緩圧性を有する人工歯応用義歯支台の変位分析

—軟性裏装材応用義歯支台と比較して—

徳 丸 哲 也

九州歯科大学歯科補綴学第一講座 (指導: 守川雅男教授)

平成 11 年 4 月 26 日受理

Displacement Analysis of Abutment Tooth of Distal Extension Removable Partial Dentures with Teeth Utilizing Resilient Soft Layer

—Comparison with That of Dentures with Ordinal Soft Liner over the Basal Seat—

Tetsuya Tokumaru

First Department of Prosthetic Dentistry (Director: Prof. Masao Morikawa)

Kyushu Dental College, Kitakyushu, Japan

The purpose of this pilot study was to examine the optimal conditions for the best denture design among ordinal distal extension removable partial denture without soft liners (design Ct: Control), distal extension ones with teeth which are used by "sandwiching" a resilient silicone layer between the basal seat of dental teeth and the resin base of the denture (design E-type), and distal extension ones with ordinal soft liner over the basal seat of the denture (design R-type), by analyzing their displacement of the abutment tooth under loads. A sheet shaped test food was placed on the lower left second premolar, first and second artificial molars of Kennedy class II, and the movement of the abutment tooth ($\sqrt{4}$) was measured by using digital laser displacement sensors and the measured values were reciprocally compared through the statistical analysis.

The results obtained were as follows:

1) Parallel movements were generally largest in all designs, and inclinations, depressions, and twist-like movements became smaller in the descending order. Especially the amount of parallel movement in design R-type was very large, 1.5 to 3 times that of inclination.

2) As compared with design Ct, the parallel movement was larger in all designs of R-type, and the inclination was smaller in all designs of E-type. Except for a part of parallel movements, all of abutment tooth displacements in E-type which has resilient soft layer of 1.5 mm thickness were smaller than in each one of Ct.

3) As the thickness increases from 0.5 mm (R1), to 1.0 mm (R2) and 1.5 mm (R3), the amount of parallel movement, depression and inclination in R-type remarkably increased. In E-type, however, the displacement amount conversely decreased as the thickness increases from 0.5 mm (E1) to 1.5 mm (E3), and differential findings in the displacement were recognized only in design E2.

4) The buccolingual displacement of denture plate in design E-type was also larger than that of design R-type.

On the basis of the foregoing findings, the method of relining with soft liners over the basal seat of the denture was confirmed to be improper for the distal extension removable partial dentures, because this method increased the amount of inclination which is said to cause the most hazard to the health of the periodontal tissues.

The inclination, however, was not brought about by the depressive difference between periodontal membrane of the abutment tooth and resilient tissues under the denture base, as generally believed, but this displacement was considered to be significantly associated with the buccolingual movement of the denture plate and succeeding parallel movements of the abutment tooth. Although some problems still remain for the denture with teeth utilizing soft layer, this method seems to be an effective one because it has a highly inhibitory action against the occurrence of inclination including the denture displacement.

Key words: Resilient teeth / Abutment tooth movement / Lower unilateral denture

緒 言

天然歯においては、咬合力を上下顎歯ともそれぞれ表面積約 45.00 cm² の歯根膜で負担するが、無歯顎になると上顎 22.96 cm²、下顎 12.25 cm² の床下粘膜で負担せざるを得なくなる^{1,2)}。しかし咀嚼筋の筋活動量自体には天然歯喪失前後においても著明な変化が生じないため、圧負担粘膜における単位面積当たりの咬合力は歯の喪失に伴い増大することになり、有床義歯を装着した場合には疼痛が発現しやすい状況になる。

総義歯であれば軟性材を使用すればショックアブソーバーとしてある程度疼痛の発現を緩和できるが、パーシャルデンチャーに総義歯と同じように義歯粘膜面に軟性材料を敷いた場合、次のような問題が起こる。

パーシャルデンチャーでは、咬合力を支台歯と床下粘膜で分担させるが、支台歯歯根膜と床下粘膜の圧沈下量が大きく異なり、また歯根膜は垂直力にはきわめて強く、側方力に対しては著しく弱い抵抗性しか示さない生理的特性を有する。とくに遠心遊離端症例においては臼歯部が支台歯になることが多いが、臼歯の歯根膜線維は前歯や犬歯のそれと比較して斜走線維の方が発達しているため³⁾、歯根膜が抵抗し得る水平力の比率は、垂直力の 1/62 に過ぎないとされている⁴⁾。このような特性を有するパーシャルデンチャーに緩衝を目的として義歯床粘膜面に軟性材を用いた場合、とくに下顎遠心遊離端症例の場合は、支台歯歯根膜と粘膜の圧沈下量差をさらに増

大させることになり、支台歯の遠心牽引作用は軟性材を用いない場合よりも大きくなるので、それだけ支台歯の早期損傷の危険性は高くなる。

このようなパーシャルデンチャーの特性をふまえて、咬合荷重下でも支台歯を遠心方向へ牽引傾斜することなく、しかもショックアブソーバーの働きをもたせるよう考え出されたもの、それが歯自体が弾性を有する人工歯である^{2,5-10)}。

この人工歯が有効に機能すれば、軟性材は遠心牽引作用を発現させるクラスプよりも咬合面側に設置されているため、理論的には粘膜面にリライニングした場合のように牽引作用の増大を来さない。また、それにより義歯床全体が単なるクッションの役割を果たすばかりでなく、天然歯と同じように個々の歯が咬合力に対してその作用方向に応じてそれぞれ自由な傾きを示すことが考えられ、その部位で咬合力を吸収し、床下粘膜への直截的伝達が抑制できる。そのために疼痛発現を緩和しながら支台歯の遠心牽引量も最小限に抑え得るものと考えられている⁹⁾。

この人工歯には上記のように個々の歯が弾性を有し、単独に自由な方向へ動き得るものと、さらに臼歯部全体を軟性レジンでウェハス状に義歯床中央部に挟み込むものがあり、一部実用化されているものの、咬合面の可動性に問題があったり、使用する軟性材の耐久性に問題がある等のため、広く臨床応用されるには至っていない。

またこの人工歯は理論的には非常に優れているとされ

ているが、実際に使用した場合、果たして理論通りの特性を示し、支台歯にとって本当に有利であるか否かについてもまったく検討されていない。

もし理論通りの優れた特性を示すものであれば、パーシャルデンチャー、とくに遊離端義歯の人工歯として将来が大いに囑望されるものになり得ることが考えられる。

本研究では、個々の歯が弾性を有する人工歯を用いた場合と義歯床粘膜面に直接軟性裏装材をショックアブソーバーとして敷いて用いた場合を比較して、支台歯の挙動上の差異について検討した。

