Mandibular Kinesiograph の原理とその忠実性について

三谷 春保 山下 敦 井上 宏

Principle and Fidelity of a Mandibular Kinesiography

Haruyasu Mitani, Atsushi Yamashita, Hiroshi Inoue

<目 次>

- I. はじめに
- II. 測定装置の構造と原理
 - 1. sensor の構造と原理
 - 2. 復調回路
 - 3. 前置増幅器
 - 4. 補正回路
 - a. 上下, 前後方向の補正
 - b. 左右方向の補正
 - 5. 主増幅器
 - 6. 微分器
 - 7. ディスプレイ装置
- III. Mandibular Kinesiograph の忠実性
 - 1. 試験法
 - 2. 分解能
 - 3. 運動の再現性(補正回路を含む)
 - a. sensor とマグネットを結ぶ線上をマグネットが移動する場合
 - b. sensor に対してマグネットが任意の位置をとる場合
 - 4. 微分回路の精度
- IV. 考 察
- V. 要 約

I. は じ め に

Mandibular Kinesiograph は Dr. Jankelson によって考案, 開発された下顎運動の電氣的 3 次元描記装置で, 下顎正中歯頸部に取り付けた永久マグネットの移動

大阪歯科大学補綴第三講座
Department of Prosthodontics, Osaka Dental University

昭和 52 年 3 月 22 日受付

によつて生ずる磁場の変化を一定の位置的關係で非接触的におかれた sensor がとらえ, 下顎運動を電氣的なアナログ信号として取り出し描記するものである。

著者の 1 人である井上は昨年, Dr. Jankelson の主宰する MYO-TRONICS RESEARCH 社, INC での共同研究に参加し, Swain, Crane, Radke らの協力によつて, sensor の原理や電気回路の構成などの講義を受けた。

本論文では Mandibular kinesiograph の原理, 測定精度, および特徴について検討した結果を報告する。

II. Mandibular Kinesiograph の構造と原理

この装置の構成は ① マグネット ② 磁気トランスデューサー (flux gate magnetometer) ③ 電気回路部分 (パルス発信回路 増幅回路, 補正回路, 微分回路) ④ ディスプレイ装置からなっている (Fig. 1)。そして下顎切歯点に取り付けたマグネットの空間における 3 次元運動を vertical sensor, lateral sensor, および anterior-posterior sensor で上下, 左右, 前後の 3 直

Fig. 1 Mandibular Kinesiograph (sensor, 電気回路部, ディスプレイ装置)

Fig. 2 Blok Diagram

Fig. 3 Sensor の構造

交座標成分として、時間的に記録し、任意の座標を組合せて、矢状面、水平面、および前頭面上での投影図形を描かせることもできる。sensor から出るパルス状出力はまず復調回路で DC 電圧に変換され、増幅された後、補正回路により磁場の強さと移動距離との間に直線性が与えられ最終出力となる。また増幅器には canceling sensor (earth's field sensor) 出力が差動的に入力され、各 sensor への地球の磁場の影響を遮断している。

vertical sensor 出力については微分回路によつて速度、加速度のアナログ信号がえられる (Fig. 2)。

1. sensor の構造と原理

磁界検出はパルス技術応用として工業計測でもよく用いられている flux magnetometer と呼ばれている磁気トランスデューサーである。その構造は toroidal core (磁心) に primary coil と secondary coil が巻かれてい

Fig. 4 電気回路部から取り出した出力波形

- a. excitation pulses (5 KHz, $\pm 12V$)
- b. primary coil からの出力波形
- c. sampling pulses
- d. secondary coil からの出力波形

Fig. 5 Fig. 4 の c. d の描引拡大

- a. sampling pulse
- b. secondary coil からの各出力波形

る (Fig. 3). secondary coil は一方はアースとし、同巻数で極性がお互いに逆になるように巻いてある。primary coil には sensor excitation pulses としてパルス発信回路より送られた $\pm 12V$ の交流矩形波が入力として用いられる (Fig. 4a)。この時、通常 secondary coil には対称性のパルスが出力としてえられるが、この場合は同巻数で極性が違うように secondary coil が巻かれているので出力は打消される。しかし、ここにマグネットからの一定方向の極性を持つ flux が primary coil に加わると、secondary coil より flux に比例したパルス状出力がえられる (Fig. 4d, Fig. 5)。これは測定磁界内では secondary coil に入るパルスが非対称となるためである。これによってマグネット移動に伴う磁場変化をパルス状電圧としてとらえることができる。

