原 著 論 文

臼歯部中間欠損症例における可撤性ブリッジの咬合力配分

第1報 支台歯および支持組織における二次元有限要素法による実験的検討

井上 義久 黒岩 昭弘 緒方 彰 鈴木 章
大野 孝文 五十嵐順正 大島 和成*

Stress Distribution in Tooth Supported Removable Bridge with Long Saddle

Part 1. Stress Analysis at Abutment Teeth and Alveolar Bone by 2-Dimensional Finite Element Method

Yoshihisa Inoue, Akihiro Kuroiwa, Akira Ogata, Akira Suzuki,
Takafumi Ohno, Yoshimasa Igarashi and Kazunari Ohshima*

Abstract : The occlusal stress distribution and displacement of model in a supported tooth were examined.

The effects of presence or absence of the bound saddle on the residual ridge and the rigidity of the removable bridge were evaluated by 2-dimensional finite element method.

The results were as follows :

1. Stress distribution on the abutment teeth under loading was more dispersed in the plate type removable bridge than in the non-plate type removable bridge. This finding was observed more markedly in canine abutment than in that of the second molar.
2. Displacement of the node of the removable bridge under loading was decreased in the plate type removable bridge than in the nonplated type removable bridge.
3. Irrespective of the presence or absence of the plate, the stress distribution in the abutment teeth under loading was more dispersed in the removable bridge made of metal with high Young's modulus than in the bridge with low Young's modulus.
4. Irrespective of the presence or absence of the plate, displacement of the node of the removable bridge under loading was more decreased using the removable bridge made of metal with high Young's modulus than in the bridge with low Young's modulus.

Key words : tooth supported bridge, finite element method, stress distribution

I. 緒 言

松本歯科大学歯科補綴学第1講座（主任：五十嵐順正教授）

*松本歯科大学物理学

Department of Removable Prosthodontics, Matsumoto Dental University School of Dentistry (Chief: Prof. Yoshimasa Igarashi)

*Department of Physics, Matsumoto Dental University School of Dentistry

平成10年4月1日受付

3歯以上の長大な中間欠損症例、いわゆるロングスパン中間欠損^{1,2)}に対する治療には、可撤性有床義歯、固定性ブリッジおよびインプラントなどが考えられ、支台歯の状態や患者の希望などさまざまな状況に応じてその方針が決定されている。しかしながら、長大な中間欠損症例に対す

る確定的な治療理論は未だ構築されているとはいえず、
 各々の臨床家の経験的な判断によることが多いと思われる。

コーヌステレスコープ義歯は、1 歯欠損症例から多数歯
 欠損症例まで広範囲の適応症を有する補綴技法の 1 つであ
 り、10 年以上に及ぶ長期経過観察から良好な経過が報
 告³⁻⁵⁾されており、3 歯以上の欠損を有する中間欠損症例
 に対しても有効な補綴処置の 1 つである。

遊離端欠損症例について、著者ら⁶⁾は生体内において
 コーヌステレスコープ義歯の機能時における支台歯の動揺
 量は、支台装置にワイヤークラスプやキャストクラスプを
 使用した義歯と比較して、減少することを報告し、その有
 効性を確認しており、有限要素法による検討⁷⁾において認
 められる。中間欠損症例においても義歯の構造自体を強く
 するとともに、咬合力のかかり方を制御して義歯の動揺を
 抑制することが重要であると思われるが、支台歯の負担軽
 減を咬合圧の応力伝達様相から検討した報告はほとんど認
 められない。

そこで、長大な中間欠損症例について生体内で計測を行
 うのに先立ち、モデル上で、機能時における義歯の動態を
 把握するために、二次元有限要素法を用いて義歯、支台
 歯、支台歯周囲および欠損部支持組織における荷重時の応
 力分布と義歯、支台歯の変位を検討し、支台歯に応力集中
 の少ない義歯を作製するための設計方法を検討した。

II. 方 法

1. 実験モデル

実験モデルは、下顎の片側第一小臼歯、第二小臼歯、第
 一大臼歯の 3 歯中間欠損症例を想定した。欠損部の隣在歯
 である犬歯ならびに第二大臼歯を生活の支台歯と仮定し、
 両支台歯およびポンティック部の頬側咬頭を通る、二次元
 有限要素法モデルを設定した。図 1 にその構成要素を示

