Mandibular kinesiograph により得られる 運動軌跡の修正に関する研究

佐々木 元   津島 隆司   森永 虎雄   高木 道弘
棟久 信宏   佐藤 隆志   長 沢 亨   津留 宏道

Correction of Trajectories Recorded by Mandibular Kinesiograph

Hajime Sasaki, Takashi Tsushima, Torao Morinaga, Michihiro Takagi,
Nobuhiro Munehisa, Takashi Sato, Tooru Nagasawa and Hiromichi Tsuru

緒 言

1974 年, Jankelson ら¹⁾の開発した Mandibular Kinesiograph (以下 MKG と略す)は, ほぼ生理的な状態における下顎運動を記録することのできるきわめて応用価値の高い装置であると考えられてきた. ところが, 三谷ら²⁾, 斎藤ら³⁾, 川口ら⁴⁾は MKG により得られる運動軌跡が大きな歪みを含んでいると報告している.

また, 著者らも MKG により得られる運動軌跡に大きな歪みが存在することを明らかにした⁵⁾. この事実からすると, MKG の応用範囲はかなり限定されたものとなると考えられる.

MKG により得られる運動軌跡の修正, すなわち歪みの除去が可能であれば, 一般臨床においても下顎運動の研究においても MKG は一層有用な装置となると考えられる. そこで著者らは, コンピューターを用いて幾何学的修正を行う soft ware を開発し, その修正結果について報告した⁵⁾. しかし, 必ずしも満足できる修正結果ではなかったため, 今回幾何学的修正のための soft ware にさらに修正式を追加した. その結果, MKG により得られる運動軌跡の歪みをほぼ取り除くことに成功したのでここに報告する.

実験材料ならびに方法

修正のためのデータは前回報告⁵⁾したものと同一のものを用いた. すなわち, MKG は K 5-R 型を用い, マグネットの移動は 3 次元微動装置により行い, その時の MKG により得られるマグネットの移動量をデジタルテ

図 1 MKG により得られる未修正の測定値
(X=6, sagittal view)

広島大学歯学部歯科補綴学第 1 講座 (主任: 津留宏道教授)
Dept. of Complete and Partial Denture Prosthodontics, Hiroshima University School of Dentistry
(Chief: Prof. Hiromichi Tsuru)
昭和 53 年 8 月 28 日受付

図 2 MKG により得られる未修正の測定値
(Y=3, frontal view)

スターにより読み取った。3次元微動装置によるマグネットの移動範囲はZ軸 (vertical) $-25.0\text{ mm} \sim 0\text{ mm}$, X軸 (lateral) $-9.0\text{ mm} \sim +9.0\text{ mm}$, Y軸 (antero-posterior) $-3.0\text{ mm} \sim 9.0\text{ mm}$ である。

図1はXが6における未修正の sagittal view であり, 図2はYが3における未修正の frontal view である。図のとおり, MKG により得られる未修正の測定値はマグネットが3次元的な動きをする場合常に大きな歪みを含んでいることが明らかである。このため, まず幾何学的修正を行って歪み量を減少させた。

図3, 4, 5, 6はそれぞれXが0, 3, 6, 9における幾何学的修正後の sagittal view である。横軸はY軸 (antero-posterior), 縦軸はZ軸 (vertical) を表わし, 図中の太い実線は幾何学的修正後の結果であり, 細い実線はそれと実際のマグネットの移動量とを結んだものである。

図7, 8, 9, 10, 11はそれぞれYが $-3, 0, 3, 6, 9$ における幾何学的修正後の frontal view である。この幾何学的修正後の結果から明らかに, 残留した歪みにはほとんど規則性があり, これらを1つずつ細かに修正することにした。修正はXの修正, Zの修正, Yの修正の順に行ったので, まずXの修正について説明する。

図 3 幾何学的修正時の結果 (X=0, sagittal view)

図 4 幾何学的修正時の結果 (X=3, sagittal view)

図 5 幾何学的修正時の結果 (X=6, sagittal view)

図 6 幾何学的修正時の結果 (X=9, sagittal view)

図 7 幾何学的修正時の結果 (Y=-3, frontal view)

図 8 幾何学的修正時の結果 (Y=0, frontal view)

図 9 幾何学的修正時の結果 (Y=3, frontal view)

図 11 幾何学的修正時の結果 (Y=9, frontal view)

図 10 幾何学的修正時の結果 (Y=6, frontal view)

(1) XをYから修正する。すなわち、Yの値が大きくなってゆくに從って生じるXの値の under-estimation の修正。

(2) XをZから修正する。すなわち、Zの絶対値が大きくなってゆくに從って生じるXの絶対値の under-estimation の修正。この修正ではXの絶対値の大きさにより修正の程度を変える必要があるため、Xの絶対値の大きさにより3つの範囲に分割し、それぞれの範囲においてZの絶対値を parameter とする一元高次方程式を求め修正を行った。