実験方法ならびに材料

A. シミュレーションモデル

歯自体が可動性を有する人工歯、いわゆる弾性歯を最も必要とし、かつ臨床的にも発現頻度の高い症例は、Kennedy I 級あるいはII級の遠心遊離端症例である。

本研究におけるシミュレーションモデルは、下顎左側第二小臼歯、第一大臼歯および第二大臼歯が欠如したKennedy II級のレジン模型（ニッシン）を用いて行った。

支台歯「4」の歯根部を形態および寸法とも天然歯に類似するように形成し¹¹⁾、疑似歯根膜も諸説¹²⁻¹⁸⁾を参考にするとともに当講座の千草（1994）¹⁹⁾の方法に準じて、歯頸部0.75 mm、根尖部1.05 mmの厚さにシリコンラバー（エバタッチ、ネオ製薬）を填入して移行的に形成した。

このようにして製作した下顎シミュレーションモデルを堅牢な咬合器（ニッシン）に上顎有歯顎レジン模型と咬頭嵌合位で付着し、正常な咬合状態が得られるよう咬合調整した後に実験を行った。

B. 各種パーシャルデンチャーのデザイン

本研究では、軟性裏装材の設定位置およびその厚さによる支台歯の挙動を比較することを目的としている。したがって、維持装置としては最も簡単かつ基本的形態のキャスト・エーカーズを用い、人工歯として硬質レジン歯30°（エンデュラポステリオ、松風）を使用したパーシャルデンチャーを前記のシミュレーションモデル上に加熱重合レジン（アクロン、ジーシー）で製作し、これをコントロール（Ct）とした（Fig. 1）。

また、その人工歯の基底部を疑似歯根膜および粘膜に使用したものと同一軟性裏装材で被覆した3タイプ（厚さ：0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm）の弾性歯を用いた義歯（それぞれE1, E2, E3）を製作した（Fig. 2, 3）。

Fig. 1 Experimental simulation model.

Fig. 2 Each design.

Upper : Design E-group (E1, E2, E3)

Lower : Design R-group (R1, R2, R3)

Fig. 3 A schematic diagram of the denture with soft liner relined teeth.

AR : Acrylic resin

S : Soft liner (silicone)

M : Metal

さらにこの弾性歯を用いた義歯支台の挙動と比較するために、コントロールの粘膜面を通法通りにリラインした（厚さ：0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm）3タイプのリライニング義歯（それぞれR1, R2, R3）を製作した（Fig. 2）。

なおクラスプには歯科鑄造用 12 % 金銀パラジウム合金を用い、各種デザインの義歯床を繰返し、そのクラスプの定位置に着脱、交換できるようにネジ止めた (Fig. 4).

C. 計測方法

本研究における支台歯⁴の歯冠・歯根長は 24 mm であった。一方、歯の回転中心は根尖側 1/3 にあるといわれているので、歯冠咬頭頂から歯根方向へ 16 mm の点を回転中心と定めた。次に歯根先端からアクリル製延長ロットを支台歯長軸に沿って延ばし、歯軸延長ロット上の回転中心から 16 mm の点を第一計測点とした。その第一計測点から 64 mm 下方の点を第二・第三計測点とした。さらに歯の水平的な回転を観察するために第一計測点から直角に頬側方向へ延長ロットを延ばし 64 mm の点を第四計測点とし、義歯床の水平的な動きをみるため義歯床遠心端に第五計測点を設定した (Fig. 5).

荷重装置は、竹屋ら (1994)²⁰⁻²⁸⁾ の研究同様、トーン式簡易型デジタル引張圧縮試験機 (PS-10, 東京試験機) を用い、上下歯列間に板状試験食片 (ジャガイモ); 12×35×2 mm を介在させ、上顎レジン模型基底面中切歯間相当部に垂直的に 0.5 mm/秒の定速荷重を加え、3, 5, 7 kg 加重時の支台歯の変位量を求めた。

なお引張試験機デジタル上に表示された荷重量は計測部位により必ずしもデジタル表示荷重量が加わっているとは限らない。したがって補綴物の中心部と考えられる人工歯⁶領域に非接触型圧力センサを置いて計測後、その計測値を用いることにより正確に所期の荷重量が加わるよう設定した。

また支台歯変位量の計測には、波長: 780 μ m, スポット径: 1 mm, 計測範囲: 焦点位置より ± 10 mm, 焦点距離における直線性: 1 %, 基準距離: 40 mm, 分解能: 2 μ m の高精度半導体レーザ変位計 LB-62 (キーンズ) を用いた。

なお計測は、人工歯咬合面上に試験食片 (ジャガイモ) を介在させ、矢状面、前頭面および下方からそれぞれ繰り返し 7 回ずつ行い、最大値および最小値を除去した 5 回の計測値を城下 (1997)²⁴⁾ の式に入れ、三次元的に歯体移動量、傾斜角および傾斜量、捻転角および捻転量、沈下量を求め、分散分析によって同一支台歯における各種デザイン間の変位量について有意差を検定した。

本研究では、何ら軟性裏装材を使用していない義歯であるコントロールに対し、軟性材を使用した場合には各支台歯にはどのような変化が生ずるかを明らかにするため、各支台歯の変位量のコントロールに対する比率なら

Fig. 4 The retainer was connected securely by screws to each denture plate alternately.

Fig. 5 A schmatic diagram of the abutment tooth and the setting points of digital laser displacement sensors.

P₅: the bucco-distal end point in the denture plate

びにその標準偏差を次の数式から求めた。つまり、偏差 Δx と Δy を持つ $\bar{x}$ と $\bar{y}$ で除したとき、 $(\bar{x} \pm \Delta x, \bar{y} \pm \Delta y)$, $\bar{y}/\bar{x}$ の偏差は、間接誤差の評価式 $z=f(x, y)$ のとき、 $z=\sqrt{(\delta f/\delta x)^2(\Delta x)^2+(\delta f/\delta y)^2(\Delta y)^2}$ であるので、 $\Delta(\bar{y}/\bar{x})=1/\bar{x} \sqrt{(\bar{y}/\bar{x})^2(\Delta x)^2+(\Delta y)^2}$ として与えられる。

結 果

本研究に用いた義歯デザインは、3種類に大別できる。軟性材を全く使用していない通常のパーシャルデンチャー (Ct)、人工歯基底面に軟性材を使用した義歯 (E) および床粘膜面に軟性材を使用した義歯 (R) である。

I. 各種デザイン義歯支台の挙動

A. 各変位様式における概観

従来の一連の実験結果同様、本研究においても歯体移動 (Pm)、傾斜 (Inc)、捻転 (Tw) および沈下 (Dep) の4つの変位様式が観察されたが、デザイン Ct、E-タイプおよび R-タイプにおけるそれら4つの変位様式を概観したものが Fig. 6 である。