図 1 Tooth bounded RPD with long saddle
 中間欠損症例の可撤性ブリッジの構成要素

す。

義歯部は無床型可撤性ブリッジと、コーヌスクローネを
 想定した支台装置、ポンティック、欠損部にレジン床を付
 与した有床型可撤性ブリッジの 2 種類の義歯を設定した。
 なお、両支台装置ともコーヌス角は 6 度に設定し、支台装
 置の咬合面部で内冠と外冠の間に、0.1 mm の間隙を付与
 した。また、支台歯と内冠はセメント合着したものとし、
 その厚さは 0.1 mm とした。

欠損部のポンティックは、2 種類の可撤性ブリッジとも
 金属歯を設定した。無床型可撤性ブリッジのポンティック
 は離底型とし、ポンティックと外冠を連結した形態とし
 た。有床型可撤性ブリッジは、無床型可撤性ブリッジのポ
 ンティック下部の欠損部にレジンによる有床部を付与した
 形態とした。

実験モデルの形態は、欠損のない人下顎骨をオクルーザ
 ルフィルムを用いて X 線撮影を行い下顎第一、第二小臼歯
 および第一大臼歯を除いた、犬歯と第二大臼歯および下顎
 骨を 1 mm 方眼紙上にトレースして作製した。モデルの支
 台歯の大きさは藤田⁸⁾の報告を参考に設定し、歯根膜、顎
 堤粘膜、緻密骨の厚さについてはこれまでの報告値や成書
 を参考に入力した。歯根膜は平均して 0.2 mm⁹⁾、緻密骨
 は 0.5 mm¹⁰⁾、顎堤粘膜は 3 mm^{11,12)} の厚さに設定した。

使用する金属材料は金合金タイプ IV、純チタン、コバル
 トクロム合金の 3 種類を想定した。表 1 にこれまでの報告
 値¹³⁻¹⁷⁾を参考に代りて代入した各構成要素の物性値を示す。

2. 実験方法

二次元有限要素法による計算には、パーソナルコン
 ピューター Apple 社製 Quadra 700、ソフトウェアには
 SRAC 社製 COSMOS/M を使用した。計算方法は、線形
 静解析で行った。

3. 実験条件

要素分割の条件については、ソフトウェアの自動要素分
 割に従って、詳細な応力伝達様相が確認できる範囲で微細

表 1 Physical properties of each materials
 構成要素と物性値

構成要素	ヤング率(MPa)	ポアソン比
コバルトクロム合金	220,000	0.30
純チタン	110,000	0.30
金合金(タイプIV)	82,000	0.33
象牙質	12,000	0.30
歯髄	10	0.45
歯根膜	10	0.45
緻密骨	20,000	0.30
顎堤粘膜	10	0.45
海绵骨	1,500	0.30
レジン	20,000	0.30
セメント	9,000	0.35

に要素分割¹⁰⁾を行った。無床型可撤性ブリッジは、要素数 2,764、接点数 3,183 に分割し、有床型可撤性ブリッジは、要素数 3,041、接点数 3,466 に分割して実験モデルとした。

拘束条件については、モデルの歯周組織外周の接点について、X軸およびY軸方向の変位を拘束した。犬歯近心隣接接触点部については、X軸方向の変位のみ拘束することとした。

荷重条件は、図1のモデル咬頭頂部における垂直方向の矢印に示すように、犬歯尖頭、第一小臼歯部から第二大臼歯部の頬側咬頭頂の7接点に、各々5.7 Nの垂直荷重で総荷重約 40 Nを付与した。

4. 評価方法

可撤性ブリッジ欠損部における床の有無、および支台装置に使用する金属材料の相違における支台歯部、支台装置部および支持組織部に分布する相当応力と支台歯部、支台装置部の接点の変位を比較して、支台歯、支台装置部および支持組織部に応力集中することの少ない適切な義歯の形態および材料を検討した。

