原 著 論 文

義歯の構造設計に関する実験的研究

大久保力廣

Structural Designs in the Removable Partial Dentures

Chikahiro Ohkubo

Abstract : Today the removable partial dentures are used as permanent prosthetic devices. Thus, their designs must be considered the prevention of breakage or deformation. A metal plate denture consisting of double structure has been designed with the intention of improved mechanical strength and durability.

Principal investigations of this study were to introduce structural design techniques and apply them to denture design, to analyze the double structure using the finite element method, to judge reliability using a statical bending test, to compare the breaking strength of each structure, and to measure movement during function of mandibular extension base removable partial dentures on the simulation model.

The summary of results is shown below :

1. Calculated values and experimental values were a fairly good approximation.
2. The reinforcement and Lightweight method of double structure was made evident.
3. Regarding the packing resins, METADENT was slightly superior in mechanical strength to ACRON.
4. Maximum stiffness of the double structure was approximately 7~10 times that of skeleton types, and breaking strength was about 9 times.
5. Tensile strain generated at the double structure was statistically less than for skeleton types.
6. When loads of 10 kg applied, the difference of distal displacement between double structure and skeleton types was between 70~80 μm .
7. The stiffness of the skeleton types decreased remarkably by shortening the denture flanges, but the double structure did not show significant change.

Key words : structural design, double structure, finite element method, statical bending test, extension base removable partial denture

Fig. 1 Metal framework consisting of double structure

I. 緒 言

人類の創造的構築に対する挑戦の開始は、古代エジプトのピラミッドであろうか。高さ 100 m 以上もある大構造物も積木のように石材が構成されたのかもしれない¹⁾。それから長い年月を経て理論および実験的解析に基づいた現代の構造設計が確立し、建築構造物の強度と高い安全性が確保されるようになった。

有床義歯もまた構造物のひとつと考えられる。歴史的変遷を繰り返しながらも材料や術式の進歩とあいまって、ある程度の強度を持つようになってきたが、口腔内という苛酷な環境の中では満足できるまでに至っていない。特に部分床義歯は機能圧を支台歯と顎堤粘膜の双方で負担することや構成要素が多く複雑な形態をなすために、破損や変形を生じやすい²⁾。統計的観察によると部分床義歯の使用中止に至る原因の中で、義歯の破損が 29.32% と最も大きな割合を占めている³⁾。レジン床義歯においては破損の対策として、補強線の埋入⁴⁾や繊維強化材の応用⁵⁾、金属板のはりつけ⁶⁾など種々の補強法が考案、研究されているが、広く臨床に普及していないものもあるように思われる。またレジン床義歯という制約内での補強であり、長期的に良好な予後は期待し難いと考えられる。一方、強度の点で優れている金属床義歯においても破損の症例は決して少なくなく⁷⁾、破損が一度起こると修理が困難であるために再製作に帰す場合が多い。こうした現状からも口腔内に装着された義歯が長期間にわたり破損、変形することなく、しかも回復した適切な咬合関係を長く持続していくために、従来の金属床義歯とは異なった新しい構造設計が必要となる。

Fig. 1 はこのような考えを基本にし、設計した二重構造を有する金属床義歯（以下、二重構造と称す）である⁸⁻¹³⁾。メタルティースあるいはメタルバックング部を

a : Three point bending

b : Cantilever

Fig. 2 System coordinates of rigid frames

上部材、スケルトン部を下部材とし、両者を支柱で連結した構造となっている。義歯の破損、変形および人工歯の摩耗を防止するだけでなく、機能時に生じる義歯のたわみやねじれも最小限に抑えることが可能であり、すれ違い咬合や咬合挙上を必要とする症例など、義歯に過大な咬合圧が加わる場合に特に有効である。

現在まで有床義歯をシェル構造¹⁴⁾、カナッペ構造^{5,6)}、サンドイッチ構造⁵⁾など各種の構造体とみなして多くの研究がなされてきたが、二重構造に代表されるフレームワークの立体的な骨組構造に関して行われた研究はほとんどなく¹⁵⁾、義歯に対して構造設計を行った報告は見いだせない。

本研究は義歯の構造設計を行うにあたり、設計システムの確立と構造的強度特性がもたらす義歯の剛性の究明を目的として企図したものである。著者は義歯に建築構造分野で利用されている構造設計の手法を導入し、有限要素法により二重構造の構造解析を行い、実験的にその信頼性を評価し、さらに構造の異なる遊離端義歯の破折強度と機能時における挙動を比較検討した。