歯体移動が最も大きく、傾斜、沈下、捻転の順に漸次

小さくなる傾向が認められた。とくに床下粘膜面を軟性材でリラインした R-タイプの歯体移動は、次に大きな変位を示した傾斜よりも1.5~3倍の大きな変位に特徴がみられた。また人工歯基底面に軟性材を用いた E-タイプの中にも R-タイプにみられた変位量ほどではなかったが、一部に大きな歯体移動量を示すものがあった。

B. 軟性材を用いていない義歯支台 (Ct) の挙動

軟性材を用いていない義歯 (Ct) 上下歯列間に試験食片を介在させ、3, 5, 7 kg 荷重を加えた際の支台歯における変位量の動向を Fig. 7 に示す。

荷重量の増加により各変位様式の変位量はいずれも大きくなる傾向を示したが、捻転量および7 kg 荷重時の歯体移動量と3 kg および5 kg 荷重時のそれ以外には有意差は認められなかった。なお、捻転の方向は全て時計回りであった。

C. 同一軟性材厚さにおける E-タイプ、R-タイプ間の比較

厚さ 0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mm の軟性材を人工歯基底面および義歯粘膜面に使用したそれぞれ同一厚さの

Fig. 6 A general view of the abutment movement in all denture designs. Starting from the most left bar in each displacement mode.

□: Ct (3 kg, 5 kg, 7 kg) ▨: E1 (3 kg, 5 kg, 7 kg) ■: R1 (3 kg, 5 kg, 7 kg)
 ▩: E2 (3 kg, 5 kg, 7 kg) ■: R2 (3 kg, 5 kg, 7 kg)
 ▤: E3 (3 kg, 5 kg, 7 kg) ■: R3 (3 kg, 5 kg, 7 kg)

Fig. 7 Displacement of the abutment tooth in design Ct

もの E1 と R1, E2 と R2, および E3 と R3 を比較した (Fig. 8, 9, 10).

まず E1 では, 荷重量が増加しても沈下以外の変位様式においては変位量は増大する傾向はあったが有意差は認められず, 沈下のみに同一変位様式間に有意な変位量の増大が認められた. このデザインでは, 沈下と歯体移動が大きく起こり, 次いで傾斜が大きく, 捻転はほとんど認められなかった.

また沈下量と歯体移動量間には有意差はみられなかったが, 5 kg 荷重時以外の沈下と傾斜間には高度の有意差が認められた.

それに対して R1 では, 荷重当初から歯体移動量が他の変位様式に比べて著明に大きかったのに対して沈下量はきわめて小さく, 歯体移動量の 1/13 から 1/26 に過ぎなかった. また E1 のそれと比較しても 1/5~1/6 程度に過ぎなかった. 傾斜および捻転においては荷重量の増加に伴い有意に大きくなり, 捻転量も E1 に比べて大きく発現した.

このように, E1 と R1 における支台歯の挙動に関する最も大きな違いは, R1 においては著しく大きな歯体移動量と極度に小さな沈下量が同時に認められたのに対して, E1 では著明に大きな歯体移動や極端に小さな沈下も認められず, 沈下と傾斜間にわずかに有意差が認めら

Fig. 8 Comparison of the abutment tooth movement (E1 and R1)

れる傾向はあったものの、捻転を除いてほぼ均衡した変位量を示した。ただこのE-タイプの歯体移動と傾斜の大きなばらつきは特徴的であった (Fig. 8).

ところが軟性材の厚さを 1.0 mm にした E2 では、沈

下は著しく減少し、歯体移動量が著明に増大し、捻転量も大きくなった。しかし E1 のそれに比べて傾斜の変化は小さく、かつ荷重量の増加によってもその変位量の増大には有意差は認められなかった。また E1 同様ばらつ

Fig. 9 Comparison of the abutment tooth movement (E2 and R2)

Fig. 10 Comparison of the abutment tooth movement (E3 and R3)

Fig. 11 Displacement ratio of abutment tooth in other designs to that of control (Ct).

きが大きく、3 kg と 5 kg 荷重時の捻転以外の変位様式においては 3 kg と 5 kg, 5 kg と 7 kg 荷重時の変位量の増大には有意差はみられなかった。

R2 においては、R1 の場合と同じように歯体移動量が著明に大きく、荷重量の増加に伴って高度に有意差をもって漸次増大した。また傾斜も荷重当初から R1 のそれに比べて約 2 倍もの大きさを示したが、荷重量の増加に伴う変位量の増大は小さく有意差も認められなかった。また沈下については E2 のそれとの間に有意差はみられなかったが R1 のその 2 倍から 3 倍と大きくなった。しかし捻転はほとんど認められなかった (Fig. 9)。

軟性材の厚さを 1.5 mm にした E3 においては、R3 が歯体移動量、傾斜、沈下、捻転とも R1, R2 に比べて著明に増大したのに対して、いずれの変位量とも大幅に減少し、荷重量の増加によっても支台歯の変位量にはばらつきが大きく、有意差も認められなかった。

E3 と R3 における各荷重時の傾斜と捻転の差も、それぞれ 1.4 倍および 10 倍、1.7 倍および 1.9 倍、1.9 倍および 9 倍とはるかに R3 の方が大きかった (Fig. 10)。

以上のように、R-タイプのもものでは、著明な歯体移動とともに各種変位様式とも軟性材の厚さによりかなり大きな差異が認められたのに対して、E-タイプのもので

は、歯体移動量、捻転量および沈下量の変動も R-タイプにおける程大きくなく、傾斜量にいたってはこの E-タイプの各デザイン間でほとんど大きな差異は認められなかった。

このように Fig. 7 から Fig. 10 ではデザイン E-, R-タイプを単独に、あるいは両者それぞれの結果を比較したが、軟性材を全く用いない通常の義歯 Ct に対する比率で各デザインの変位をみたものが Fig. 11 である。

比率 1 以下の変位量は Ct よりも動きが減少したことを示す。これらを概観すると E1 では歯体移動と沈下のみが Ct よりも大きな動きを示し、傾斜や捻転では著しく小さな割合しか示さなかった。以下、E2 では歯体移動と捻転、E3 では歯体移動のみが Ct よりも大きな変位を示した。とくに傾斜においては、Ct のそれを越える変位量を示したものは全くなく、また捻転も E2 における荷重の増量に伴う一過程でわずかに Ct のそれよりも大きな値を示し、さらに増量により再び減少に転じた。E3 においては傾斜、捻転とも小さな割合に過ぎなかった。

しかしながら、R1 では歯体移動、捻転および傾斜が Ct より大きな動きを示し、R2 では歯体移動と傾斜、R3 では沈下を除く全てで Ct のそれを越えた大きな変位量が認められた。つまりデザイン R-タイプのほとんど全

Fig.12 Directions of parallel movement and of inclination of the abutment tooth.

