原 著 論 文

パーシャルデンチャー・デザインと維持歯の挙動

第1報 Kennedy II級1類の中間欠損側近心鉤歯について

守川 雅男 有田 正博 多々隈 博 豊田 静夫

Effects of Partial Denture Clasp Assembly on Abutment Tooth Movement

Part 1. Movements of Mesial Abutment Tooth in Tooth-supported Segment on Kennedy Class II Modification 1 Simulation Model

Masao Morikawa, Masahiro Arita, Hiroshi Tadakuma and Shizuo Toyoda

Abstract : The excellent success through many implant systems such as the osseointegrated and others have been directed toward reducing the interest and research effort for removable prosthesis over the past few years.

The need to improve the quality of removable partial dentures through research, however, will remain at a high level because the implant procedures will never eliminate removable prosthodontics at an early date.

The research for the removable prosthesis, especially the movement of the abutment tooth, has been investigated in various ways such as by strain gauge, photoelastic and finite element methods, including a few experiment executed *in vivo*. All of them, however, have disadvantages respectively, so more effective methods for observation of the abutment tooth behaviors have been waiting for.

Authors have undertaken some experiments on the abutment teeth behaviors under loading by a new analysing method that combined with MKG to the Frechette's method.

This study was to analyse and evaluate the movements of the mesial abutment tooth in the tooth-supported segment on Kennedy Class II Modification 1 simulation model by the same method.

The results were as follows ;

1. As the constructed factors were reduced from the original design of the RPD, the abutment tooth movements increased gradually.
2. The greatest movements were recognized under the lingual load, and the minimum ones under the vertical load.
3. Few movements toward the mesial direction were observed in every design.
4. Movements toward the linguo-distal direction were remarkably noticed on almost designs.

Key words : abutment tooth movement, RPD components, MKG, simulation model

I. 緒 言

近年のオッセオインテグレートッドインプラントをはじめとして、術式、材料ともに改良が加えられた数多くのインプラントが開発され、その高い成功率によって、可撤性補綴物への関心ならびに研究は減少する傾向にあるといわれる¹⁾。インプラントの使用頻度が高まるにつれて、当然完全な無歯顎の状態は少なくなるので総義歯の必要性が減少する可能性は大きい^{2,3)}。しかし、パーシャルデンチャーについての必要性は当面決してなくなることはなく、研究に裏づけられた質の向上は今後とも不可欠であろう⁴⁾。

しかしながらパーシャルデンチャー、ことに維持歯の挙動観察について現在までに行われている方法は、生体におけるものも皆無ではないが^{5,6)}シミュレーションモデルを用いたストレンゲージ法^{7,8)}、光弾性法^{9,10)}ならびに有限要素法^{11,12)}以外に良好な方法は開発されていない。ストレンゲージ法、光弾性法そして有限要素法においてもそれぞれに欠点がある。また生体におけるものも特定条件下での挙動観察であり、きわめて多彩な口腔条件、機能状態を満たした観察結果とは到底思われず、良好な研究方法の開発がまたれている。

著者らは、Frechette らの方法¹³⁻¹⁵⁾に顎運動分析装置(MKG)を併用する方法を考案してこれまでに幾つかの報告を行ってきた¹⁶⁻¹⁸⁾。この方法は従来から行われている上記のストレンゲージ法や光弾性法との併用も可能であり、有限要素法にも条件設定のために有効であろうと考えられる。

今回は、Kennedy II 級 1 類における各種構成要素を削減変化していった場合の中間欠損部近心鉤歯における挙動を分析した結果、幾つかの知見を得たので報告する。

II. 実験方法

1. 計測装置

義歯床部を加圧した場合の鉤歯の変位方向および変位量の観察、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。センサー・アレーが改良され、著者らの実験目的からしてもひずみ量は著しく改善されたが、なおかな

