パーシャルデンチャー・デザインが鉤歯の挙動におよぼす影響

九州歯科大学歯科補綴学第1講座 (指導: 豊田静夫教授)

森 山 茂 美

平成元年9月28日受付

Effects of Partial Denture Clasp Assembly on Abutment Tooth Movement

Shigemi Moriyama

First Department of Prosthetic Dentistry (Director: Prof. Shizuo Toyoda)

Kyushu Dental College, Kitakyushu, Japan

In order to minimize the damage to the periodontal tissues of the abutment tooth, numerous studies on the abutment tooth behavior with partial prostheses have been undertaken in various ways using strain gauge, photoelastic and finite element methods. However, it was difficult by these methods to detect the three-dimensional dynamic movement of the abutment tooth.

The present study examined three-dimensionally the effects of the partial denture clasp assembly and its component parts on the abutment tooth movement utilizing the mandibular kinesiograph (MKG).

The mandibular distal-extension removable partial denture was constructed on a simulation model of Kennedy Class II Modification 1. The gingival and alveolar ridge areas and the roots of the abutment teeth were covered with silicone material for simulating the resilient natural mucosa and membrane. Starting from the original denture consisting of denture bases on both sides of the arch and five retainers connected by a lingual plate, the experimental design was altered by reducing the components one after another.

The lateral loading to the tooth on the denture caused significantly larger movement of the abutment tooth than the vertical loading. Especially, the inclination of the abutment tooth in the distal direction, which might be the principal factor causing damages to the tooth, was induced by the mesial or buccal loading to the denture tooth. It was also found that the tooth movement was smaller when the load was applied to the second molar of the denture than to the second premolar.

The original design of the denture showed the smallest tooth movement in general. There was a tendency that the tooth movement became easy to occur by a smaller load as the components were reduced one after another. However, the design leaving the indirect retainers on the first premolar of the other side of the arch connected by a lingual bar showed smaller tooth movement in the distal direction rather than the original denture. In the unilateral denture with the indirect retainers being removed,

on the other hand, extremely larger tooth movement was found to occur.

Further reduction in the basal area of the denture base made the denture more unstable, resulting in significantly increased tooth movement.

When the applied load was removed, the abutment tooth returned to its original position taking a different route from its inclination pass, occasionally rotating.

Key words : *Abutment tooth / RPD components / MKG / Simulation model*

緒 言

可撤性遊離端義歯に加わった咬合力は床下組織および鉤歯に伝達されるが、しばしば咬合力による鉤歯の挙動が生理的許容範囲を越えて鉤歯の損傷を来すために、従来からパーシャル・デンチャーの設計原則としてこれら咬合荷重に対するストレスを最小限にして鉤歯の保護を図ることに主眼が置かれてきた。

これまでに考えられてきた遊離端義歯デザインの根本原則には、顎堤に加わる咬合力を減少させるために人工歯咬合面を縮小する方法^{1,2)}、人工歯咬合面に加わった力を可及的に広範囲に分散させ、単位面積当たりの咬合力を軽減するために床面積を拡張したり、多くの歯に維持装置を設定して多数歯に咬合力を分散、伝達する方法³⁻¹⁰⁾、などがある。さらに歯ならび歯周靱帯の解剖学的な形態が垂直力に比して側方的な力による歯の抵抗力が著しく弱いことから側方的牽引力を減少させるために(1)後方歯の削除¹¹⁾、(2)あらかじめ粘膜加圧した印象¹²⁻¹⁴⁾、(3)ストレス・ブレイカー装置の使用¹⁵⁻²¹⁾などの方法が用いられてきた。

Steffel は100以上の文献から3つの応力配分の型式に分類している^{22,23)}。すなわち、ストレス・ブレイカーを用いることによって床下組織に選択的に荷重を分散する方法、床下組織を加圧印象することによって歯と顎堤間の変位量差を均等化する方法、そして床下組織の負担過重を防ぐために荷重を広範囲の歯に配分する方法である。

現在では、フレキシブルな装置を用いて鉤歯と義歯床を連結する方法に対しては、否定的な見方が補綴学界の趨勢を占めているように見受けられるが、広範囲に咬合力を分散させて鉤歯を保護しようとする考え方ははじめ他の方法については依然として変わりない支持を得ており、その際の鉤歯の挙動については多くの報告がなされてはいる。しかし、個々のデザインを設定する場合の明確な判断の基準がなく、総義歯に比べてパーシャル・デンチャーの理論的な設計基準が遅れている一因となって

いる。この問題を解決するためには代表的な各種デザインの3次元的、かつ動的な鉤歯の挙動を知ることが不可欠であろうと考える。歯に広範囲に咬合力を配分する場合、片側遊離端症例においては義歯の主維持装置、副維持装置、床の大きさ、ならびに連結装置の形態、数、位置、堅牢さ等が鉤歯の挙動に影響すると考えられる。そこで構成要素が鉤歯の挙動にどのように影響するかを調べるために、シミュレーション・モデルにより、顎運動分析装置(MKG)を用いて検討した結果、従来の方法²⁴⁻³⁷⁾では見出し得なかった幾つかの知見を得たので報告する。

実 験 方 法

I. 計測装置の記録精度

義歯に負荷がかかった時の鉤歯の変位方向および変位量の計測ならびに記録には MKG (K6 ダイアグノスティックシステム EX, マイオトロニクス社製) を用いた。まずセンサー・アレー改良型であるこのシステムの記録再現精度について調べた。この装置のマグネット 1 mm 間隔の移動に対してディスプレイ上ではどのように表示されるかを検討したが、その移動量の設定にはデジタル式 3 次元読取り顕微鏡を用いて行った。

II. 実験装置

A. シミュレーション・モデル

本研究の分析用模型には、臨床的に最も頻繁に遭遇し、かつ補綴処置上さまざまな問題点がある遊離端義歯症例として、右側第2小臼歯、第1、2大臼歯ならびに左側第2小臼歯および第1大臼歯欠損のケネディーⅡ級1類を用いた (Fig. 1)。

全ての残存歯ならびに顎堤には、天然組織と類似した可動性を与えるために、シリコン・ラバー (イグザフレックス, GC社およびネオシュナガー, ネオ社) でそれぞれ歯根表面および顎堤表面を被覆した。偽似歯根膜および偽似顎堤粘膜の厚さについては、歯槽窩側壁で 0.5mm、根尖部で 0.7mm、顎堤粘膜は 1.2mm の厚さに調整した。

Fig. 1 Simulation model of Kennedy Class II Modification 1 and original design of denture.

