歯牙の変位経路の三次元測定法について

三浦宏之, 長谷川成男, 加藤 均, 古木 譲, 益田高行

東京医科歯科大学歯学部歯科補綴学第二講座 (主任: 長谷川 成男教授)

[受付: 平成 7 年 3 月 31 日]

A measuring method of the three dimensional tooth displacement

Hiroyuki Miura, Shigeo Hasegawa, Hitoshi Kato, Yuzuru Furuki and Takayuki Masuda

Department of Prosthodontics II, Faculty of Dentistry, Tokyo Medical and Dental University

(Chief: Prof. Shigeo Hasegawa)

[Received: March 31, 1995.]

Key Words: displacement transducer type M-3, three dimensional measurement, tooth displacement path

Abstract: Biting force during functional movements applies stress to the teeth, periodontal ligament, mandible and maxilla and produces distortion in all of them. Schöhl (1960), Behrend (1974, 1978), Siebert (1980), Kato (1981, 1982), Miura (1985), and several other researchers have described the significance of the physiological tooth displacement during function and have measured it, which is a very complicated task. To assess such task, the three dimensional tooth displacement transducer type M-3 was developed. It consists of a transducer with three Magnesensors (three pick-up heads and three magnets, a universal joint, a measuring probe and a set-up plate. Its total weight is 48.7grs. The displacement transducer type M-3 is screwed into a paraocclusal splint, which is made up of a 2mm thick aluminium plate and autopolymerizing acrylic resin. This splint is fixed at the labial surface of the anterior teeth with a momentary adhesive. All parts of the transducer -except for the measuring probe- are extraoral, hence the normal masticatory movement, is not altered by its presence and also, the intraoral temperature and humidity do not affect the transducer.

The free end of the 0.3mm diameter measuring probe is attached to the buccal middle surface of the tooth to be tested. Its movement in three directions is accurately transmitted to the magnets by the universal joint. The displacement transducer type M-3 is contacting type, therefore some measuring pressure is essential, but since this measuring pressure must alternate with the physiological tooth displacement it should be kept as light as possible. As a result of using pivots in the universal joint, the measuring pressure was kept at less than 0.4grs. The linearity error of each transducer was less than 2% within a range of $\pm 200 \mu m$. There was a minimum interference among the three transducers.

It became possible to measure the three dimensional physiological tooth displacement during function.

抄録 機能時に発揮される咬合力は歯牙, 歯周組織さらには顎骨にまで及び, それぞれの部位にひずみを生ずる。したがって, 機能時の歯牙の動態を明らかにすることは重要であり, Schöhl (1960), Behrend (1974, 1978), Siebert (1980), 加藤 (1981, 1982), 三浦 (1985)らによって機能時の歯牙の変位経路が測定されてきた。しかしながら, 三次元測定は容易ではなく, いまだその詳細については明らかになっていない。そ

ここで、機能時の歯牙の変位経路を生理的に近い条件下で測定する目的で三次元微小変位計M-3型を新たに開発した。

トランスデューサにはマグネセンサを使用した。変位計はマグネセンサの検出ヘッド、永久磁石、精密ユニバーサル機構、測定子および定位装置固定板から構成され、総重量は48.7gである。変位計は前歯部唇側に固定されたシーネを介して定位される。シーネは厚さ2mmのアルミ板および即時重合レジンにて作製され瞬間接着剤にて前歯部唇側に固定される。変位計は測定子部以外が全て口腔外に設置されるために生理的な咀嚼運動を妨げることなく、口腔内環境（温度、湿度）の影響を受けることもない。直径0.3mmの測定子先端を被験歯頬側面中央部に即時重合レジンにて固定することにより、測定子先端の三次元的な動きは精密ユニバーサル機構を介して各検出方向の永久磁石の動きに正確に変換される。

三次元微小変位計M-3型は接触型なので測定圧を避けることができない。この測定圧は歯牙の生理的な変位経路に影響を及ぼすことが考えられるので可及的に小さくしなければならない。本変位計では精密ユニバーサル機構部にピボットを応用することにより、測定圧を0.4g以下とした。変位計の各検出ヘッドは相互干渉もほとんどなく $\pm 200\mu\text{m}$ の範囲内において $\pm 2\%$ 以下の精度でリニアな出力を示し、機能時の歯牙の変位経路の三次元測定が可能となった。