III. 結 果

各設定金属における支台歯、支台装置および支持組織の

相当応力分布とモデルの接点の変位を表2、3および図2～7に示す。各モデルの変位のグラフを図8に示す。

1. 床の有無による比較

相当応力分布については、無床型可撤性ブリッジは、支台装置のポンティック部に7,000 kPa以上の相当応力が広範囲に分布する傾向が認められた。また、欠損側歯頸部に7,000 kPa以上の相当応力が集中する傾向が認められた。支台歯では、両支台歯の欠損側歯根部および根尖部に5,000～6,250 kPaの相当応力値を示した範囲を含む、他の部位より高い相当応力分布範囲が認められた。緻密骨部では、犬歯の根尖部と第二大臼歯の欠損側根尖部に4,000～6,250 kPaの相当応力値が認められた。欠損部顎堤においては、1,000～4,000 kPaの相当応力が分布した。海綿骨部では、犬歯の根尖部と第二大臼歯の欠損側根尖部に2,500～4,750 kPaの相当応力値が認められた。欠損部顎堤においては、1,000～2,500 kPaの相当応力が分布した。接点の変位については、コバルトクロム合金は水平方向に15.46 μm 、垂直方向に45.45 μm 変位した。純チタンは水平方向に16.32 μm 、垂直方向に49.76 μm 変位した。金合金タイプIVは水平方向に16.66 μm 、垂直方向に51.96 μm 変位した。

有床型可撤性ブリッジは、支台装置のポンティック部に7,000 kPa以上の相当応力が広範囲に分布する傾向が認め

表2 The equivalent stress in the abutment teeth
支台歯部の相当応力

モデル 部位	床なし コバルトクロム	床なし チタン	床なし 金合金タイプIV	床あり コバルトクロム	床あり チタン	床あり 金合金タイプIV
犬歯						
歯冠側 1/3 M	100～400	100～400	100～400	175～625	175～700	175～700
歯冠側 1/3 D	175～475	175～550	175～550	100～475	100～550	100～625
中央 1/3 M	175～400	175～550	170～250	100～325	100～325	100～325
中央 1/3 D	250～475	325～400	325～400	175～325	175～325	175～325
根尖側 1/3 M	100～325	100～250	100～250	100～325	100～475	100～475
根尖側 1/3 D	175～700	250～700	250～700	175～550	175～700	175～700
第二大臼歯近心根側						
歯冠側 1/3 M	175～550	175～625	175～625	175～400	175～400	175～400
歯冠側 1/3 D	100～175	100～175	100～175	100～175	100～175	100～175
中央 1/3 M	325～550	325～625	400～625	325～400	325～400	325～400
中央 1/3 D	100～175	100～175	100～175	100	100	100
根尖側 1/3 M	325～700	400～700	400～700	250～475	250～550	250～625
根尖側 1/3 D	100～625	175～625	175～625	100～475	100～475	100～475
第二大臼歯遠心根側						
歯冠側 1/3 M	100～175	100～250	100～250	100～175	100～175	100～175
歯冠側 1/3 D	100～475	175～550	100～625	100～400	100～400	100～400
中央 1/3 M	100	100	100	100	100	100
中央 1/3 D	175～400	250～400	250～400	250～400	250～400	250～400
根尖側 1/3 M	175～325	175	100～175	100～175	100～325	100～325
根尖側 1/3 D	250～625	250～700	250～700	250～700	250～700	250～700

(単位: $\times 10 \text{ kPa}$)

表 3 The equivalent stress in the alveolar bone
歯槽骨部の相当応力

モデル 部位	床なし コバルトクロム	床なし チタン	床なし 金合金タイプIV	床あり コバルトクロム	床あり チタン	床あり 金合金タイプIV
緻密骨						
犬歯 歯冠側 1/3	250	250	250	100	100	100
中央 1/3	400	400	400	100	100	100
根尖側 1/3	400~625	400~625	400~625	100	100	100
第二大臼歯近心根側						
歯冠側 1/3	100	100	100	100	100	100
中央 1/3	175	175	175	175	175	175
根尖側 1/3	400~625	400~625	400~625	400	400	400
第二大臼歯近心根側						
歯冠側 1/3	100	100	100	100	100	100
中央 1/3	175	175	175	175	175	175
根尖側 1/3	250	250	250	250	250	250
第一小臼歯欠損部	100~325	100~400	100~400	100~325	100~400	100~400
第二小臼歯欠損部	400	400	400	400	400	400
第一大臼歯欠損部	100~325	100~325	100~325	100~325	100~325	100~325
海綿骨						
犬歯根尖部	475	475	475	100	100	100
第二大臼歯欠損部	250	250	250	250	250	250
第一小臼歯欠損部	100	100	100	100	100	100
第二小臼歯欠損部	175	250	250	100	175	175
第一大臼歯欠損部	175	250	250	100	175	175