なお、本研究では隣在歯に制約を受けない自由な鉤歯の挙動を観察するのが目的であったので、3と4間のコンタクト・ポイントは削除して鉤歯4が近心方向へも傾斜、変位することができるようにした。

B. 義歯のデザインと荷重点

オリジナルなデザインの義歯から、直接維持装置を除く他の維持装置、連結装置、義歯床の形態を順次削除、変更した場合の鉤歯の挙動の相対的变化を観察することが目的であり、各種デザインの変更は次の順序で行った。

- 1) 最初にデザインされた義歯(デザインⅠ)(Fig. 2)。

Fig. 2 Original design of the experimental distal-extension denture.

- 2) 左側第2大臼歯のリング鉤々先ならびに遠心レストの除去(デザインⅡ)
- 3) 近心レストを除く同リング鉤々腕全ての除去(デザ

インⅢ)

- 4) 近心レストを含め同リング鉤全ての除去(デザインⅣ)
- 5) 左側犬歯のエーカース鉤の除去(デザインⅤ)
- 6) 右側犬歯のエーカース鉤の除去(デザインⅥ)
- 7) リンガルプレートからリンガルバーへの形態修正(デザインⅦ)
- 8) 左側第1小臼歯のエーカース鉤およびリンガルバーの除去(デザインⅧ)
- 9) 右側義歯床の縮小(デザインⅨ)

なお、右側第2小臼歯および第2大臼歯ならびに左側第1大臼歯相当部にピラミッド状の金属製4角錐の台を設置し、その頂点、舌側、近心、頬側、および遠心面にそれぞれの面に対して垂直的に1, 3, 5 kgの荷重を加え、そのときの鉤歯歯冠の挙動を観察した(Fig. 3)。

C. 鉤歯の拡大挙動観察装置

鉤歯4の挙動を拡大して観察するために歯冠部にエクステンションアームを歯軸と平行に固定し、そのアーム先端に取り付けたMKGマグネットの動きを記録した(Fig. 4)。歯の回転中心を歯根尖側 $\frac{1}{3}$ とした場合、その回転中心からアーム固定部までが8 mmであったので、鉤歯の変位量を30倍に拡大できるようにアームの長さを232 mmとした。磁力線の影響を避けるためアームには木製の棒を用いた。なお、MKGマグネットはエクステンションアームの先端に、床面と平行にかつ模型正中線と直交するように設定した。さらにMKGディスプレイならびにレコーダー上で10倍まで拡大できるように、実際の動きは本実験装置では最大300倍まで拡大して観察できたことになる。

実験結果

I. 計測装置の記録精度

Fig. 5は、原点からx方向(近, 遠心方向), y方向(頬, 舌側方向)およびz方向(上下方向)に1 mm間隔でマグネットを平行移動させた時に、MKGディスプレイ上に記録されたマグネット軌跡を示したものである。矢状面、前頭面、水平面のいずれの記録においても直交した等間隔の格子にならず、ヨコ方向が圧平された形のひずみがみられた。

II. 鉤歯の挙動について

本実験での鉤歯の変位を示すマグネットの動きは、これらひずんだ格子と重ね合わせ、Morikawaら(1988, 1989)^{38, 39)}の方法にしたがって各軸からの相対的距離を求めて等間隔スケールの直交座標にプロットした。

Fig. 3 Experimental Class II partial denture and loading portions on the pyramids substituting for the right second premolar and molar and left first molar. The load was perpendicularly applied on the following portions.

- ① : top of the right second premolar pyramid
- ② : top of the right second molar pyramid
- ③ : lingual oblique plane of the right second premolar
- ④ : lingual oblique plane of the right second molar
- ⑤ : mesial oblique plane of the right second premolar
- ⑥ : mesial oblique plane of the right second molar
- ⑦ : buccal oblique plane of the right second premolar
- ⑧ : buccal oblique plane of the right second molar
- ⑨ : distal oblique plane of the right second premolar
- ⑩ : distal oblique plane of the right second molar
- ⑪ : top of the left first molar
- ⑫ : lingual oblique plane of the left first molar
- ⑬ : buccal oblique plane of the left first molar
- ⑭ : Dislodging force was applied perpendicularly to the occlusal plane.

Fig. 6 はこのようにして得られたデザインⅧの場合の例である。+ x , + y , + z 方向はそれぞれ遠心, 舌側, 上方への方向を示し, - x , - y , - z はそれぞれ逆の方向を示す。これらの矢状面, 前頭面ならびに水平面上での動きから, 義歯床荷重点部に負荷した時には鉤歯は水平面上を平行移動しているのではなく近遠心, 左右, 下方へ傾いていることがわかる。したがって, 以下の図表では水平面上での変位のみを表示しているが, い

ずれも下方への変位成分を含んでいる。図中の実線で表した直交軸は顔面正中線ならびにそれと直交する線であり, 1点鎖線は模型臼歯部歯槽頂線に沿った近遠心方向ならびにそれと直交する頬舌側方向を示している。

なお, 水平面上での鉤歯の変位方向は, Fig. 7 に示すように略称する。

A. 各種デザイン, 各種荷重成分別による挙動の比較
各種デザイン, 各種荷重方向別による鉤歯の変位量な

Fig. 4 Wooden rod extension arm for magnifying the tooth movement. The magnet (M) for MKG assembly was installed on the top of the arm and the arrows denote the directions of measurement.

Fig. 5 Distorted MKG records of the magnet movement obtained by successively shifting the magnet by 1 mm parallel to the x-, y- and z-axes.

Fig. 6 MKG records of the traces of the abutment tooth movement in design VIII, on sagittal, frontal and horizontal views. The chain lines denote the alveolar ridge line and the bucco-lingual line perpendicular to the ridge.

Fig. 7 Abbreviation of the moving directions of the abutment tooth under loads in horizontal plane.

M : mesial direction

B : buccal direction

L : lingual direction

D : distal direction

らびに変位方向を Fig. 8 に示す。点線は、各デザイン、各荷重ごとの挙動の変位最終点を結んで、義歯床に負荷した場合の鉤歯の概略的な変位領域を示したものである。荷重方向ならびに荷重点を一定にして、その荷重量のみを増加させた場合、詳細には進路方向は一定ではなかった。しかし総体的にみるとほとんど変位方向は変わらず変位量のみが増大する傾向があった。それらをまとめたものが Table 1 である。また Fig. 8 の変位領域の面積を計測し、Fig. 9 および Table 2 に示している。Fig. 10 はデザイン I に対する各デザインの相対的な変位領域の割合をあらわしている。さらに、あらゆる荷重による変位領域の総和を近・遠心方向別に Fig. 11 に示し、デザイン I に対する総変位領域ならびに遠心方向への変位領域の比率を Fig. 12 に表示した。Fig. 9 にみられるように、5 kg 荷重時の場合、鉤歯の変位する領域が最も広くなり、次いで 3 kg, 1 kg と小さくなった。また、いずれの荷重においても概ね近心方向への変位領域が大きかったが、デザイン VIII のみでは逆に遠心方向への変位領域が大きくなった。デザイン I に対する変位領域の比率では、近心方向ではいずれのデザインにおいても荷重間に差異はほとんど認められなかった