II. 研究方法

1. 構造設計

二重構造に対して各部材の節点が剛接合されたラーメン構造に力学的抽象化を行った。

1) 構造計画

二重構造の構成部材を中心線で表示し、節点座標を付与したものを Fig. 2 に示す。三点曲げでは節点数 13、

Table 1 Sectional qualities and dimensions of structural members

		dim (mm)	A (mm ²)	I (mm ⁴)	Z (mm ³)
Three point bending	Upper	7.0×1.0	7.0000	0.5833	1.1667
	Column	φ2.0	3.1416	0.7854	0.7854
	Lower	7.0×1.5	10.5000	1.9688	2.6250
Cantilever	Upper	7.0×1.0	7.0000	0.5833	1.1667
	Column	φ2.0	3.1416	0.7854	0.7854
	Lower	5.0×1.5	7.5000	1.4063	1.8750

dim : Sectional dimensions

A : Sectional area

I : Geometrical moment of inertia

Z : Sectional modulus

部材要素数 17 の直交ラーメンの構造計画を行い、節点 3 番を回転端、10 番を移動端とした。片持ちはり形式では節点数 10、部材要素 12、節点 1、2 番を固定端とした。

2) 構造計算

使用材料は白金加金を想定し、設計荷重は三点曲げでは節点 7 番に、片持ちはり形式では 10 番に一点集中荷重を作用させた。2 種のラーメンの構成要素を上部材、支柱、下部材にそれぞれ分解し、断面仮定、部材仮定を行った。ラーメン構成部材の断面寸法および断面特性、すなわち断面積 (A)、断面 2 次モーメント (I)、断面係数 (Z) を Table 1 に示す。次に日本電気社製 PC-9801VX を使用して、有限要素法により曲げモーメント、せん断力、軸方向力および節点変位量を算出した。

2. 静的曲げ試験

二重構造の各形態に対して三点曲げ試験を行った。また従来のスケルトンに近い構造と二重構造に対して片持ちはり形式の曲げ試験を行い、比較検討した。

1) 試料の製作

(1) フレームワークの製作

試験片フレームワークの模式図を Fig. 3 に示す。三点曲げ用試験片は構造設計を行った二重構造の標準型、これに上下部材と支柱連結部に 1 辺 2.0 mm のハンチを付与したハンチ型、下部材の支柱間中央に直径 3.0 mm の保持孔を設計した保持孔型の 3 種形態とした。

片持ちはり形式用試験片は構造設計を行ったものに 7.0×7.0×10.0 mm の試験片把持部を付与した二重構造型、従来のスケルトンに近い構造を想定して、下部材の長さを 40 mm に設計したスケルトン L 型および 20 mm のスケルトン S 型の 3 種構造とした。上下部材用パターンは Parabit G (Kulzer 社製) を L/P 0.7 ml/g にて混和、金型に流し込み、硬化後に金型より取り出し

Fig. 3 Schematic drawing of specimen frameworks

エメリー紙 #80~#800 まで順次、研磨成型した。次にプラキャストバー (石福金属社製 No. S-2) を規定寸法に切り出し、支柱とした。出来上がった上下部材を平行固定しながら支柱を瞬間接着剤で接着し、パターンの組立を行い、スケルトン L, S 型にはスケルトン部上面および側面にリテンションピース (而至社製サイズ L) を付与した¹⁶⁾。完成したパターン試料は通法に従い埋没、焼却後、白金加金 (石福金属社製 PGA-3) を用いて鑄造

し、700°C 5 分間の軟化熱処理後、350°C 20 分間の係留法による硬化熱処理を施した。

(2) レジンの填入

二重構造の標準型フレームワークには加熱重合レジン(而至社製 ACRON)と床用接着性レジン(サンメディカル社製 METADENT)の2種を、その他のフレームワークには METADENT を填入した。レジン填入面には 50 μm 酸化アルミナによるサンドブラスト処理を行い、METADENT を填入するものにはクラエース(クラレ社製)で Sn メッキ¹⁷⁾を施した。重合は 60°C 1 時間、100°C 30 分の湿式とし、掘り出し後エメリー紙 #80~#800 まで順次、研磨成型して 7.0×7.0×50.0 mm の寸法に仕上げた。さらに同寸法のレジン単体の試験片を ACRON を用いて製作し、比較試料とした。