I. 緒 言

失われた歯冠形態および損なわれた機能を歯冠補綴物によって回復し、その状態を長く維持していくためには補綴物が歯周組織をはじめとする顎口腔系全体と機能的に調和していなければならない。歯牙は機能時に咬合力を受けて歯根膜がもつ粘弾性体としての性質に由来する変位を示す。この機構は咬合力の顎骨への直接の伝播を緩衝するとともに、歯牙自体が受ける力をも緩衝している。したがって、歯牙、歯周組織を含む顎口腔系の動態を維持していく上に歯牙の変位は重要な意味をもつことになる。

機能時の歯牙の変位に関してはSchöhl¹⁾による報告以来、多くの研究がみられる。しかし、測定方法あるいは測定精度などに原因して、機能時の歯牙および歯周組織の動態に関してはその基礎的な部分にすら不明な点が残されてきた。

1981年、加藤^{2,3)}はマグネセンサをトランスデューサとする二次元微小変位計K型を作製して、機能時の臼歯部歯牙の前頭面方向での変位経路を測定した。その後、三浦^{4,5)}は水平面内での変位経路を測定して、機能時に健常な上顎歯牙は口蓋側の歯根方向に100~150 μm の変位を、下顎歯牙は舌側方向へ50 μm 前後の変位を示すことを発表し、歯列全体として歯牙は歯槽骨の中へ押し込まれながら歯列弓の幅径を狭める方向へ変位するとともに、隣在歯間の接触が緊密になることを明らかにした。

しかし、これらの知見は2方向、二次元での測定結果から合成したものであり、そこには三次元同時測定が必要である。そこで今回、三次元微小変位計を新たに開発、

作製したので、変位計の構造、精度さらに2、3の測定結果について報告する。

II. 研究方法

1. 三次元微小変位計M-3型

三次元微小変位計M-3型は、水平面内測定用の二次元微小変位計M型¹⁾を基本にした設計で、精密ユニバーサル機構¹⁾の後方に歯軸方向検出用のトランスデューサとしてマグネセンサ²⁾を1個追加した構造である（図1）。

1) ヘッド部

ヘッド部はマグネセンサの検出ヘッド、永久磁石、直径0.3mmの弾線を圧着したアルミ製の測定子、ピボットを応用した精密ユニバーサル機構および定位装置固定板から構成され、これらがアルミ製のフレームに組み込

図1 三次元微小変位計M-3型

Fig. 1 The three dimensional tooth displacement transducer type M-3.

脚 注 *¹アダマンド工業株式会社：精密ユニバーサルジョイント

*²ソニーマグネスケール株式会社：マグネセンサセットD

図2 三次元微小変位計M-3型の内部構造
Fig. 2 The construction of the displacement transducer type M-3.

まれている。ヘッド部の総重量は48.7gで、二次元微小変位計M型より約8g重くなっている。

歯面に接着した測定子先端の動きは、ピボットを応用した精密ユニバーサル機構を介して直接かつ正確に各検出方向の永久磁石の動きに変換され(図2)、各検出ヘッドによって検出された電圧の変化として出力される。

マグネセンサの検出ヘッドは感度方向と直交する方向への磁石の動きに対しては感度を示さない。また、頬舌、歯軸方向検出用の磁石は精密ユニバーサル機構の構造から歯牙の近遠心方向の動きに対しては変位を示さない(図2)。したがって、頬舌、歯軸方向の検出ヘッドは歯牙の感度方向への動きにだけ反応し、近遠心方向への動きは自動的にキャンセルされる。一方、近遠心方向の検出ヘッドは歯軸方向の動きに対しては感度を示さないが、頬舌方向の動きに対しては検出ヘッドと磁石の距離が変化するので、近遠心方向の出力に影響を及ぼすことが考えられる。そこで、この影響をできるだけ少なくするために、近遠心方向検出用の磁石は精密ユニバーサル機構の支点近くに配置した。すなわち、近遠心方向検出用の磁石は測定子先端の近遠心方向の動きに対しては1対1に対応する動きを示すが、頬舌方向の動きに対しては測定子先端の動きに対して永久磁石の動きが小さく(約1/20)なるようにした。