が、遠心方向の変位領域のデザイン I に対する比率では 1 kg 荷重時で最も大きく、3, 5 kg と小さくなった (Fig. 10)。これら 1, 3, 5 kg 荷重時の鉤歯変位領域から重複する部分を除き、かつ近・遠心方向の変位領域を合わせた総変位領域では、デザイン I が最も小さく、次いⅣ, Ⅲ, そしてⅦ, Ⅱ, V, Ⅵの順に大きくなり、デザインⅦでは著しく大きくなり、Ⅸではさらに大きく鉤歯からクラスプが脱離して計測不可能となった (Fig. 12 および Table 2)。しかしながら、遠心方向への変位量は総変位領域の傾向とは異なり、デザインⅦが I に次いで小さくなった (Fig. 11, 12 および Table 2)。なお、Fig. 13 にみられるように鉤歯を遠心に牽引するのに最も関与していると考えられるのは頬側および近心からの荷重時 (5 kg) においてであった。頬側ならびに近心から負荷した場合の各デザインの鉤歯変位量の差を統計的に検定した結果が Table 3 である。Table 3 ならびに Table 1 から、デザイン I に対して有意に小さかったデザインは、第 2 小臼歯相当部 (以後、近心歯と呼ぶ) に頬側から負荷した場合 (荷重点⑦) のデザインⅥ, Ⅶならびに第 2 大臼歯相当部 (以後、遠心歯と呼ぶ) に頬側から負荷した場合 (荷重点⑧) のデザインⅤ, Ⅵ, Ⅶであった。また、この図 (Fig. 13) からわかるように近心歯に垂直的に負荷した場合には、ほとんどのデザインでほぼ頬側ないしはやや遠心頬側に変位し、遠心歯に垂直的に負荷した場合は前者と違って放散的にあらゆる方向へ変位したのちに、最終的に近心方向へターナーする特徴を示した。しかしながら、垂直的荷重時の鉤歯変位量は、全てのデザインにおいて極めて小さかった。

荷重除去後の戻り経路に重点をおいて、各デザインごとの鉤歯の詳細な挙動を近心歯荷重時ならびに遠心歯荷重時 (ともに 5 kg) に分けて示したものが Fig. 14 である。ほとんどのデザインで荷重除去後の復元経路は荷重時の軌跡上を通らず、別の経路を通して出発点に戻った。しかしながら、変位量自体の大きさにかかわらず完全に復元し得ない場合もあった (デザイン I 近心歯, 頬側負荷, デザインⅡ近心歯, 頬側負荷およびデザインⅦ遠心歯, 遠心負荷の場合など)。これらのデザインならびに荷重時には、わずかではあったがクラスプが鉤歯の所定の位置からずれていて復元し得ない状態が認められ、クラスプを所定の位置に戻すことにより鉤歯も変位前の状態に戻った。

頬・舌側ならびに近心から負荷した場合は、デザインの違いにより変位量には差異はあったが、近心頬側

Fig. 8-1 Abutment tooth movements and maximum areas surrounded by the traces under various loads (horizontal view).

Fig. 8-2 Abutment tooth movements and maximum areas surrounded by the traces under various loads (horizontal view).

Fig. 8-3 Abutment tooth movements and maximum areas surrounded by the traces under various loads (horizontal view).

Table 1-1 Magnitude(μm) and direction of the abutment tooth movement

Design Load (kg)		Loading point				
		①	③	⑤	⑦	⑨
Des. I	1	7.3 MB	30.2 B	10.6 BD	9.7 LD	17.4 MMB
	3	9.3 MMB	64.1 MBB	23.0 BD	28.0 LD	45.0 MMB
	5	10.0 MMB	73.7 MBB	42.2 BDD	46.0 LD	60.8 MMB
Des. II	1	7.9 BD	29.0 MB	20.6 BD	23.9 LDD	16.9 MMB
	3	12.1 BD	61.1 MBB	44.3 BD	51.3 LD	36.1 MMB
	5	14.4 BD	101.9 MBB	58.8 BD	68.8 LD	58.0 MMB
Des. III	1	13.2 BBD	45.0 MB	21.6 BD	34.3 D	13.4 MB
	3	16.0 BBD	78.6 MB	52.1 BDD	48.7 LDD	40.3 MMB
	5	19.2 B	117.4 MB	71.7 BDD	69.1 LDD	52.8 M
Des. IV	1	15.1 BD	24.9 MB	33.7 BDD	24.3 LDD	16.4 MMB
	3	16.0 BD	70.1 MB	61.0 BDD	43.7 LD	38.9 M
	5	15.4 BD	111.6 MB	79.7 BDD	63.9 LD	57.2 M
Des. V	1	10.7 BD	26.9 MBB	27.9 BDD	25.2 LDD	24.6 M
	3	16.4 BD	66.1 MBB	68.1 BDD	37.3 LDD	53.8 M
	5	18.2 BD	103.6 MB	91.8 BDD	61.1 LD	86.0 M
Des. VI	1	14.7 B	40.1 MBB	30.7 BBD	8.9 LLD	33.2 MML
	3	25.6 B	79.8 MB	56.6 BBD	16.1 LLD	69.8 M
	5	32.6 B	142.0 MB	73.7 BBD	20.0 LLD	108.7 M
Des. VII	1	9.7 B	30.1 MBB	19.7 BD	12.3 LD	33.3 M
	3	12.6 B	78.7 MBB	33.9 BD	22.3 LD	62.2 M
	5	12.7 B	116.3 MB	60.0 BD	38.0 LD	106.4 M
Des. VIII	1	12.0 B	72.0 MBB	40.4 BDD	40.0 LD	18.1 MMB
	3	14.0 B	114.4 MBB	67.6 D	143.3 LLD	44.3 MML
	5	17.3 BD	150.0 MBB	96.8 D	190.9 LLD	65.0 MML
Des. IX	1	10.0 M	44.0 MB	26.7 BDD	77.8 L	39.0 MML
	3	11.1 MMB	127.8 MB	74.6 BDD	193.3 LLD	78.1 MML
	5	24.2 MB	177.1 MB	— —	264.4 LLD	98.8 M