Fig. 13 Change of displacement direction of parallel movement and inclination when the load increased gradually.

Fig. 14 Mesiodistal and buccolingual displacement ratio of the abutment tooth in other designs to that of control (Ct).

てで比率1を大きく越えたものは歯体移動があり、比率1に達しなかったものは沈下で、傾斜量もRタイプにおいてはCtのそれよりも大きくなる傾向があり、軟性材の厚さを増すことによりさらにその傾向は強くなった。

D. 歯体移動および傾斜における変位方向

本研究においては、沈下、捻転および歯体移動を行い

ながら傾斜する支台歯の複雑な挙動を前頭面および矢状面から計測し、前記の計算式より求めた。したがって、これまでに記してきた歯体移動量および傾斜量はこの計算式によって求められた変位量であるためその変位方向については言及されていない。

その変位方向を図示したものが Fig. 12, 13 である。

Fig. 15 Effect of the thickness of resilient soft liner.

この図にみられるように、Ctを含む全てのデザインにおける歯体移動および傾斜の変位方向は頬側遠心方向に生じていた。

Ctにおいては荷重量の増加により両変位とも頬側変位から漸次遠心変位の度合いを強める頬側遠心方向への歯体移動および傾斜が認められた。このように荷重量の

増加により、頬側方向から漸次遠心方向へ変化していく変位の特徴は、E1、E2の歯体移動、E3の傾斜、R1、R2の歯体移動にもみられたが、E3の歯体移動やE1、E2、およびR1、R2の傾斜では、逆に荷重量の増加に伴い、頬側方向の変位が増大し、遠心方向の変位は減少する傾向がみられた。また、R3を除き、R-タイプにおけるそれ

Fig. 16 Buccolingual displacement of the denture plate (Load : 3, 5 and 7 kg).

ら荷重量の増加に伴う変化の割合は、CtやE-タイプにおける変化よりも急激かつ大きく発現する傾向があった。

これら頬舌的、近遠心的変位のCtのそれぞれに対する割合を表示したものがFig. 14である。なおCtに対する可及的に多くの各種デザインの関係を明示することが目的であるため、比率5以上の場合は比率5でカットして表示している。

比率1以上のものは、E1では頬舌的および近遠心的歯体移動の一部ならびに近遠心的傾斜があり、同様にE2では頬舌的および近遠心的歯体移動ならびに近遠心的傾斜があった。またE3では近遠心的歯体移動および頬舌的傾斜に比率1以上のもの、つまりCt以上の変位がみられた。

R1においては頬舌的歯体移動の一部、近遠心的歯体移動の全て、頬舌的および近遠心的傾斜の一部があり、R2では頬舌的歯体移動の一部および近遠心的歯体移動の全て、頬舌的および近遠心的傾斜の一部にそれがみられ、R3では近遠心的歯体移動の全て、頬舌的傾斜の全てにそれがみられた。

またCtよりも著しく大きな比率を示したものは、E-タイプではE2とE3の一部の近遠心的歯体移動のみであったのに対して、R-タイプでは近遠心的歯体移動の全てのほかに、頬舌的歯体移動の一部と近遠心的傾斜の一部、さらに頬舌的傾斜の大部分を占めていた。

このように軟性材を使用した場合、EおよびR-タイプともCtに比べて近遠心方向へ歯体移動を起こしやすくなるのに対して、傾斜ではE-タイプでは全デザインともCtのそれと大差がないかかえて小さく、R-タイプでは頬舌方向への変位がCtに比べて起こりやすくなる傾向がみられた。

II. 軟性材の厚さ変化による影響

デザインE-タイプおよびR-タイプそれぞれにおいて軟性材の厚さ変化による影響をみたものがFig. 15である。

デザインE-タイプにおいては、E3の変位量はE1と同じか大きく減少したが、E2のみがE1やE3とは異なった傾向を示した。E2では歯体移動、傾斜、捻転が常にE1やE3よりも大きく、沈下では最少量を示した。しかしデザインR-タイプにおいては、R1からR2、R3と軟性材が厚くなるにつれて、歯体移動量、沈下量および傾斜量とも著しく増大したが、捻転量のみがR2でわずかに減少し、R3で再度軽度の増加する傾向がみられた。

III. 各種デザイン義歯床の変位

以上の各デザインにおける変位量を支台歯ではなく、義歯床の頬舌的な動きのみを観察したものがFig. 16である。いずれも時計回りのフィッシュテール様の動きを示したが、E2を除いて、デザインE-タイプでは、R-タイプと比較して義歯床の動きも小さく、E1ではCtのそれとほぼ同等の動きであったが、E2では荷重量の増加により義歯床の変位量も漸次増大した。このように荷重量の増加により挙動上の特徴はより明確になる傾向があった。この傾向はR-タイプにおいても同様であったが義歯床の頬舌方向への変位はCt、E-タイプに比べても大きく、R3においては荷重当初から大きな変位を示し、本実験における最大荷重ではE3がCtよりも小さな変位しかしなかったのに対して非常に大きな変位量が認められた。

考 察

歯槽骨が著明に吸収した症例や床下組織に萎縮が認められる症例あるいは唾液分泌が過度に減少した症例などの不利な口腔内条件下にある無歯顎症例に、通常の義歯を製作した場合には顎堤の疼痛を訴えて繰り返し来院することが多い。

このような症例に軟性材を使用すれば、ショックアブソーバーとしての作用のほかに床下粘膜の接触状態の改善、さらには軟性材の変形により咬合力を顎堤部への均等配分による外傷性衝撃の削減が期待できる。また軟性材が顎堤周囲組織のアンダーカット部へ侵入することにより義歯変位を抑制でき、疼痛の発現を抑えることが可能である¹⁰⁾。

無歯顎症例では他のやり方で効果の上がらなかった症例でもこの方法を用いれば患者の満足を得やすい。津留ら(1987)²⁹⁾も軟性材としてモルテノを義歯床粘膜面にリラインしたところ、20名中19名に咀嚼時疼痛の消失もしくは軽減が認められたと記しているように、この方法の有効性は臨床上しばしば経験することである。

しかし咬合すれ違い遊離端症例などの同じく不利な口腔内条件下にあるパーシャルデンチャーにこの方法を適用することについては、支台歯を大きく遠心傾斜させて損傷する危険性が非常に高くなるという理由から、患者の満足を得られるか否かという以前の問題であるとしてこの方法は避けるべきであるとされてきた³⁰⁻³⁴⁾。

健全歯の圧沈下量は様々な計測方法や計測部位により異なるが⁵⁵⁻⁶⁵⁾、一般的に垂直圧による圧沈下量は数10 μm である^{66, 67)}のに対して、顎堤粘膜の圧沈下量は300~2000 μm とされている⁶⁷⁻⁶⁹⁾。つまり顎堤粘膜は歯根膜