2) アンプ部

アンプ部はマグネセンサのディテクタ、増幅回路、キャリブレーション回路、レベルシフト回路から構成されている。ディテクタからの変位出力は増幅回路によって10mV/ μ mまたは100mV/ μ mに増幅後、デジタルパネルメータに表示される。測定範囲は出力が10mV/ μ mのときに $\pm 1,000 \mu$ m、100mV/ μ mのときに $\pm 100 \mu$ mである。

2. 測定精度

1) 精度の確認法

本変位計の歯軸方向の精度の測定には0~400 μ mの

図3 校正器(歯軸方向)
Fig. 3 The calibrator (axial direction)

図4 校正器(頬舌, 近遠心方向)
Fig. 4 The calibrator (bucco-lingual, mesio-distal direction)

広範囲精度 $\pm 0.5 \mu$ m、0~10 μ mの狭範囲精度 $\pm 0.05 \mu$ mで正確に上下動する倍率校正器³⁾を用いた(図3)。一方、水平面方向の精度の測定は、水平面内において互いに直角なX、Y軸方向にそれぞれ最小目盛り10 μ m、送り精度 $\pm 1 \mu$ mで動く校正器⁴⁾を用いて行った(図4)。

2) 結果

図5は頬舌方向のキャリブレーションの結果で、頬舌方向検出ヘッドからは $\pm 200 \mu$ mの範囲内において $\pm 1\%$ の精度でリニアな出力が得られた。また、図6に示すように、測定子先端の頬舌方向への動きに対して、歯軸方向、近遠心方向検出ヘッドはほとんど出力を示さなかった。すなわち、3個の検出ヘッド間に相互干渉はほとんどなく、頬舌方向検出ヘッドは同方向だけに感度を示した。

図7は、近遠心方向へのキャリブレーションの結果である。近遠心方向検出ヘッドからは $\pm 200 \mu$ mの範囲内において $\pm 2\%$ の精度でリニアな出力が得られた。また、

脚注 *³東京精密株式会社：倍率校正器E-MC-50A特

*⁴有限会社共和理研：マニピュレータK20 M2

図5 頬舌方向のキャリブレーション結果
(頬舌方向検出ヘッド)

Fig. 5 The output characteristic of the transducer in the bucco-lingual direction.
(The output from the transducer for bucco-lingual measurement.)

図7 近遠心方向のキャリブレーション結果
(近遠心方向検出ヘッド)

Fig. 7 The output characteristic of the transducer in the mesio-distal direction.
(The output from the transducer for mesio-distal measurement.)

図6 頬舌方向のキャリブレーション結果
(近遠心, 歯軸方向検出ヘッド)

Fig. 6 The output characteristic of the transducer in the bucco-lingual direction.
(The output from the transducer for mesio-distal and axial measurement.)

図8 近遠心方向のキャリブレーション結果
(頬舌, 歯軸方向検出ヘッド)

Fig. 8 The output characteristic of the transducer in the mesio-distal direction.
(The output from the transducer for bucco-lingual and axial measurement.)

図8に示すように、測定子先端の近遠心方向への動きに対して、頬舌方向、歯軸方向検出ヘッドはほとんど出力を示さなかった。すなわち、3個の検出ヘッド間に相互干渉はほとんどなく、近遠心方向検出ヘッドは同方向だけに感度を示した。

図9は、歯軸方向のキャリブレーション結果で、歯軸方向検出ヘッドからも $\pm 200 \mu\text{m}$ の範囲内において $\pm 2\%$ の精度でリニアな出力が得られた。また、図10に示

すように、測定子先端の歯軸方向への動きに対して、頬舌方向、近遠心方向検出ヘッドはほとんど出力を示さなかった。すなわち、3個の検出ヘッド間に相互干渉はほとんどなく、歯軸方向検出ヘッドは同方向だけに感度を示した。

以上のように、本変位計が歯牙の変位経路を三次元同時測定するのに十分な精度をもっていることが確認できた。

図9 歯軸方向のキャリブレーション結果
(歯軸方向検出ヘッド)

Fig. 9 The output characteristic of the transducer in the axial direction.
(The output from the transducer for axial measurement.)

図10 歯軸方向のキャリブレーション結果
(頬舌、近遠心方向検出ヘッド)

Fig. 10 The output characteristic of the transducer in the axial direction.
(The output from the transducer for buccolingual and mesio-distal measurement.)