(単位: $\times 10$ kPa)

図 8 The displacement in removable bridge
可撤性ブリッジの接点の変位

られた。支台装置の歯頸部では、犬歯部の欠損側歯頸部だけでなく、非欠損側にも約 7,000 kPa の相当応力値が認められた。第二大臼歯では、欠損側歯頸部に集中していた 7,000 kPa 以上の相当応力分布範囲は減少し、分散する傾向が認められた。支台歯では両支台歯の欠損側、非欠損側の歯根部および根尖部に 4,000~5,000 kPa の相当応力値が認められた。緻密骨部では、第二大臼歯欠損側根尖部に 4,000~6,250 kPa の相当応力値が認められた。欠損部顎

堤においては、1,000~4,000 kPa の相当応力が分布した。海綿骨部では、犬歯の根尖部と第二大臼歯の欠損側根尖部に 1,000~2,550 kPa の相当応力値が認められた。欠損部顎堤においては、1,000~1,750 kPa の相当応力が分布した。接点の変位については、コバルトクロム合金は水平方向に 11.92 μ m、垂直方向に 34.79 μ m 変位した。純チタンは水平方向に 13.13 μ m、垂直方向に 36.95 μ m 変位した。金合金タイプIVは水平方向に 13.61 μ m、垂直方向に 38.67 μ m 変位した。有床型可撤性ブリッジモデルの変位量は、犬歯部より第二大臼歯部がわずかであるが、増大する傾向が認められた。

無床型可撤性ブリッジと比較した場合、有床型可撤性ブリッジではすべての設定金属の無床型可撤性ブリッジで認められた、支台装置の欠損側歯頸部と支台歯の欠損側歯根部、および根尖部に応力集中する傾向は減少した。また、有床型可撤性ブリッジでは、支台装置の非欠損側歯頸部および支台歯の非欠損側歯根部にも応力が分布する傾向が認められた。支台歯部では、犬歯の欠損側、非欠損側の両側の歯頸部に 4,750~6,250 kPa の応力分布範囲は拡大したが、両支台歯とも欠損側、非欠損側両方にほぼ均等に相当応力は分布した。また、支持組織においては犬歯根尖部の緻密骨部と海綿骨部の約 4,000 kPa の相当応力分布範囲は消失し、欠損部では、海綿骨部で相当応力値が減少する傾向が認められた。

また、有床型可撤性ブリッジでは、すべての設定金属で接点の変位は小さくなり、無床型可撤性ブリッジのポンティック部に認められた約 50 μm の接点の変位およびモデル全体の変位量も減少した。

2. 設定金属の相違による比較

ヤング率の異なる 3 種類の設定金属を比較すると、ヤング率が最も大きいコバルト-クロム合金では、両可撤性ブリッジで支台装置ポンティック部の広範囲にわたり 7,000 kPa 以上の相当応力分布が認められた。また、支台歯の欠損側歯根部に分布した約 5,000 kPa の相当応力分布範囲は、ヤング率の最も小さい合金金タイプIVのものより減少した。

一方、ヤング率の最も小さい合金金タイプIVでは、ヤング率が最も大きいコバルト-クロム合金と比較すると、両可撤性ブリッジにおいて支台装置ポンティック部の 7,000 kPa 以上の相当応力分布範囲は減少し、逆に支台歯部の 4,000~5,000 kPa の相当応力分布範囲は拡大する傾向が認められた。