2. 復調回路 (demodulation circuit)

各 sensor からのパルス状電圧は signal demodulator

によって、磁場変化に比例した DC 電圧に変換される。これは secondary coil の出力パルスに同期した gate 回路より送られるパルス (Fig. 4c) により sampling され記憶されることによってなされる。

3. 前置増幅器

demodulator から出た出力は低電圧、高インピーダンスであるから non inverted Ope Amp. で負荷の減少を計っている。

4. 補正回路

永久マグネットにより生ずる flux の強さは sensor とマグネットの距離に比例せず一般に距離の 3 乗に反比例する。したがって、前置増幅器からの出力電圧はマグネットの移動距離とは比例しておらず、この段階では計測装置としての直線性に著しく欠けている。そこで電氣的に演算素子によってこれを補正することになる。

a. 上下、前後方向の補正

マグネットの移動距離と比例した電圧をえるための補正回路は IC 演算素子によって数学的に処理されている。まず Pre-Amp. の出力電圧 E は log converter によって $-\log E$ に変換され、次に voltage divider で $\frac{-\log E}{3}$ 、最後に anti log converter で $\frac{C}{E^{1/3}}$ と変換される。したがって、

$$E_{out} = \frac{C}{E_{in}^{1/3}} \\ = \frac{C}{\left(\frac{k}{d^3}\right)^{1/3}} = \left(\frac{C}{k^{1/3}}\right) d$$

となり演算回路上ではその出力は距離に比例した電圧がえられることになる (Fig. 6)。実際にえられる直線性については後述する。

b. 左右方向の補正

lateral sensor は左右に 2 個あり、差動的に使用されている。したがって、補正回路に入る電圧 (E_{in}) は各左右の sensor の出力電圧を E_1, E_2 とすると $E_{in} = E_1 \sim E_2$, d_1, d_2 をマグネットからの各 sensor までの距離とすると、

$$E_{in} = \frac{k_1}{d_1^3} - \frac{k_2}{d_2^3} \quad (d_1 = 12 - d_2) = \left(\frac{d_1^3 - d_2^3}{d_1^3 d_2^3}\right) K$$

Fig. 6 vertical sensor と ant-post sensor の補正回路の Block Diagram

Fig. 7 lateral sensor の補正

- a. 補正前の入出力関係
b. 並列ダイオード回路による補正後の入出力関係

これはおおむね Fig. 7 a のような移動距離と出力電圧との関係になる。この場合は一般に非線形関数発生器によく用いられる並列ダイオード回路によつて Fig. 7 b のように直線に補正される。

5. 主増幅器

sensor から出た出力は補正回路によつて直線性が補正され、最終的に主増幅器で増幅され下顎切歯点運動のアナログ電圧としてレコーダーに記録される。ここでは同時に零点調整や、移動距離と電圧との calibration がなされている。基本的にマグネット 1 cm の移動に伴つて出力電圧 1 V がえられるように調整されており、これがパネル上にある gain set number 1 に相当している。gain set number 2, 5, 10, 50 と増幅率が增大し、たとえば gain 50 では 1 V 出力で 0.2 mm のマグネットの動きを示すことになる。したがつて、主増幅器のポテンシオメーターを調整することによつてマグネットの強さ、sensor の gain の変化をそのつど調整することもできる。

6. 微分器

マグネット（測定点）の変位を表わすアナログ電圧は

Fig. 8 微分器からの出力波形]

