原 著 論 文

部分床義歯離脱時における維持歯の負荷に関する研究

八 川 昌 人

Stress Analysis of Abutment Teeth on Removal Moment of R.P.D.'s

Masato Hachikawa

Abstract : During function, every R.P.D. shows denture movement that is converted into stress to the abutments.

Our two investigations revealed that guide surfaces on the retainers was effective in reducing the stress.

In R.P.D. treatment, many different designs of clasp systems have been used with less consideration of this guiding function.

In this study, four types of clasps, Aker's clasp, Krol R.P.D., Kratochvil R.P.D. and the Crown Ledge preparation, having different guide surfaces were examined to measure the mobility of abutments under the pull out force.

Metal frame dentures were provided in order to measure these movement with electronic sensor.

Each retainer had interchangeable feature to facilitate the investigation.

The following results were obtained,

1. Aker's clasp showed small amplitude with high frequency during removal periods.
2. Both R.P.I. clasps give only small vibration when the path of removal is adjusted. To get this direction is difficult.
3. Guide surface of Crown Ledge clasp is effective in reducing the mobility of abutment tooth.
4. The guiding surface therapy has an effect in reducing the abutment vibration.

Key words : stress to the abutment, guide surface, the mobility of abutment, removal periods, the path of removal

I. 緒 言

部分床義歯装着患者が義歯装着後その装着を中止する

因子としては、種々なものがあげられているが、その中の大きな原因の1つとして、維持歯の喪失が報告されている^{1~5)}。この維持歯の喪失の原因には、通常部分床義歯の良好な維持安定を確保したいがために、維持歯に部

分床義歯の安定三要素である維持、支持、把持を多く求め過ぎることに起因すると思われる。そしてその結果、機能時に生じる種々の義歯の動揺が直接維持歯に集中的に伝達され、これが維持歯への負担過重を引き起こし、そして維持歯の動揺につながり、最終的には維持歯の喪失へと導かれていくものといえる⁶⁻⁸⁾。これら部分床義歯の維持歯の動揺量の変化と義歯自体の示す動態に関しては、Bazirgan と Bates⁹⁾ が報告し、また維持装置の維持力発現機構については Steffel¹⁰⁾ や Mühleman¹¹⁾ により報告がされている。筆者は義歯の動揺によって維持歯へ伝達される上下および水平方向の動きには、各種維持装置の有する維持力発現機構の違いが大きく関与している可能性があり、そしてこれらの動きはすべて維持歯に対しては抜去方向への為害作用として働くと考えた。

この為害性を検索するため、まず維持力発現機構の異なる 5 種類の維持装置を作製し、口腔内維持歯上で離脱をくり返し行わせ、維持歯の水平、上下の 2 方向の動態を観察し、同時に各維持装置が示した維持力の大きさを測定した。次に、比較対照として同一の維持装置を用いて模型上で同様の離脱動態の測定を行い、そのときの模型上での維持歯の動揺量を測定した。これらの結果、測定に用いた 5 種類の維持装置の中では、コーヌスクローネのみが、維持歯の持つ生理的に対応可能な範囲内に収まることを明らかにした¹²⁾。

次に、各種維持装置を長期間使用した際に維持歯に生じる為害性について検索を行った。3 種類の異なる維持装置の逐次交換可能な実験用部分床義歯を作製し、これを同一口腔内で各々一定期間装着させ、各期間毎の維持装置により維持歯に蓄積された負荷について、維持歯の動揺量を指標として経時的な測定を行った。その結果、3 種類の維持装置のうちでは、コーヌスクローネが維持歯にとって蓄積的な為害性においても小さな維持装置で

あることが判明した¹³⁾。そして、これらコーヌスクローネの特性はその全周に存在する円周面が、離脱時にガイド面として作用しているためと考えられる。

しかし、今日の日常臨床において部分床義歯の維持装置として一般に頻用されているのは、クラスプである。

そこで筆者は、クラスプ維持装置にコーヌスクローネの特徴である側方への動揺抑制作用があるガイド面を取り入れることの有効性を検討していく必要性を認めた¹⁴⁾。ガイド面の有効性に関しては、Kratochvil¹⁵⁾、Krol¹⁶⁾ により報告されているが、彼らの報告は義歯の機能時に作用する理論的な力の分布、解析¹⁵⁻¹⁷⁾のみで、実際の臨床的な口腔内での測定報告はなされていない。

そこで、現在広く用いられている種々の形態の異なるガイド面機構を有するクラスプ維持装置を、義歯の動揺抑制が難しい片側遊離端義歯の症例に適応し、各維持装置の離脱時の維持力および維持歯の動揺量を測定し、各維持装置が有するガイド面機構の有効性について検討を行ったので報告する。