(3) 試料数

試料は各形態および各構造につきそれぞれ 5 個ずつ製作し、形態比較用が計 25 個、構造比較用が計 20 個である。

2) 測定方法

上島製作所製 UNITRON UST-F-1000P を用い、Cross Head Speed : 2 mm/min, 支持点間距離 : 28.8 mm で三点曲げ試験を、固定点一荷重点間距離 35.0 mm で片持ちはり形式の曲げ試験を行い、最大剛性およびひび割れ発生荷重を計測した。なお本研究では単位変位量あたりの荷重をもって各試料の剛性 (kg/mm) とし¹⁸⁾、填入レジンのひび割れ発生荷重により破折強度を比較した。

3. 機能時における遊離端義歯の挙動

異なる構造を有する義歯の機能時における挙動を比較検討するために、シミュレーション模型上で荷重試験を行った。

1) 実験義歯の製作

実験義歯は咬合堤状で、そのフレームワーク構造は片持ちはり形式の曲げ試験で用いた二重構造型、スケルトン L, S 型の3種とし、^{14 5 6 7}欠損の片側性遊離端義歯を製作した。欠損顎模型(ニッシン社製 S-552)をもとに作業模型を製作し、フレームパターンは Parabit G を用い、下部材は作業模型上で概形を製作後、厚さ 1.5 mm になるように削合した。スケルトン L, S 型は下部材のみで、これにリテンションピースを付与した。二重構造型は金型を用いて製作した厚さ 1.0 mm の Parabit G によるレジン板を上部材とし、咬合平面に一致するようにコアーを利用してブラキャストバーにて下部材と一

体化させた。

支台装置は¹³⁾にコーヌステレスコープを選択し、ワンピースキャストで製作した。出来上がったフレームワークを作業模型に戻し、コアーにあわせて蠟義歯を製作、通法に従い埋没、流蠟後、METADENT を填入し低温長時間重合を行った。掘り出し後はフレンジの厚さが 2.0 mm になるようにノギスで計測しつつ研磨調整した。実験義歯は各構造につきそれぞれ 3 個ずつ、計 9 個製作した。

2) シミュレーション模型の製作

(1) 顎骨模型の製作

実験義歯の支台装置に歯根長を解剖学的計測値¹⁹⁾に設定した人工歯を仮着し、人工歯根尖側 1/3 に而至社製シートワックス 28 ga, 歯冠側 2/3 に 30 ga を圧接した。義歯床基底面にはパラフィンワックスおよびシートワックスを圧接し、厚さ 2.0 mm になるように調整した。その後、義歯全周にボクシングを行い超硬質石膏(而至社製 Fuji-rock)を注入した。石膏硬化後にトリミングを行い、上弓、下弓コアーを介してマイクロメーターを備えた計測型咬合器²⁰⁾に装着した。咬合器上で実験義歯と石膏模型の位置関係を記録した後、咬合器より取り外し、石膏模型と実験義歯を分離し、作間²¹⁾の方法に従い石膏模型辺縁最深部から約 2 mm 歯槽頂よりの部分まで石膏を削除し、顎骨模型とした。

(2) 擬似粘膜および擬似歯根膜の製作

実験義歯の床基底面および人工歯根部に付着したワックスを除去した後、床基底面にはワセリンを薄く塗布し、実験義歯と顎骨模型を再び咬合器の上弓、下弓コアーに装着した。重量比 6 対 1 に練和したシリコーン印象材(而至社製 Fit-checker)を床基底面および顎骨模型歯槽窩に気泡が混入しないように注入し、計測型咬合器の上弓、下弓を接合圧接した。硬化したシリコーン印象材(Fit-checker)を擬似粘膜、擬似歯根膜とした。

なお各操作に伴う位置関係に生じる誤差は、咬合器に備え付けられたマイクロメーターにより調整し、擬似粘膜および擬似歯根膜は 1 回の測定ごとに交換を行った。

3) 測定方法

定荷重圧縮試験機(セイキ社製)に2点同時荷重が可能な機構を付与した。また荷重部に小荷重変換器(共和電業社製 LM-20 KA)を、スピンドルにダイアルゲージ型変位変換器(共和電業社製 DT-20)を設置し、荷重量と沈下量が同時計測できる装置を考案、開発した。さらに実験義歯咬合面の支台装置連結部にストレーンゲージ(共和電業社製 KFC-2-C 1)を、義歯床中央部に3軸型

