁵⁻⁸⁾。本稿では、試作した6自由度顎運動測定装置の概要および測定精度に関する検証結果に関して報告する。

II. 材料とその使用法

1. 装置の概要

6自由度顎運動測定装置には、磁気空間位置検出装置である3SPACE® FASTRAK® (Polhemus Inc.)を応用した。このシステムは磁気変換技術を利用しているが、この基本的な原理は磁界内にコイルを置くと電流が誘起され、その電流の強さは磁界発生源からのコイルの距離と方向で決定されるというものである。磁界発生源(トランスミッタ)はX、Y、Z各軸に対

する直交コイルで構成されており、そこに電流を流すと約10 KHzの交流磁界が発生する。3つのコイルは時分割され、順番に励磁される。トランスミッタと同様に直交コイルで構成されるセンサをこの磁界内に置くと、センサのxコイル、yコイル、zコイルにそれぞれ電流が生じる。この電流の強さはトランスミッタからの距離と姿勢(角度)によって決定される。結果として、センサは9種のパラメータを得ることになり、このパラメータをマトリクス演算することで、センサの位置と姿勢(角度)が測定される。つまりセンサの三次元位置座標値(X, Y, Z)、および、オイラー角(Pitch, Yaw, Roll)の6自由度がリアルタイムに測定可能である。

本装置が発生する磁力は、トランスミッタから100 mm離れた位置で約 4.48×10^{-11} (E-11) テスラという非常に微弱なもので、人体への影響は特に考慮する必要はない。しかし、交流磁界を使った測定装置であるため、精度と動作を保証するには、磁場を乱さない環境を整備することが要件となる。

2. 装置の構成(図1)

1) トランスミッタ

磁力線を放ち、電磁界を形成する。寸法は幅53.0 mm、長さ53.0 mm、高さ92.2 mmであり、重量は282.5 g(ただし接続ケーブルは除く)である。

2) センサ

磁界ベクトルを検出することによって、トランスミッタに対する位置と姿勢を認識する。寸法は幅28.3 mm、長さ22.9 mm、高さ15.2 mmであり、重量16.3 g(ただし接続ケーブルは除く)である。本研究では、センサを上下顎にそれぞれ1個ずつ、計2個使用することにより、下顎運動測定中における上顎の動きを補正できるようにした。

3) システムエレクトロニクスユニット

トランスミッタとセンサを接続し、RS 232 C ケーブルによってパーソナルコンピュータに情報を送信する。寸法は幅289.1 mm、長さ289.0 mm、高さ92.2 mmであり、重量2,260 gである。データのサンプリングタイムは、センサ1個当たり120 Hzであるが、本研究ではセンサを2個使用しているため、実際のサンプリングタイムは60 Hzとなる。

図 1 Construction of the device
a : System Electronics Unit, b : Transmitter, c : Sensor
装置の構成

- 4) パーソナルコンピュータ (PC-VE 2335 D, NEC, OS: Windows 2000 Professional, Microsoft)

システムエレクトロニクスユニットから送信される信号をもとに、下顎運動再現の計算処理を行う。

3. 下顎運動測定の手順

- 1) 被験者の着席, トランスミッタの設定 (図 2 a)

本測定装置は金属体の影響を少なからず受けるため、装置の周辺から金属体を排除した専用の測定室を用いた。被験者には専用の木製椅子を、トランスミッタについても専用の木製台を用意した。トランスミッタの設定位置は着席した被験者の右前下方とし、被験者の歯列に装着したセンサからの距離が、約 300 mm となるように留意した。これによりセンサの座標系は、X 方向が被験者の前後方向 (後方がプラス), Y 方向が左右方向 (左方がプラス), Z 方向が上下方向 (下方がプラス) となる。

- 2) 下顎用センサの下顎歯列固定

下顎用のセンサは、トランスミッタに対する下顎の位置関係を計測し、下顎運動を電気信号に変換する目的のセンサである。下顎歯列への固定方法に関しては、下顎 6 前歯の唇側面に適合するレジン製クラッチを介して行った (図 2 b)。クラッチを歯面に固定する際には、瞬間接着剤 (PLASTER LOCK, モリタ) を使用し、また、センサとクラッチの固定にはプラスチック製のネジとナットを用いた。プラスチック製を用いた理由は、センサに対する金属体からの影響を防止するためである。