II. 実験材料および方法

被験者は 60 歳の全身的に健康で下顎右侧第 2 小臼歯および第 1、第 2 大臼歯が欠損しており、上顎対合歯列は天然歯列である男性を用いた。維持歯は動揺度 m_1 を示す欠損側に隣接した右側下顎第 1 小臼歯とした。

測定用維持装置には臨床で頻用されている、① 鑄造レスト付き 2 腕鉤、② クロール型 R.P.I. クラスプ、③ クロトビル型 R.P.I. クラスプ、④ クラウンレッジ型クラスプの 4 種類を用いた。またこれらの間接維持装置の維持歯として、反対側下顎右侧第 1 小臼歯を用い、①～③の維持装置の測定時には、鑄造レスト付き 2 腕鉤を、④の維持装置の測定には、クラウンレッジ型クラスプを用いたが、これらの維持装置は互いに交換し、組合せて装着出来るように設計した (図 1)。

測定用維持装置の製作は、まず左右側第 1 小臼歯にコーヌスクローネ用の形成を行い、印象採得後作業用模型を製作した。その作業用模型上で維持歯の右下第 1 小臼歯にはテーパ角 6° 、咬合面上に直径 0.2 mm のネジの雌部を備え、さらに頰側および舌側両歯肉側縁上部に小さな凸部を有するコーヌス内冠部をワックスアップし、鑄造作製した。その内冠歯肉側縁上部に幅 1 mm、厚さ 0.5 mm のリング状で、かつ頰側部分に頰側方向へ約 2 mm 延長した水平突起部を有する装置をワックスアップ、鑄造して作製した。このリング状の装置は内冠部の頰舌側

図 1 測定に用いた維持装置

図2 被験歯の支台と内外冠の関係

図3 両維持歯用外冠の作業模型上での位置関係(クラウンレッジ型の測定用外冠を模型上に装着した場合)

部の突起と嵌合し、動揺測定の際に維持歯と一体化して固定することが出来、また頬側へ延長した水平突起部は測定用ターゲットを固定出来る構造とした(図2)。

各測定用クラスプは、まず種々の外冠の製作から行った。模型上で内冠とリング状装置を一体にして装着したのち、その上から各々の測定用クラスプに必要な外冠を4種類ワックスアップし、鋳造製作した。なお、これら各外冠上の咬合面には内冠部の離部に合わせて小穴をあけ、ネジにて内冠部と外冠部を一体化出来る形態にした。また、間接維持装置の左側第1小白歯にはテーパ角 6° の内冠を作製した。そしてこの内冠上で、必要な間接維持装置が適合する外冠として鋳造2腕鉤用とクラウンレッジ型クラスプ用の2種類の外冠を作製した。この間接維持装置は仮着用セメントにて着合して測定に用

図4 模型上で両外冠に測定用維持装置を装着した状態

図5 口腔内で被験歯に測定用ターゲットおよび維持装置を装着した状態

いるので、ネジ固定用装置は付与しない形態とした(図3)。

各々の外冠上で、測定用維持装置を4種類、間接維持装置用を2種類、合計6個の維持装置を作製したが、すべての維持装置には舌側方向に突出した脚部を持ち、左右の直接維持装置と間接維持装置を互いに組合せ、両者を常温重合レジンにより連結一体化出来る構造とした。なお、全装置は12%金銀パラジウム合金にて製作した(図4)。

測定前準備として、左右両支台歯に各々の内冠をセメント着合し、維持歯には測定用のリングを内冠上に装着し、その上から各外冠を各回ごとにネジ止めを行い、各測定維持装置を装着した。一方間接維持装置用の左側第1小白歯には仮着用セメントにて、外冠を装着し、その上から間接維持装置を装着させたのち、両者の維持装置から出ている脚部を常温重合レジンを用いて舌側中央部で固定し、測定装置とした。そしてこの両維持装置の肩部に設けたループの両方に糸を通し、一体化した測定装置を両維持装置の着脱方向に合わせて離脱させることが

図 6 口腔内で測定用装置を装着した状態

図 7 測定用シーネを他の歯牙上に装着した状態

図 8 測定全体図

可能な形態とした (図 5, 6)。

また、測定用リング上の突起部分には渦電流発生用のターゲットを固定した。これと対する 2 個の動揺測定センサーは、基準点として固定化させるために、下顎の前歯部および左側臼歯部咬合面上に測定時装着したレジンシーネから、維持歯方向に伸ばした腕の先端で互いに直交する方向にて固定した (図 7, 8)。