接点の変位については、ヤング率の小さい金属ほど変位量が増大した。

IV. 考 察

1. 実験方法について

架工義歯における荷重時の義歯の応力分布やひずみについては、有限要素法^{13,18,19)}を用いて行われたもの、ストレインゲージ法²⁰⁾を用いて行われたもの、光弾性法^{21,22)}を用いて行われたものなど、これまでにいくつかの報告が認められるが、これらの方法はいずれも一長一短があると思われる。ストレインゲージ法は、実際の患者を被験者として行えるため、さまざまな症例における結果を得ることが可能であるが、複雑な装置を必要とし、測定結果は再現性が乏しく、局所的な応力伝達様相の解析が非常に困難であると考えられる。また、有限要素法はモデル全体の応力分布様相と値が計算できるが、計算式に代入するヤング率、ポアソン比は 1 つの値として入力しなければならず、実際の生体における物性値とかけ離れる可能性を有する。上記のことをふまえ、著者ら⁶⁾は遊離端欠損症例における咬合力配分を口腔内でストレインゲージ法を用いて計測してきた。長大な中間欠損症例における咬合力配分に際しては、より詳細に検討することを目的として、有限要素法とストレインゲージ法の 2 種類の方法で実験を行うことを試みることにした。そこで、まず長大な中間欠損症例のブリッジに咬合力が伝達された場合の支台装置、支台歯および支持組織の応力分布と変位を、口腔内計測に先立ち有限要素法で計測することとした。

中間欠損症例のブリッジに有限要素法を用いた実験に

は、二次元有限要素法による報告²³⁾や三次元有限要素法による報告¹⁹⁾がある。三次元有限要素法を用いた場合、実験モデルはより生体に近似させることが可能であるが、コンピュータの要素分割機能に限界があるために実験モデルが複雑になれば、粗い要素分割となり、詳細な応力伝達様相や接点の変位を計測することが困難になることが考えられる。そのため、本実験では二次元有限要素法で可及的に要素分割を細かく設定¹⁶⁾して、支台装置、支台歯および支持組織に伝達される咬合圧応力分布の伝達様相を検討することとした。しかし、本実験条件は三次元モデルではなく、内冠と外冠の滑りはないものと仮定した線形静解析であり、前述のようにモデルや物性値などの設定条件に従って画一的に計算結果が導かれるため、さまざまな条件を有する実際の生体における計測値とかけ離れる可能性を有する。これらについては今後、実際に口腔内でストレインゲージ法による測定²⁴⁾を実施することにより、さらに検討していく予定である。

荷重条件については、咬合力は年齢や性別によっても変化し条件を 1 つにすることは困難であるが、犬歯から第二大臼歯までの個歯咬合力²⁵⁾を総計した約 238 kg の咬合力を基準にして、平均咀嚼力は最大咬合力の 1/6 以下であるという報告²⁶⁾や天然歯の頬舌の幅径と 1 mm に設定した実験モデルの厚さなどを考慮して、本実験では総計 40 N とした。

2. 結果について

Kataoka ら²³⁾は、支台歯に合釘を装着したブリッジの荷重時の支台歯の象牙質と、合釘部の応力分布を支台歯の支持歯槽骨の吸収と、欠損部のスパンの長さについて検討し、象牙質では歯頸部に高い応力値が認められ、歯槽骨の吸収やスパンの増加に伴って支台歯の相当応力は増加すると報告している。また、沖本ら¹⁹⁾は支台歯支持歯槽骨の吸収と前方支台歯の増加が支台歯支持歯槽骨の応力分布に及ぼす影響について検討し、骨吸収に伴って前方支台歯の近心辺縁歯槽骨の応力増加率が高いことを報告している。

本実験の結果は、有床型可撤性ブリッジモデルでは、いずれの金属においても無床型可撤性ブリッジと比較して、モデルの接点の変位量は減少していた。相当応力分布については、犬歯支台歯部では有床型可撤性ブリッジでは欠損側、非欠損側歯頸部の両側に他の部位より高い相当応力分布範囲が認められたが、応力の分布傾向は支台歯の両側でほぼ均等になり、特に、無床型可撤性ブリッジで認められた犬歯根尖緻密骨部での応力集中は、有床型可撤性ブリッジでは消失した。また、欠損部顎堤の骨部の応力分布においては、緻密骨部では 2 種類の可撤性ブリッジとも 325~400 kPa の相当応力が分布し、値には大きな差は認められなかった。しかし、有床型可撤性ブリッジにおいては、相当応力分布範囲は床下支持組織の緻密骨部全体に分

散する傾向が認められ、海綿骨部の相当応力値も減少した。この傾向は、欠損部顎堤に有床部を付与することにより、咬合圧を支台装置、支台歯だけでなく、欠損部顎堤でもほぼ均等に負担したこと、支台装置の曲げ剛性が増加して接点の変位量が減少したこと、加えて、無床型可撤性ブリッジのポンティック部に認められた、支台歯部よりも多い変位量は減少し、支台装置と支台歯がほぼ均等に変位する傾向となったことなどによって、有床型可撤性ブリッジは無床型可撤性ブリッジと比較して、支台歯に分布する相当応力値は減少し、応力の分布傾向も支台歯にほぼ均等に分布したことが結論づけられた。