図 2 a : Position of the subject and the transmitter during measurement
b : Lower sensor fixed on the labial surface of lower incisors
c : Upper sensor fixed on the labial surface of upper incisors
a : 測定時における被験者およびトランスミッタの設定位置
b : 下顎前歯唇側面に固定された下顎用センサ
c : 上顎前歯唇側面に固定された上顎用センサ

- 3) 基準平面測定用ポイントによる下顎基準平面の設定

顎運動の測定に先立ち、基準となる平面を設定する必要がある。上顎用センサを基準平面測定用ポイントにプラスチック製のネジとナットにより固定した後、下顎中切歯近心隅角部、下顎左右第一大臼歯遠心頬側咬頭頂の 3 点の位置を計測した (図 3)。この操作により、下顎用センサからみたこれら 3 点の座標値が算出され、得られた平面がその後の顎運動測定時における基準平面として設定される。

- 4) 上顎用センサの上顎歯列固定

上顎用のセンサは、下顎運動測定中における頭部の動揺を補正するために用いられる。歯列への固定方法については下顎用センサの場合と同様であり、上顎 6 前歯の唇側面に適合するレジン製クラッチを使用した (図 2 c)。

- 5) 下顎運動測定

上下顎歯列に固定されたレジン製クラッチが、咬頭嵌合位あるいは下顎滑走運動時に干渉となっていないことを確認の後、下顎運動の計測を開始した。下顎運動の分析時に、下顎頭の代表点として全運動軸点を使用する場合には、各被験運動と併せて下顎限界運動も測定した。

図3 Procedure of measuring the mandibular basal plane
下顎基準平面の測定

4. 顎運動再現を行うための演算方法

顎運動の再現は、トランスミッタに対する2つのセンサの位置データおよび姿勢データを、本研究で独自に作成した顎運動解析プログラム⁹⁾に代入することで行った。このプログラムでは、(1) トランスミッタ座標系(静止座標系)、(2) 下顎センサ座標系、(3) 上顎センサ座標系、および(4) 咬頭嵌合位座標系(顎運動再現座標系)の4つの座標系を便宜的に設定した。

咬頭嵌合位座標系は、測定時間 $t=0$ における下顎基準平面の座標に一致する。測定では、トランスミッタ座標系における下顎用センサおよび上顎用センサの位置と姿勢のデータが得られる。次いで、座標変換などの演算処理を経ることによって、上顎センサ座標系からみた下顎センサ座標系の動きを再現し、最終的には咬頭嵌合位座標系からみた下顎基準平面の動きを求めることで、下顎運動を再現することが可能である。

III. 性 能

装置のメーカー側より明らかにされている精度は、センサとトランスミッタとの距離が760 mm以内であれば、位置については静的精度が0.8 mm、分解能が1インチあたり0.005 mm、角度については静的精度が0.15度、分解能が1インチあたり0.025度であると謳われているが、本研究では実質測定性能に関して再評価を行った。

1. 分解能(繰り返し精度)

1) 位置の精度評価

位置の精度評価には、マイクロメータを用いて検定を行った。センサをマイクロメータに固定する際に

は、アクリル製の棒を使用することでマイクロメータの金属部とセンサを隔離し、センサおよびトランスミッタに対する金属体の影響を排除するように配慮した。表1にセンサとトランスミッタとの距離を150, 300, 450 mmと設定し、1 mm間隔で5 mmまでセンサを移動させた際の繰り返し精度について軸ごとに示した。その結果、センサとトランスミッタとの距離にかかわらず、平均値では0.1 mm以下の精度が得られているが、最大誤差から判定すると、センサとトランスミッタとの距離が300 mm以内であれば、0.1 mm以下の誤差の範囲内で測定が可能であることが明らかとなった。

2) 角度の精度評価

角度の精度評価には、回転台を応用した試験装置により検定を行った。位置の精度評価と同様にセンサおよびトランスミッタに対する金属体の影響を排除するように配慮した。表2にセンサとトランスミッタとの距離を150, 300 mmと設定し、30度間隔で -180 度から $+150$ 度までセンサを回転させた際の繰り返し精度について軸ごとに示した。センサとトランスミッタとの距離が、150 mmの場合よりも300 mmのほうが誤差は少なく、後者ではあれば、最大でも0.2度の誤差の範囲内で測定が可能であることが判明した。