測定は、各装置を装着後一体化した装置上に設けたル

図 9 実験装置の概略
(測定に用いた 4 種の維持装置)

図 10 口腔内での測定

ープに牽引用の糸を通して維持装置全体を牽引し、維持装置が離脱の際に生じる維持歯の頬舌側方向、上下方向の動揺量を非接触センサーによって各々 3 回ずつ測定を行い、X-Y レコーダ上に記録した。また、同時に各々の維持装置の発現した維持力についても測定を行った (図 9, 10)。

比較対照として、疑似模型を用いて同様な測定を行った。疑似模型はシリコーン印象材を人工歯根膜材料として用い、欠損様式は口腔内と同一な形態とした。模型上での測定は口腔内と同一の測定装置を用いて行った。なお、測定に際しては、測定維持装置全体の着脱方向をより正確に規定するため、サーベイヤーの雲台上で模型全体を固定して行った。模型上での維持歯の測定も、口腔内と同様に離脱を各維持装置別に 3 回ずつ行った (図 11)。

図 11 模型上での測定

III. 実験結果

1. 離脱時の各維持装置が口腔内および模型上の維持歯に与える動揺波形

各維持装置が離脱までに与えた動揺波形の特色を以下に示した。

1) 鑄造レスト付き2腕鉤

離脱時、維持歯が示した代表的な2次元移動波形図を図12に示した。波形図では維持装置の引き上げ開始と同時に鉤先による5~10 μ の微細動を示しながら全体には大きな波動を示す二重構造の波形を示した。維持力の大小に拘わらず、維持歯は微細な運動をくり返しながら、歯全体としては一度沈下し、その後浮上するという動きの過程において、大きなそして鋭い振幅を示した軌跡を描きながら頬側に100~150 μ の振幅を示した。その中には維持歯が一部回転および上下運動をしている波形が認められた。この大きな方の振動の振幅幅は維持力の大きさと正の相関があった。

2) クロール R.P.I. 型クラスプ

離脱時、維持歯が示した代表的な2次元移動波形図を図13に示した。維持歯はIバーの維持力の作用している間は、維持力の発現が増大するにしたがい頬側方向へ約60 μ 傾斜し、そして鉤先の維持力の喪失とほとんど同時に維持歯は元の垂直方向に復元しようとする動きを示したが、垂直軸付近まで復元すると急速にその動きは減少した。維持装置の離脱に伴い、維持歯は牽引されて浮上するが、その全体としての動揺波形は、大きくそして単純な波形を示した。

3) クロトビル R.P.I. 型クラスプ

離脱時、維持歯が示した代表的な2次元移動波形図を図14に示した。維持歯は全体的には微細な振動と大き

図 12 維持装置離脱時の維持歯の動揺量
(レスト付き鑄造2腕鉤) 図 13 維持装置離脱時の維持歯の動揺量
(Kroll 型 R.P.I. クラスプ)

な振幅との大小2つの成分からなる二重構造を示した。Iバーがアンダーカット下に存在する間は、離脱に従い頬側方向へと傾斜し、維持力が喪失すると同時に維持歯は歯軸方向へと復元した。これはクロール R.P.I. クラスプと同様な動きであったが、クロール型のそれと比較して維持歯の動揺の振幅は小さく、その二重構造の波形のうち微細な方は激しい動きを示したが、大きな全体の曲線はクロール型に比べて緩徐な曲線を示した。

4) クラウンレッジクラスプ

離脱時、維持歯が示した代表的な 2 次元移動波形図を図 15 に示した。維持歯の動揺波形は鑄造ガイドプレーンレスト付き 2 腕鉤と同様な微細な運動を示したが、頬側のクラスプの先端の動きにより頬側へ約 80 μ, 舌側へ 25 μ の範囲内で大きな傾斜と復元の振動をくり返した。維持装置の離脱までに、維持歯の沈下はほとんど認められなかったが、維持力の発現に伴って維持歯に傾斜、移動などの動きがみられたものの、それは他の維持装置と比較して非常に少なかった。

次に模型上の人工歯被験歯において、口腔内と同じ維持装置を用いて、各維持装置をサーベイヤー上で牽引し、その維持力発現時に人工被験歯に発生した動揺波形

を同様に測定した結果、その波形と維持力は口腔内維持歯で測定した場合と同様な傾向を示したが、模型上ではその傾向がより単純で顕著に現れた。

2. 離脱時の各維持装置が口腔内と模型上の維持歯に与えた動揺量の最大値とその時の維持力

両者の測定結果から、各々の維持装置が維持歯に与えた各方向の動揺量の最大値を測定した。またその際の維持力を測定した (表 1, 2)。

1) 鑄造レスト付き 2 腕鉤

模型上では頬側方向へ約 80 μ, 舌側方向へ約 11 μ と頬側方向では口腔内より小さな値を示したが、舌側方向

図 14 維持装置離脱時の維持歯の動揺量 (Kratochvil 型 R.P.I. クラスプ)