本実験における前方支台歯の応力分散傾向は、冲本ら¹⁹⁾の支台歯に過重負担を生じやすい歯槽骨吸収モデルにおける支台歯数の増加は後方支台歯よりも前方支台歯で有効であるという報告と同様な傾向を示した。支台歯に過重負担を生じやすい、長大な中間欠損を有する症例では有床型可撤性ブリッジにすることにより、支台歯数の増加と同様に前方支台歯の応力分散に有効であることが考えられた。これは、本モデルでは犬歯と大臼歯の歯根形態や表面積の違いなどの歯根部における負担能力が影響したのではないかと思われる。また、本モデルの支台歯に過重負担を生じやすい無床型可撤性ブリッジでは、合釘の有無など条件の相違があるものの、Kataoka ら²³⁾が設定した歯槽骨の吸収やスパンの増加などの支台歯に負担荷重を生じやすい条件であり、支台歯の相当応力は増加するという報告と同様な傾向が認められた。実際の臨床において、支台歯に負担荷重を生ずる可能性がある長大な中間欠損症例のブリッジの設計に際して、支台歯数を増加することで対応してきたことが多いと思われるが、欠損部に有床部を付与することも有効であることが確認できたと思われる。

一方、宮川¹⁸⁾は有限要素法を用いて、ブリッジの欠損部の長さ、荷重位置や方向、支台装置の剛性の相違が支台歯に及ぼす影響を検討し、支台歯の荷重負担は、荷重が支台装置の中央付近に作用する場合、支台装置の剛性に左右されると報告している。本実験の結果でも、2種類のブリッジとも支台装置にヤング率の高い金属を使用した条件ではヤング率の低い金属を使用した条件と比較して、支台装置には高い相当応力が広範囲に分布し、支台歯部に分布する相当応力は低くなる傾向が認められた。接点の変位についても、ヤング率の高い金属を使用した条件で変位量は減少した。この結果は、宮川の支台装置のまげ剛性が大きくなるほど支台歯の応力負担は減少するという報告と同様な傾向を示した。また、著者の1人である緒方²⁷⁾は遊離端欠損症例において、支台歯と義歯床部を連結する板バネ枚数の変化が、義歯の動揺量に及ぼす影響を検討した結果、板バネ枚数を増加して連結強度を強めた（曲げ剛性大）条件で、義歯の動揺量は減少すると報告している。この報告や本実験結果から、中間欠損および遊離端欠損のいずれにお

いても、支台装置の剛性を高めることにより、機能時に動揺しにくい義歯設計が行えることが考えられた。

3. 床の有無および設定金属の相違が支台装置、支台歯および支持組織に及ぼす影響

図8に示した、X軸方向およびY軸方向の接点の変位の結果から、有床型可撤性ブリッジは設定金属にかかわらず、水平、垂直変位ともに無床型可撤性ブリッジと比較して接点の変位は小さくなった。無床型可撤性ブリッジの接点の変位を100%と仮定した場合、有床型可撤性ブリッジの水平方向の変位は約70%、垂直方向の変位は約75%に減少した。一方、ヤング率の高い金属を想定した可撤性ブリッジはヤング率の低い金属を想定した可撤性ブリッジと比較して、水平、垂直変位とも変位は小さくなった。本実験で設定したヤング率の最も低い金合金タイプIVの接点の変位を100%と仮定した場合、床の有無にかかわらずヤング率の最も高いコバルトクロム合金の水平方向の変位は約90%、垂直方向の変位は約88%となり、床の有無による比較より大きくなった。この結果から考察すると、義歯の動揺を少なくするには、支台装置に使用する金属の相違よりも、欠損部に床を付与した形態の義歯を設計することが有効であることが示唆された。