の6~40倍程度の圧沈下量を有し、これが荷重下で支台歯を遠心牽引する要因になると考えられる所以である。仮に顎堤粘膜の圧沈下量が10倍程度であったとしても、床粘膜面に軟性材をリラインするとさらにその圧沈下量を増大させることになる。ちなみに0.5 mm, 1.0 mm, 1.5 mmの軟性材を用いれば、それぞれ理論的には20倍~40倍程度も義歯床の圧沈下量を増大させることになり、必然的に遠心牽引作用も増大すると考えられる。

この歯根膜と顎堤粘膜の圧沈下量差による支台歯への為害性を抑制する目的で考案された人工歯、それが弾性を有する人工歯である。支台歯を遠心牽引するクラスプよりも咬合面寄りの人工歯基底面に軟性材が使用されるため、咬合力により人工歯部の沈下は生じて粘膜と歯根膜の圧沈下量差以上の義歯床の沈下は起こらない。加えて人工歯部での緩衝作用があるため、義歯床には通常の義歯と同程度か、それ以下の圧沈下しか生じないと考えられるからである。

しかしながら、ここ20年位前よりパーシャルデンチャーに対する考え方にも変化が生じ、従来のフレキシブルサポートの考え方からリジットサポートの考え方へと推移してきているように思われる⁷⁰⁻⁷³⁾。その理論的な根拠となったものがKörber (1975, 1988)^{76, 77)}の考えであろう。つまり義歯床の沈下は近心端のレストを支点として遠心端部分から起こるが、無制限に沈下する訳ではなく、下在硬組織の存在により一定量の沈下が起こればそれ以上の沈下は抑制される。そのため義歯床の近遠心径が長いほど支台歯の遠心牽引作用の割合も減少することになり、遠心牽引作用は生理的許容範囲内に収まり易いとされている。したがって、従来の考え方からすれば緩圧性を目的としてパーシャルデンチャーに裏装材を使用することは禁忌であったにも関わらず、このKörber^{76, 77)}の考え方に従えば必ずしも禁忌とまでには至らない場合も起こってくるであろう。

このように従来の概念からパーシャルデンチャー床粘膜面に軟性材を使用することは禁忌であるとする考え方に対して疑問が生じたこと、またKörber^{76, 77)}の考え方が正しいとすれば、どの程度の厚さまでであれば対応可能であるのかについても全く実験により確かめられていない。ましてや弾性を有する人工歯を用いた義歯支台の挙動に至ってはまったく検討されていないのが実状である。したがって、リラインした義歯支台の挙動ならびに弾性を有する人工歯の問題点について、限局された実験条件下ではあるが本実験結果から検証した。

I. 各種デザイン義歯支台の挙動について

各変位様式における概観図 (Fig. 6) およびデザイン Ct (コントロール) に対する各種デザイン義歯支台の変位比率 (Fig. 11) においても明らかなように、軟性材を使用した場合の最も特徴のある挙動として歯体移動量の大きさが挙げられる。E2を除いてとくにR-タイプにおいて著明であった。

同一軟性材厚さにおける人工歯に軟性材を使用した義歯 (E-タイプ) および床粘膜面に軟性材を使用した義歯 (R-タイプ) 間で比較すると (Fig. 7-10), E1では両変位量間に有意差は認められなかったが歯体移動よりもむしろ沈下の方が大きく、傾斜や捻転量も同一軟性材の厚さのR1よりも小さくなる傾向がみられた。それに対してR1では歯体移動が非常に大きかったのに対して沈下量はE1のその1/7から1/12ときわめて小さい特徴がみられた。さらにE1とR1の義歯床の頬舌的な動き (Fig. 16) をみると前者の動きはCtのそれよりもむしろ小さかったのに対して、後者のそれはかなり大きな変位が認められた。これらの現象からE1では咬合力は直接床下粘膜に伝達されることなく、かなりの部分が人工歯の動きとして消費されているのではないかと考えられる。それに比べてR1およびR2では、咬合荷重により義歯床にも大きな水平移動が生じ、それに応じてこれら支台歯にも頬側方向から遠心方向へ回り込むような歯体移動が観察された (Fig. 8, 9, 12, 13)。またR3ではさらに大きな歯体移動と義歯床の動きがみられ、かつ荷重量の増加に伴う遠心方向から頬側方向へ回り込むような変化が生じたことから、咬合力は主として歯体移動に消費され、そのために沈下は著しく小さくなったものと考えられる。ちなみに歯体移動に対する沈下量の比率は、Ctが0.67であったのに対してR1, R2, R3ではそれぞれ0.07, 0.18, 0.24と非常に小さかったことからそれがうかがわれるように思われる。

ところが、E2では傾斜量は小さかったが、その他の変位様式においてはR-タイプと類似した様相が観察された。つまり歯体移動が他の変位様式に比べて著しく大きく、捻転量も増大したが逆に沈下量は小さかった。しかしE3をみると傾斜、歯体移動を含め全ての変位量がE2はもとより、E1のそれぞれよりも小さくなった。

これらのことからE2には問題があるものの、総じてE-タイプにおける支台歯の変位量は少なく、とくに軟性材の厚さは1.5 mmにすることにより支台歯に生じる変位量の抑制に対して有効であろうと考えられる。

このE2におけるE1やE3と異った支台歯の挙動は

R-タイプに類似した動きである。これについては二つの問題点が考えられる。ひとつは本研究に使用した軟性材の物性に問題が考えられること、もう一つは人工歯基底部の形態等の問題であろう。

前者に関しては、義歯粘膜面にリラインする軟性裏装材そのものが現在試行錯誤的に種々の製品が開発されている段階であり、ましてやこの人工歯は未だ完成されたものではないために種々の問題があるのはいわば当然のことであろう。

軟性裏装材は十分な分子運動ができるような条件下で外力が加わると粘性流動が起こり、それとともに長い分子鎖に特有の脈絡や化学的あるいは物理的な架橋が存在するため弾性的な変形も示す⁷⁹⁾が、E2にみられたこの現象は、このような形式で応用するためにはどの程度の粘弾性を示すものであればよいか今後の研究により改良されていく必要があることを示しているように思われる。また後者に関しても粘弾性を十分に発現できないデザインであったことが考えられる。

