原	著
---	---

多関節型接触式計測装置の歯科応用に関する基礎的研究

中 島 照 雄

東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科全人の医療開発学系専攻
包括診療歯科学講座総合診療歯科学分野（主任・指導：黒崎紀正教授）

（2000年2月21日 受付）

A Study on Application of Multiple Jointed Contact-Type Measuring Apparatus for Dental Use

Teruo Nakashima

General Dentistry, Department of Comprehensive Oral Health Care, Division of Comprehensive Patient Care,
Graduate School, Tokyo Medical and Dental University
(Chief and Director : Prof. Norimasa Kurosaki)

The measurement of oral maxillofacial region, including dentition and teeth, is important information for diagnosis and assessment of treatment in clinical dentistry. There are two kinds of the measuring systems, i. e., contact-type system and non-contact-type system. The latter mainly has been investigated in dentistry, because of its simplicity and quickness for measurement. However, since the objects in dentistry have complex shapes with curved surfaces and many dead angles, accuracy of values obtained by this system is insufficient for clinical use.

Even though divided measurement is employed to overcome the problems, the increase of measuring element results in deterioration of the accuracy.

In the present study, the accuracy of a contact-type measuring apparatus with 5 pivoting joints was investigated.

For the cavity model, the depth and the width were measured. For the standardized dental cast which consists of three spheres, the diameter of three spheres and the distance of each sphere were measured.

The values obtained by this apparatus were compared with those obtained by the precise 3D-measurement apparatus. The differences were insignificant in the cavity model. Significant difference was found in the standardized dental cast. However, the difference was very small, and so it is negligible in clinical use. By using this apparatus, the form of undercut and teeth was reconstructed completely. The results suggested that the multiple jointed contact-type measuring apparatus could be applied to the measurement in clinical dentistry.

I. 緒 言

歯科臨床において形状を正確に捉える意義はきわめて大きい。診断や治療に際して、さらには予後観察時にも貴重な情報をもたらしてくれるからである。そこで顎顔面、歯列、歯の形状計測に関する研究がこれまで数多く行われてきた¹⁻¹⁵⁾。

形状計測法は接触式と非接触式とに大別され、一般に前者は精度に優れ、後者は簡便とされている^{16,17)}。近年では非接触式が多用されてきている。CCD素子の画素密度が増加するなど、計測精度が向上し、患者の負担も少ないからであろう。しかし、いくつかの問題点も指摘さ

れている^{8,9,13)}。たとえば1回の計測では十分な情報が得られないことが挙げられる。歯、歯列、顎顔面はきわめて複雑な形状を呈し、多岐にわたるアンダーカットも存在する。修復用窩洞には深く狭い凹部もある。そこで光による計測に際して投受光の陰の部分、すなわち死角が生じてしまうからである。これを克服するために分割計測法など^{6,10,11,15)}が試みられている。また計測対象の色や材質による光の透過、反射、散乱の影響も無視できない^{8,13)}。

一方、接触式計測は時間を要するものの、高い精度の計測値が得られるとされている。ところが接触式計測装置の多くはX, Y, Zの3軸の動きしか有していないので

図1 3D-MEASURING ARM

図3 プローブダイヤル

計測対象へのアプローチが限定されてしまう。したがってアンダーカットや凹部の計測が困難で、やはり分割計測などの工夫が必要となってしまう。

そこで本研究では、新たに開発された5軸の自由度を有する接触式計測装置を用いて規格模型の計測を行い、歯科領域における有用性について検討を行った。

II. 実験方法

1. 計測装置

接触式計測装置として5軸多関節を有する3D-MEASURING ARM (宗平技研社製) (図1) と三次元測定機 CMM 5 B (SIP 社製) (図2) とを用いた。

3D-MEASURING ARM は3本のリンクより構成され、その先端にはプローブを保持するプローブダイヤル (図3) が取り付けられている。第1関節と第2関節にそれぞれ2個、プローブダイヤルに1個、計5個のレーザ干渉型エンコーダにより回転角度を算出し、プローブ球

図2 CMM 5 B

の中心点の座標値を割り出す。リンクとプローブダイヤルの回転角度は、それぞれ 330° 、 360° である。その空間測定範囲は球半径 635 mm で、有効指示精度は $0.085 + (\theta/600) + (L/1000)$ mm (θ : 任意の2点間におけるリンクの作動角度の和, 90° 以上切り捨て L : 任意の2点の距離 mm) とされている。