Table 1-2 Magnitude(μm) and direction of the abutment tooth movement

Design Load (kg)		Loading point				
		②	④	⑥	⑧	⑩
Des. I	1	2.0 MB	27.7 MB	6.4 D	10.4 LD	11.7 MMB
	3	6.3 MB	61.9 MB	25.7 BDD	25.7 LD	28.1 M
	5	7.0 MB	97.3 MB	49.0 BDD	40.7 LDD	55.1 M
Des. II	1	5.3 BBD	23.0 MB	20.1 BDD	25.0 LDD	10.7 MMB
	3	7.4 BBD	80.1 MB	24.7 BDD	36.9 LDD	25.4 MMB
	5	11.7 B	130.3 MB	58.9 BDD	54.3 LDD	41.3 MMB
Des. III	1	12.9 BD	33.4 MMB	25.0 BDD	23.8 LDD	18.0 MBB
	3	13.0 BBD	62.8 MB	51.7 BDD	34.6 LDD	33.2 MMB
	5	14.0 BBD	80.9 MB	72.8 BDD	41.3 LDD	43.4 M
Des. IV	1	11.7 BDD	17.6 MB	37.6 D	20.0 LDD	9.3 MBB
	3	12.0 BD	55.6 MB	61.2 D	31.6 LDD	27.1 M
	5	10.7 BD	93.2 MB	77.9 BDD	39.8 LDD	38.2 M
Des. V	1	10.7 MMB	29.0 MB	27.6 D	10.9 LD	30.8 M
	3	18.0 MMB	68.2 MB	54.2 D	16.7 LD	70.7 M
	5	18.3 MMB	106.9 MB	79.9 D	31.0 LD	100.9 M
Des. VI	1	1.9 MB	38.7 MB	19.7 BDD	9.7 LLD	27.3 M
	3	11.4 MB	69.7 MB	36.8 BDD	13.0 LLD	65.2 M
	5	15.3 MMB	118.1 MB	59.7 BDD	18.0 LLD	118.0 M
Des. VII	1	6.0 MB	44.0 MB	13.4 LDD	7.3 LLD	38.1 M
	3	6.7 MB	93.4 MB	28.8 BDD	11.7 LLD	78.3 M
	5	10.7 MB	130.6 MB	49.7 BDD	15.9 LLD	114.3 M
Des. VIII	1	13.7 D	22.9 MB	47.6 LDD	58.9 LD	11.2 MML
	3	13.8 LLD	59.3 MB	72.4 LDD	74.4 LLD	44.7 MML
	5	15.2 LD	101.6 MB	76.0 D	91.1 LLD	85.0 MML
Des. IX	1	11.3 L	— —	26.1 BDD	48.0 LD	45.1 M
	3	27.4 ML	— —	68.6 D	175.6 LLD	90.9 M
	5	39.0 MML	— —	— —	— —	119.4 M

(MB) 方向へ変位し、復元経路は概して荷重時経路の近心を回り込んで出発点に戻るケースが多かった。例外的に荷重時経路と交差して復元するものや遠心を回り込んで復元するものもあった。また、デザインⅣに5 kgの荷重を近心から負荷した場合のように変位量が著しく大きくなり計測不可能となる場合もあった。

遠心から負荷した場合には、ほぼ歯槽堤の走行状態と平行に近心へ変位した。その過程で遠心歯荷重時、デザインⅤ、Ⅵのように渦巻き状の動きをしながら傾斜したり、近・遠心歯荷重時のデザインⅨのように荷重時経路と戻り経路が交差したり、さらには荷重除去の遅速の度合いによって鉤歯の挙動に差異がみられるものもあっ

た。

垂直的に負荷した場合には、ほとんどがそのまま荷重時経路を逆行して復元した。

Fig. 13 で概観できるように近心歯荷重時と遠心歯荷重時の挙動を比較した場合には、遠心方向からの荷重時ならびに垂直方向からの荷重時を除いては近心歯に負荷した場合が遠心歯に負荷した場合よりも、幾分大きく広範囲に変位している様子が見受けられる。この近・遠心歯荷重時の鉤歯の変位量の差を統計的に検定した結果が Table 4 である。遠心歯荷重時の変位量が近心歯荷重時よりも有意に大きかったのは、義歯床を削除したデザインⅨにおいて垂直荷重時あるいは遠心からの荷重を加

Fig. 9 Movement areas of the abutment tooth.

Table 2 Maximum areas surrounded by the traces of the abutment tooth movement $\times 10^3 (\mu\text{m}^2)$

Design	Distal area	Mesial area	Total area
Des. I	1.2(100)	3.0	4.2(100)
Des. II	2.4(200)	4.3	6.7(160)
Des. III	2.2(180)	2.8	5.0(120)
Des. IV	1.8(150)	3.0	4.8(110)
Des. V	3.0(250)	4.9	7.9(190)
Des. VI	2.1(175)	6.8	8.9(210)
Des. VII	1.3(110)	4.6	5.9(140)
Des. VIII	8.8(730)	6.2	15.0(360)
Des. IX	—	15.4	—

() : percentage to Des. I

えた場合、間接維持装置および連結装置すべてを切除したデザインVIIIに遠心から負荷した場合、ならびにデザインIおよびリング鉤々先のみ切除したデザインIIに舌側から負荷した場合のみで、他の場合はいずれも近心歯荷重時の鉤歯変位量の方が大きくなった。

B. 反対側荷重による鉤歯の挙動

鉤歯の反対側にある第1大臼歯相当部に垂直的ならびに頬・舌側的の3方向から負荷した場合の鉤歯「4」の挙動もデザインVIIまで観察、記録したが、いずれの荷重成分でも変位量は極めて小さかったために図上にはデザインごとに区別して表示し得なかった (Fig. 15)。しかし

Fig. 10 Percentage changes in the movement areas of the abutment tooth. The area in design I was assigned by the value of 100%.

ながら、各荷重成分下での鉤歯の挙動には微妙な差異が認められた。

垂直的に負荷した場合には、デザインIからIIIでは鉤歯はほとんど動かず、デザインIVからVIIで近心あるいは舌側へわずかに傾斜した。しかし単純な変位ではなく、同一部位に停滞した状態で振動しながらわずかに変位する状態が MKG 軌跡スロー再確認機構によって観察された。

舌側から負荷した場合、デザインIからIIIではわずかにLD方向への変位がみられ、荷重量の増加によって幾らか変位量も増加する傾向があった。デザインIV、VではL方向に変わり、デザインVI、VIIでは再びデザインIからIIIの場合に近いLLD方向に変わった。またデザインVI、VIIではデザインVまでのものに比べて変位量がやや大きくなった。舌側に負荷した場合は垂直的に負荷した場合と比較していずれもわずかながら大きくはなったが、鉤歯と同側にある義歯床の上に舌側から負荷した場合の変位量に比べれば極めて小さな動きであった。しかし鉤歯に小さな変位しか与えなかったにもかかわらずデザインIV、VIのように荷重除去後に完全に復元し得ないものもあった。

頬側から負荷した場合は、デザインIからIIIではほとんど動かず、デザインIV、Vで遠心変位、デザインVI、VIIで舌側によった遠心変位が認められたが極めて小さな

Fig. 11 Movoment areas of the abutment tooth under various loads.