Fig. 4 Static loading test for stiffness of a mandibular extension base removable partial denture

ロゼットゲージ (KFC-2-D 17) を専用接着剤 CC-15 A を用いて貼付した。なおストレインゲージは同一構造の義歯にダミーゲージを貼付したアクティブ・ダミー法²²⁾にて結線した。

荷重点は支台歯床の外冠中央部とそこから 40 mm 遠心側の 2 点とし、10 kg までの荷重を同時に負荷した (Fig. 4)。また 3 種の実験義歯に対して頬側および舌側床縁を 3 mm, 6 mm 削除し、フレンジを短縮したものについても同様に測定を行った。

4) 計測システム

ストレインゲージ、荷重変換器、変位変換器の抵抗変化により生じる出力電圧を動いずみ測定器 (共和電業社製 DPM-613 A) で増幅し、A/D コンバーター (TEAC 社製 PS-9351) でサンプリング周期 20 μ sec, 14 ビットデジタル変換し、パーソナルコンピュータ (横河 HEWLETT-PACKARD 社製 PS-9000 model 310 C) に取り込み、演算および記録を行った。

III. 研究結果

1. 構造設計

構造解析による 2 種のラーメンの曲げモーメント図を Fig. 5 に、変形図を Fig. 6 に示す。設計荷重を検討するために材料仮定を行った白金加金 (石福金属社製 PGA-3) に対して材料学的性質を吟味するため基礎実験を行った。求めた PGA-3 の降伏応力度は時効硬化熱処理後に 113.5 ± 13.2 kg/mm² であり、各部材に生じる応力が降伏応力度範囲内にあるように設計荷重を検討し、最終的に 40 kg, 10 kg とした。

三点曲げにおける曲げモーメントは下部材の中央 2 本の支柱連結部 (節点 5, 8) が 76.1 kg $\cdot$ mm と最大であり、以下、下部材の支持点 (節点 3, 10), 上部材と中央 2 本の

Fig. 5 Bending moment diagram of rigid frames by calculation

Fig. 6 Bending deformation diagram of rigid frames by calculation

支柱連結部 (節点 6, 9) に生じたが、応力は節点 6, 9 が 80.1 kg/mm² と最大であり、降伏荷重量は 56.7 kg と推定された。変位は荷重点 (節点 7) が最も大きく、40 kg 荷重時に約 0.18 mm であり、次に荷重点直下の下部材 (節点 5, 8) が約 0.13 mm であった。

片持ちはり形式における曲げモーメントおよび応力は中央支柱と下部材連結部 (節点 5) が 49.9 kg $\cdot$ mm, 63.6 kg/mm² と最大であり、降伏荷重量は 17.9 kg と推定された。変位は荷重点 (節点 10) およびその直下 (節点 9) が最も大きく、10 kg 荷重時に約 0.41 mm であった。

Fig. 7 Comparison between observation and calculation

Fig. 8 Effect of packed resin materials on stiffness and cracking load (Bar indicates mean that did not differ statistically)

2. 静的曲げ試験

1) 理論値との比較

Fig. 7 に示すように、三点曲げでは 40 kg 荷重時の実測値の平均値と構造計算により算出した理論値との差はわずか $3 \mu\text{m}$ とほとんど一致していたが、片持ちはり形式では 10 kg 荷重時の実測値は理論値より約 $35 \mu\text{m}$ 大きな変位を示した。

2) 填入レジンによる影響

二重構造標準型フレームワークに対する填入レジンの違いによる強度の比較を Fig. 8 に示す。以下、図中の下線部試料間には危険率 5% で有意差がないこと、下線部以外の試料間には有意差が認められたことを示す。最大剛性は ACRON の $310.7 \pm 12.8 \text{ kg/mm}$ に比較して、METADENT は $337.4 \pm 38.0 \text{ kg/mm}$ とわずかに高い剛性を示した。初期ひび割れ発生荷重量は ACRON が $162.3 \pm 57.5 \text{ kg}$ 、METADENT が $193.5 \pm 33.8 \text{ kg}$ であり、METADENT の方が大きな値を示したが、両者に有意差は認められなかった。

a : Effect of packed resin (METADENT) on stiffness

b : Initial cracking load

Fig. 9 Comparison of different double structure forms (Bar indicates mean that did not differ statistically)