次にZの修正について説明する。

(1) ZをXから修正する。すなわち、Z=0 においてXの絶対値が大きくなってゆくに從って生じるZの値の under-estimation の修正。この修正にはXの絶対値を parameter とする一元高次方程式を用いた。

(2) ZをYから修正する。すなわち、Yの値が大きくなってゆくに從って生じるZの値の under-estimation の修正。

(3) ZをXから再修正する。すなわち、Xの絶対値またはZの値が大きくなってゆくに從って生じるZの値の under-estimation の修正。この修正にはXの絶対値とZの値の相互関係を求める式をまず導いておき、その式にXの絶対値とZの値とを代入し、得た値により修正の程度を変化させた。

つづいてYの修正について説明する。

YはXとZの絶対値が大きくなってゆくに從って

under-estimation から over-estimation へと変化してゆく。このため、まず、Xの絶対値の大きさにより8つの範囲に分割し、それぞれの範囲においてZの値をYの値に反映させた。

以上の修正式を前回報告した幾何学的修正の software に subroutine 形式で追加した。

Computer は DEC 製 PDP 11/40, source program の作製には Fortran IV を用いた。

なお、本研究の software には制御文⁶⁾が必要となるが、処理時間を短縮するため制御文には arithmetic IF statement⁶⁾、ならびに computed GO TO statement⁶⁾を用いた。

修正の流れ図は以下のとおりである。

結 果

1. Sagittal view における修正結果

図12, 13, 14, 15はそれぞれXが0, 3, 6, 9における修正結果である。横軸はY軸 (antero-posterior), 縦軸はZ軸 (vertical)を表わし、図中の太い実線は修正後の結果であり、細い実線はそれと実際のマグネットの移動量とを結んだものである。

X=0 において、Zの値が増大するに従ってみられたYの under-estimation の傾向は修正後もみられた。しかし、前回報告した幾何学的修正時の結果 (図3~6) に比較すると著しく正確な値となった。マグネットの実際

図12 本研究における修正後の結果 (X=0, sagittal view)

の移動量と修正後の値との差を修正後の値で割った値、すなわち誤差率を計算してみると、Y軸において平均10.8%、Z軸において平均3.2%であった。

2. Frontal view における修正結果

図16, 17, 18, 19, 20はそれぞれYが-3, 0, 3, 6, 9における修正結果である。

図のように前回報告した幾何学的修正時にみられた下方へ突出した彎曲は消失している。特にYが-3.0 mm ~ +3.0 mm においてはほぼ完全な修正値となった。X軸における誤差率は平均3.9%であった。

以上の誤差率は本研究で行ったすべての測定範囲 (X軸: -9.0 mm ~ +9.0 mm, Y軸: -3.0 mm ~ +9.0 mm, Z軸: -25.0 mm ~ 0 mm) であるが、X軸 -6.0 mm ~ +6.0 mm, Y軸 -3.0 mm ~ +6.0 mm, Z軸 -20.0 mm ~ 0 mm の範囲内における誤差率を計算すると、X軸で平均3.2%、Y軸で平均8.4%、Z軸で平均2.2%となった。

図 13 本研究における修正後の結果 (X=3, sagittal view)

図 15 本研究における修正後の結果 (X=9, sagittal view)

図 14 本研究における修正後の結果 (X=6, sagittal view)

図 16 本研究における修正後の結果 (Y=-3, frontal view)

図 17 本研究における修正後の結果 (Y=0, frontal view)

図 19 本研究における修正後の結果 (Y=6, frontal view)

図 18 本研究における修正後の結果 (Y=3, frontal view)

図 20 本研究における修正後の結果 (Y=9, frontal view)

考 察

MKG はほぼ生理的に近い条件下における下顎運動を記録することのできる装置であると考えられてきたが、

マグネットが三次元的な動きをする場合、その記録は大きな歪みを含んだものとなることが明らかになってきた²⁻⁵⁾。特に川口らは、歪みが5%を越えない範囲は原点から 2.00 mm の範囲にしか存在しないことを指摘し、MKG の使用目的に留意すべきであるとしている。

MKG は本来、生理的条件下における下顎運動の記録、観察装置として開発されたものであるため、下顎への荷重量、頭部固定などの点で従来の装置に比較し非常に優れている。

そこで著者らは歪みの主な原因がセンサーの位置的関係とその結合方法にあることに着目し、幾何学的に修正を行った⁵⁾。その結果、XおよびY軸において 1/4、Z軸において 1/2 に歪みを減少させることができたが、下顎運動の研究においても、一般臨床においてもその精度はいま一步というところであった。