ものであった。

いずれの場合も鉤歯の反対側への負荷は、鉤歯に極めてわずかな変位しか与えなかった。

C. 脱離力による鉤歯の挙動

鉤歯同側第1大臼歯相当部を垂直に上方へ引いた場合の鉤歯の挙動は、各デザインとも変位量が小さく、その上複雑な軌跡を描いたために反対側荷重時の場合と同様にデザイン別にそれぞれの挙動を表示し得なかった (Fig. 16). 詳細に観察した結果、デザイン I ではやや遠心寄りに舌側に変位する傾向があったが単純な変位で

Fig. 12 Comparison of the movement areas of eight denture designs. The area in design I assigned by the value of 100%.

はなく、最大400gでクラスプが鉤歯から脱離するまで、振動、回転しながら変位する状態が観察され、その状態は蛇行、重複した軌跡として描記された。

デザイン II, III では MLL 方向に変位した後、わずかに遠心に変位してクラスプが脱離した。そのときの最大荷重量は250gであった。デザイン IV, V では近心に変位した後、それぞれ舌側および遠心方向へターンする状態を示した。デザイン VI ではやや遠心寄りの LLD 方向に変位し、50g程度の力で簡単に脱離した。デザイン VII もほぼ同様の挙動を示し、同側のクラスプが脱離した。デザイン VIII では先ず頬側に変位したのち近心に動き、ついで遠心にターンしてクラスプが鉤歯から脱離し、変位量は全てのデザインの中で最大であった。

考 察

I. 計測装置の記録精度について

センサー・アレー改良型においても検出用マグネットの動きは MKG 記録上にそのまま再現されるわけではなく、従来型に比較して小さくなったとはいえ、やはり Fig. 5 に示されたようなひずみが認められた。これはマグネットの3次元的な動きによって起こる磁場の変化

Fig. 13 Comparison of the traces of the abutment tooth movement in design I-IX caused by loading (5 kg) on the second premolar and the second molar. Chain line curves denote the traces by 3 kg-loading since the records by 5 kg-loading went out of scale.

Table 3 Results of t-tests for the significance of difference in the distal movement of the abutment tooth between the designs employed (Load : 5 kg)

Loading point ⑤	Des. I	—							
	Des. II	**	—						
	Des. III	**	**	—					
	Des. IV	**	**	*	—				
	Des. V	**	**	**	**	—			
	Des. VI	**	**			**	—		
	Des. VII	**		**	**	**	**	—	
	Des. VIII	**	**	**	**		**	**	—
Loading point ⑥	Des. I	—							
	Des. II	**	—						
	Des. III	**	**	—					
	Des. IV	**	**	*	—				
	Des. V	**	**	**		—			
	Des. VI	**		**	**	**	—		
	Des. VII		**	**	**	**	**	—	
	Des. VIII	**	**				**	**	—
Loading point ⑦	Des. I	—							
	Des. II	**	—						
	Des. III	**		—					
	Des. IV	**			—				
	Des. V	**	*	*		—			
	Des. VI	**	**	**	**	**	—		
	Des. VII	*	**	**	**	**	**	—	
	Des. VIII	**	**	**	**	**	**	**	—
Loading point ⑧	Des. I	—							
	Des. II	**	—						
	Des. III		**	—					
	Des. IV		**		—				
	Des. V	**	**	**	**	—			
	Des. VI	**	**	**	**	**	—		
	Des. VII	**	**	**	**	**		—	
	Des. VIII	*	**		*	**	**	**	—
		Des. I	Des. II	Des. III	Des. IV	Des. V	Des. VI	Des. VII	Des. VIII

**p<0.01

*p<0.05

を8個のセンサーで感知し、それを電氣的に変換して被験体の挙動を表示する過程で磁力線の放散状態によって生ずる現象であろう。しかし、Morikawa ら (1988)³⁸⁾や本研究の場合のように、鉤歯の変位に相当するマグネットの動きを補正用格子の上に重ね合わせ、各軸からの相対的な距離を直交座標上にプロットし直すことによってほぼ正確な鉤歯の動きをあらわすことが可能であるので、MKG は鉤歯の挙動を解析するためにも有用な

手段であると考えられる。

Ⅱ. 各種成分を含む鉤歯の挙動について

遊離端義歯、ことに下顎症例における設計上の最大の問題点は、義歯の維持安定を図りながら鉤歯歯根膜と顎堤粘膜の被圧縮量の差をいかに処理するかということであろう。鉤歯を後方へ牽引し鉤歯損傷を引き起こす最大の原因は、これら両組織間の被圧縮量の差にあるとの考えに基づき、種々の方法^{1,21)}が提唱されている。すな

Fig. 14-1 Traces of the abutment tooth movement by 5 kg-loading and after off-loading drawn by solid and dotted lines, respectively.

Fig. 14-2 Traces of the abutment tooth movement by 5 kg-loading and after off-loading drawn by solid and dotted lines, respectively. Chain line curves denote the traces by 3 kg-loading since the records by 5 kg-loading went out of scale.

Fig. 15 Traces of the abutment tooth movement by loading on the other side of the arch.

Table 4 Comparison of the abutment tooth movement between the equivalent loading on the second premolar and on the second molar

Designs	Loading point				
	①—②	③—④	⑤—⑥	⑦—⑧	⑨—⑩
Des. I	** >	* <	<	>	>
Des. II	>	** <	<	** >	** >
Des. III	* >	** >	<	** >	* >
Des. IV	** >	** >	>	** >	** >
Des. V	>	<	** >	** >	<
Des. VI	** >	* >	** >	>	<
Des. VII	** >	* <	** >	** >	<
Des. VIII	** >	** >	* >	** >	** <
Des. IX	** <	** >	>	>	<

①③⑤⑦⑨ : loading on the second premolar

②④⑥⑧⑩ : loading on the second molar

** $p < 0.01$ * $p < 0.05$

わち、直接咬合圧を受ける咬合面の面積を縮小する方法^{1,2)}、義歯床面積を拡大して単位面積当たりの咬合圧を軽減し、沈下しにくくする方法ならびに可及的に多数歯を鉤歯として広範囲に咬合力の配分を図る方法³⁾

Fig. 16 Traces of the abutment tooth movement by applying dislodging force.