データの処理には、データ演算処理ソフトウェア 3D-MEASURING WARM バージョン 1.21 (宗平技研社製) を用いた。これによって点データと面データとがリアルタイムで表示される。

門型三次元測定機である CMM 5 B は3軸直交型である。空間測定範囲は $710 \times 570 \times 400$ mm, 有効指示精度は $0.5 + (L/1200) \mu\text{m}$ (L : 測定物の長さ mm) とされている。

2. 計測対象

1) 規格模型

窩洞と歯列とを模した規格模型を用いた。前者は、深さ 5 mm, 幅 10 mm, テーパー 0 度の窩洞を有するセラミックブロック ($20 \times 20 \times 10$ mm, 日本セラテック社製) である (図4)。また後者は、金属製ブロック ($60 \times 70 \times 20$ mm) を上顎歯列の基底部とし、切歯乳頭、左側第一大臼歯および右側第一大臼歯に相当する部位に、ベアリングボール (真球度 $10 \mu\text{m}$) を配置し、それぞれを球 A ($\phi 16$ mm), 球 B ($\phi 16$ mm), 球 C ($\phi 12$ mm) とした。球 A は基底部上面に対し 4 mm, 球 B は 6 mm, 球 C は 4 mm 沈めた状態で、接着剤にてそれぞれを固定した (図5)。

2) 歯牙

う蝕のない抜去上顎左側中切歯を用いた。

図4 窩洞模型

図5 歯列模型

3. 計測方法

1) 規格模型

(1) 3D-MEASURING ARMによる計測

プローブとしてφ2 mmの金属製硬球を用いた。また計測点のピッチ条件を、連続する2点がX, Y, Z軸方向にそれぞれ0.5~3.0 mm以内、かつXY, YZ, ZX平面に対して5°以上になるよう設定した。得られた形状データにプローブ球半径である1 mmのオフセットをかけ、計測点の抽出を行った。

窩洞模型においては窩洞の深さと幅とを計測した。すなわち、平面を表す(1)式を用いて窩底面における任意の3点の座標からa, b, c, dを求めた。次いで(2)式を用いて咬合面上における任意の点と窩底面との距離を求めて深さとした。また側壁面における3点とこれに対応する側壁面の点の座標から、同様に(1), (2)式を用いて幅を求めた。計測はいずれも5回繰り返した。

$$aX + bY + cZ + d = 0 \quad (1)$$

(X, Y, Z) : 平面における点の座標, (a, b, c, d) : 実数

$$e = \frac{|al + bm + cn + d|}{\sqrt{a^2 + b^2 + c^2}} \quad (2)$$

e : 平面と点との距離, (l, m, n) : 点の座標

歯列模型においては、3つの球の直径とそれぞれの球心間距離とを計測した。すなわち球A, B, Cからそれぞれ任意の4点を抽出し、(3)式を用いて各球の直径および球心の座標を求めた。次いで(4)式より、球A, B, Cそれぞれの球心間距離を求めた。計測はいずれも5回繰り返した。

$$(X-s)^2 + (Y-t)^2 + (Z-u)^2 = r^2 \quad (3)$$

(X, Y, Z) : 球表面の座標, (s, t, u) : 球心の座標, r : 半径

$$D = \sqrt{(s_0 - s_1)^2 + (t_0 - t_1)^2 + (u_0 - u_1)^2} \quad (4)$$

D : 球心間距離, (s₀, t₀, u₀), (s₁, t₁, u₁) : 球心の座標

(2) CMM 5 Bによる計測

プローブとしてφ6 mmの金属製硬球を用いた。窩洞模型では窩底面、咬合面および側壁面の任意の点を取り(1), (2)式を用いて深さと幅とを、歯列模型では各球上の任意の4点を取り(3), (4)式を用いて球の直径と球心間距離とを求めた。計測はいずれも5回繰り返した。

(3) 統計処理

両計測装置によって得られた計測値の統計処理にはt検定を行い、有意水準は危険率5%を用いた。なお有効数字は小数点以下2桁である。

2) 歯牙

3D-MEASURING ARMを用いて上顎左側中切歯の歯冠部の形状計測を行った。なお計測条件は規格模型と同じとした。

III. 実験結果

1. 規格模型

3D-MEASURING ARMによる窩洞模型の形状データを図6に示す。計測点数は9876で計測には約25分を要した。深さは5.03 mm, 幅が9.99 mmであった。CMM 5 Bではそれぞれ4.9824 mm, 9.9993 mmで、深さ、幅とも両者間に統計学的有意差はみられなかった(表1)。