3. 被験者および測定項目

1) 被験者

被験歯は32歳の男性の上顎左側第2小臼歯、第1大臼歯で、第1大臼歯には2級のインレーの窩洞が形成されていて、遠心部には隣在歯との間に空隙があり、近心部だけに隣在歯との接触がある。

コンタクトゲージを使用して歯間離開度を測定した結果、上顎左側第1小臼歯、第2小臼歯間が $110\mu\text{m}$ で、他の部位はすべて $50\mu\text{m}$ であった。なお、第1大臼歯については変位の測定後にタイプIV金合金^{*5}製のインレーで修復を行い、変位の測定を再度行った。インレー装着後に第1大臼歯、第2大臼歯間の歯間離開度は $50\mu\text{m}$ となり、他の部位にインレー装着の前後で変化はなかった。

2) 測定項目

測定は咬頭嵌合位での噛みしめ時、咬合紙^{*6}4枚、8枚噛みしめ時、プリッツ^{*7}咀嚼時の各機能時における歯牙の変位経路について行った。

4. データ処理

変位計のアンプ部からの出力はレクチグラフ^{*8}でモニタするとともに、すべてデータレコーダ^{*9}に収録した。データレコーダに収録したデータは、シグナルプロセッサ^{*10}にサンプリング間隔 2.5msec で取り込み、前頭面、水平面、矢状面それぞれにおける歯牙の投影変位経路と

して表示した。

III. 結 果

上顎左側第2小臼歯および第1大臼歯の機能時の変位経路を測定し、各測定点について以下の結果を得た。

上顎左側第2小臼歯は咬頭嵌合位での噛みしめ時、咬合紙4枚、8枚噛みしめ時、プリッツ咀嚼時にそれぞれ $80, 98, 108, 119\mu\text{m}$ の変位量を示し、口蓋側歯根方向に変位した(図11)。

2級のインレー窩洞が形成されている上顎左側第1大臼歯は咬頭嵌合位での噛みしめ時、咬合紙4枚、8枚噛みしめ時、プリッツ咀嚼時にそれぞれ $64, 110, 124, 70\mu\text{m}$ の変位量を示し、近心口蓋側歯根方向に変位した(図12)。各機能時の変位経路は、上顎左側第2小臼歯に比べて変位方向でわずかに異なり、またプリッツ咀嚼時の変位量が小さかった。

インレー装着後の上顎左側第1大臼歯は咬頭嵌合位での噛みしめ時、咬合紙4枚、8枚噛みしめ時、プリッツ咀嚼時にそれぞれ $58, 87, 103, 96\mu\text{m}$ の変位量を示し、近心口蓋側歯根方向に変位した(図13)。インレー装着前と比較してプリッツ咀嚼時の変位量は大きくなり、変位経路は上顎左側第2小臼歯の変位経路に近くなった。

脚 注 *⁵株式会社ジーシー：キャストینگゴールドM. C. タイプIV

*⁶株式会社ジーシー：アーティキュレーティングペーパー赤

*⁷江崎グリコ株式会社：プリッツ (サラダ)

*⁸日本電気三栄株式会社：RECTI-HORIZ- 8K21

*⁹ソニーマグネスケール株式会社：エルカセットデータレコーダFE-39A

*¹⁰日本電気三栄株式会社：シグナルプロセッサ7 T17

図11 上顎左側第2小臼歯の各機能時における変位経路

IP: 咬頭嵌合位での噛みしめ時

AP4: 咬合紙4枚噛みしめ時

AP8: 咬合紙8枚噛みしめ時

MAST: プリッツ咀嚼時

Fig. 11 Displacement path of the upper left second premolar in function

IP: Clenching in intercuspal position

AP4: Biting 4 sheets of articulating paper

AP8: Biting 8 sheets of articulating paper

MAST: Chewing a piece of pretzel

図12 上顎左側第1大臼歯の各機能時における変位経路（インレー装着前）

IP：咬頭嵌合位での噛みしめ時

AP4：咬合紙4枚噛みしめ時

AP8：咬合紙8枚噛みしめ時

MAST：プリッツ咀嚼時

Fig. 12 Displacement path of the upper left first molar in function (after inlay preparation)