2. 空間的絶対精度

空間的絶対精度の評価にはマイクロメータを用いて検定を行った。センサとトランスミッタとの距離が300 mmとなる点を原点として、ここからX軸、Y軸、Z軸の各方向に ± 250 mm離れた計27点を測定点に設定した。実座標値と測定値との偏差を表示したものが表3である。今回の測定結果からは部位特異的な特徴は認められなかったが、各軸とも最大0.4~0.5 mmの誤差が認められた。

3. 金属体が測定精度に及ぼす影響

本装置はトランスミッタが形成する電磁界をセンサが検出する方式であるため、検出精度は少なからず金属の影響を受ける。そこで、金属体が測定精度に及ぼす影響について検定を行った。

この評価には、磁性体金属である鉄、非磁性体金属であるステンレス、アルミニウム、さらにコントロールとして非金属であるプラスチックの4種類の試験片(380×330×50 mm)を用意した。センサとトランス

表 1 Evaluation of accuracy (Position)

Distance between the sensor and the transmitter

位置の精度評価

センサとトランスミッタとの距離: a: 150 mm, b: 300 mm, c: 450 mm

(N=5)

a)

Distance	X-axis			Y-axis			Z-axis		
	Mean	SD	Maximum error	Mean	SD	Maximum error	Mean	SD	Maximum error
1 mm	1.001	0.003	0.004	1.000	0.003	0.006	0.998	0.008	0.015
2 mm	1.999	0.001	0.002	2.001	0.006	0.009	2.004	0.016	0.028
3 mm	3.000	0.005	0.008	3.003	0.006	0.010	3.004	0.008	0.012
4 mm	3.998	0.009	0.012	4.007	0.007	0.016	4.002	0.011	0.014
5 mm	5.002	0.009	0.011	5.002	0.006	0.011	5.005	0.005	0.009

b)

Distance	X-axis			Y-axis			Z-axis		
	Mean	SD	Maximum error	Mean	SD	Maximum error	Mean	SD	Maximum error
1 mm	1.013	0.033	0.057	1.000	0.011	0.015	0.993	0.016	0.022
2 mm	2.019	0.044	0.085	2.001	0.007	0.009	2.000	0.020	0.033
3 mm	3.041	0.035	0.079	2.994	0.024	0.040	2.998	0.018	0.028
4 mm	4.062	0.024	0.084	3.994	0.013	0.023	3.999	0.026	0.045
5 mm	5.067	0.023	0.089	4.987	0.010	0.021	5.005	0.019	0.038

c)

Distance	X-axis			Y-axis			Z-axis		
	Mean	SD	Maximum error	Mean	SD	Maximum error	Mean	SD	Maximum error
1 mm	1.055	0.079	0.175	1.018	0.030	0.059	1.025	0.028	0.057
2 mm	2.062	0.046	0.110	1.999	0.051	0.091	2.018	0.033	0.060
3 mm	3.073	0.025	0.095	3.015	0.037	0.061	3.058	0.038	0.089
4 mm	4.098	0.058	0.186	4.023	0.039	0.078	4.070	0.040	0.115
5 mm	5.087	0.039	0.137	5.002	0.031	0.053	5.061	0.048	0.113

ミッタとの距離を 300 mm に固定した後、これらの試験片をマイクロメータ上に装着し、図 4 に示すように 4 通り (a~d) の向きで遠方より 50 mm 間隔でトランスミッタあるいはセンサに近づけた。図 5 に示す (a), (b), (c) の結果より、トランスミッタでは 700 mm 以下、センサでは 500 mm 以下で測定精度が金属の接近により著しく低下し、さらに、この現象は金属が磁性体か非磁性体であるかには関係のないことが明らかとなった。また、(d) の結果より、トランスミッタに対する金属体の射影面積が小さくなれば、その影響も小さくなることが判明した。口腔内に装着されている金属製の修復物では、(d) の場合よりもさらに射影面積がさらに小さくなるため、測定精度に及ぼす影響も少なくなることが予測される。