- a. 変位波形
b. 速度波形
c. 加速度波形

上下方向のみについて、さらに電氣的に微分され（低域 2 Hz, 高域 80 Hz がカットされた演算微分回路）、測定点の運動速度、加速度のアナログ波形も観察することができる。Fig. 8 は 5 Hz の三角波が当微分器で微分されおのおの速度波形、加速度波形として velocity out put, acceleration out put より記録した波形を示す。この場合の入力三角波は 0.236 V で顎運動 1 cm の移動により主増幅器に入る前の電圧を示し、5 Hz はピークに到達するまで 0.1 秒を要することを意味するから、下顎運動の速度 100 mm/sec に相当することになる。えられた微分波形から計算してみるとピーク 0.5 V であるからその速度は

$$0.05 \text{ (system gain)} = \frac{0.5 \text{ V}}{\text{速度} \times x} \\ x = 100 \text{ mm/sec}$$

となり一致することを示している。

7. Earth's field cancellation

各 sensor は磁場に対して非常に敏感なため地球上の磁場をもキャッチし増幅する。平衡型入力である lateral sensor は互いに cancelling するが不平衡型入力である vertical, ant-post sensor ではこれがノイズとなる。そこで下顎運動測定のための sensor 以外に前頭部に地球磁場検出用の sensor が備えられており、この sensor からの出力が demodulator を通して、vertical, ant-post sensor のおのおの出力と差動的に増幅器に入力させることによつて cancelling の効果を發揮している。

8. ディスプレイ装置

各チャンネルの出力（vertical, ant-post, lateral, velocity, acceleration）は 2 成分ずつ組合せて、下顎運

動の前頭面、矢状面、水平面上への投影図形として、ストレージ型のブラウン管オシロスコープ(Tektronix)に記録される。そのほか各運動の時間的変化を同時に記録する目的で電磁オシロやペン書きオシロが用いられる。

III. Mandibular Kinesiograph の忠実性

装置の特性を前もって知っておくことは、この装置を利用するのに不可欠である。そこで mandibular kinesiograph の分解能、較正曲線および各種の誤差などについて検討した。

1. 試験法

副尺によつて 1/100 mm まで読み取れる 2 次元微小読み取り装置の可動部に磁性体でない木の棒を取り付け(読み取り装置の固定台が強い磁性体であるため、磁界に大きな影響があると考え、できるだけ遠ざけた)、その先端にマグネットを取り付け所定の位置に sensor を固定し、微動装置によつてマグネットを移動できるようにした (Fig. 9)。その結果えられた出力をブラウン管に記録し、写真撮影し、印画紙上で計測した。

2. 分解能

マグネットの移動単位を 0.2 mm, 0.1 mm, 0.05 mm とし装置の分解能を決定した。system gain を最大の 50 にし、ブラウン管オシロスコープの感度 0.5 V/div とし記録した (Fig. 10)。その結果、各 sensor と 0.05 mm の移動距離が明確に分離でき、分解能は 0.05 mm 程度であることが判った。

Fig. 9 2次元微小読み取り装置

Fig. 10 分解能

3. 運動の再現性

マグネットの移動に伴つて磁場測定 sensor からえられる電圧変化(アナログ変位量)の直線性は電気的な演算による補正回路によつて決まる。ただし、Vertical, ant-post の補正回路と lateral sensor の補正回路の機構が前述のように異なっているため、その精度も異なるものと考えられる。しかもこの補正回路が正しく作動するには sensor に対してマグネットが所定の位置から sensor とマグネットを結ぶ線上を移動する時であつて、3 次元的な動きの直線的な補正はなされていない。

a. sensor とマグネットを結ぶ線上をマグネットが移動する場合

このようなマグネットの移動に対して、各 sensor と 1 cm の移動まではほとんど直線性がある。しかしそれ以上の移動ではやや直線性がくずれ、+2.5 cm の移動で vertical +2 mm, ant-post +2 mm, lateral で ± 1 mm の誤差が生じた (Fig. 11)。マグネットが sensor に 2 cm 以上近づくと均一な磁場にならないため測定不可能であつた。

b. sensor に対してマグネットが任意の位置をとる場合

本装置の電氣的補正回路はマグネット—sensor 軸上の移動を対象としたものである。しかし顎運動測定時にはマグネットは任意の 3 次元的な位置をとりその時の補正はなされていない。そこで 3 次元的な位置での描記特性を矢状面、前頭面について検討した。方法は所定の位置から各平面につき、各座標軸方向にマグネットを 1 cm 間隔に移動させ、その時の各出力を XY 描記をしブラウン管上に記録し写真撮影後にトレースした。Fig. 12 は vertical, ant-post sensor によつてえられる矢状面上での描記特性を示し、正しい基準座標点図形と重ねてその誤差を明示している。Fig. 13 は lateral-vertical