ヤング率の最も高いコバルトクロム合金を想定した無床型可撤性ブリッジと、ヤング率の最も低い金合金タイプIVを想定した有床型可撤性ブリッジの接点の変位量を比較した場合、ヤング率の低い金属でも有床型可撤性ブリッジの条件が、接点の変位量を減少させることが確認された。実験結果を天然歯の生理的動揺の許容範囲²⁸⁾から考察すると、実際の臨床で長大な中間欠損症例に本実験条件よりも強い咬合力を義歯に付与した場合、無床型可撤性ブリッジは支台歯に大きな過重負担を生ずる可能性が高い設計であることも考えられた。

一連の実験結果から、長大な中間欠損症例においてヤング率の高い金属を支台装置に使用した有床型可撤性ブリッジは、支台装置、支台歯、支持組織に対する過重負担を生じさせにくく、変位量も小さくなることが確認された。

V. 結 論

1. 有床型可撤性ブリッジでは、無床型可撤性ブリッジと比較して、荷重下における支台歯および緻密骨の応力分布は分散した。この傾向は、第二大臼歯よりも犬歯の根尖緻密骨部で顕著であった。

2. 有床型可撤性ブリッジでは、無床型可撤性ブリッジと比較して、荷重下における支台装置および支台歯の接点の変位は減少した。

3. ヤング率の高い金属を設定した可撤性ブリッジでは、ヤング率の低い金属と比較して、床の有無にかかわら

ず、荷重下における支台歯の応力集中傾向は減少した。

4. ヤング率の高い金属を設定した可撤性ブリッジでは、ヤング率の低い金属と比較して、床の有無にかかわらず、荷重下における支台装置および支台歯の接点の変位は減少した。

以上の結果から、ヤング率の高い金属を使用した、欠損部顎堤に有床部を有する可撤性ブリッジを使用することにより、支台歯および支台装置に応力集中することが少なく、義歯の動揺も少ない義歯設計が行える可能性が示された。

本研究の一部は、文部省科学研究補助金奨励研究(A)課題番号 08771835 によった。

文 献

- 1) 内山洋一. ロング・スパン・ケースとは. 歯科評論 467: 43-48, 1981.
- 2) 水谷 紘. 顎堤の保護からみたロング・スパン・ケース. 歯科評論 467: 51-61, 1981.
- 3) 後藤忠正, 五十嵐順正. コーヌステレスコープの長期経過 第1報 長期経過の調査. 補綴誌 39: 688-695, 1995.
- 4) 後藤忠正, 五十嵐順正. コーヌステレスコープの長期経過 第2報 臨床例の長期経過. 補綴誌 39: 816-824, 1995.
- 5) Igarashi Y, Goto T. Ten-year follow study of conical crown-retained dentures. Int J Prosthodont 10: 149-155, 1997.
- 6) 緒方 彰, 五十嵐順正, 芝野 潤ほか. 遊離端義歯における咬合力の配分 第1報 同一の有床部と種々な支台装置を有する実験義歯における観察. 補綴誌 41: 423-428, 1997.
- 7) 山田 享. 有限要素法によるコーヌ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, 1987.
- 8) 藤田恒太郎. 歯の解剖学, 東京: 医歯薬出版, 1958.
- 9) 藤田恒太郎. 歯の組織学 160, 東京: 医歯薬出版, 1958.
- 10) Schroeder HE (下野正基, 山村武夫, 雨宮 璋ほか). Oral Histology (シュレーダー歯周組織 133-141, 東京: 医歯薬出版, 1989), 1989.
- 11) 上条雍彦. 口腔解剖学 1 骨学 222, 東京: アナトーム社, 1982.
- 12) 寺倉 健. 顎粘膜測定法の非侵襲的測定法の検討. 補綴誌 30: 1402-1411, 1986.
- 13) 片岡 滋, 岩井啓三, 石原善和ほか. 合釘を装着した架工義歯支台歯の応力解析. 補綴誌 34: 175-185, 1990.
- 14) 石川俊哉. 骨内インプラント植立下顎骨の咬合力に対する力学的反応 第1報 三次元有限要素法を用いた主応力解析. 補綴誌 35: 878-891, 1991.
- 15) 橋本和雄, 小松繁樹, 畑 好昭. ブレードタイプインプラントのベンディング位置のちがいによる2次元有限要素応力解析. 補綴誌 37: 951-960, 1993.
- 16) 井上義久, 黒岩昭弘, 五十嵐順正ほか. 全部床義歯床下支持組織における咬合圧による応力分布に関する研究 第1報 下顎第一大臼歯部の二次元要素分割と荷重点の条件について. 補綴誌 38: 997-1004, 1994.
- 17) 中村正明, 武田昭二. 目で見える歯科理工学 16, 東京: 医歯薬出版, 1994.
- 18) 宮川 修. 橋義歯の有限要素法による力学的研究 (第3報) 各種の荷重を受ける臼歯部橋義歯モデルの挙動一. 歯理工誌 17: 287-296, 1976.
- 19) 沖本公繪, 宮武幸輔, 日永田裕子ほか. 臼歯部ブリッジの力学的検討一歯槽骨の吸収を伴う支台歯の場合 第1報一(有限要素法). 補綴誌 32: 1067-1081, 1988.
- 20) 松島 諒. 咬合時における固定性ブリッジのひずみについて. 歯科医学 34: 371-389, 1971.
- 21) 黒崎公繪, 右近晋一, 伊藤俊光ほか. 荷重下における支台歯およびその支持組織の応力分布について (2次元光弾性実験) 第2報 ブリッジ. 補綴誌 17: 394-400, 1974.
- 22) 四条 進. 中間歯欠損型架工義歯装着による歯槽骨変化の二次元光弾性実験. 歯学 64: 640-649, 1976.
- 23) Kataoka S, Kosaka S, Tsuchiya S et al. A stress analysis on abutment teeth of dowel cemented fixed partial dentures—On the effect of the resorption of alveolar bone—. Matsumoto Shigaku 21: 39-47, 1995.
- 24) 緒方 彰, 芝野 潤, 北村俊介ほか. 長大な中間欠損症例における咬合力の配分 第2報 可撤性中間欠損の動態. 補綴誌 41: 97 回特別号: 52, 1997.
- 25) 高見沢 忠. 健康永久歯の相対咬合力および個歯咬合力に関する研究. 補綴誌 9: 217-236, 1965.
- 26) 覚道幸男. 床義歯の生理学 44, 東京: 学建書院, 1976.
- 27) 緒方 彰. 遊離端義歯における咬合力の配分 第2報 連結強度の連続的变化の影響について. 補綴誌 42: 393-401, 1998.
- 28) 五十嵐順正, 藍 稔. 非接触微小変位センサーによる歯の動態観察 第1報 装置の概要と測定方法. 補綴誌 24: 457-469, 1980.