りのひずみ量が認められた。このひずみを補正するために、MKG マグネットを x, y, z 軸に平行に連続的に 1 mm 間隔で移動して得た矢状面、前頭面、水平面のひずんだ二次元座標上に負荷時の鉤歯の挙動を記録し、その代表的な数点を幾何学的に計測し、それを直交座標上に移行して補正した変位曲線を得た¹⁹⁾。

2. 実験装置

1) シミュレーション・モデル

7 6 5 | 5 6 欠損の Kennedy II 級 1 類の模型を用い、すべての残存歯および顎堤粘膜には天然組織と類似した可動性を付与するために歯根膜部分は、歯槽窩側壁: 0.5 mm, 根尖部: 0.7 mm, また、顎堤部分は、1.2 mm のシリコーン・ラバー (ネオシュナガー, ネオ社) で被覆した。

なお、鉤歯である左側第 1 小臼歯の近心には隣在歯間にコンタクトポイントを与えず近心にも自由に傾斜、変位ができるようにした。

2) 義歯のデザインと荷重点

(1) 義歯のデザイン変化

オリジナルなデザインから次の順序に従って維持装置および連結装置を順次切除、削減していった。

- a. オリジナル義歯のデザイン (Design I) (図 1)
- b. 左側第 2 大臼歯のリング鉤々先および遠心レストの切除 (Design II)
- c. 近心レストのみ残して、同リング鉤々腕すべての切除 (Design III)
- d. 近心レストを含め、同リング鉤全部の切除 (Design IV)
- e. 左側犬歯のエーカース鉤の切除 (Design V)
- f. 右側犬歯のエーカース鉤の切除 (Design VI)
- g. リンガルプレート进行 リンガルバーへ形態修正 (Design VII)

図 1 II 級 1 類 (Kennedy) の原型デザイン

図 2 荷重および脱離力作用点ならびに作用方向模式図

① 右側第 2 小臼歯相当部垂直荷重点	② 右側第 2 大臼歯相当部垂直荷重点
③ 右側第 2 小臼歯相当部舌側荷重点	④ 右側第 2 大臼歯相当部舌側荷重点
⑤ 右側第 2 小臼歯相当部近心荷重点	⑥ 右側第 2 大臼歯相当部近心荷重点
⑦ 右側第 2 小臼歯相当部頰側荷重点	⑧ 右側第 2 大臼歯相当部頰側荷重点
⑨ 右側第 2 小臼歯相当部遠心荷重点	⑩ 右側第 2 大臼歯相当部遠心荷重点
⑪ 左側第 1 大臼歯相当部垂直荷重点	⑫ 左側第 1 大臼歯相当部舌側荷重点
⑬ 左側第 1 大臼歯相当部頰側荷重点	⑭ 脱離力作用点

(2) 荷重点と荷重量

右側の第 2 小臼歯（以下、反対側近心歯と呼ぶ）と第 2 大臼歯相当部（以下、反対側遠心歯と呼ぶ）ならびに左側の第 1 大臼歯相当部（以下、同側歯と呼ぶ）にピラミッド状の金属製台を 3 個設置し、その頂点、舌側、頰側、それと反対側近・遠心歯にはさらに近心面および遠心面にもそれぞれの面に垂直に 1, 3, 5 kg の荷重を加え、さらに、右側第 1 大臼歯相当部に咬合平面と垂直に脱離力を加えた場合、左側第 1 小臼歯における挙動を観察した（図 2）。

(3) 鉤歯の挙動拡大装置

微小な鉤歯咬頂頭の挙動を観察するために、鉤歯である左側第 1 小臼歯の咬頂頭に歯軸と平行に木製のエクステンションロッドを固定し、その先端に MKG マグネットを床面と平行にかつ模型正中線と直交するように設置し、そのマグネットの変位量ならびに変位方法を観察、記録した（図 3）。ロッド固定部から歯の回転中心と考えられる歯根先側 1/3 までは 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ロッドの長さを 232 mm とした。MKG ディスプレーならびにレコーダ