Fig. 11 マグネットが sensor とマグネットを結ぶ軸上を移動する場合の移動距離と出力電圧の関係

vertical sensor

Fig. 12 矢状面描記特性

sensor によってえられる前頭面上での描記図で特に vertical sensor の軸上から離れた位置の再現性が劣っている。表 1, 2 は各点の基準座標点と本装置による描記点との誤差を示し, + は基準点より距離的に大きく, - は小さく描記されたことを意味している。

4. 微分回路の精度

1C ope amp を使った微分演算器によって下顎運動時の変位に比例した出力電圧が微分され, 運動の速度アナログ波形がえられる。一般に微分器における入出力信号間に 90° の位相差がある時微分が完全に行われたことになるが, 原理的には CR の低周波遮断器にすぎないから, 周波数が下るほど 90° 位相には近づくが完全にはならず, このような CR 微分器では完全微分はできず常に近似値であることは前もって知っておく必要がある。ここで使用されている微分器は低域 2 Hz でカットされているから Fig. 14 に示されるような位相差関係にあると考えられる。本微分器の精度を検討するため微分器にオシレーターから三角波を 0.1 Hz から徐々に周波数を高めて, その微分波形を観察すると 10 Hz 以上で波形が歪んでくるので, この微分器の微分限界を 10 Hz 近辺とした。各周波数での入出力関係を調べてみると, 10 Hz すなわち, 下顎の運動速度 200 mm/sec までは直線性を示した (Fig. 15)。

Fig. 13 前頭面描記特性

表 1 矢状面上の誤差

(mm)	
(X , Y)	X , Y
(1 , 0)	0 , 0
(2 , 0)	-1.0 , -1.2
(3 , 0)	-1.0 , -3.0
(4 , 0)	-3.0 , -6.0
(0 , 1)	-0.1 , 0
(0 , 2)	-2.0 , -1.0
(0 , 3)	-5.0 , -2.0
(0 , 4)	-7.0 , -2.5
(0 , 5)	-10.0 , -4.0
(1 , 1)	-0.5 , 0
(2 , 2)	-3.0 , -2.0
(3 , 3)	-6.0 , -6.0
(4 , 4)	-12.0 , -8.0

表 2 前頭面上の誤差

(mm)	
(X , Y)	X , Y
(1 , 0)	0 , - 1.5
(2 , 0)	0 , - 6.5
(3 , 0)	-1.0 , -13.0
(0 , 1)	0 , 0
(0 , 2)	0 , + 0.5
(0 , 3)	0 , + 1.0
(0 , 4)	0 , + 2.0
(1 , 1)	0 , - 1.0
(2 , 2)	-0.5 , - 6.0
(3 , 3)	-5.0 , -12.0

IV. 考 察

顎の運動は他の体制運動系の活動と同様に、おのおの固有の走行を有する咀嚼筋群の活動の合成によって現われる複雑な生理的運動である。その特徴として左右両側の関節によって制限、誘導され関節自身にも微妙な運動の許容量をもち、また神経生理的な観点からみて、四肢の運動が脊髄神経に支配されているのに比べて、顎の運動はより高位の橋、延髄にある運動中枢によって支配され、その運動の制御はいつそう複雑で巧妙であるとされている。