以上の結果より、測定時には、金属体をトランスミッタから半径 700 mm 以上、センサから半径 500 mm 以上離す必要性のあることが示唆された。

4. センサ同士の干渉が測定精度に及ぼす影響

本装置では、上顎用と下顎用の 2 個のセンサを用いているため、これらのセンサ同士が近接した場合に

は、測定精度に影響が出る可能性が考えられる。そこで、2 個のセンサの相対距離が測定精度に及ぼす影響について検定を行った。1 つのセンサとトランスミッタとの距離を 300 mm に固定した後、このセンサに対してもう一方のセンサを遠方より X, Y, Z の 3 方向より 10 mm 間隔で近づけた。図 6 に示すように、両センサの相対距離が近接するにつれ誤差が認められるようになり、距離が 50 mm 以下となると特に Z 方向の誤差が顕著となった。

このことより、上下顎に装着するセンサは、両者を 80 mm 以上離し、特に Z 方向の離開量には留意が必要であることが判明した。

IV. 従来の方法との違い

1. ハードウェアの特徴

磁気を顎運動測定装置に応用し、すでに市販化されたものとして、マンディブラーキネジオグラフ³⁾やシロナソグラフ¹⁰⁾などがあげられる。これらは下顎切歯点に付着したマグネットの三次元的な動きを測定する形式であり、1 点 3 自由度の測定にとどまっている

表 2 Evaluation of accuracy (Angle)

Distance between the sensor and the transmitter

角度の精度評価

センサとトランスミッタとの距離；a：150 mm，b：300 mm

a) (N=5)

Degree	X-axis			Y-axis			Z-axis		
	Mean	SD	Maximum error	Mean	SD	Maximum error	Mean	SD	Maximum error
-180	-179.98	0.01	0.03	-180.10	0.02	0.13	-179.99	0.01	0.02
-150	-149.76	0.02	0.26	-150.28	0.02	0.31	-149.69	0.02	0.34
-120	-120.13	0.02	0.14	-120.01	0.02	0.03	-119.95	0.01	0.07
-90	-89.98	0.01	0.03	-89.86	0.02	0.17	-89.98	0.01	0.03
-60	-59.65	0.00	0.35	-60.07	0.03	0.10	-59.78	0.02	0.25
-30	-29.96	0.01	0.05	-30.06	0.04	0.11	-30.07	0.02	0.09
0	0.02	0.02	0.03	0.01	0.03	0.05	0.01	0.00	0.02
30	30.42	0.01	0.43	29.84	0.03	0.18	30.31	0.01	0.33
60	60.11	0.01	0.13	59.91	0.02	0.13	60.05	0.01	0.07
90	90.15	0.00	0.15	89.81	0.01	0.20	90.00	0.01	0.01
120	120.22	0.02	0.26	120.17	0.01	0.18	120.19	0.02	0.21
150	149.96	0.02	0.07	150.31	0.01	0.33	149.93	0.02	0.10

b)

Degree	X-axis			Y-axis			Z-axis		
	Mean	SD	Maximum error	Mean	SD	Maximum error	Mean	SD	Maximum error
-180	-179.98	0.02	0.04	-179.96	0.01	0.06	-180.01	0.01	0.03
-150	-149.89	0.02	0.13	-149.93	0.01	0.08	-149.84	0.02	0.19
-120	-119.99	0.02	0.02	-120.00	0.01	0.01	-119.87	0.02	0.15
-90	-89.96	0.01	0.05	-90.10	0.02	0.12	-89.97	0.02	0.04
-60	-59.87	0.01	0.14	-60.00	0.01	0.02	-59.89	0.01	0.12
-30	-29.91	0.01	0.10	-30.02	0.01	0.04	-29.94	0.01	0.07
0	0.01	0.01	0.02	-0.01	0.02	0.05	-0.01	0.01	0.02
30	30.18	0.01	0.19	30.06	0.01	0.07	30.14	0.01	0.16
60	60.12	0.01	0.13	60.08	0.01	0.09	60.13	0.01	0.15
90	90.13	0.01	0.13	90.06	0.01	0.08	89.99	0.02	0.03
120	120.08	0.02	0.10	119.99	0.02	0.03	120.09	0.02	0.11
150	150.05	0.01	0.06	149.93	0.01	0.09	150.08	0.02	0.10