図 15 維持装置離脱時の維持歯の動揺量 (クラウンレッジ付き 2 腕鉤)

表 1 各維持装置が維持歯に与えた各方向の最大動揺量の平均値と標準偏差

	頬側方向	舌側方向	沈下方向	浮上方向	維持力
被 験 歯 動 揺 量	245.7 (3.8)	34.4 (5.4)	109.1 (6.3)	14.6 (0.5)	500 g で 各々荷重
レスト付き 2 腕 鉤	125.4 (48.4)	0 (0)	44.5 (35.8)	11.6 (5.2)	732.4 g (207.0)
Krol R.P.I.	59.7 (16.6)	11.8 (1.8)	71.5 (61.9)	28.4 (9.0)	325.6 g (64.0)
Kratochvil R.P.I.	122.3 (33.9)	0 (0)	34.1 (10.0)	14.2 (8.2)	340.3 g (78.0)
クラウン レッジ	103.7 (47.4)	0 (0)	37.9 (26.5)	21.8 (14.7)	845.0 g (272.2)

単位: μ
(): 標準偏差

表 2 各維持装置が模型上で示した各方向の最大動揺量の平均値と標準偏差

	頰側方向	舌側方向	沈下方向	浮上方向	維持力
人工歯 動揺量	361.7 (7.8)	117.1 (3.7)	85.2 (10.5)	105.0 (12.9)	500 g で 各々荷重
レスト付き 2 腕 鈎	80.4 (37.3)	11.6 (6.7)	0 (0)	72.5 (35.0)	497.8 g (93.5)
Krol R.P.I.	317.8 (80.9)	6.4 (0)	134.1 (4.4)	32.5 (2.5)	202.3 g (24.2)
Kratochvil R.P.I.	12.2 (8.5)	13.7 (2.3)	0 (0)	22.5 (6.4)	602.8 g (191.9)
クラウン レッジ	185.1 (54.4)	0 (0)	0 (0)	112.2 (33.3)	611.3 g (91.1)

単位： μ

()：標準偏差

図 16 各維持装置を用いたときの維持歯の動揺量(被験者)

では模型上の方が大きな値を示した。維持力は口腔内と比較して小さく前者の約 730 g から約 500 g に減少した。

2) クロール R.P.I. 型クラスプ

模型上の頰側方向の動揺は口腔内より大きく約 320 μ の値を示した。維持力は小さな値を示したが、特に模型上では約 200 g と最も小さい値を示した。

3) クロトビル R.P.I. 型クラスプ

口腔内では模型上とは異なり、頰側方向に約 120 μ と大きな動揺を示した。維持力は口腔内で約 340 g、模型上で約 600 g を示した。

4) クラウンレッジ

頰側方向に口腔内で約 100 μ 、模型上で約 185 μ 動揺した。維持力は大きく、口腔内で約 840 g、模型上で約 610 g を示した。

歯の生理的な動揺量を測定する際、通常被験者が不快感を抱かない外力として 500 g を荷重する際の動揺量が指標として使用されている¹⁸⁾。そこでここでも同じく 500 g の荷重量を加えた時に生じる口腔内維持歯の動揺量と同様に、模型上人工歯根維持歯での動揺量を計測し、その値を表に示した。今回測定に用いたすべての維持装置により、離脱時両維持歯に与えた動揺量は、500 g 荷重時に生じた動揺範囲よりも小さな値を示したこととなった。

これらの結果をグラフにして示した(図 16, 17)。

IV. 考 察

維持歯は、部分床義歯装着時間の経過とともに喪失が一般に多くなる。これは歯周疾患の問題に加えて義歯装

図 17 各維持装置を用いたときの維持歯の動揺量 (模型上)

着によって、種々な負荷が維持歯に蓄積的に加わることが大きな原因である。その対策として、K. Körber¹⁹⁻²¹⁾、松元²²⁾らによれば、義歯装着によって生じる維持歯へ加わる種々の負荷を歯根の持つ生理的な負担能力の範囲内に収めることが必要であると報告されている。