3D-MEASURING ARMによる歯列模型の形状データを図7に示す。計測点数は球A, B, Cそれぞれ2908, 2857, 1642で、計測にはそれぞれ約15分, 13分, 8分を要した。直径は球Aが16.02 mm, 球Bが16.00 mm, 球Cが12.04 mmであった。CMM 5 Bによる直径はそれぞれ、15.9933 mm, 15.9918 mm, 12.0003 mmであり、

表 1 窩洞の深さと幅

	3D-MEASURING ARM	CMM 5 B
深 さ	5.03 (0.06)	4.9824 (0.0401)
幅	9.99 (0.07)	9.9993 (0.0212)

() : 標準偏差, 単位 : mm

表 2 球の直径

	3D-MEASURING ARM	CMM 5 B
球 A	16.02 (0.03)	15.9933 (0.0004)
球 B	16.00 (0.04)	15.9918 (0.0005)
	*	
球 C	12.04 (0.04)	12.0003 (0.0005)

() : 標準偏差, * : 有意差あり ($p < 0.05$), 単位 : mm

表 3 球心間距離

	3D-MEASURING ARM	CMM 5 B
A-B	39.10 (0.04)	39.0901 (0.0003)
B-C	50.03 (0.06)	50.0175 (0.0002)
C-A	39.10 (0.02)	39.1174 (0.0002)

() : 標準偏差, 単位 : mm

図 6 窩洞模型の計測データ

球 B のみに差が認められた (表 2)。

また 3D-MEASURING ARM による球心間距離は A-B が 39.10 mm, B-C が 50.03 mm, C-A が 39.10 mm であった。CMM 5 B ではそれぞれ 39.0901 mm, 50.0175 mm, 39.1174 mm で、両者間のいずれにも差は

認められなかった (表 3)。

2. 歯牙

得られた形状データを図 8 に示す。計測点数は 4249 であり、計測には約 25 分を要した。

図7 歯列模型の計測データ

図8 上顎左側中切歯の計測データ

IV. 考 察

1. 3 D-MEASURING ARM について

接触式計測装置は、X、Y、Z 軸の値から測定点の座標を求めるものが多くを占めている。3 軸ではアンダーカット部の計測が困難で、計測対象物を回転させての分割計測を行ったりするなどの方法を探らざるをえない。しかし計測要素を増やすと、かえって計測誤差が大きくなるおそれもある。そこで本研究では新たに開発された 5 軸多関節を有する 3 D-MEASURING ARM を用いた。

接触式計測において全方向からの自由なアクセスを行

うには、位置を決定する X、Y、Z の 3 軸に加えて姿勢を決定する軸が必要となる。すなわち冗長自由度^{18~21)}を有さなければならない。3 D-MEASURING ARM はこの条件を満たしている。また全方向バランスカウンターウェイト方式が採用されているので、リンクの重量をほとんど感じることなく、プローブの微細な動きが可能となっている。したがって歯や歯列のように複雑な形態の計測には適切と考えられる。

多関節を有する接触式計測装置は、CMM 5 B のような 3 軸直交型とは異なり、座標値が各リンクの回転角度より算出されるため、それらの組み合わせによって計測精度が変わってくる。そこで本研究ではリンクの動きが

図9 プローブ球中心点の軌跡

計測精度に及ぼす影響をあらかじめ検討した。付属のキャリブレーション用標準穴 (95.5 mm 設定) を各リンクの回転角度を大きく変える, 第4関節を固定して他のリンクの回転角度を最小限にとどめるの2条件で計測したところ, それぞれ 95.76 mm (0.03), 95.71 mm (0.01) となり, 両者間に統計学的有意差 (t 検定, $p < 0.05$) がみられた。すなわちリンクの回転角度を大きくすると計測値のばらつきが大きくなることが確認され, リンクの回転角度を制御することによって, 計測精度が向上することが示唆された。そこで本研究では, リンクの回転角度を可及的に小さくして計測を行った。

なお, 機械計測における誤差は系統的誤差と偶然誤差とに分類される²⁰⁻²³⁾。前者には理論誤差, 計測器の器差, 環境条件誤差, 個人誤差が挙げられ, キャリブレーションによって軽減できる。3D-MEASURING ARM には一系統としてキャリブレーションを行える利点がある。一方, 後者は予測できない不規則な原因によって生ずる誤差で, これには慎重な計測が求められる。その際生じる計測値のばらつきは統計学的処理が可能とされるが, あまりに大きい場合には計測装置の見直しも必要となる^{22,23)}。