著者らは、MKG の応用範囲を開発当初考えられていたものにするには、その歪み量を測定値の 10% 内外に修正する必要があると考えた。そこで幾何学的修正に用いた soft ware にさらに修正式を追加し、より正確に、特にXおよびZ軸に関しては歪み量を 5% 以下に修正することにした。

修正の方法は幾何学的修正後にみられる歪みに一定の傾向がみられるため、その歪みを 1 つずつ消去してゆくことにした。この際、1 つの軸の値を parameter とする一元高次方程式が必要となるが、これは前回の報告で用いた一元高次方程式の係数を求める soft ware を使用した。

Hannam ら⁷⁾ は MKG により得られる運動軌跡の歪みをベンチテストにより修正したとだけ報告している。ベンチテストにより修正を行おうとすれば、精度の良い二元高次方程式を解くことが容易でないことから、look up 法⁵⁾ によるか、または制御文⁶⁾ を多く用いなければならないと考えられる。制御文を修正の初期で多く用いられれば用いるほど修正結果は非連続的なものになる。著者らは、MKG の out-put 端子より得られる 3 つの DC 電圧を連続的に A-D 変換し、それらのすべての値について修正を行い、生理的条件下における下顎運動の分析を最終目的としている。このことを考えると非連続的修正、すなわちガタツキの多い修正方法は好ましくない。よって、まず連続的な幾何学的修正を行い、しかる後に制御文を用いた細かな修正を行った。

この場合にも制御文の使用は最小にとどめ、非連続的な修正を可能な限り避けた。

修正結果についてみれば、本研究で検討した X 軸 $-9.0 \text{ mm} \sim +9.0 \text{ mm}$ 、Y 軸 $-3.0 \text{ mm} \sim +9.0 \text{ mm}$ 、Z 軸 $-25.0 \text{ mm} \sim 0 \text{ mm}$ の範囲において平均 X 軸 3.9%、Y 軸 10.8%、Z 軸 3.2% の誤差率であり、ほぼ満足すべき結果であった。また X 軸 $-6.0 \text{ mm} \sim +6.0 \text{ mm}$ 、Y 軸 $-3.0 \text{ mm} \sim +6.0 \text{ mm}$ 、Z 軸 $-20.0 \text{ mm} \sim 0 \text{ mm}$ の範

囲においては平均 X 軸 3.2%、Y 軸 8.4%、Z 軸 2.2% の誤差率であり、十分満足できる値となった。なお、Y 軸の修正をさらに行うことは可能であるが、非連続的な修正になる危険性が增大するとともに、制御文の多用による処理時間の遅延を考慮して中止することにした。また X および Z の値をさらに真のマグネットの移動量に近づけることも可能であるが、MKG 周囲の磁気および磁性体、下顎運動によるマグネットの回転、頭部の揺れによる地磁気の変化、センサーの取り付け位置等による誤差を皆無にすることができないため、これ以上修正の精度を向上させる必要はないと思われる。

ま と め

本研究により、MKG により得られる歪みを含む下顎運動軌跡を一般臨床はもちろん、下顎運動の研究にも使用できる精度に修正することができた。このことにより、MKG を開発当時目的とした下顎運動の正確な記録、観察に使用することが可能となった。

文 献

- 1) Jankelson, B., Swain, C. W., Crane, P. F. and Radke, J. C.: Kinesiometric instrumentation: a new technology, J. Am. Dent. Assoc., 90: 834~840, 1975.
- 2) 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, 昭52 (1977).
- 3) 斎藤文明, 塩崎泰雄, 幡 茂樹, 畑中政利, 谷 繁信, 中尾一成, 腰原 好, 羽賀通夫: Mandibular Kinesiograph の特性について, 補綴誌, 21: 312~322, 昭52 (1977).
- 4) 川口豊造, 水野起良店, 阪上隆則, 小野 積, 小川松暁, 吉田 仁, 鈴木立子: Mandibular Kinesiograph の歪みについて, 愛院大歯誌, 16: 1~12, 昭53 (1978).
- 5) 森永虎雄, 鎌田一道, 佐々木元, 佐藤隆志, 長沢 亨, 津留宏道: Mandibular Kinesiograph により得られる運動軌跡の幾何学的修正に関する研究, 補綴誌, 22巻4号 印刷中, 昭53 (1978).
- 6) 大泉充郎監修: JIS に準拠した Fortran 基本コース, 70~90, オーム社, 東京, 昭和52.
- 7) Hannam, A. G., Scott, J. D. and De Cou, R. E.: A computer-based system for the simultaneous measurement of muscle activity and jaw movement during mastication in man, Arch. Oral Biol., 22: 17~23, 1977.