10), 鉤歯より遠心にある歯ほど回転トルクが強くなるため遠心端の人工歯を排列しなかったり、咬合面の小さい他の人工歯を代用する方法^{1,2,11)}、あらかじめ咬合圧を顎堤に与えて印象し機能時の顎堤粘膜部分の沈下量を少なくするアルタード・キャスト法¹²⁻¹⁴⁾、さらには種々の緩圧機構を応用する方法¹⁸⁻²¹⁾などがある。これらは主として義歯部へ垂直的な荷重が加わった場合の鉤歯歯根膜への影響を重視した結果生じたものと考えられる。しかしながら、Fig. 13 でもわかるように、垂直的荷重下での鉤歯の変位は極めて小さく、側方成分を含む荷重下の約1/3の変位量しか認められなかったという事実から垂直荷重時よりもむしろ側方成分を含む咬合圧に対抗し得る工夫ないしは装置の開発が必要であろう。この図からも明らかなように垂直荷重時、舌側荷重時ならびに遠心荷重時には、鉤歯は近心に傾斜する傾向が強いが、口腔内では鉤歯近心に隣接する歯によって鉤歯は近

心に傾斜しにくいので、鉤歯歯根膜への為害性は少ないものと思われる。しかし、鉤歯を遠心方向へ牽引する頬側ならびに近心からの力の作用に対しては何らかの考慮が必要であろう。それには、多数歯を鉤歯にする方法や調和のとれた平衡咬合状態を与える方法などが挙げられる。まず、多数歯を鉤歯にする方法では、Fig. 11 にみられるようにデザインⅠが最も鉤歯の変位を抑制するのに有効であるが、鉤歯歯根膜損傷に最も関与していると考えられる近心および頬側からの力のうち、後者の力に対してはデザインⅥ、Ⅶの方が小さく (Fig. 14)、さらに臨床的に異物感を考慮にいれた場合、デザインⅥ、Ⅶは極めて有利なデザインであろう。臨床的に、下顎片側遊離端義歯では反対側に間接維持装置を延ばし、第1、2小臼歯に双歯鉤を設定してリングバーあるいはリングプレートで連結することが多いが、この実験結果からも、いわば習慣的に用いられている下顎片側遊離端症例のデザインが、図らずも力学的にも有効な方法であることが示唆された。また、オリジナルなデザインⅠの全変位領域ならびに遠心方向変位領域をそれぞれ100とした場合の各デザインの変位量を表示した Fig. 12 からこれら両デザインの特殊性がわかる。つまり、全変位領域は義歯の安定性にも関連があると考えられるが、遠心方向への変位領域が大きいことはいうまでもなく、鉤歯に対する為害性が大であることを表している。デザインⅦでは、全変位領域ではデザインⅢやⅣに比べて大きい、遠心方向への変位領域ではデザインⅠとほとんど変わらず小さいために、鉤歯の為害性に加えて異物感を重視して考えた場合には極めて望ましいデザインであることが、この図からも理解できるであろう。また、デザインⅡ、Ⅲ、Ⅳ、Ⅴ、Ⅵからさらに維持装置等を切除したデザインⅦが、かえって小さい遠心方向への変位量しか示していないということから対側の犬歯、小臼歯部は歯列弓上の屈曲点 (turning point) として重要な役割をしているものと考えられる。それに引き換えデザインⅧは極めて不安定な義歯形態であることが Fig. 9, 10 からうかがわれる (デザインⅨではさらに不安定で一部、計測不可能のため、図より除外)。これらの図にもみられるように、デザインⅠでは1 kg 荷重時ではほとんど変位しないが、デザインⅧでは小さな荷重に対しても容易に変位を来すために、1 kg 荷重時のデザインⅠに対する比率が大きく表示されている。しかし、最大荷重の5 kg ではデザインⅠにおいてもかなりの変位量を示したために、比率としては小さくなっている。

つぎに平衡咬合の付与については、空口時、咀嚼終末

時における偏心運動時での非作業側咬頭干渉は天然歯にとって重大な為害性があるとされているが、下顎遊離端義歯の場合もこれと同じことが考えられる。天然歯においては、偏心運動時の咬頭干渉によって生ずる水平的な力が、歯根膜に対して外傷的に働くと考えられ、フルバランスは禁忌とされているが⁴⁰⁾、遊離端義歯の場合でも本実験で明らかになったように、近心および頬側の力に対して鉤歯に大きな後方牽引力を発現させている (Fig. 13)。この牽引力を発現させているのが、臨床的にいえば下顎前進運動時の近心からの力と側方運動時における作業側頬側咬頭の頬側からの力であり、そのような咬交時接触がある場合には鉤歯損傷の危険性が考えられる。したがってこの為害作用から鉤歯を保護しようとすることに主眼を置けば、このような近心ならびに頬側からの力が発現しないディスクルージョンの接触形態のものが望ましい。

何ら咬合に異常を訴えていない患者の場合は患者固有の咬合様式に従うということは咬合学の原則であるが、これら頬側ならびに近心からの力を最小限にして鉤歯を保護することを第一義的に考えた場合、遊離端義歯の場合も天然歯の場合と同様、義歯部による誘導や滑走は可及的に避けて、残存天然歯部によるディスクルージョンが最良であろう。そのためにも、顎路と調和した適切なアンテリアーガイダンスを与えることの重要性が本実験結果からも改めて示唆された。

Fig. 13 および Table 4 で明らかなように近心歯荷重時と遠心歯荷重時の鉤歯変位量を比較した場合、同一荷重量で遠心歯に負荷した場合に有意に大きな変位を惹起したのは極めて限定されたデザインおよび荷重方向においてに過ぎなかった。「咬合面の小さい人工歯を臼歯部に用いると、小さな筋力によって食べ物を粉碎、穿通させることが可能であり、鉤歯歯根膜ならびに顎堤に伝達される咬合力も小さくてすむ」という考えに基づき、遊離端義歯では小さな人工歯を用いることを McCracken (1985)¹⁾ も推奨している。しかし、第2大臼歯に負荷した場合、第1大臼歯に負荷した場合と類似した挙動は示したが、鉤歯の挙動ははるかに小さかったという Frechette ら (1956)⁴¹⁾ の実験結果ならびに本実験結果から、遠心歯ほど小さい人工歯を用いることの必要性については、なお疑問があるように思われる。

一般には荷重量を増加すれば変位方向は変わらず変位量のみが増大する傾向があり (Fig. 8, 9)、義歯構成要素を漸次切除していくにしたがって小さな力によって変位し易くなっていく状態が観察された (Fig. 10)。

また、全変位領域に対する遠心方向への変位量の推移を示す Fig. 11, 12 から、とくに間接維持装置がある場合は概して近心へ変位する傾向がみられたものが、間接維持装置を切除したデザインⅧでは遠心へ変位する傾向が強く認められ、さらに義歯床を削減したデザインⅨでは極めて不安定になることがわかった。このことから遊離端義歯設計時には間接維持装置を用いること、ならびに可及的に義歯床面積を広くすることの重要性が再認識された。