II. 軟性材の厚さ変化による影響

本研究に使用したものと同じシリコン系軟性材を用いて、Plotnick (1967)⁹⁾ の pendulum 方式で追試した報告²⁾によれば、0.7 mm の厚さでは硬すぎてストレスリダクションは得られず、厚さが1.0-2.0 mmの間ではストレスリダクションが起こった。しかし2.0 mm以上の厚さにしてもほとんど著しい違いはみられなかったと述べているが、無歯顎症例において有効なストレスリダクションを得ようとするなら軟性材の種類や顎堤形態により厚さを変える必要があり、同じシリコン系でも商品名でモロジルやモロプラストでは本研究に使用したエヴァタッチよりも硬いために厚く裏装する必要があるであろう。またアクリル系ではフローが大きく弾性回復がかなり緩慢に起こるとされており、またフッ素樹脂系では塑性変形して弾性が失われていき易く、さらにフッ素樹脂系軟性材はやや硬い感じがあるとして軟らかい材料であるポリオレフィン系軟性材が開発されている。また顎堤形態においても顎堤吸収の著明な症例では、良好な顎堤の場合に比べて軟性材との接着面積が小さくなるため厚くリラインするなどその症例に応じて適切な軟性材をその症例にあった厚さで使用するにより患者の満足を得ることが多いであろう。しかしこれらの結果は無歯顎症例の床粘膜面に通常にリラインした場合においてである。パーシャルデンチャーの場合には、本実験結果にもみられるように、デザインE-タイプとR-タイプでは、軟性材の厚さ変化による変位には、荷重量の増加に

より、E2を除いて前者では減少し、後者では増大するというほぼ逆の様相が認められた。

デザインR-タイプにおいては義歯床の頬舌的な動きが大きい場合は支台歯の歯体移動量も大きく、歯体移動量が大きい場合は一部を除いて傾斜も大きく起こっていた。このことは、一般的に考えられているように床粘膜面に軟性材を使用すれば歯根膜と顎堤粘膜の圧沈下量比をさらに増強させ、その結果、義歯の沈下量が増大し、それが支台歯を遠心方向へ大きく牽引させる要因になるとする従来の理論とは直接結びつかない現象である。

いずれにしてもR-タイプでは、厚さを増すことによりとくに歯体移動が著明に増加し、他の変位量も増大するという結果がみられた。つまりパーシャルデンチャーの床粘膜面に軟性材を敷くことについての従来の理論上の可否はともかく、パーシャルデンチャーにおいては義歯の安定性を増加させる目的で可及的に薄く軟性材を使用する以外には用いない方がよいとは言えるのではないかと考える。

また、弾性を有する人工歯に軟性材を用いる場合は、通常のリライニングと異なりボックス内へ軟性材を埋入して用いるため、軟性材の側方へのフローが抑制される。したがってこの形式で使用する軟性材には通常のリライニングとは異った概念が必要であろう。軟性材には本研究に用いたシリコン系の他にもアクリル系、フッ素樹脂系、ポリオレフィン系があるが、流動性の高い軟性材、例えばアクリル系軟性材を1.5 mm以上の厚さに用いることにより流動性を高めたり、遠心歯になるほど軟性材の厚さを増すことなども一法として考えられる¹⁰⁾。

いずれにしても、軟性材の維持形態のデザインならびに軟性材の種類、厚さなどの条件を変えた繰返し実験結果による適切なデザインと軟性材の選択は今後の課題であろうと考えられた。

以上のように、本研究では軟性材を全く使用していない通常のパーシャルデンチャーに対して、床粘膜面に軟性材を使用した義歯支台、人工歯に軟性材を使用した義歯支台の挙動上の差異を検討したが、一般的に言われていることとは異なっていると思われる現象が観察された。義歯床粘膜面に軟性材を敷く術式は、結果的に支台歯に最大の為害性を与えるとされている傾斜⁸⁰⁻⁸²⁾も大きくなったが、通常言われているように遠心方向の傾斜ではなく、むしろ頬側方向への傾斜であり、歯根膜と粘膜の圧沈下量差によるよりも歯体移動に基づいていることが考えられた。また人工歯に軟性材を使用した義歯で

は、いくつかの問題点も見出されたが、実用化するためには使用する軟性材の耐久性も問題になるであろう。しかしこれらの問題点がクリアーされた場合、この人工歯は軟性材による緩衝作用を有し、義歯床の動きも小さく、支台歯への負担も軽減されるであろうことが本実験結果からも示唆された。また、それら支台歯への影響が通常の義歯よりも小さく抑え得た一因として咬合力に対して個々の人工歯がそれぞれ自由な動きをすることが考えられたため、補綴的な有用性は高いように思われた。

結 論

軟性材を全く使用していない通常のパーシャルデンチャー (Ct) に対して、人工歯に軟性材を使用した義歯 E-タイプおよび床粘膜面に軟性材を使用した義歯 R-タイプの支台歯の試験食片破碎時の挙動をレーザー式変位測定器により測定し、各デザインの支台歯の挙動上の特徴ならびに問題点について検討したところ、以下の結論を得た。

1) 両タイプとも全体的に歯体移動が最も大きく、傾斜、沈下、捻転の順に小さかったが、R-タイプでは歯体移動がとくに大きく、次に大きな変位を示した傾斜よりも1.5~3倍も大きな変位を示した。

2) R-タイプでは全てのデザインで Ct に比べて歯体移動が大きく、E-タイプでは傾斜が全てのデザインで Ct のそれよりも小さかった。また、このタイプでは軟性材の厚さを1.5 mm にすると歯体移動のごく一部を除いて支台歯の全ての変位量は Ct のそれぞれよりも小さくなった。

3) R-タイプでは R1 (0.5 mm) から R2 (1.0 mm), R3 (1.5 mm) と軟性材が厚くなるにつれて、歯体移動量、沈下量および傾斜量とも著しく増大したが、E-タイプでは E1 (0.5 mm) から E2 (1.0 mm), E3 (1.5 mm) へと推移するに従って変位量は逆に減少した。しかしこの過程において、E2 のみに特異な挙動がみられた。

4) E-タイプでは、R-タイプと比較して義歯床の動きも小さかった。

以上の結果から、義歯床粘膜面に軟性材をリラインする方法は、支台歯に最大の為害性を与えるとされている傾斜をさらに増大させるため不適切な方法であることが確認できた。しかし通常言われているように歯根膜と粘膜の圧沈下量差による傾斜ではなく、歯体移動が大きく関与していることが考えられた。また人工歯に軟性材を使用した義歯では、まだ問題はあがあるが義歯床の動きを含

め支台歯の傾斜も小さく抑えることができるため、将来性のある有用な方法であることが示唆された。

稿を終えるに当たり、本研究に終始御懇切なるご指導とご校閲を戴きました九州歯科大学歯科補綴学第1講座 守川雅男教授に対して深甚なる感謝の意を表します。また今回の研究に際しまして、何かとご面倒をお掛けしました同講座の諸先生方に心より厚くお礼を申し上げます。