3) 二重構造形態の比較

ハンチ型、標準型、保持孔型のフレームワークとこれに METADENT を填入した試料の最大剛性を比較したものを Fig. 9 a に示す。フレームワークにおいてハンチ型は $416.7 \pm 20.0 \text{ kg/mm}$ と標準型および保持孔型の約 2 倍の剛性がみられた。またレジン填入により標準型および保持孔型はともに約 1.5 倍の剛性が得られたが、ハンチ型にはほとんど変化は認められなかった。

初期ひび割れ発生荷重量を比較したものを Fig. 9 b に示す。ハンチ型が $218.4 \pm 33.2 \text{ kg}$ 、標準型が $193.5 \pm 33.8 \text{ kg}$ であり、両者の間に有意差は認められなかったのに対し、保持孔型は約 100 kg 有意に小さかった。

4) 異種構造の比較

二重構造型、スケルトン L, S 型とレジン単体の 4 種試料の最大剛性およびひび割れ発生荷重量を Fig. 10 に示す。二重構造の剛性は $59.2 \pm 3.8 \text{ kg/mm}$ と最も大きく、スケルトン L, S 型に対して約 7~10 倍、レジン単体に対して約 23 倍の値であった。

二重構造のひび割れ発生荷重量は $43.8 \pm 8.5 \text{ kg}$ であ

Fig. 10 Comparison of different structural designs (Bar indicates mean that did not differ statistically)

a: Part of connecting retainer

b: Part of central denture base

Fig. 11 Example of strain versus load curves

り、スケルトン L、S 型に対して約 9 倍、レジン単体に対して約 3 倍の破折強度が認められた。

3. 機能時における遊離端義歯の挙動

1) 構造の相違が義歯のひずみに及ぼす影響

Fig. 11 a に支台装置連結部、Fig. 11 b に義歯床中央部における荷重時のひずみ変化の 1 例を示す。両部位ともひずみの増加は直線性を示し、支台装置連結部では二重構造が 10 kg 荷重時に $115.3 \pm 21.5 \mu\epsilon$ とスケルトン L、S 型の約 1/7 の値であった。

義歯床中央部の近遠心方向に生じた引張主ひずみは二

Fig. 12 Example of distal displacement versus load curves

重構造が $72.7 \pm 15.7 \mu\epsilon$ とスケルトン L 型の約 1/4、スケルトン S 型の約 1/5 であり、両部位ともに二重構造とスケルトン型の間に平均値の差の検定の結果、危険率 0.1% で有意差が認められた。

2) 構造の相違が義歯の遠心端沈下量に及ぼす影響

各構造を有する実験義歯の荷重量の増大に伴う沈下量変化の 1 例を Fig. 12 に示す。沈下量は荷重量にほぼ比例して増大するが、10 kg 荷重時の二重構造の沈下量は $243.7 \pm 17.2 \mu\text{m}$ であり、スケルトン L、S 型に比較して約 70~80 μm 少なく、二重構造とスケルトン型の間に平均値の差の検定の結果、危険率 0.1% で有意差が認められた。

3) フレンジの長さが義歯の剛性に及ぼす影響

フレンジ短縮前と 3 mm、6 mm 短縮した場合の 10 kg 荷重時のひずみおよび遠心端沈下量を比較したものを Fig. 13 に示す。フレンジの短縮による二重構造のひずみの増大は約 30 $\mu\epsilon$ 以内であり、ほとんど変化が認められなかったのに対し、スケルトン型は支台装置連結部のひずみの変化は少ないものの、義歯床中央部では著しい増大がみられた。特にスケルトン S 型の 6 mm 短縮したものは短縮前に比較して約 3.5 倍の大きなひずみを生じた。

遠心端沈下量 (Fig. 13 c) もフレンジの短縮により大きくなる傾向がみられたが、二重構造はその変化が少なく約 30 μm 以内であった。しかしスケルトン L 型は 3 mm および 6 mm 短縮により約 40~70 μm 、スケルトン S 型は約 70~120 μm の著明な増大が認められた。

Table 2 に遠心端沈下量に対する構造の種類 3 水準、フレンジの短縮量 3 水準についての二元配置分散分析を行った結果を示す。構造、フレンジの短縮量、交互作用のいずれも有意となり、寄与率は構造の差異が 66.5% と最も大きかった。

a : Strain of part of connecting retainer b : Strain of part of central denture base c : Distal displacement
Fig. 13 Effect of shortening denture flanges on strain and distal displacement