—図 の 説 明—

図 2

- A : The equivalent stress in the non-plate type removable bridge used type IV Gold alloy
B : The displacement in the non-plate type removable bridge used type IV Gold alloy
A : 金合金 (タイプIV) を使用した無床型可撤性ブリッジの相当応力
B : 金合金 (タイプIV) を使用した無床型可撤性ブリッジの接点の変位

図 3

- A : The equivalent stress in the plate type removable bridge used type IV Gold alloy
B : The displacement in the plate type removable bridge used type IV Gold alloy
A : 金合金 (タイプIV) を使用した有床型可撤性ブリッジの相当応力
B : 金合金 (タイプIV) を使用した有床型可撤性ブリッジの接点の変位

図 4

- A : The equivalent stress in the non-plate type removable bridge used Titanium
B : The displacement in the non-plate type removable bridge used Titanium
A : チタンを使用した無床型可撤性ブリッジの相当応力
B : チタンを使用した無床型可撤性ブリッジの接点の変位

図 5

- A : The equivalent stress in the plate type removable bridge used Titanium
B : The displacement in the plate type removable bridge used Titanium
A : チタンを使用した有床型可撤性ブリッジの相当応力
B : チタンを使用した有床型可撤性ブリッジの接点の変位

図 6

- A : The equivalent stress in the non-plate type removable bridge used Co-Cr alloy
B : The displacement in the non-plate type removable bridge used Co-Cr alloy
A : コバルト-クロム合金を使用した無床型可撤性ブリッジの相当応力
B : コバルト-クロム合金を使用した無床型可撤性ブリッジの接点の変位

図 7

- A : The equivalent stress in the plate type removable bridge used Co-Cr alloy
B : The displacement in the plate type removable bridge used Co-Cr alloy
A : コバルト-クロム合金を使用した有床型可撤性ブリッジの相当応力
B : コバルト-クロム合金を使用した有床型可撤性ブリッジの接点の変位

図 2

図 3

図 4

図 5

図 6

図 7