IP: Clenching in intercuspal position

AP4: Biting 4 sheets of articulating paper

AP8: Biting 8 sheets of articulating paper

MAST: Chewing a piece of pretzel

図13 上顎左側第1大臼歯の各機能時における変位経路（インレー装着後）

IP：咬頭嵌合位での噛みしめ時

AP4：咬合紙4枚噛みしめ時

AP8：咬合紙8枚噛みしめ時

MAST：ブリッツ咀嚼時

Fig. 13 Displacement path of the upper left first molar in function (after restoration with inlay)

IP: Clenching in intercuspal position

AP4: Biting 4 sheets of articulating paper

AP8: Biting 8 sheets of articulating paper

MAST: Chewing a piece of pretzel

IV. 考 察

機能時の歯牙の変位に関しては Schöhl¹⁾, Parfitt⁶⁾による研究以来, 2 方向から測定した Behrend^{7, 8)}, 加藤^{2, 3)}, 五十嵐⁹⁾, 三浦^{4, 5, 10)}, 和賀¹¹⁾, 古木^{12, 13)}らの研究, 3 方向から測定した Siebert¹⁴⁾, 正井¹⁵⁾らの研究が発表されている. しかし, 機能時の歯牙の変位を三次元で測定した報告はごくわずかであり, 測定装置の固定方法あるいは測定点の位置の問題などから, 歯牙の変位経路を生理的に近い条件下で測定することはなお困難な状況にある. そこで, 著者らは機能時の歯牙, ことに大, 小白歯の三次元変位経路を測定することが可能な三次元微小変位計 M-3 型を作製して, この変位計の基本性能および口腔内での測定結果について検討を加えた.

1. 三次元微小変位計 M-3 型

本変位計は, 前歯部歯列に固定した口腔内定位装置を介して口腔外に設置され, 直径 0.3mm の弾線を圧着した測定子部だけが口腔内に挿入される構造となっている. したがって, 前歯部に特に強い咬合接触を有する被験者を除いては, 温度, 湿度などの口腔内環境の影響を受けることはなく, 生体固有の咀嚼運動を妨げずに測定を行うことができる. さらに, 直径 0.3mm の測定子先端を被験歯頬側面の測定点に即時重合レジンにて接着するために測定点を正確に規定でき, しかも接触型であることから口腔外での正確なキャリブレーションが可能である. 接触型の測定装置の欠点である測定圧については, センサ自体は小型, 軽量, 高感度, 高安定性の非接触磁気信号検出器であるマグネセンサを用い, 測定子先端の動きを正確に感度方向の永久磁石の動きに変換させる精密ユニバーサル機構部にピボットを応用することによって, 0.4g 以下と小さくすることができた. したがって, 測定圧が被験歯の変位経路に与える影響は少ないものと考えられる. さらに, 臼歯部には固定源を求めているので, 被験者に種々の機能運動を行わせたときの歯牙の変位経路や咬合力による歯周組織の歪みなどを生理的に近い条件下で測定することができる.

変位計の測定精度は 3 方向ともに相互干渉をも含めて $\pm 200 \mu\text{m}$ の範囲内で $\pm 2\%$ 以下であり, 本変位計は歯牙の変位経路の測定に対して十分な精度をもっていると考えられる.

2. 歯牙の変位経路の測定

1) 上顎左側第 2 小白歯

上顎左側第 2 小白歯は機能時に口蓋側歯根方向への変位経路を示した (図 11). 遠心の歯間離開度が $50 \mu\text{m}$ であるのに対し, 近心の歯間離開度が $110 \mu\text{m}$ と大きい本

被験者の上顎左側第 2 小白歯の水平面投影の変位経路は, 三浦⁹⁾の歯間離開度が大きい被験者の場合と同様に, 口蓋側方向を示した. 前頭面投影では第 1 大臼歯の変位を測定した加藤³⁾の報告と同様に, 口蓋側歯根方向への変位経路を示した. 矢状面投影では, 本被験者は近遠心方向への変位量が少なく, 変位経路の大部分が口蓋側方向へ向かうために特徴的な傾向はみられなかった.

2) 上顎左側第 1 大臼歯

上顎左側第 1 大臼歯のインレー装着前後での変位経路を比較すると, インレー装着前の窩洞形成が行われていた状態でのブリッツ咀嚼時の変位量はインレー装着後に比べて小さかった (図 12). これはインレー窩洞の形成によって咬合接触点が減少したことと, 有髄歯であることからブリッツ咀嚼時に軽い疼痛が生じたための咬合力の減少によるものと考えられる.