一上でさらに 10 倍まで拡大できるために、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。

III. 実験結果

図 4 は鉤歯の変位量が最も大きかった Design VII の三次元的な挙動を示したものである。矢状面、前頭面観における変位方向からもわかるように鉤歯はほとんど沈下することなく単純に傾斜している。また、本実験では 1, 3, 5 kg, 3 種類の負荷を加えておのおのについて鉤歯の挙動を解析したが、図 5 に示すように変位量のみが異なり変位方向はほとんど同じであったので、以下の結果においては、5 kg 荷重時の水平面観についてのみを記す。

Design I からその維持装置ならびに連結装置を順次切除、削減していくに従って生じた鉤歯の変位量の変化する状態を図 6 に示す。各荷重時の鉤歯の変位最終点を線で結んだ面積をプランイメーターで計測して Design I を 100 とした場合の各 Design の概略的な近遠心的変位領域の比率を図 7 に示す。これらから観察されるように

図 3 鉤歯挙動拡大用の木製延長ロッド

M : MKG マグネット

Design I からⅦになるに従って、変位量は漸次大きくなった。ことに Design IV までの変位量は小さく、Ⅴになって急に大きくなった。

図 8 は、反対側近・遠心歯荷重時の垂直、頬側、近心、舌側、遠心各荷重方向別、鉤歯変位方向ならびに変位量を示す。最も著明な変位があったのは反対側近心歯舌側荷重時であった。

なお Design Ⅵ, Ⅶ では近心荷重時特に反対側近心歯に近心から負荷をかけた場合にも大きな変位を示した。また、ほとんどの Design のものが同一経路をほぼ逆行して元の原点に戻った。原点から遠心頬側へ傾斜するものもみられたがほとんどのものが遠心舌側へ変位した。最も大きな変位を鉤歯に与えたものは舌側からの荷重時であり、垂直的荷重時にはきわめて小さな変位量しか与えなかった。また、近心へ変位するものはほとんどみられず、変位量もわずかであった。

反対側近・遠心歯に加重した上述の鉤歯の変位特性を、同側歯に加重した場合と比較したものが図 9 である。反対側荷重時には同側歯荷重時ほどの鉤歯の変位はなかったが、反対側近・遠心歯荷重時においても特に舌側からの荷重に対しては同側歯荷重時に近い大きな変位量が認められた。

次に、反対側近心歯荷重時と遠心歯荷重時を比較した

図 10 では、ほとんど差異はなかったがわずかながら近心歯に加重した場合の方が大きくなる傾向があった。

また、鉤歯の反対側における咬合平面に垂直な脱離力によっては、鉤歯は複雑な挙動を示した。しかし荷重途中でクラスプが鉤歯から離脱して鉤歯を大きく側方変位させる力は発現しなかった(図 11)。

IV. 考 察

Kennedy II 級 1 類の各欠損部隣接残存歯すべてを鉤歯とし、リングプレートで連結した設計で、遊離端部に負荷をかけた場合の反対側中間欠損部近心鉤歯は、最大 5 kg の荷重ではきわめて小さな動きしか示さなかった。デザインを順次変化させた場合の変位は、中間欠損部遠心鉤歯に設計したリング鉤全部を切除した Design IV にいたるまではその鉤歯変位量には大きな差異は認められなかった。しかし、その状態からさらに左側犬歯のエーカース鉤を切除した Design V では大きく変位するようになり、すべての方向からの負荷に対して遠心舌側方向に変位するようになった。しかし、リングプレートをフレキシブルなリングバーに変えた Design Ⅶでは遠心頬側方向への変位も現れた。Design IV から Design V へ移行するに従って大きな動きを生じたが、こ

図 4 Design VIIにおける鉤歯の挙動
 (鎖線は歯槽頂およびそれと直交する頬舌側線)

図 5 荷重量別の鉤歯の挙動 (右側荷重点, 水平面観)

図 6 各デザインごとの概略的鉤歯の変位領域
(右側荷重点に 5 kg 加重時、水平面観)