ものの、一般臨床に広く応用され診断用機器として発展してきた。一方、磁気を応用した6自由度顎運動測定装置の研究も進んでおり、すでに試作に関する発表もなされている^{11,12)}。

本装置の仕様をすでに市販されている代表的な3種類の6自由度顎運動測定装置と比較したものが表4である^{13~15)}。最も特徴的なのは、本装置では小型軽量の磁気センサを用いているため、フレーム重量(レジン製クラッチ)がセンサを装着した状態でも30g以下の点である。これにより被験者に対する負担が軽減され、顎運動をより自然に近い生理的環境下で測定することが可能となった。また、顎運動測定中におけるフレーム脱離というテクニカルエラーを防止することにも通じる。

測定精度に関しては、空間的絶対精度について本装置のデータを市販の3機種のものと比較した場合に劣っていることは明確であるが、分解能に関しては遜色のないレベルにまで達していると思われる。現在、誤差を補正する機能を盛り込んだ修正プログラムの開

発を検討中である。

2. ソフトウェアの特徴

本装置のソフトウェアの特徴として、分析プログラムの操作性の優れている点があげられる。被験運動を記録した直後に画面上でその顎運動を動画として再現できるため、被験者を待たせることなく結果の確認を行うことが可能である(図7)。また、記録したデータエラーの有無を即座に把握できることより、再記録となった場合の対応が非常に容易である。ほかの測定装置では、顎運動の記録を行った後に下顎運動を再現するまで膨大な時間を要するもの、あるいは動画としての表示機能を有さないものなどが認められるが、本装置ではこれらの操作上のストレスを可及的に軽減することができた。

下顎頭の動きを分析する際に、平均的顎頭点、蝶番軸、全運動軸¹⁶⁾、運動論的顎頭点¹⁷⁾などいずれの点にターゲットを求めるかに関しては議論の分かれるとこ

表 3 Evaluation of accuracy (Spatial accuracy)

Z value on the calibrator

空間的な精度評価

較正器上の Z 軸の値 : a : 250 mm, b : 0 mm, c : -250 mm

a)

		X-axis		
		-250 mm	0 mm	250 mm
Y-axis	250 mm	(-0.289, -0.202, -0.356)	(-0.174, 0.271, 0.110)	(-0.008, 0.223, 0.047)
	0 mm	(0.194, -0.359, 0.023)	(0.227, 0.104, -0.113)	(0.294, 0.299, -0.086)
	-250 mm	(0.348, -0.401, -0.217)	(0.405, -0.031, -0.201)	(0.368, 0.332, -0.130)

b)

		X-axis		
		-250 mm	0 mm	250 mm
Y-axis	250 mm	(-0.197, -0.191, 0.522)	(-0.226, 0.153, 0.238)	(-0.046, 0.219, 0.159)
	0 mm	(-0.258, -0.176, 0.127)	(0.000, 0.000, 0.000)	(0.257, 0.294, 0.067)
	-250 mm	(0.285, -0.156, -0.183)	(0.158, -0.221, -0.097)	(0.198, 0.191, -0.116)

c)

		X-axis		
		-250 mm	0 mm	250 mm
Y-axis	250 mm	(-0.231, 0.252, 0.322)	(-0.473, 0.378, 0.305)	(-0.078, 0.282, 0.116)
	0 mm	(-0.392, 0.026, 0.200)	(-0.061, 0.321, 0.276)	(0.150, 0.337, 0.310)
	-250 mm	(0.009, -0.427, 0.457)	(0.219, 0.006, 0.155)	(0.273, 0.280, 0.367)

(x, y, z) : Measured deviations of x, y and z values

Se : Sensor, Tr : Transmitter, TP : Testing piece

図 4 Schematic illustration of the accuracy test

(a)~(d) : Position of the testing piece

精度評価実験の模式図

(a)~(d) : 試験片の設定位置

V. 結 論

磁気空間位置検出装置を応用することにより、従来の測定精度を保ちつつ、より操作性に優れた 6 自由度顎運動測定装置を新たに開発した。

1. 測定精度について

センサとトランスミッタとの距離が 300 mm であれば、位置では 0.1 mm、角度では 0.2 度の分解能で測定が可能であることが判明した。また、空間的絶対精度では 0.4~0.5 mm 最大誤差を有していた。この精度を保つためには、金属体をトランスミッタから半径 700 mm 以上、センサから半径 500 mm 以上離すこと、また、2 個のセンサ同士を 80 mm 以上離すことが必要である。