計測点のピッチ条件を設定する際には, コンピュータの演算処理速度が, プローブのスムーズな動きを妨げないよう考慮した。ピッチが小さすぎると, 演算処理が終わらないうちにプローブがピッチ以上移動してしまい, また大きすぎると測定点の密度が粗になってしまうからである。そこでプローブを適度な速さで動かすことに細心の注意が必要となり, その結果計測に多くの時間を要したと思われる。これは接触式計測装置に共通する短所ともいえる。今後計測時間を短縮するためには, 演算処理速度の高速化とソフトウェアの改良とが求められる。

3D-MEASURING ARM ではプローブ球中心点の軌跡が記録され, オフセットをかけることによって実際の

データを得ることができる。オフセット前では凸隅角が扇状を呈していた。プローブ球中心点が図9のような軌跡を描くためと思われる。オフセットをかけると凸隅角は明瞭となったが, 逆に凹隅角が不明瞭となった。凹隅角付近では, 隅角を形成している2面上の点群が隅角の最端部の点を取り込まず, 面を生成したためと考えられる。これを解消するには, より小さなプローブ球で計測するか, データ処理による工夫を必要とする。また角度の変化が大きい凸隅角ではプローブ球が滑りやすく, データの取り込みが他の部位に比較して不十分であった。プローブ球の浮き上がりと思われるバリの形状もみられた。これを改善するには, プローブに接触圧センサー²⁴⁾の組み込みなどが考えられる。

また術者からみて模型の裏面および右利きの計測者に対しての左側面とではアクセスしにくく, 測定点の密度が他の部位よりやや疎になっていた。これはプローブダイヤルの形態によるものと考えられる。リンク先端の形態をエアータービン用ハンドピース状にするなどの工夫が必要である。計測面へのアクセスがより容易になるばかりでなく, 計測時間の短縮も期待できよう。

2. 計測結果について

1) 窩洞模型

3D-MEASURING ARM と CMM 5 B との計測値に差はみられなかった。すなわち 3D-MEASURING ARM は高い計測精度を有することが確認された。しかも冗長自由度を有している。したがって窩洞の精密計測に利用可能な接触式計測装置の一つと考えられる。

なお, 本研究では付属の $\phi 2$ mm のプローブ球をそのまま使用した。したがって実際の窩洞や歯を計測するには, 前述のようにプローブサイズの縮小化が必要となる。しかしそれでも, シャープな隅角にプローブ球を的確に接触させるのは困難と思われる。そこで計測しやすい窩洞を準備するのも一案であろう。たとえば凸隅角にはベベルを付与したり, 凹隅角はプローブ球よりも大きい R を持った切削器具を用いるなどが挙げられる。

2) 歯列模型

歯の代わりとしてベアリングボールを用いた。球は三次元的な特徴点として球心しか有していないため, 曲面の精度検証に適する¹⁵⁾と考えたからである。また, これを模型基底部に固定することによって, 最大豊隆部とその直下に任意のアンダーカットとが得られるからでもある。これまでアンダーカット部の計測は, 1回の計測のみでは不十分であった^{10,15)}。そこで分割計測^{10,11,15)}を行ったり, 鏡面⁶⁾の利用が試されてきたが, 3D-MEASURING ARM では, 1回の計測で可能なことが示唆された。

いずれの球の直径も 3D-MEASURING ARM によ

る計測値はCMM 5 Bよりわずかに大きかった。これは計測時におけるプローブ球の浮き上がりによるものであろう。これには前述のように、接触圧センサーの付与が有効と考えられる。なお球Bでは統計学的有意差がみられたが真球度 $10\mu\text{m}$ と同程度で、平均値 $\pm 2\text{SD}$ の範囲内にあり実用上問題ないと考えられる。

なお部位によっては計測点の密度にばらつきがみられた。たとえば球AとBとでは表面積が大きく異なるにもかかわらず、計測点の数にはさほど違いがみられなかった。これを改善するにはプローブ球の軌跡が確認できるように、あらかじめ対象物に着色を施すなどの工夫やCADソフトウェア上における点群のソーティングやフェアリングによる処理^{20,21)}も有効であろう。