Frechette (1956)⁴¹⁾, Kaires (1956)^{42, 43)}, Henderson (1967)⁴⁴⁾ および Cecconi ら (1971)⁴⁵⁾ は、いずれも鉤歯変位量は鉤歯と同側に負荷した場合が反対側に負荷した場合より大きかったと報告してはいるが、本実験結果 (Fig. 15) とは異なり反対側に負荷した場合では、かなり大きな変位量を記録している。この差異は、義歯デザイン、ならびに荷重量の違いによって生じたものであろう。

荷重除去後と脱離力による挙動は従来、全く観察されていなかったが、Fig. 14 のようにほとんど総てのデザインで荷重時経路と荷重除去後の戻り経路は異なった軌跡を描き、完全に復元し得ないものもあった。この完全に復元し得なかったのはデザインⅡ, Ⅲにみられ、鉤歯からクラスプがわずかながら浮き上がった状態になっていたことから、シミュレーション材料の不完全な弾性回復に依存するのではなく、不適切なクラスプの多用によって、かえって復元しようとする動きを干渉して生じた現象であろう。また、脱離力作用下でもわずかな力で脱離したり、完全に復元し得ないものも多かった。このように鉤歯の不完全な戻りや近心を回り込んで復元する挙動によって、一回の咀嚼ストロークの中で鉤歯は大きく回転的挙動が生じ、過大なストレスが加わっていることが推測される。

Cecconi ら (1971)⁴⁶⁾ は、顎堤の近・遠心的傾斜の違いも鉤歯への重要な影響因子になり得ると述べているが、本実験結果からも Fig. 13 にみられるように、垂直荷重時に近心への鉤歯の変位が認められた。とくに遠心歯に負荷した場合には、全てのデザインで近心への変位があった。負荷するとまず義歯床の沈下によって鉤歯は遠心に傾斜し、ついで義歯床が斜面をわずかに近心へ滑って鉤歯を近心に押したものと思われる。近心歯は顎堤の平坦部あるいは凹部に位置していたために荷重時に義歯床の滑走現象がおこりにくかったのではないかと考えられる。近心への変位量がデザインⅠで極めて小さく、Ⅷ, Ⅸで大きくなったのも、前者は多数歯に連結されて

いたためにその動きが抑制され、後者は間接維持装置が切断され片側だけの義歯に改造されたために滑走し易くなったものと思われる。Pendleton (1936)⁴⁷⁾ も述べているように臨床では顎堤の傾斜の度合い、顎堤粘膜や歯根膜の性状などの生物学的な要素による影響も考えられるので、これらのファクターによる影響については改めて検討の必要性があると考えられる。

結 論

Kennedy Ⅱ 級 1 類のシミュレーション・モデル上にさまざまな方向成分を含む荷重を加え、パーシャル・デンチャー・デザインを変えていった場合の鉤歯の 3 次元的な挙動を MKG によって分析した結果、以下のような結論を得た。

1) 垂直的に負荷した場合の鉤歯変位量は、側方成分を含む荷重時の変位量に比べて著しく小さかった。

2) 荷重量が増加しても、変位方向はほとんど変化せず、変位量のみが増大する傾向があった。

3) 義歯床遠心端部分に負荷した場合は、鉤歯に近い部分に負荷した場合よりも、概して鉤歯の変位量は小さかった。

4) 鉤歯損傷に最も関連のあると考えられる遠心方向へ鉤歯を牽引する力は、近心ならびに頬側から負荷した場合に発現した。

5) 最も多くの歯を鉤歯としたオリジナル・デザインの場合の鉤歯変位量は、他のデザインに比べて全般的には最も小さく、義歯構成要素を漸次切除していくにしたがって鉤歯は小さい負荷に対しても容易に変位する傾向が認められた。しかし、対側第 1 小臼歯の間接維持装置をリングバーで連結したデザインの遠心への変位はオリジナル・デザインとほぼ同程度であった。

6) 対側の間接維持装置を切除した片側義歯では小さな負荷に対しても極めて大きな遠心への変位傾向を示した。

7) 義歯構成要素を漸次切除していった場合、削除量と鉤歯の総変位領域の増大との間には必ずしも相関関係は認められなかった。

8) 遊離端義歯の場合、床座面積を縮小すると義歯は極めて不安定になり鉤歯の変位量も著しく増大した。

9) 荷重除去後は荷重時と異なった経路を通して復元し、多くの場合鉤歯に回転的な挙動が観察された。

10) 遊離端症例において鉤歯の保護に重点を置いた場合には、義歯による誘導滑走をさけ可及的にディスクルージョンを付与する必要性が示唆された。

11) 鉤歯の反対側の義歯床部分に荷重を加えた場合には極めて小さな鉤歯の変位量しか示さなかった。

12) 鉤歯の同側後方に垂直的な脱離力が働いた場合は、いずれのデザインの場合でも鉤歯は複雑な挙動を示したが、その変位量は間接維持装置を切除した片側デザインの場合が最も大きかった。

謝 辞

稿を終わるにあたり、本研究に懇切なるご指導ならびにご校閲を賜った恩師豊田静夫教授に深甚の謝意を捧げ

ます。あわせて終始熱心なご指導と数多くのご教示をいただいた第1補綴学講座守川雅雄助教授ならびに歯科理工学講座小園凱夫教授に心からお礼を申し上げます。また種々のご教示、ご助言を賜った第2補綴学講座内田康也教授に深く謝意を表わすと共に、コンピュータ処理に際し多大のご協力をいただきました歯科理工学講座柿川 宏、田島清司、両講師に深謝し数多くのご助言をいただいた第1および第2補綴学講座各位に感謝致します。

引 用 文 献

- 1) Henderson, D., McGivney, G.P. and Castleberry, D.J.: *McCracken's removable partial prosthodontics*. 7th. ed., C.V. Mosby Co., St. Louis, 1985, 165.
- 2) 豊田静夫: 遊離端義歯に関する諸問題, 特に義歯部の生理的形態について. 日本歯科評論別冊: 450—456, 1970.
- 3) Scott, C.H.: One piece cast removable appliances. *J.A.D.A.* 15: 1299—1304, 1928.
- 4) Pasadena Prosthetic Study Club: A study in partial denture construction. *J.A.D.A.* 20: 598—614, 1933.
- 5) Elliott, F.C.: A method that simplifies the design of partial dentures. *J.A.D.A.* 27: 1263—1268, 1940.
- 6) Steffel, V.L.: Simplified clasp partial dentures designed for maximum function. *J.A.D.A.* 32: 1093—1101, 1931.
- 7) Schuyler, C.H.: Stress distribution as the prime requisite to the success of a partial denture. *J.A.D.A.* 20: 2148—2154, 1933.
- 8) McGee, D.V.: Stabilization of Partial dentures. *J.A.D.A.* 23: 545—553, 1936.
- 9) Stewart, K.L., Rudd, K.D. and Kuebker, W.A.: *Clinical removable partial prosthodontics*. C.V. Mosby CO., St. Louis, 1983, 94—112.
- 10) Boucher, L.J. and Renner, R.P.: *Treatment of Partially edentulous patients*. C.V. Mosby Co., St. Louis, 1982, 1—127.
- 11) 尾花甚一・関根 弘・松尾悦郎・三谷春保: パーシャルデンチャーの臨床. 医歯薬出版, 東京, 1977, 147—148.
- 12) Girardot, R.L.: History and development of partial denture design. *J.A.D.A.* 28: 1399—1413, 1941.
- 13) Neurohr, F.G.: Health conservation of the periodontal tissues by a method of functional partial denture design. *J.A.D.A.* 31: 59—70, 1944.
- 14) Kratochvil, F.J., and Vig, R.G.: *Principles of removable partial dentures*. U.C.L.A. Los Angeles, 1978, 1—104.
- 15) Minden, F.V.: I deal stressbreaking for partial dentures. *J.A.D.A.* 30: 657—669, 1943.
- 16) McGee, G.F.: The use of stressbreakers in tissue borne partial dentures. *J.A.D.A.* 39: 387—392, 1949.
- 17) Jones, R.R.: The lower partial denture. *J. Prosthet. Dent.* 2: 219—229, 1952.
- 18) McLean, D.W.: The partial denture as a vehicle for function. *J.A.D.A.* 23: 1271—1278,