Table 2 Analysis of variance table (Distal displacement of experimental dentures)

SV	SS	df	Ms	F	CR (%)	P
Flange	23990.75	2	11995.37	30.74	20.76	<0.01
Structure	75116.75	2	37558.38	96.24	66.50	<0.01
Interaction	5657.75	4	1414.44	3.62	3.66	<0.05
Residual	7025.00	18	390.28			
Total	111790.25	26				

IV. 考 察

義歯の破損や変形の原因を究明し、その予防策を講ずることにより顎口腔系の良好な状態の長期保全が可能となるが、その原因の中に義歯を構成する材料自体の強度不足があることは否めない。症例によっては従来の設計による金属床義歯では、対応できないような強度と耐久性が必要になることもある。しかし強度と耐久性を増すためにやみくもに金属量を多くしても望ましい結果を得ることは困難であり、その対応処置としてフレームワークの構造的強度特性に着目する必要がある。

従来の金属床義歯は口腔内に装着後、一定期間を経てから人工歯の摩耗を防止するために金属歯へと変更する。しかし、このような術式ではスケルトン部と金属歯あるいは支台装置と金属歯は互いに独立し、その結果、多量の金属が使用されているにもかかわらず十分な強度は得られない。そこでフレームワーク製作時に独立する金属部を一体化させ、構造的強度を高めたものが二重構

造である。

現在までフレームワークの設計^{18, 23, 24)}、製作法^{25, 26)}およびその予後⁷⁾に関する多くの研究が行われてきたが、その構造設計に関する研究は見られない。そこで著者は義歯に構造設計を試み、剛性と破折強度について検討を加えた。

1. 構造設計

1) 構造計画について

建築構造は建築機能を満足するだけでなく建築物に作用する荷重、外力に対して十分に安全でなければならない²⁷⁾。そのため構造形式の選択が特に重要となるが、義歯形態は生体との調和を最優先し、機能性や審美面から大きな制約を受ける。二重構造はこうした制約の範囲内で構造形式の選択が行われたものであり、本研究の構造形式も従来の二重構造を基本とした。しかし二重構造は構造力学で扱うような理想的な形態ではなく、複雑な数値計算を要する。そこで骨組を簡便な形態に置換するべく各部材は長方形もしくは円形断面とし、断面仮定は大

Fig. 14 Relationship between sectional dimension of structural members and displacement of loading point

白歯部の寸法に近く、しかも試験片の製作が容易となるようにした。また構造材料は鋳造性および寸法精度に優れ、比例限の高い²⁸⁾白金加金とした。

ところでラーメンとは各部材が接合部において一体化するように構成された構造であるが、少し部材数が増すと内外力のつり合い条件と変形の連続条件とを同時に考えなければならない不静定構造となる²⁹⁾。今回の構造計画においても力のつり合いを維持できる安定な構造ではあるが不静定な構造となり、三点曲げでは不静定次数18次、片持ちはり形式では12次であった。そのため構造計算には静定、不静定を区別せずに理論を画一的に展開できる有限要素法³⁰⁾を使用した。

2) 構造計算について

構造計画が立案されれば荷重、外力による作用を検討する必要がある³¹⁾。義歯に加わる機能圧は複雑で荷重のモデル化は幅広く考えられる。しかし今回は実測値との比較も目的のひとつであり、実験として再現しやすい一点集中荷重とした。また本研究は許容応力度設計法に基づき、三点曲げでは40 kg、片持ちはり形式では10 kgを設計荷重とし、1.4~1.8の安全率をもたせた。柱の座屈³²⁾については二重構造の支柱は軸方向力を主に受けるとしても、圧縮の作用線が重心軸に一致しない偏心圧縮

材であり、両端固定における座屈荷重はEulerの理論式からも短柱とみなされ、座屈現象を勘案する必要はないと判断した。

本来、構造設計とは仮定と修正のフィードバック過程を経ながら進められる。すなわち仮定された構造に対して応力の集中部位や余分な部位に修正を加え、合理的な構造物を完成させるわけである。断面仮定を行いつつ各部材の断面寸法を0.5 mmずつ変化させ、算出した構造物の剛性を比較したものをFig. 14に示す。縦軸は40 kgおよび10 kg荷重時の変位量、横軸は各部材の寸法の違いによるフレームワークの総重量を示す。この結果から剛性の低下を抑えながら構造物の重量を少なくする場合には下部材の寸法を小さくし、剛性の増大を望む場合には支柱を太くすることが最も効果的であると考えられる。今回の断面仮定は臨床で用いられている形態に近い寸法とし、Fig. 3に示す形態を最終的に断面設計とした。