3) 歯牙

3D-MEASURING ARMによって上顎左側中切歯の歯冠はその形状が再現されたと考えられる。しかし用いたプローブ球が大きかったため、小さな凹凸までは十分に再現されなかった。また角度の変化が大きい切縁部では、前述のようにデータが疎であった。これらは今後の検討課題になろう。

3. 歯科領域への応用について

3D-MEASURING ARMでは、非接触式と比較して時間を要するものの、任意の点および面の精密計測が可能である。したがって複雑な形状を対象とし、しかも高い精度が要求される歯科領域では有用と考えられる。装置の改良やソフトの開発を行えば、近年注目されている歯科用CAD/CAMシステム²⁵⁻²⁹⁾への応用にとどまらず、たとえば矯正治療における歯の移動量³⁰⁾や歯周治療における歯の動揺度などを直接口腔内で精密に測定することも可能になるであろう。

なお本研究で用いた3D-MEASURING ARMは汎用であり、歯や歯列模型などよりかなり大きいサイズを対象とした設定がなされている。すなわち計測範囲が大きすぎる。そこで歯科領域に導入するには計測範囲を必要に応じた大きさにしなければならない。これにより計測精度はもちろん操作性の向上も期待されよう。

また歯科領域は硬組織と軟組織の両方を対象としている。したがって接触式と非接触式とを同じ座標系上で組み合わせた新たな形状計測装置の開発も望まれる。接触式の優れた計測精度と非接触式の簡易性とが生かされるからである。

V. 結 論

5軸の自由度を有する接触式計測装置3D-MEASURING ARMを用いて、窩洞を模した規格模型とベアリングボールを配して歯列を模した規格模型との計測を行って、その精度の検証を試み、歯科領域での有

用性を検討した。その結果、3D-MEASURING ARMは高い計測精度を有し、アンダーカット部も分割計測することなく1回の計測で可能であり、また歯の曲面形態も十分に再現できた。これより多関節型接触式計測装置は歯科領域において有用な計測装置であると示唆された。

歯科領域への応用には装置のコンパクト化やデータ処理の高速化などを図り、臨床的に簡便に使用しうる計測システムを構築するのが今後の課題となろう。

謝 辞

稿を終えるに臨み、終始ご懇篤なるご指導とご校閲を賜りました東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科全人的医療開発学系専攻包括診療歯科学講座総合診療歯科学分野黒崎紀正教授に謹んで感謝を捧げるとともに、研究に際し懇切丁寧な教示と指導をいただきました山梨大学名誉教授牧野 洋殿に心から感謝の意を表します。

また本研究を進めるにあたり、多大なご協力をいただきましたべんてる株式会社 機設事業部開発部 小菅正幸室長、清水 晃氏、中村清志氏のご厚意に深謝いたします。

さらに本研究に対し、絶えずご支援ご協力いただきました包括診療歯科学講座の諸先生方に厚くお礼申し上げます。

文 献

- 1) 原田良一, 山本克之, 大沼英雄, 三上智久, 中村進治: レーザとイメージセンサを用いた歯列模型の三次元形状測定, 医用電子と生体工学 23: 166-171, 1985.
- 2) 香月 武: 顎顔面形態の数量的分析, 日科誌 34: 775-803, 1985.
- 3) 岡田周策, 藤田忠寛: 摩耗の3次元計測システムの開発—計測データの重ね合わせによる定量化—, 歯材器 13: 467-474, 1994.
- 4) 天野秀昭: コンピュータシステムを応用した顎・顔面・歯列の3次元生体計測法に関する研究, 広歯誌 21: 305-333, 1989.
- 5) 川畑直嗣, 小野秀樹, 原田 修, 田中秀明, 是枝美行, 齊藤福一郎, 長岡英一: 形状測定による無歯顎顎底模型の3次元再構築, 補綴誌 36(87特別): 187, 1992.
- 6) 友近 晃, 石川博之, 中村進治: 歯列模型形状計測システムを用いた歯列歯槽部の三次元分析法の開発, 日矯歯誌 54: 264-273, 1995.
- 7) 浜田浩史, 丸山陽一, 小林和英: 顔貌および歯列模型の立体認識のためのコンピュータシステム, 日矯歯誌 54: 255-263, 1995.
- 8) 木村 博, 莊村泰治, 渡辺隆司: 歯牙形状の三次元計測(第一報)—高精度レーザー変位計による計測—, 歯材器 7: 552-557, 1988.
- 9) 木村 博, 莊村泰治, 渡辺隆司: 歯牙形状の三次元計測(第二報)—レーザー変位計による計測の精度について—, 歯材器 8: 137-143, 1989.
- 10) 木村 博, 莊村泰治, 渡辺隆司: 歯牙形状の三次元計測(第三報)—支台歯の分割計測法について—, 歯材器 8: 551-558, 1989.
- 11) 廣垣 靖, 莊村泰治, 高橋純造, 高田健治: 口腔模型3次元分割計測データの合成と再構築, 歯材器 18(特別号33): 88, 1999.
- 12) 莊村泰治, 小島哲也, 若林一道, 廣垣 靖: 歯列模型およ