さて、このような下顎の運動を描記、記録するため古

くから多数の装置が考案され、Gysi¹⁾、Hesse²⁾の下顎切歯点の鉛筆による描記法に始まり、光点軌跡描記法³⁾、映画撮影法⁴⁾、ストロボ写真法⁵⁾などを経て、今ではほとんど電氣的な計測法となり、当教室の山下⁶⁾のフォトトランジスター法、Beck⁷⁾のセルシンモータ法、川口⁸⁾の差動変圧器法、Messerman⁹⁾、Gilling¹⁰⁾の光電法、最近では坂東¹¹⁾のテレメトリー法、や Körber¹²⁾、Ho-Née¹³⁾、三浦¹⁴⁾、Lemmer¹⁵⁾などによつても新しい顎運動描記装置が次々と考案されている。顎運動の研究手法の推移をみると、まず、運動の機械的、幾何学的分析によつて下顎運動を単純な法則にしたがつてパターン化し、Gysi¹⁶⁾、Hanau¹⁷⁾、Fisher¹⁸⁾らによつて下顎運動論の仮説が立てられ、そしてそれを再現する各種の咬合器の機構を生んだ。すなわち、顎運動の研究は補綴学者によつてきわめて即物的に実践的にその運動を咬合器に再現するために行われてきた。Gnathology 学派による

Fig. 14 微分器の位相特性

Fig. 15 本装置の微分器の特性

複雑な調節性咬合器への下顎運動の再現という1つの流れもこれと軌を一にするものである。

最近では機械的運動論解析の立場から切歯点の2次元描記から3次元へ、さらに下顎全体としての立体的運動解析のため顎関節の運動を含めた運動解析^{19,20)}に発展し、さらに電氣的計測装置により運動記録の連続性、時間的経過および精度などがいつそう向上した。そして顎

運動の新しい事実が明らかとなり、顎関節の運動にも時間的要素が加味され、歯の位置と顎関節の位置との対応関係に関心がもたれるようになった。また、EMGと顎運動の同時記録^{6,21~23)}により運動と筋活動との関係が追究され、顎運動の神経生理学的研究の進展に伴って顎運動のダイナミックな相に興味が集中されるようになった。そのような顎運動研究の動向からみて、今日最も望

ましい顎運動記録装置は測定に際して、口顎系にできるだけ生理的な負荷のかからない状態で運動を記録することである。しかし、顎運動描記装置の多くは、精度の向上を望めば望むほど装置が複雑となり自然な顎運動を記録することから遠ざかる傾向にあつた。その点、非接触型の測定機構をもつ、Mandibular Kinesiograph は種々の特長をもち最近の顎運動研究の動向とマッチした新しいタイプの顎運動描記装置といえる。特に基準顎位とみなされる中心咬合位付近において、最も精度の高い再現性を表わすことは本装置の臨床的価値を高めていると思われる。

1. 測定装置について

下顎切歯点の3次元的な運動描記装置である Mandibular Kinesiograph は特に動点としての下顎とその動きをとらえる sensor とが、機械的な連結がなされておらず、マグネットの磁場を介して、非接触的に測定できることは従来の顎運動装置には見られない特長である。下顎への負荷は 1.8 g のマグネットのみであり、各 sensor は薄くて軽いアルミチューブに取り付けられ、サングラスを介して頭部に固定されるため上下歯列間に固定装置を取り付ける測定装置に比べて、歯根膜、歯肉、唇、筋肉などに非生理的な刺激を与えず、これによつて下顎の限界運動の測定よりむしろ、咀嚼運動、嚥下運動、発音時の運動など生理的な運動の記録に威力を発揮する。また、EMG、咬合音、歯牙接触計、顎関節音などとの同時記録が容易であることも大きな特長である。測定原理からみて、マグネットの磁場を応用し、その磁場測定にパルス技術を導入し、flux gate の機構を応用したことは他の顎運動記録装置には例をみない。また、増幅、補正回路などの電気回路はすべて 1C ope amp が使用され、非常にコンパクトにまとめられ、その操作が容易であることなど、chair side で患者の顎運動の観察、記録ができ、顎関節症の診断、予後判定などより臨床的な応用へと進展する可能性をもっている。また特に微分回路による顎運動の速度アナログ波形は顎運動分野に新しい知見をもたらすと考えられる。

2. 測定精度について

本装置はまず磁気トランスデューサーによつてマグネットの移動に伴う磁場の変化をとらえ、そしてさらに電氣的な補正によつて初めてマグネットの移動変位量（下顎の移動変位量）に相当する電氣的な出力がえられる複雑な機構からなっている。そのため、sensor から直接