2. 従来の方法との違いについて

ハードウェアの特徴として、被験者に装着するセン

ろであるが、本装置では分析プログラム上で任意の下顎頭点の座標を入力し、その点の動態に関して特異的に分析が可能となるようにした。さらに、本プログラムの特徴として、全運動軸の座標を自動算出することが可能である。全運動軸は、下顎が全運動範囲を運動する際に、運動範囲が最も小さく、上下的にも一番小さな運動を示す軸であると定義されている¹⁶⁾。プログラム上での算出方法は、下顎頭の矢状面での動きを代表する 1 本の近似曲線を求める演算式を用いているが、その際には、曲線と下顎頭の運動軌跡との偏差が最小となるように最小二乗法を用いた¹⁸⁾。平均的顎頭点の運動軌跡をもとに試行錯誤的に全運動軸を求める方式は、すでに市販プログラム上に搭載されている

図 5 Evaluation of accuracy (Influence of the metal piece)

(a)~(d) : Position of the testing piece as shown on Fig. 4

金属体の影響に関する精度評価

(a)~(d) : 図 4 に示す試験片の位置

図 6 Evaluation of accuracy (Interference between two sensors)

(a), (b) : Approaching one sensor from X-direction

(c), (d) : Approaching one sensor from Y-direction

(e), (f) : Approaching one sensor from Z-direction

センサ同士の影響に関する精度評価

(a), (b) : X 方向からセンサを近づけた場合

(c), (d) : Y 方向からセンサを近づけた場合

(e), (f) : Z 方向からセンサを近づけた場合

表 4 Comparison of the system with other three jaw tracking systems on the market
本装置と市販されている 3 種類の 6 自由度顎運動測定装置との比較

顎運動測定装置	3 SPACE®	ナソヘキサ®	MM-JI-E®	TRIMET®
顎運動測定法	非接触型磁気センサ	非接触型光学式センサ	接触型変位センサ	非接触型光学式センサ
分解能	0.1 mm	0.05 mm	0.05 mm	0.03~0.2 mm
空間的絶対精度	0.4~0.5 mm	0.15 mm	0.15 mm	0.3 mm
測定エリア	半径 300 mm の半球内	300 mm 立方	下顎運動の全運動野	80×80×20 mm
サンプリング周波数	60 Hz	90 Hz	30~200 Hz	100 Hz
下顎フレーム重量	22 g	12 g	57 g	55 g
上顎フレーム重量	29 g	170 g	480 g	55 g

図 7 Trajectory of mandibular movement on CRT
a : Sagittal view, b : Frontal view, c : Horizontal view
画面上に表示された顎運動軌跡
a : 矢状面観, b : 前頭面観, c : 水平面観

サが小型、軽量であるため、顎運動をより自然に近い生理的環境下で測定することが可能となった。ソフトウェアの特徴として、顎運動の記録後に短時間で動画として運動を再現できること、全運動軸を自動算出する機能を有していることなどがあげられる。