2. 静的曲げ試験

1) 理論値との比較について

構造計算のような機械的計算の裏には基礎的段階において幾多の仮定が存在し、仮定に正確性がなければ完成された構造設計も大きな誤りをもつ。そこで構造計算の信頼性を実験的に確認する必要性から構造設計に従って試料を製作し、設計荷重を再現した。構造計算による理論値と実測値を比較すると三点曲げではほぼ一致し、片持ちはり形式では若干の差がみられた。一般に先人の業績^{32,33)}を散見しても実測値は理論値より、やや小さな剛性値が認められている。理論値のせん断変形成分の無視や構造的あるいは材質的な欠陥、片持ちはり固定端の回転などが実測値と理論値の差に影響を及ぼしていると考えられるが、本実験では理論値に近い結果が示されていることから、十分高い精度が実現されているものと思われる。

2) 填入レジンによる影響について

本研究で用いた加熱重合レジン (ACRON) と床用接着性レジン (METADENT) の機械的性質にほとんど差はないが³⁴⁾、複合体を構成する場合、異種の材料間に存在する接着力の有無は構造物全体の強度に大きな影響を及ぼす³⁵⁾。しかし最大剛性、初期ひび割れ発生荷重量ともに平均値ではMETADENTの方が大きな値を示したが、統計学的な有意差は認められなかった。二重構造の有する構造的なレジン保持効果が両者の差を少ないものにしたと考えられる。

Fig. 15 Effect of packed resin materials on crack patterns

upper : METADENT, lower : ACRON

Fig. 16 Crack patterns of different structural designs

upper : Double structure, center : Skeleton L,
lower : Skeleton S

さて構造物の破壊強度を論ずる上でその破壊様相を検討することは大きな意義をもつ³⁶⁾。応力分布や力の伝播経路を破壊様相から洞察することができるからである。そこで試料にはすべて透明レジンを使用し、実験終了後0.2% 塩基性フクシンを侵入させ破壊様相の観察を行った。Fig. 15 に試料の破壊様相を示す。ACRON では支柱部に軸方向力にほぼ一致した曲げ亀裂が生じているが、METADENT では約45度荷重点側に傾く斜めひび割れが生じており、せん断亀裂³⁷⁾であると考えられる。せん断応力は $2\theta=90^\circ$ で Mohr の応力円の半径と一致するため、45度で最大になることが理解できる。

3) 二重構造形態の比較について

二重構造は上下部材と支柱連結部に最大曲げモーメントがみられるが、縁応力度は接合部に向かって断面積を増加させたハンチにより減少できる。また鑄造時にパターンの鋭角部は湯の流れに影響を及ぼすものと考えられ、ハンチ型の設計を行った。

一方、臨床ではスケルトン部の開窓を行い、レジンを保持およびフレームワークの軽量化を図っている。そこで

Fig. 17 Example of load versus displacement curves of Skeleton Types

下部材の支柱間中央に保持孔を付与した保持孔型の設計を行った。

ハンチ型はフレームワークにおいて標準型や保持孔型の約2倍の剛性を示し、ハンチ付与の有効性が示唆された。しかしレジン填入後の剛性変化は11.3 kg/mmと填入前と比較して2.3%の増大しかみられず、金属単体において400 kg/mmほどの剛性があると、フレームワークに強度はほとんど依存され、レジン填入による剛性の増大はないように推測される。したがって Co-Cr 合金や Ni-Cr 合金などヤング率の大きな金属を使用するときには、フレームワークの剛性をもって義歯の剛性と考えるのが妥当と思われる。

保持孔型はフレームワーク時およびレジン填入後も標準型の約9割の剛性を発揮するが、破折強度は補強型や標準型の約1/2となる。レジンの破折防止からも保持孔を付与するときには、支柱間を斜めに結ぶせん断補強筋の設置などの配慮が必要になると考えられる。