通常、歯は上方からの荷重にたいしては、かなり大きな抵抗を示すが、一方水平方向および牽引方向の力に対しては弱く、これらの力が複合的に作用すると経時的には歯根の牽引作用を為すといわれている²³⁾。実際の部分床義歯装着による機能時、離脱時の一連の義歯の運動過程では、この為害性の高い牽引方向の力のほとんどが維持歯に集中的に作用していると考えられる。維持歯への負荷に関する研究では、各々のクラスプが維持歯への程度の負荷を与えているかについて、Mühleman¹¹⁾、Körber²⁴⁾によって模型上および口腔内で義歯を装着して歯の動揺量の変化を計測し報告しているが、各種維持装置の違いによる維持歯の離脱方向に加わる負荷と、動揺量の変化の関係についての報告は皆無に等しい。

そこで筆者は、まず離脱時に5種類の維持装置(铸造2腕鉤2種、屈曲2腕鉤、R.P.I. クラスプとコーヌスクローネ)を用いて部分床義歯維持装置が維持歯に与える動揺量を被験者と模型上の両方で計測した結果、コーヌスクローネが維持歯に与えた動揺量が最も小さく、健全歯根の生理的耐性範囲内といわれる各方向 500 g 荷重時の動揺範囲内に収まることを報告した¹²⁾。しかし、この報告では1回ずつの離脱時に生じる維持歯の動揺量の大小は判明したが、長期的に義歯を使用した場合にみられる維持歯の負荷についてまでは解明することができなかった。そこで、次に部分床義歯を長期間使用したときの

維持装置による維持歯への為害性の蓄積効果についての検索を行った。被験者1名を用い、3種類の維持装置(铸造2腕鉤、アタッチメントとコーヌスクローネ)を選定し、各々一定期間ずつ装着し、各期間毎の維持歯に加わった為害作用の蓄積効果をその維持歯の動揺量の変化を指標として測定した。コーヌスクローネ以外の維持装置の装着後、測定した被験維持歯の動揺量は、コーヌスクローネを装着していた期間後に示した維持歯の動揺量と比較して大きいことがわかった。またコーヌスクローネは維持歯を保定、安静させたのちに維持歯が示した動揺量とほぼ同様の値しか示さなかった。この結果によりコーヌスクローネは、維持歯に与える蓄積的疲労が少ない維持装置であることが示唆された¹³⁾。

これら一連の研究によりコーヌスクローネの有効性を示した。この理由としてはコーヌスクローネの維持力の発生機構の特殊性、つまり内外冠の嵌合時適合性の良好さと把持効果の強さ、さらに離脱時に側方力をほとんど発生しないことに起因しているものと考えられる。しかしながら、このような利点を持つコーヌスクローネに対して、実際の臨床においては製法の簡便性などの点から、クラスプを主体とした維持装置の部分床義歯が頻用されている。そこで、クラスプにコーヌスクローネの特性を発揮させていると考えられるガイド面を多用することにより、その特性をクラスプに兼ねそなえることが出来るのではないかと考え、現在臨床に広く用いられているクラスプ維持装置の中でガイド面機構を有するものを選定し、それらの維持装置が離脱時に維持歯に与える動揺量を測定し、種々の異なるガイド面により、維持歯に生じる動揺量がどのように変化するかについて調べ、ま

たその有効性の検討を行った。

本実験も以前の報告と同様に^{12,13)}、維持歯に加わる負荷が大きいと思われる下顎片側遊離端義歯症例とし、通法の義歯設計に従い反対側に間接維持装置を設定し、バーで連結する設計とした。測定にはガイド面を有する4種類の維持装置を使用した。測定に際して義歯床などの維持装置以外の部分が測定結果に影響を与えない構造とし、離脱時に維持装置が与える動揺のみを測定するため左右の両維持装置部分を直接連結し、かつ全体を平行に離脱が出来るように製作した。そして、この維持装置の離脱時の被験歯の動揺量と維持力との関係を調べた。