参考文献

- 1) Bouchert, C. O., Hickey, J. C. and Zarb, G. A.: Prosthodontic treatment for edentulous patients. The Mosby Co. Saint Louis, 1975, 6, 7.
- 2) 豊田静夫, 守川雅男: コンプリートデンチャーその考え方と臨床. クインテッセンス社, 東京, 1994, 2-4, 448, 449.
- 3) Ante の法則. 歯科医学大事典, 医歯薬出版, 東京, 1989, 105-106.
- 4) 山下 敦: 咬合を考える. 歯界展望別冊 211-222, 1973.
- 5) 守川雅男: パーシャルデンチャーその考え方と臨床. クインテッセンス, 東京, 1995, 78-80.
- 6) 鶴島亀岩, 豊田静夫, 吉永恒雄, 増井久衛, 中原 敏, 浦田保武: 所謂弾性歯の製法とその局部義歯への応用例, 九州歯会誌 14: 316-319, 1960.
- 7) Hirschtritt, E.: Removable partial denture with stress-broken extension bases. J. Prosthet. Dent. 7: 318-324, 1957.
- 8) Neill, D. J.: The problem of the lower free-end removable partial denture. J. Prosthet. Dent. 8: 623-634, 1958.
- 9) Plotnick, I. J.: Stress regulator for complete and partial dentures. J. Prosthet. Dent. 17: 166-171, 1967.
- 10) Herbert, M. P.: Impact reduction in complete and partial dentures. A pilot study. J. Prosthet. Dent. 16: 227-245, 1966.
- 11) 上条雍彦: 日本人永久歯解剖学. 5版. アナトーム社, 東京, 1973, 58-64.
- 12) Dymont, M. L. and Synge, J. L.: The elasticity of periodontal membrane. Oral Health 25: 105-109, 1935.
- 13) Coolidge, E. D.: The thickness of the human periodontal membrane. J. Amer. Dent. Assoc. 24: 1260-1270, 1937.
- 14) 黒川博行: 成人歯根膜の厚さと線維の走行方向. 日組録 1: 227-230, 1950.
- 15) Spreng, M.: Der Kauabdruck. Urban und Schwarzenberg. München-Berlin, 1953, 2-20.
- 16) Voss, R.: Über die Abdruckgenauigkeit. Dtsch. Zahnärztl. Z. 15: 1066-1072, 1960.
- 17) Picton, D. C. A.: A study of normal tooth mobility and the changes with periodontal disease. Dent. Practit. Dent. Rec. 12: 167-173, 1962.

- 18) 倉島晃一: 歯周組織の力学的性状に関する研究 (とくに歯根膜および歯槽骨について). 口病誌 30: 361-385, 1963.
- 19) 千草隆治: コーヌスクローネ支台歯の挙動に関する基礎的研究—支台歯の咬合力負担形態の違いによる影響—. 九州歯会誌 48: 531-553, 1994.
- 20) 竹屋克昭: コーヌスクローネ支台歯の挙動に関する3次元解析—遊離端義歯のデザインの相違による影響—. 九州歯会誌 48: 95-117, 1994.
- 21) 古閑 望: 片側遊離端義歯においてクラスプのデザインが支台歯の挙動に及ぼす影響. 九州歯会誌 50: 532-548, 1996.
- 22) 韓 棟偉: パーシャルデンチャー維持装置の違いによる支台歯の挙動に関する実験的研究. 九州歯会誌 50: 757-778, 1996.
- 23) 高尾敏一: 少数歯欠損片側遊離端症例におけるコーヌスクローネ支台の挙動に関する基礎的研究. 九州歯会誌 50: 833-852, 1996.
- 24) 城下 功: 両側性遊離端症例において維持装置のデザインの違いが支台歯の挙動に及ぼす影響—単独腕鉤による作業側・非作業側支台の比較—. 九州歯会誌 51: 114-132, 1997.
- 25) 川上英俊: 両側性遊離端症例において維持装置のデザインの違いが支台歯の挙動に及ぼす影響—連結腕鉤による作業側・非作業側支台の比較—. 九州歯会誌 51: 462-487, 1997.
- 26) 桃田健治: 両側性遊離端症例において維持装置のデザインの違いが支台歯の挙動に及ぼす影響—コーヌス冠と鉤による作業側・非作業側支台の比較—. 九州歯会誌 51: 675-698, 1997.
- 27) 糸瀬秀成: 正常な骨支持を想定した片持ちバリ固定性義歯支台の変位分析. 九州歯会誌 52: 331-355, 1998.
- 28) 古賀聖規: 片側性二重冠遊離端義歯支台の変位分析—片持ちバリ固定性義歯支台との比較—. 九州歯会誌 52: 405-428, 1998.
- 29) 津留宏道, 長沢 亨, 大川周治, 吉田耕一郎, 平井浩二: 新しい義歯床用軟性裏装材「モルテノ」の臨床評価. 歯科技工 15: 519-525, 1987.
- 30) Krol, A. J.: Clasp design for extension base removable partial dentures. J. Prosthet. Dent. 29: 408-415, 1973.
- 31) Osborne, J. and Lammie, G. A.: Partial dentures. 4 ed. Blackwell Scientific Publications, London, 1974, 59-142.
- 32) 中沢 勇: 部分床義歯学. 永末書店, 京都, 1975, 78-83.
- 33) Zarb, G. A., Bergman, B. O., Clayton, J. A. and MacKay, H. F.: Prosthodontic treatment for partially edentulous patients. Mosby Co., St. Louis, 1978, 374-381.
- 34) 三谷春保: 歯学生のためのパーシャルデンチャー, 医歯薬出版, 1979, 103-115.
- 35) Stewart, K. H., Rudd, K. D. and Kuebker, W. A.: Clinical removable partial prosthodontics. Mosby Co., St. Louis, 1983, 94-112.
- 36) Henderson, D., McGivney, G. P. and Castleberry, D. J.: McCrachsens's removable partial prosthodontics. Mosby Co., St. Louis, 1985, 148-171.
- 37) Applegate, O. C.: The removable partial denture in the practice of tomorrow. J. Prosthet. Dent. 8: 609-622, 1958.
- 38) Mahley, D. B. and Terkla, L. G.: Analysis of stress in dental structures. Dent. Clin. N. Amer. Nov.: 796-799, 1958.
- 39) Amsterdam, M. and Fox, L.: Provisional splinting—Principles and technics. Dent. Clin. N. Amer. March: 73-99, 1959.
- 40) Henderson, D. and Seward, T. E.: Design and force distribution with removable partial denture: A progress report. J. Prosthet. Dent. 17: 350-364, 1967.
- 41) Ledley, R. S. and Huang, H. K.: Linear model of tooth displacement by applied forces. J. Dent. Res. 46: 427-282, 1968.
- 42) Schweitzer, J. M., Schweitzer, R. D. and Schweitzer, J.: Free-end pontics used on fixed partial dentures. J. Prosthet. Dent. 20: 120-138, 1968.
- 43) Short, H.: Relation magnitudes of stress on abutment teeth with different retainers. J. Prosthet. Dent. 21: 267-282, 1969.
- 44) Avant, W. E.: Fulcrum and retention lines in planning removable partial dentures. J. Prosthet. Dent. 25: 162-166, 1971.
- 45) Kratochvil, F. J.: Maintaining supporting structures with a removable partial prosthesis. J. Prosthet. Dent. 25: 167-174, 1971.
- 46) 関根 弘: 遊離端義歯における維持装置の条件と支台歯の咬合圧負担状態との関係について. 歯科学報 73: 977-986, 1973.
- 47) 田口俊博: 遊離端義歯における増員, 連結された支台歯の咬合圧による動きに関する実験的研究. 歯科学報 76: 1613-1643, 1976.
- 48) 大草洋志: 下顎両側遊離端義歯の咀嚼時の移動量について. 補綴誌 20: 551-561, 1976.
- 49) 澤 潤: 遊離端義歯における義歯床の被圧変位による支台歯の回転力負担に関するクラスプの咬合力伝達特性について. 歯科学報 76: 1645-1670, 1976.
- 50) Maxfield, J. B., Nicholls, J. I. and Smith, D. E.: The measurement of forces transmitted to abutment teeth of removable partial denture. J. Prosthet. Dent. 41: 134-142, 1979.
- 51) McCartoney, J. W.: Motion vector analysis of an abutment for a distal-extension removable partial denture: A pilot study. J. Prosthet. Dent. 43: 15-21, 1980.
- 52) Browning, J. D., Jameson, W. E., Stewart, C. D., McGarrah, H. E. and Erick, J. D.: Effect of positional loading of three removable partial denture clasp assemblies on movement of abutment teeth. J. Prosthet.