咬合紙噛みしめ時, ブリッツ咀嚼時におけるインレー装着前後の変位方向を比較してみると, 前頭面投影ではインレー装着の前後とも加藤³⁾の報告と同様に口蓋側歯根方向への変位経路を示した (図 12, 13). また, 水平面投影での変位経路も近心口蓋側方向へ変位し, インレー装着前後ではほぼ同様の傾向がみられた. 一方, 今回新たに表示が可能となった矢状面投影での変位を検討して, 以下のことが明らかになった. すなわち, インレー装着前には変位開始時から歯根方向への変位とともに近心方向への変位が起こっていたが (図 12), インレー装着後にはまず歯根方向へ変位して, その後に近心方向への変位が起こっていることがわかった (図 13). これらの違いはインレーの有無による隣接接触関係の変化, 咬合接触点数の増減などによるものと考えられる. このように歯牙の変位経路を三次元測定することによって, 機能時の歯牙の動態あるいは歯冠修復物が歯周組織に及ぼす影響についてより詳細な検討が可能となる.

V. 結 論

機能時の臼歯部歯牙の変位様相を三次元的に検討するために三次元微小変位計 M-3 型を作製して, 以下の結論を得た.

1. 新たに開発, 作製した三次元微小変位計 M-3 型は, 近遠心, 頬舌, 歯軸の 3 方向ともに $\pm 200 \mu\text{m}$ の範囲内において $\pm 2\%$ 以下の精度で感度方向の変位に対してリニアな出力を示し, 歯牙の変位経路の測定に十分な精度を有していた.
2. 前頭面, 水平面での測定に加えて矢状面を含む三次元での測定を行うことによって, 歯牙の変位経路の

より詳細な検討が可能になった。

稿を終わるに臨み、本研究に種々ご援助下さった歯科補綴学第二講座の諸先生方に厚くお礼申し上げます。あわせて、本研究にご協力頂いた被験者に深謝致します。

文 献

- 1) Schöhl, H.: Die Messung der Zahnbeweglichkeit unter funktioneller Belastung, Dtsch Zahnärztl Z, 15: 1185-1192, 1960.
- 2) 加藤 均: 歯周組織の機能状態に関する研究 第1報 2次元微小変位計, 補綴誌, 25: 733-745, 1981.
- 3) 加藤 均: 歯周組織の機能状態に関する研究 第2報 臼歯の機能時の変位と安静時の脈動, 補綴誌, 26: 133-147, 1982.
- 4) 三浦宏之: 機能下にある歯牙の水平面内における変位に関する研究, 補綴誌, 29: 735-754, 1985.
- 5) 三浦宏之: 隣接歯間関係の動態に関する研究, 補綴誌, 29: 1134-1142, 1985.
- 6) Parfitt, G.J.: The dynamics of a tooth in function, J Periodontol, 32: 102-107, 1961.
- 7) Behrend, D.A.: A method of studying patterns of tooth displacement in simulated chewing cycles in man, Archs Oral Biol, 19: 23-27, 1974.
- 8) Behrend, D.A.: Patterns of tooth displacement in simulated chewing cycles in man, Archs Oral Biol, 23: 1089-1093, 1978.
- 9) 五十嵐順正, 藍 稔, 斉藤良一: 非接触微小変位センサーによる歯の動態観察 第2報 種々の観察例, 補綴誌, 25: 295-303, 1981.
- 10) 三浦宏之, 古木 譲, 長谷川成男他: 咬合力による歯周組織の歪み—上顎臼歯部について—, 補綴誌, 37: 1305-1311, 1993.
- 11) 和賀浩幸, 古川良俊, 佐藤 克他: 橋義歯支台歯における機能時の動態—固定性連結が及ぼす影響—, 補綴誌, 35: 262-268, 1991.
- 12) 古木 譲: 歯牙の連結固定が機能時の歯周組織の動態に及ぼす影響, 補綴誌, 37: 26-40, 1993.
- 13) Furuki, Y.: The effect of splinting on the tooth displacement, Dentistry in Japan, 30: 69-73, 1993.
- 14) Siebert, G.: Zur physiologischen Auslenkung der Zähne, Dtsch Zahnärztl Z, 35: 362-365, 1980.
- 15) 正井良幸: 機能時の歯の動態に関する研究—特に上顎第一大白歯について—, 歯科学報, 93: 19-49, 1993.