その結果、鋳造レスト付き2腕鉤では、維持歯は維持力発現中、微細な振動を示しながら頬側方向へ大きく傾斜した曲線を持つ二重構造の波形を示した。またこの際維持歯は少し沈下を示した。この傾向は模型上の測定でも程度は小さいが認められた。これらの維持歯の沈下は、測定用ターゲットと維持歯との間に距離があるために、維持歯が傾斜し移動を示した結果が沈下したような軌跡となって現れたと考えられる。一般に2腕鉤では維持装置を牽引していくと、2腕鉤の鉤先が維持歯全体を弾力的に取り囲んでいるため、表面に密着している2つの鉤先が離開し、その際鉤自体の金属が持つ弾性によって変形しながらクラスプが維持歯表面に沿って上昇していき、維持力が発現すると考えられている²⁵⁾。しかし、本実験では、維持歯は傾斜や移動を示した上に、特徴的なのは波形が二重構造を示した点である。つまり大きな波形は鉤先の離開による鉤自体の金属の持つ弾性により生じ、これにより離脱の際に頬舌側の鉤の弾性の違いにより維持歯の他方向への移動をもたらし、細かな波形は歯表面の細かな凹凸と鉤の摩擦により生じたものである。維持歯はこれら2種類の力に対して維持歯が抵抗することにより、維持装置から発現していると判断した。また、被験維持歯および模型上の測定結果が共に頬側に大きく揺り動かされた結果を示したことから、2腕鉤の両鉤先が維持歯のアンダーカットにあるときは、2つのうち強く作用している方の鉤先と反対方向に維持歯が動かされていた。このことは、維持力発現中に2つの鉤先がいつも密着し絶えず金属の理想的な弾性を示しながら、維持歯を包むように維持力を発揮するのが非常に難しいことを示している。また実際に鉤の維持力は歯冠形態の左右非対称性および製作上の困難さにより、維持力の発現中に作用しているのはいずれか一方の鉤先が他方に比較して強く作用しており、その際他方の鉤先はそれに対して維持歯の動きを押さえるガイド的な作用しかしてい

ないものと考えられる。さらに、これらの他に維持歯に為害性を与えていると思われるものとして、鉤先が維持歯表面に与えている微細な振動がある。これは鉤と冠の両者間で理想的には滑走運動が起こっていないことを示していると判断した。そしてこの微細振動は、維持歯の維持装置離脱までの歯自体の振動量を総和的に大きくする作用を示しており、これが離脱力に加わり2腕鉤の為害性を高める原因となっていると考えられた。クロール R.P.I. クラスプが維持力発現中、維持歯が示した動揺は、Iバーの先端部が維持歯の頬側豊隆部の下に接触しており、豊隆部を下部から押し上げるように作用しているため、維持歯は反対側の舌側方向から頬側上方へ引っ張り上げられたような動きを示した。この動きは、遠心隣接面板及び近心の舌側レストなどのガイド作用の影響と考えられる。すなわち、維持装置と維持歯間の摩擦作用で維持歯自体を持ち上げるように作用しているためと思われる。この結果は、歯軸と着脱方向をより一致させやすい模型上において一層顕著に認められた。

Iバーの維持力は、バーの先端の金属自体の弾性によってその維持力を発現しているが、その維持力は全体の維持力の中では小さく、舌側のレスト、遠心の隣接面板と維持歯との間に存在する摩擦の方が大きいため、維持装置離脱に従って維持歯がIバーの先端を中心として頬側へ傾斜したのち、離脱しているような運動をしたものと考えられる。

クロトビル R.P.I. クラスプの維持歯の動揺傾向は、クロール R.P.I. とほぼ同様の波形傾向を示した。これは両者の維持力発現機構が類似しているためと考えられる。クロトビル型の全体的な動揺波形はクロール型に比べて穏やかで、全体には、微細な振動を示しながら大きく振動をする二重構造を示した。この二重構造は模型上の測定結果でも同様な大小2種類の振動を示した。

クロトビル型がクロール型と比較して、動揺波形が小さいのは、維持装置の離脱の際に維持歯を金属面でガイドする要素が大きいため、反面その誘導により微細な振動波形を生じていると思われる。

維持装置のガイド面要素が多くなると、それらの金属接触面積とその接触時間の接触総和が大きくなることから維持歯の動きは規制され、維持歯は大きな動揺を示さなくなるが、一方ガイド機構と維持歯との間の摩擦による細かい運動が出現する傾向が認められた。

両 R.P.I. クラスプとも、離脱時に維持歯に与える動揺は、離脱までに頬側に維持歯を大きく一度振動させていて、その振幅は2腕鉤と同程度で比較的大きな値を示し

たが、その動揺全体の波形は単純な曲線であった。これはクロトビルやクロールが、義歯機能時に近遠心方向に維持歯を動かす力が作用すると報告¹⁷⁾しているのとは異なった結果を示した。また模型上でも同様に頰側に振れた軌跡を示した。これは本実験では日常臨床で行う義歯の設計と同様に、構成要素には反対側に間接維持装置を組合せて、義歯の着脱方向を規制する要素を含ませたことに起因していると思われる。この両 R.P.I. クラスプの振動波形が大きく単純なのは、両維持装置がその維持力を瞬時に解放する機構になっているためと思われる。

しかし、この両維持装置が維持力発現中に維持歯に与えた動きは、維持歯に大きな傾斜、移動を与えるものであり、これは両 R.P.I. クラスプが維持歯から離れる時に維持歯の動揺が単純化せず、一般にいわれている程 R.P.I. クラスプが有効に働いていないことを示していると思われる。