- Dent. 55: 347-351, 1986.
- 53) 桑島修悦: クラスプデザインと鉤歯のストレス. 補綴誌 32: 1050-1055, 1988.
 - 54) Ante, I. H.: The fundamental principles of abutment. Michigan D. Soc. Bull. 8: 14-23, 1926.
 - 55) 黒田昌彦: 義歯床下粘膜の負担圧の分布状態に関する実験的研究. 歯科学報 71: 1445-1474, 1971.
 - 56) 岸 正孝: 歯槽堤粘膜の被圧変位性に関する加圧面の面積と変位量との関係についての実験的研究. 歯科学報 72: 1043-1071, 1972.
 - 57) Boucher, C. O.: Studies of displacement of tissues under dentures. J. Am. Dent. Assoc. 27: 1476-1478, 1940.
 - 58) Giglio, J. J., Lase, W. P. and Arden, H.: Factors affecting retention and stability of complete dentures. J. Prosthet. Dent. 12: 848-856, 1962.
 - 59) Holmes, J. B.: Influence of impression procedures and occlusal loading on partial denture movement. J. Prosthet. Dent. 15: 474-481, 1965.
 - 60) Körber, E.: Untersuchungen über die Beziehung von Kaukraft zur Schleimhautresilienz unter Prothesen. Dtsch. zahnärztl. Z. 9: 348-355, 1954.
 - 61) Lytle, R. B.: The management of abused oral tissues in complete denture construction. J. Prosthet. Dent. 7: 27-42, 1957.
 - 62) Lytle, R. B.: Complete denture construction based on a study of the deformation of the underlying soft tissues. J. Prosthet. Dent. 9: 539-551, 1959.
 - 63) Lytle, R. B.: Soft tissue displacement beneath removable partial and complete dentures. J. Prosthet. Dent. 12: 34-43, 1962.
 - 64) Supplee, S. G.: Border pressure and its relation to impression making. Dent. Dig. 29: 307-310, 1923.
 - 65) 大島健嗣: 顎粘膜の被圧縮の荷重と圧縮量の新開発の測定装置. 補綴誌 10: 51-56, 1966.
 - 66) 後藤建機: 歯牙の生理的動揺に関する実験的研究. 歯科学報 71: 1415-1444, 1971.
 - 67) 森田修巳, 旗手 敏: Over denture の連結機構による咬合と歯根膜の反射機序について. 日歯評論 405: 45-59, 1976.
 - 68) Rehm, H., Körber, E. und Körber, H. H.: Biophysikalischer Beitrag zur Problematik starr abgestutzter Freidend Prothesen. Dtsch. zahnärztl. Z. 17: 963-974, 1962.
 - 69) 宮下恒太: 顎粘膜の局所被圧変位度と咬合力による義歯床の沈下度とに関する研究. 歯科学報 70: 38-68, 1970.
 - 70) 五十嵐順正, 藍 稔, 齊藤良一: 非接触微小変位センサによる歯の動態観察. 第3報 加重方向と変位. 補綴誌 25: 365-367, 1981.
 - 71) 五十嵐順正, 藍 稔: 支台歯に強く支持を求めた遊離端義歯. 第一報 支台歯の負荷の状態について. 補綴誌 26: 1014-1020, 1982.
 - 72) 五十嵐順正, 藍 稔: 支台歯に強く指示を求めた遊離端義歯. 第二報 遊離端床部の長さ, 面積と支台歯の負荷の関係について. 補綴誌 27: 244-249, 1983.
 - 73) 五十嵐順正: "rigid support" (強支持) の適応と禁忌. 日歯評論 502: 65-69, 1984.
 - 74) 五十嵐順正, 尾形和彦, 宮田孝義, 鈴木恭典, 大久保力廣, 水村竹宏, 久野富雄, 川崎貴生: コーヌステレスコープデンチャーの再考. QDT 16: 1513-1559, 1991.
 - 75) 木山美和子, 芝 燁彦: コーヌスクローネの維持力に関する研究. 補綴誌 38: 1252-1264, 1994.
 - 76) Körber, K. H.: Zahnärztliche Prothetik I. Georg Thieme, Stuttgart, 1975.
 - 77) Körber, K. H.: Konuskronen—Das rationelle Teleskop-system Einführung in Klinik und Technik—. Hüthig, Heidelberg, 1988, 91-123, 289-317.
 - 78) 平澤 忠, 平林 茂: 市販各種リベース材の現況とその材料学的な整理として. QDT 12: 53-66, 1987.
 - 79) Barnhart, G. W.: Properties and procedures of silicones for soft denture bases. J. D. Res. 43: 118-120, 1964.
 - 80) Lindhe, J. and Svanberg, G.: Influences of trauma from occlusion on progression of experimental periodontitis in the Beagle dog. J. Clin. Periodont. 1: 3-14, 1974.
 - 81) Lindhe, J. and Ericsson, I.: The effect of elimination of jiggling forces on periodontally exposed teeth in the dog. J. Periodont. 53: 562-567, 1982.
 - 82) Lindhe, J.: Textbook of clinical periodontology. 2nd ed. Munksgaard, Copenhagen, 1989, 240-257.