れは被験鉤歯のすぐ前のエーカース鉤を切除したことによるもので、二次固定効果の有効性を示唆しているものと考えられる (図 6)。

次に被験鉤歯の反対側臼歯部におけるあらゆる方向からの負荷に対して、ほとんどの Design で被験鉤歯は荷重点方向、つまり遠心舌側方向に傾斜する挙動を示した (図 8)。これは本実験で応用したすべての荷重が、垂直成分を含んでいたために、44 の鉤間線を中心とした回転運動により荷重点の方向に鉤歯が傾斜したと思われる。しかし単純な鉤間線のまわりの回転ではなく、かなり複雑な挙動も観察されたことから、構成要素が複雑な形態をしているために種々の点が支点となっていることを示しているものと考えられる。また、各負荷の垂直成分により鉤歯は荷重点方向へ傾斜をきたしたが、水平成分

を含まない純粋な垂直荷重に対してはきわめて小さな変位しか示していない。この結果は、リング鉤を切除していわば両側遊離端になった状態でも同じであった。このことは、垂直荷重が加わった場合に義歯床部分が沈下して鉤歯に加わる後方牽引作用を軽減する Krol の RPI 維持装置²⁰⁾など、いわゆるフレキシブルな設計²¹⁾を考える場合においてもむしろ純粋な垂直荷重より、側方成分を含んだ荷重に対してその緩圧機構が有効に作動し得るか否かが最も考慮すべきことのように思われる。ことに舌側からの負荷に対しては、反対側にある鉤歯にも予想外に大きな変位を示したことから (図 9)、同側荷重のみならず反対側からの影響も考慮しておくべきことである。

義歯最後方歯に加重した場合には、テコの原理からそ

図 7 Design I (原型) の変位領域 (5 kg 荷重時) を 100% とした場合の各デザインの変位割合

れより近心に加重した場合よりも小さな負荷で大きな作用を生じるとして、遠心ほど小さな人工歯を用いる方法が推奨されている。しかし同一荷重で、むしろ近心歯荷重時に比べて遠心歯荷重時の方がわずかながら小さな変位量しか示さなかったことも従来の観念的な考えとは異なった挙動であろう (図 10)。

以上は、人工歯相当部のみに荷重が加わった場合であるがクラスプ離脱時にもきわめて複雑な挙動を鉤歯に与えている (図 11)。これはクラスプ離脱時、鉤腕が最大豊隆部を通過する際拮抗腕が有効に働かなかったためと思われる。拮抗腕下にガイドプレーンを付与することで、義歯着脱時に過剰な側方力を鉤歯に与えることが防がれるといわれている²²⁾が、本実験におけるように遊離端部に挙上圧が働いた場合、ガイドプレーンが効果的に作用するのは脱離方向が咬合平面に対して垂直に作用した時に限られる。したがって、通常のクラスプ義歯の場合はガイドプレーンが必ずしも有効に作用するとは考えられない。コーヌス・クローネが有効であるとされている原因も、垂直的荷重時の変位量が予想外に小さいために、緩圧機構を有していなくても咬合圧下で大きな後方牽引力が発現しないこと、側方力に対しては強固に連結固定されていること、さらにはコーヌス修復冠もそのまま機能的咬合面となり、そのため粘性食物により脱離

図 8 加重方向別の鉤歯の挙動 (右側荷重点に 5 kg 加重時、水平面観)

図 9 左・右側荷重点加重別の鉤歯の挙動
 (垂直, 頬側, 舌側方向からの 5 kg 荷重時, 水平面観)

図 10 近・遠心歯加重別の鉤歯の挙動
 (右側荷重点に 5 kg 加重時, 水平面観)

力が働いた場合に、歯軸方向つまり咬合平面に垂直に力は向かい維持歯に複雑な側方への動きを強制しにくいことなどがその有用性の一因であろうと本実験結果からも推測される。

V. 結 論

シミュレーションモデル上で垂直, 頬側, 近心, 舌側, 遠心からの荷重を加え, 中間欠損側近心鉤歯の挙動を MKG で分析した結果, 次のような結論を得た。

1. 義歯構成要素が多く, 堅固なほど荷重下での変位

図 11 脱離力作用時の鉤歯の挙動 (水平面観)