クラウンレッジクラスプの場合は門井²⁸⁾が報告しているように、舌側にあるガイド面が舌側方向への動きをすべて規制している。これに対し頰側方向へは鉤先が維持歯の表面を移動する際、生じる摩擦によって維持歯に動揺を与え、舌側のガイド面から頰側方向へ、鉤先の移動に従って、振動が生じた。しかし、この際少々支台歯が沈下した軌跡を示したが、これも維持歯とターゲットとの微妙な距離の差によって生じたと考えられ、その値はクラスプに比べて小さかった。模型上の結果も同様な傾向を示した。今回維持歯は維持力発現中は舌側のガイド面によって把持され、維持歯は移動および回転などの運動を起こしていなかった。そしてこの頰側方向への動揺傾向は模型上でより顕著に現れた。これはこの維持装置の維持力発現機構の特色で、頰側の1つの鉤先によって生じた大きな頰舌両方向への振動を示しており、その振動は2腕鉤のときと同様に鉤先が維持歯表面との摩擦作用によって生じた微細な振動を示した。しかし、その全体の動きは舌側のガイド面によって規制されているため、クラスプはその理論に近い動きをして維持力を発揮している結果を得た。すべての測定結果において、模型上の波形は口腔内と比較して整った波形を示した。これは、1. 口腔内の維持歯の植立方向と実際の維持装置の着脱方向との差異、2. 口腔内では測定装置を垂直方向に正しく牽引することの困難さ、3. 鉤先の滑走の様相が冠表面の濡れなどによって摩擦傾向が微妙に異なることなどが考えられる。今回測定した両側性と直接および間接維持装置を持った4種類の測定維持装置は、それぞれ異なったガイド面機構を有しているが、離脱時に、維持歯の生

理的な動揺範囲を逸脱する動揺は与えていないことから、これら4種の維持装置は非為害的であることが示唆された。

これら4種の維持装置のうち、維持歯に与える為害性の評価では、クラウンレッジが、維持歯の沈下および移動をほとんど生じさせず、その頰舌方向の動揺も一定範囲内であったことから、最も為害性の少ない維持装置であると考えられた。

今日まで、部分床義歯による運動時の維持歯に作用する力の解析は、ただ単に義歯上加わった力を幾何学的に分析して、その維持装置の有効性を論じてきている⁷⁾。ところが今回実際の口腔内で種々の維持装置本体のみを用いて維持歯へ伝達される力を維持歯の動揺によって計測したところ、水平、垂直各方向に複雑な動揺を与えていることが判明し、義歯装着により維持歯は今まで考えられてきた幾何学的な力学解析以上の負荷を受けていることが示唆された。

したがって、これら維持歯への為害作用を極力おさえるためには、維持力発生の過程で生じる種々の動きとその維持力作用時間を極力少なくし、そして維持歯が持つ生理的許容動揺範囲内に収めることが必須であることが解明された。そのためにはガイド面の有効性を考慮にいられた上で、維持歯に出来る限り単純な動揺のみを与え、かつその作用時間の短い維持装置を選定することが重要であることが示唆された。

V. 結 論

現在頻用されている部分床義歯の維持装置のうちで、ガイド機構を有する4種類の維持装置を用い、そのガイド面の有効性について検討する目的で、維持装置が離脱時に与える負荷を維持歯の動揺量として、またその際の維持力を測定した。

測定は口腔内維持歯とそれと同様な欠損型式を有する疑似模型の維持歯との両方で同一の装置を用いて行い、次の結論を得た。

1. クラスプ維持装置は、維持力の発現に伴い維持歯に多方向の微細運動を与えた。これは維持歯に為害作用を与えていると判断された。

2. 両 R.P.I. 維持装置は、維持歯の歯軸と義歯着脱方向が一致した場合の動揺量は小さく、維持力も適切に為害性は小さかった。しかし歯軸と着脱方向を一致させることは困難で、動揺防止、維持力の適性化が難しいことが判明した。

3. クラウンレッジの舌側ガイドプレーンは、維持歯の動揺を抑制する効果があった。

4. 測定に用いた4種の維持装置が離脱時に維持歯に、生じさせた負荷を動揺量でみてみると、ガイド機構の付与によりその動揺量は、維持歯の生理的な動揺範囲内に収まることがわかり、その為害性は少ないことがわかった。

稿を終えるに臨んで、終始ご懇篤なご指導とご校閲を賜りました芝 燐彦教授に深甚なる感謝の意を表します。また常に親切多大なご指導を戴きました五十嵐順正助教授に深謝致します。また本研究に理解を示され実験に協力してくださいました第3補綴学教室の方々へ心より感謝致します。