下顎の移動量をとらえる機構に比べて変位量—出力電圧との直線性に関しては興味あるところである。磁場の強さと変位との関係を電氣的補正回路によつてまったく歪なく直線性を与えることは困難と予想されるが、事実、測定結果からみどのような条件下でもマグネットの移動距離が大きくなるにつれてその再現性が悪くなる傾向を示した。

sensor とマグネットを結ぶ線上でマグネットが移動する場合の直線性は本装置の補正回路によつて補正されているため、かなりの精度をもちマグネットが 1 cm の移動では完全に近い直線性を示すが、それ以上ではやや直線性を欠き、マグネット 2.5 cm 移動時、vertical で +2 mm, ant-post で +2 mm, lateral で ± 1 mm 程度の誤差を示し、電気回路による補正はかなりの精度で満足すべきものであつた。

マグネットの移動が、マグネットと sensor を結ぶ軸上からはずれて、3次元的な位置をとる場合の再現性については矢状面、前頭面についての描記図形は両者とも特徴ある歪を示し (Fig. 12, 13), 特に vertical, Ant-post sensor における歪が大きく、そのため矢状面描記図形は前頭面描記図形より歪が大きかつた。これは lateral sensor ではマグネットがその軸上からはずれても左右の sensor からなる差動型のため、vertical sensor や ant-post sensor に比べてその誤差が小さくなるためであろうと考えられる。マグネットが3次元的な位置をとる場合の vertical, ant-post sensor の誤差の原因について考えてみると、Fig. 16 に示すように矢状面上でマグネットが O から O' に移動した時、sensor までの実際の前後的な距離は $AB=d_1$ であるが、出力電圧は $O'B=d_2$ に相当する電圧となり、後方への移動距離は実際値よりも大きくなる。このことは vertical sensor についても同じである。この誤差が矢状面での歪を大きくしていると考えられる。しかし、Jankelson²⁴⁾によればこの歪は幾何学的な規則性があるとし、computer によりその補正が可能なることを明らかにしている。lateral sensor の場合は Fig. 17 に示されるようにマグネットが中心点 O から O' 点に移動したとすると、その時の出力電圧は $CO'-AO'$ となり、正しい位置を表わす $BC-AB$ に相当する電圧より小さくなる。しかしその誤差は vertical antpost sensor の場合より緩和されている。Jankelson²⁵⁾は開口 2 cm, 左右 1 cm の偏位で -6% の利得損失しかないと報告しており、その忠実性において差動型 sensor がすぐれていることがよく判る。新しいタイプの sensor (K5-R) では ant-

Fig. 16 vertical sensor, ant-post sensor のマグネットが sensor とマグネットを結ぶ軸上からはずれた場合の誤差の原因

Fig. 17 lateral sensor のマグネットが左右 sensor の軸上からはずれた場合の誤差の原因

post sensor も差動型となっているのもこのためであろう。

V. 要 約

測定精度の一般的特徴として、各方向の移動距離の忠

実性はその運動が大きくなればそれだけ大きな誤差となる。しかし、我々が目的とする顎運動路の観察は限界運動路よりむしろより機能的な運動動態の解明にあるので、咬合位付近の運動ほど忠実性がある本装置の特徴は我々の研究目的にマッチしているものと思われる。

1. 本装置の分解能は 0.5 mm であった。

2. sensor とマグネットとを結ぶ軸上でマグネットが移動する場合、各 sensor とも 1 cm までに直線性を有するが、2.5 cm 移動で vertical +2 mm, ant-post で +2 mm, lateral で ± 1 mm であつた。

3. 3 次元的なマグネット移動時の直線性は補正されていないため、矢状面、前頭面上での描記特性は特有の歪を示し、マグネットの移動量が大きくなるほど、その歪みは大きくなつた。

4. 差動型である lateral sensor はマグネットが軸上を移動する場合も、軸上から偏位した場合も、vertical sensor や ant-post sensor よりもその忠実性がきわめてすぐれていた。