量は小さく、順次構成要素を切除、削減するに従って変位量が増大した。

2. 舌側からの負荷に対して二次固定効果が特に著明に認められた。

3. 垂直的荷重ではほとんど変位がなかった。しかし、舌側からの荷重に対しては大きな動きを示した。また、ほとんどが舌側遠心方向への動きを示し、同側荷重時を除いて近心への動きはほとんどみられなかった。

4. 近心歯荷重時の変位量はわずかながら遠心歯荷重時の変位量より大きかった。

5. 反対側に作用させた挙上力によって、鉤歯は複雑な挙動を示したがクラスプが離脱するために極端に大きな動きは発現しなかった。

文 献

- 1) Smith, D.E. : Removable prosthodontics research-quo vadis? J Prosthet Dent, 62 : 707~711, 1989.
- 2) U.S. Department of Health and Human Services. Oral health of United States adults : The national survey of oral health of U.S. employed adults and seniors, 1985-1986. Bethesda, NIH, NIH publication, 87 : 6, 1986.
- 3) Ismail, A.I., Burt, B.A., Hendershot, G.E., et al : Findings from the dental care supplement of the national health interview survey, J Am Dent Assoc, 114 : 617~621, 1987.
- 4) Douglass, C.W., Gammon, M.D. and Atwood, D.A. : Need and effective demand for prosthodontic treatment. Application for continued recognition prosthodontics as a specialty of dentistry, Federation of Prosthodontic Organizations, 1 : 169~193, 1989.
- 5) 石橋真澄 : 歯の動揺に関する実験的研究 (第 2 報) 主として歯根膜の性状と動揺の関係, 口病誌, 24 : 1~10, 1957.
- 6) 石橋真澄 : 歯の動揺に関する実験的研究 (第 3 報) 歯牙動揺の立体的観察, 口病誌, 25 : 31~35, 1958.
- 7) 守川雅男 : 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.
- 8) ElCharkawi, H.G., Goodkind, R.J. et al : The effect of the resilient-layer distal-extension partial denture on movement of the abutment teeth : A new methodology, J Prosthet Dent, 60 : 622~629, 1988.
- 9) 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.
- 10) Myers, R.E. and Michell, D.L. : A photoelastic study of stress induced by framework design in a maxillary resection, J Prosthet Dent, 61 : 590~594, 1989.
- 11) 山田 了 : 有限要素法によるコースス・クローネの基礎的研究 (第 1 報) 解析方法とその検討, 補綴誌, 30 : 1339~1352, 1986.
- 12) 山田 了 : 有限要素法によるコースス・クローネの基礎的研究 (第 2 報) 下顎遊離端欠損症例における応力解析, 補綴誌, 31 : 186~199, 1986.
- 13) Frechette, A.R. : The influence of partial denture design on distribution of force to abutment teeth, J Prosthet Dent, 6 : 195~212, 1956.
- 14) Kaires, A.K. : Effect of partial denture design on bilateral force distribution, J Prosthet Dent, 6 : 373~385, 1956.
- 15) Kaires, A.K. : Effect of partial denture design on unilateral force distribution, J Prosthet Dent, 6 : 526~534, 1956.
- 16) Morikawa, M., Masumi, S., Kido, H. et al : 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.
- 17) 森山茂美 : 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, 九州歯会誌, 43 : 853~875, 1989.
- 18) 迫 雅裕 : コースス冠支台歯の挙動に関する実験的研究, 九州歯会誌, 43 : 876~898, 1989.
- 19) Morikawa, M., Sako, M. 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.
- 20) Krol, A.J. (関根 弘訳) : Removable partial denture design outline syllabus (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, 16~95, 医歯薬出版, 東京, 1976), 1972.
- 21) Minden, F.V. : Ideal stressbreaking for partial dentures, J.A.D.A., 30 : 657~669, 1943.
- 22) McCartney, J.W. : Lingual plating for reciprocation, 42 : 624~625, 1979.