本論文の要旨の一部は、第75回日本補綴歯科学会学術大会、第77回日本補綴歯科学術大会、第80回日本補綴歯科学会学術大会、第7回昭和歯学会総会において発表した。

文 献

- 1) 尾花甚一, 水野克弥, 地挽英彦ほか: 部分床義歯の予後に関する臨床的研究, 第4報鉤歯の動揺について, 補綴誌, 7: 148~155, 1963.
- 2) Goto, T.: Changes in abutment tooth mobility by wearing partial denture, Bull Tokyo Med Dent Univ, 17: 329~343, 1970.
- 3) Körber, E., Lehman, K. und Pangidis, C.: Kontrolluntersuchungen an parodontal und parodontal-gingival gelagerten Teilprothesen, DZZ, 30: 77, 1975.
- 4) 真鍋 頤: アタッチメント義歯の予後に関する臨床的研究, 補綴誌, 20: 156~172, 1976.
- 5) 松元 誠: 遊離端義歯, 96, 医歯薬出版, 東京, 1976.
- 6) 松元 誠: 遊離端義歯, 89, 医歯薬出版, 東京, 1976.
- 7) 関根 弘: パーシャルデンチャーと支台歯の負担軽減, 尾花甚一ほか, パーシャルデンチャーの臨床, 155~163, 医歯薬出版, 東京, 1980.
- 8) 藍 稔: パーシャル・デンチャーの設計に関する考え方の変遷, 後藤忠正ほか編, リジッド・サポートによるパーシャルデンチャーの設計指針, 11, 医歯薬出版, 東京, 1987.
- 9) Bazirgan, M. and Bates, J.F.: Preliminary study of a method of measuring removable partial denture abutment tooth movement in vitro and in vivo, J Prosthet Dent, 56: 204~207, 1986.
- 10) Steffel, V.L.: Fundamental principles involved in partial denture design, J Am Dent Assoc, 42: 534~544, 1951.
- 11) Mühleman, H.R.: 10 Years of Tooth-Mobility Measurements, J Periodontol, 31: 110~122, 1960.
- 12) 八川昌人, 五十嵐順正, 芝 燐彦: 部分床義歯の着脱時に維持歯が受ける負荷 (第1報), 昭和歯誌, 7: 104~114, 1987.
- 13) 八川昌人, 五十嵐順正, 芝 燐彦: 部分床義歯の着脱時に維持歯が受ける負荷 (第2報), 昭和歯誌, 8: 105~113, 1988.
- 14) 後藤忠正, 加藤光雄: リジッドサポートとは, 後藤忠正ほか編, リジッドサポートによるパーシャルデンチャーの設計指針, 19~42, 医歯薬出版, 東京, 1987.
- 15) Kratochvil, F.J.: Removal Partial Denture Syllabus, 39~40, UCLA, Los Angeles, 1968.
- 16) Krol, A.J.: クロール パーシャルデンチャーデザイン, 64~72, 医歯薬出版, 東京, 1976.
- 17) Stratton, R.J.: An Atlas of Removable Partial Denture Design, 27~30, Quintessence Publishing Co., Chicago, 1988.
- 18) 五十嵐順正, 藍 稔: 支台歯に強く支持を求めた遊離端義歯, 補綴誌, 26: 1014~1020, 1982.
- 19) Körber, K.: ケルバーの補綴学, 第一巻, 52, クインテッセンス出版, 東京, 1982.
- 20) Körber, K.: ケルバーの補綴学, 第一巻, 338~340, クインテッセンス出版, 東京, 1982.
- 21) Körber, K.: Konuskronen, 80, Hüthig, Heidelberg, 1983.
- 22) 松元 誠: 遊離端義歯, 89~95, 医歯薬出版, 東京, 1976.
- 23) 河辺清治: 補綴診療・今日の課題, 96, 医歯薬出版, 東京, 1981.
- 24) Körber, K.: ケルバーの補綴学 第一巻, 352~355, クインテッセンス出版, 東京, 1982.
- 25) 三谷春保: 歯学生のパーシャルデンチャー, 267~269, 医歯薬出版, 東京, 1979.
- 26) Kratochvil, F.J.: Removal Partial Denture Syllabus, 36~38, UCLA, Los Angeles, 1968.
- 27) Krol, A.J.: クロール パーシャルデンチャーデザイン, 31~36, 医歯薬出版, 東京, 1976.
- 28) 門井 聡, 中井雅人, 高橋龍彦ほか: コンビネーションクラスプの考え方と製作法, 補綴誌, 30: 512~513, 1986.