5. 下顎運動の速度波形をえるための本装置の微分器は 200 mm/sec までは正確に測定できるが、それ以上のスピードでは波形に歪をきたした。

文 献

- Gysi, A.: The problem of articulation, *Dental Cosmos*, 52: 148~169, 1910.
- Hesse, F.: Zur Mechanik der Kaubewegung des menschlichen Kiefers, *Deutsche Monatsschrift für Zahnheilkunde*, 15: 517~523, 1897.
- Ulrich, J.: The human temporomandibular joint; Kinematics and actions of the masticatory muscles, *J. Prosthe. Dent.*, 9: 399~406, 1959.
- Berry, H.O. and Hofmann, F.A.: Cineradiographic observations of temporomandibular joint function, *J. Prosthe. Dent.*, 9: 21~33, 1959.
- Kurth, L.E.: Mandibular movements in mastication, *J.A.D.A.*, 29: 1769~1790, 1942.
- 山下 敦: 下顎運動電気的記録装置の改良とその補綴学的意義, *歯科医学*, 27: 263~292, 1964.
- Beck, H.O.: A method for reproduction of movements of the mandibular; a research progress report, *J. Prosthe. Dent.*, 12: 873~887, 1962.
- 川口豊造: 電気的測定装置による習慣的閉口運動および嚥下運動時の歯牙接触位に関する研究, *補綴誌*, 12: 398~423, 1968.
- Messerman, T.: A means for studying mandibular movement. *J. Prosthe. Dent.*, 17: 36~43, 1967.
- Gillings, B.R.D. and Graham, C.H.: A photoelectric method for recording jaw movements. *J. Dent. Res.*, 43: 305, 1964.
- 坂東永一: 下顎位のテレメータリングによる経時的観察, *補綴誌*, 14: 183~203, 1970.
- Körber, K.H.: Elektronische Registrierung der Unterkieferbewegungen im normal und okklusionsgestörten Gebiß, *Dtsch. Zahnärztl. Z.*, 26: 167~176, 1971.
- Honée, G.L.J.M. and Meijer A.A.: A method for jaw movement registration, *J. Oral. Rehabilitation*, 1: 217~221, 1974.
- 三浦不二夫, 近藤勝義: XY-traker を利用した新しい顎運動記録装置について, *口病誌*, 43: 177~183, 1976.
- Lemmer, J., Lewin, A. and Van Rensburg, L.B.: The Measurement of Jaw Movement. Part I, *J. Prosthet. Dent.*, 36: 211~218, 1976.
- Gysi, A.: Handbuch der Zahnheilkunde IV, Scheff, Berlin. Wien, Urban u. Schwarzenberg, 1~171, 1929.
- Hanau, R.L.: Dental engineering, *J.A.D.A.*, 9: 595, 1922.
- Fischer, R.: Die Öffnungsbewegungen des Unterkiefers und ihre Wiedergabe am Artikular, *S.M.F.Z.*, 45: 867, 1935.
- 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の解析, *補綴誌*, 12: 350~380, 1968.
- 長谷川成男, 藍 稔, 河野正司, 坂東永一, 真柳昭紘, 野村孝太郎, 福島俊士, 川口豊造: 下顎限界運動における全運動軸の立体的測定, *補綴誌*, 19: 434~443, 1975.
- 三谷春保, 山下 敦, 川畑 衛, 戸田外穂, 小川晴彦: 電気的下顎運動記録の一新法, フォトゲージシステムについて, *歯科医学*, 26: 416~420, 1963.
- Yemm, R.: The mandibular rest position; The roles of tissue elasticity and muscle activity, *J. Dent. Ass. S. Afr.*, 30: 203~208, 1975.
- Gibbs, C.H.: Electromyographic activity during the motionless period in chewing, *J. Prosthet. Dent.*, 34: 35~40, 1975.
- Jankelson, B., Swain, C.W., Radke, J.C.: Kinesiograph operations manual, Myo-Tronics Research, Inc. 1974.
- Jankelson, B., Swain, C.W., Crane, P.F. and Radke, J.C.: Kinesiometric instrumentation: a new technology, *J.A.D.A.*, 90: 834~840, 1975.