- び顔面の高速計測(第2報)―計測データの結合―. 歯材器 17(特別号 32): 95, 1998.
- 13) 池内 仁, 黒崎紀正: 研究用模型の3次元情報管理システムに関する研究(第一報)規格模型を用いた計測精度について. 日歯保存誌 37: 1966-1971, 1994.
- 14) 池内 仁, 白井和弘, 俣木志朗, 黒崎紀正: 三次元曲面形状計測装置による顔面計測に関する研究. 日歯保存誌 39: 163-167, 1996.
- 15) 池内 仁: 研究用模型の計測に関する基礎的研究. 口病誌 63: 82-90, 1996.
- 16) 佐藤宏介, 横矢直和: 測定手法の種類と基本原理―能動的手法を中心として―. 計測と制御 34: 435-439, 1995.
- 17) 内山洋一: CAD/CAM 応用の現状. 歯科技工 23: 816-822, 1995.
- 18) 牧野 洋: 3次元機構学. 東京, 1998, 日刊工業新聞社, 179-180.
- 19) John, J. Craig (三浦宏文・下山 勲 訳): ロボティクス. 東京, 1991, 共立出版, 217-226.
- 20) 王 樹華, 明 愛国, 牧野 洋, 清水 晃: 冗長自由度ティーチングロボットの機構誤差解析と校正. 精密工学会誌 60: 544-548, 1994.
- 21) 王 樹華, 寺田英嗣, 牧野 洋, 清水 晃: 冗長自由度ティーチングロボットによる3次元形状の測定とデータ処理. 精密工学会誌 61: 1720-1724, 1995.
- 22) 久保速雄: 測定誤差とその扱い方, 岩田耕一, 久保速雄, 石垣博行, 岩橋善久, 新版機械計測. 東京, 1995, 朝倉書店, 54-80.
- 23) 尾島善一: A タイプの不確かさとは, 今井秀孝, 計測の信頼性評価―トレーサビリティと不確かさ解析―. 東京, 1996, 日本規格協会, 35-37.
- 24) 井野 智, 菊田大士, 田中欽也, 金 圭一, 谷内慎一, 清水 忠, 浮谷 實: 模型計測のための実験的研究―三次元座標測定機のプローブに関する検討―. 神奈川歯学 27: 231-237, 1992.
- 25) Rekow, D.: Computer aided design and manufacturing in dentistry, a review of the state of the art. J. Prosthet. Dent. 58: 512-516, 1989.
- 26) Mormann, W. H., Brandestini, M., Lutz, F., Barbakof, F. and Gotsch, T.: CAD/CAM ceramic inlays and onlays, A case report after 3 years in place. J. Am. Dent. assoc. 120: 517-520, 1990.
- 27) 中村隆志, 今西 仰, 丸山剛郎: 新世代歯科用 CAD/CAM システムの登場, セレック 2 について. the Quintessence 14: 2828-2834, 1995.
- 28) 森川明広, 田中延征, 尾田 良, 辻 武司, 田中康晴, 富士谷盛興, 占部秀徳, 新谷英章: CAD/CAM システムによるセラミックインレーの窩洞適合性. 日歯保存誌 40(秋季特別): 88, 1997.
- 29) 中村昇司, 奈良陽一郎, 田中久義: 窩洞条件が CAD/CAM システムによる II 級インレー修復の窩洞適合性におよぼす影響. 日歯保存誌 41: 16-41, 1998.
- 30) 林 一夫, 荒木吉馬, 市丸俊夫, 大野弘機, 溝口 到: マルチブラケットシステムにおける歯の移動に関する3次元解析―移動初期の回転中心の抽出―. 歯材器 17(特別号 32): 91, 1998.