文 献

- 1) Luce CE. The movement of the lower jaw. M and Surg J 121 : 8, 1899.
- 2) McCollum BB, Stuart CE. Gnathology. A research report 34-123, South Pasadena : Scientific Press, 1955.
- 3) Jankelson B, Swain CW, Crane PF et al. Kinesiometric instrumentation : A new technology. J Am Dent Assoc 90 : 834-840, 1975.
- 4) 坂東永一, 藤村哲也, 鈴木 温ほか. デジタル方式による下顎運動測定. 顎機能 2 : 137-143, 1984.
- 5) 黒岩昭弘, 小澤武史, 五十嵐順正ほか. 非接触型下顎運動計測システムの開発 第1報 測定装置の精度と試用について. 補綴誌 42 : 100 回特別号 : 94, 1998.
- 6) 小澤武史, 黒岩昭弘, 山下秀一郎ほか. 非接触型下顎運動計測システムの開発 口腔内金属が測定精度に及ぼす影響. 補綴誌 44(東海支部学術大会事後抄録) : 476, 2000.
- 7) 小澤武史, 山下秀一郎, 桐原孝尚ほか. 下顎運動計測システムの開発 第2報 システムの改良とその試用. 顎機能誌 8・第25回特別号 : 43-44, 2001.
- 8) Kirihaara T, Kozawa T, Yamashita S et al. Newly devised jaw tracking system with six-degree of freedom. J Jpn Prosthodont Soc 46 : 107 Special issue : 193, 2002.
- 9) 土屋裕樹. 顎運動測定システムの開発と顎運動力学モデルの提案. 岐阜大学大学院機械工学専攻・修士論文, 2000.
- 10) Lemmer J, Lewin A, van Rensburg LB. The measurement of jaw movement. Part I. J Prosthet Dent 36 : 211-218, 1976.
- 11) 郡 元治, 坂東永一. 磁気位相空間を応用した上顎6自由度下顎6自由度運動測定器の試作. 補綴誌 37 : 337-349, 1993.
- 12) 郡 元治. 磁気位相空間を応用した試作顎運動測定器による下顎運動測定. 補綴誌 37 : 652-658, 1993.
- 13) 坂東永一, 中野雅徳, 藤村哲也ほか. 顎機能の臨床的診査—MM-JI を用いて—. 補綴誌 42 : 894-901, 1998.
- 14) 常盤 肇, 三浦不二夫, 桑原洋助ほか. 汎用型顎口腔機能総合解析システムの開発. 顎機能誌 3 : 11-24, 1996.
- 15) 河野正司. 6自由度顎運動測定装置 TRIMET を使って. 補綴誌 42 : 913-920, 1998.
- 16) 河野正司. 下顎の矢状面内運動に対応する顎頭運動の研究 第二報 マルチフラッシュ装置による矢状面運動軸の解析. 補綴誌 12 : 350-380, 1968.
- 17) 鈴木 温. デジタル方式下顎運動測定器による下顎限界運動の6自由度解析. 補綴誌 31 : 721-725, 1987.
- 18) 岩田卓也. 顎運動機能診断システムの開発. 岐阜大学大学院機械工学専攻・修士論文, 2001.

著者連絡先: 桐原 孝尚

〒399-0781 長野県塩尻市広丘郷原 1780

TEL・FAX : 0263-51-2156

E-mail : kiri@po.mdu.ac.jp

Newly Designed Jaw Tracking System with Six-degree-of-freedom Based on a Low-frequency Magnetic Transducing Technology

Kirihara Takanao, Kozawa Takeshi*, Yamashita Shuichiro**,
Igarashi Yoshimasa* and Fujii Hiroshi***

Department of Interdisciplinary Dentistry, Matsumoto Dental University

*Department of Removable Prosthodontics, School of Dentistry, Matsumoto Dental University

**Division of Oral and Maxillofacial Biology, Matsumoto Dental University, Graduate School of Oral Medicine

***Department of Mechanical and Systems Engineering, Gifu University

J Jpn Prosthodont Soc 47 : 814-823, 2003

ABSTRACT

Purpose : The purpose of this study was to develop a new jaw tracking system with six-degree-of-freedom, which had a simpler structure and easy operation.

Materials and Methods : 3 SPACE® FASTRAK® (Polhemus Inc.) was used to construct a new jaw tracking system. This system consists of a transmitter, two sensors, a system electronics unit, and a personal computer. Two sensors are fixed on the labial surface of upper and lower incisors by using a resin splint. When the transmitter and the sensor were positioned 300 mm apart, total measurement errors were revealed to be minimum and these values for distance and for angle were less than 100 μ m and 0.2 degree, respectively.

Discussion : Comparing the system with other jaw tracking systems on the market, the advantages of the system are : 1) since the sensor is small and lightweight, this apparatus causes minimum interference to the subject during measurement ; 2) the mandibular movement can be reproduced as a movie on the CRT just after completing the measurement ; 3) the kinematic axis can be automatically searched by using an original software.

Conclusions : A newly designed measurement system with six-degree-of-freedom was developed based on a low-frequency magnetic transducing technology. Both the hardware and software of the system showed good performance and high accuracy.

Key words

mandibular movement, six-degree-of-freedom, jaw tracking system, magnetism