1936.

- 19) Meyer, F.S. : Something new in cusps and sulci analysis, balanced and functional occlusion and stress breakers. *J.A.D.A.* **23** : 1204—1212, 1936.
- 20) Jordan, L.G. : partial dentures. *J.A.D.A.* **29** : 169—183, 1942.
- 21) Krol, A.J. (関根弘訳) : クロールパーシャルデンチャーデザイン, アイ・バー・クラスプ教本. 医歯薬出版, 東京, 1976, 16—95.
- 22) Steffel, V.L. : Fundamental principle involved in partial denture design. *J.A.D.A.* **42** : 534—544, 1951.
- 23) Steffel, V.L. : Clasp partial dentures. *J.A.D.A.* **66** : 803—811, 1963.
- 24) Kratochvil, F.J. : Influence of occlusal rest position and clasp design on movement of abutment teeth. *J. Prosthet. Dent.* **13** : 114—124, 1963.
- 25) 守川雅雄 : 遊離端義歯の最後臼歯に加わる力が各維持歯におよぼす影響に関する基礎的研究. 九州歯会誌 **27** : 705—719, 1974.
- 26) Shohet, H. : Relative magnitudes of stress on abutment teeth with different retainers. *J. Prosthet. Dent.* **21** : 267—282, 1958.
- 27) Taylor, D.T., Pflughoeft, F.A. and McGivney, G.P. : Effect of two clasping assemblies on arch integrity as modified by base adaptation. *J. Prosthet. Dent.* **47** : 120—125, 1982.
- 28) Browning, J.D., Meadors, L.W. and Eick, J.D. : Movement of three removable partial denture clasp assemblies under occlusal loading. *J. Prosthet. Dent.* **55** : 69—74, 1986.
- 29) Ko, S.H., McDowell, G.C. and Kotowicz, W.E. : Photoelastic stress analysis of mandibular removable partial dentures with mesial and distal occlusal rests. *J. Prosthet. Dent.* **56** : 454—460, 1986.
- 30) Clayton, J.A., and Jaslow, C. : A measurement of clasp forces on teeth. *J. Prosthet. Dent.* **25** : 21—43, 1971.
- 31) Maxfield, J.B., Nicholls, J.B. and Smith, D.E. : The measurement of forces transmitted to abutment teeth of removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* **41** : 134—142, 1979.
- 32) Tebrock, O.C., Rohen, R.M. and Fenster, G.B.Jr. : The effect of various clasping systems on the mobility of abutment teeth for distal-extension removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* **41** : 511—516, 1979.
- 33) Kratochvil, F.J. and Caputto, A.A. : Photoelastic analysis of pressure on teeth and bone supporting removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.* **32** : 52—61, 1972.
- 34) 榎本善保 : 遊離端義歯におけるクラスプの設計条件が支台歯の咬合圧負担状態に及ぼす影響に関する実験的研究. 歯科学報 **72** : 1072—1105, 1972.
- 35) 大多和彦一 : 鉤 (Clasp Rest) の歯牙に及ぼす影響について, 第1報, 主応力線について (Lines of principal stress (その1)). 歯科学報 **55** : 329—334, 1955.
- 36) 大多和彦一 : 鉤 (Clasp Rest) の歯牙に及ぼす影響について (Lines of principal stress (完)). 歯科学報 **55** : 395—402, 1955.
- 37) 大多和彦一 : 鉤 (Clasp Rest) の歯牙に及ぼす影響について, 第一報, 周辺応力の分布について. 歯科学報 **55** : 413—419, 1955.
- 38) Morikawa, M., Sako, M., Kido, H., Toyoda, S. and Kozono, Y. : Analysis of abutment tooth movement utilizing mandibular kinesiograph (MKG), part 1 Characteristic aspects and correction of MKG records. *Dent. Mater. J.* **7** : 188—196, 1988.
- 39) Morikawa, M., Masumi, S., Kido, H., Toyoda, S. and Kozono, Y. : Analysis of abutment tooth movement utilizing mandibular kinesiograph (MKG) Part 2. Effects of clasp design

- in unilateral free-end denture. *Dent. Mater. J.* **8** : 56—64, 1989.
- 40) **Dowson, P.E.** : *Evaluation, diagnosis, and treatment of occlusal problems*. C.V. Mosby Co., St. Louis, 1977, 80—100.
- 41) **Frechette, A.K.** : The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth. *J. Prosthet. Dent.* **6** : 195—212, 1956.
- 42) **Kaires, A.K.** : Effect of partial denture design on bilateral force distribution. *J. Prosthet. Dent.* **6** : 373—385, 1956.
- 43) **Kaires, A.K.** : Effect of partial denture design on unilateral force distribution, *J. Prosthet. Dent.* **6** : 526—534, 1956.
- 44) **Henderson, D., and Seward, T.E.** : Design and force distribution with removable partial dentures: Progress report. *J. Prosthet. Dent.* **17** : 350—364, 1967.
- 45) **Cecconi, B.T. and Asgar, K.** : The effect of partial denture clasp design on abutment tooth movement. *J. Prosthet. Dent.* **25** : 44—55, 1971.
- 46) **Cecconi, B.T., Asgar, K. and Dootz, E.** : Removable partial denture abutment tooth movement as affected by inclination of residual ridges and type of loading. *J. Prosthet. Dent.* **25** : 375—381, 1971.
- 47) **Pendleton, E.C.** : Influence of biologic factors in retention of artificial dentures. *J.A.D.A.* **23** : 1233—1251, 1936.