4) 異種構造の比較について

一般臨床では通常のスkeleton形態が最も広く普及しているようである。そのため本研究では従来のスkeletonに近い形態と二重構造形態との比較を行った。

Fig. 16 に試料の破壊様相を示す。二重構造型はせん断亀裂が認められ、スkeleton型は付着破壊に続き凝集破壊へと展開している。そこで Fig. 17 にスkeleton型の代表的な曲げ荷重-たわみ線図の1例を示し対比してみると、図中 b 点で垂直応力による把持部金属とレジンの接着破壊を生じ、e 点で把持部からスkeletonの走行に沿ったレジンの凝集破壊が観察された。スkeleton型以外の試料は全てひび割れ発生荷重量により破折強度を比較したが、b 点はレジンの接着力に依存したものであり、臨床において直接修理には結びつかない場合も多いと考えられる。よって e 点を他の試料との比較値として採用した。また a-b 間を試料の最大剛性域とした。

実験結果から二重構造の最大剛性はスケルトン L, S 型の約 7~10 倍を示したが, c-d 間に着目すればスケルトン S 型が 2.0 kg/mm, スケルトン L 型が 3.3 kg/mm であり, 二重構造は約 18~30 倍の剛性をもつことになる。ひび割れ発生荷重量も二重構造はスケルトン L, S 型に対して約 9 倍, レジン単体に対して約 3 倍であり, 二重構造の破折強度は他に比較して有意に大きい。ゆえに二重構造は構造的強度特性が十分発揮されていると考えられる。

ところでスケルトン L, S 型はレジン単体よりも破壊しやすい結果を示したことは興味深い。異種材料の接合があることに原因を限定できそうだが, ほとんどの部分床義歯は支台装置などの金属材料を構成要素のひとつとしており, 破損もこの部位で起こりやすく²⁾, 支台装置とスケルトン部の強固な連結が必要になるわけである。

3. 機能時における遊離端義歯の挙動

1) シミュレーション模型について

実際の残存諸組織に関する先人の業績を見るに, 歯根膜の被圧変位性^{38~41)}, 顎粘膜の物理的性状^{42~48)}, 顎粘膜の厚さ^{21, 43, 47~49)}など多くの報告がある。

今回, 種々の因子が関与する口腔内よりも計測が容易であり, 詳細な検討が加えられるシミュレーション模型を選択したが, その構成材料および寸法においては本研究の目的に沿った口腔内諸組織の性状を採択するようにした。シミュレーション模型は擬似粘膜, 擬似歯根膜を同一操作で製作するため, シリコーン印象材の中から特にフローが良く, 操作性に優れ, 気泡の入りにくい Fit-checker を使用した。

擬似歯根膜は予備実験の結果から根尖側 1/3 を 350 μm , 歯冠側 2/3 を 300 μm とし, 長軸方向へ 10 kg 荷重時に $114 \pm 18 \mu\text{m}$, 側方へ 1 kg 荷重時に $135 \pm 22 \mu\text{m}$ の変位量を得た。先人の報告^{38~41)}と比較するとやや異なるが, 支台歯が義歯の動きを制限すると義歯の剛性の測定に影響を及ぼすことが懸念されるため, 支台歯の被圧変位量を生体よりもわずかに大きく設定した。

擬似粘膜の厚径は顎骨模型の硬さにより判断する必要があるが, 顎骨模型に超硬質石膏 (Fuji-rock) を使用したところ, 厚径 2 mm で佐藤⁴⁴⁾の被圧縮度計を用いて被圧縮度 79.8 ± 2.8 であった。この値は生体⁴⁴⁾およびシミュレーション模型を用いた報告^{21, 50, 51)}とおおむね一致する。しかし擬似歯根膜および擬似粘膜とも生体のような二相性の変位はみられず, 荷重量—変位量曲線は生体と異なる様相⁵²⁾を示していた。したがって変曲点前の低荷

重域をさほど問題にしなれば, シミュレーション模型はその目的に達しているものと判断される。

2) 荷重方法について

義歯に機能圧が負荷される状態, すなわち咀嚼というものを考える場合, 時相の概念⁵³⁾を考慮する必要がある。しかし種々の咀嚼様相を模型実験において実施することは容易ではなく, 義歯に加わる機能力を合力として簡略化し, 一点に置き替えることとした。はりの理論からすると等分布荷重や多点同時荷重も一点集中荷重に換算することができ, 片持ちはりで作用点を自由端に設定すれば比較的低荷重で代用できる。以上のことから本実験では遠心端に一点集中荷重としたが, 遊離端義歯の特性上, 遠心端のみに荷重を加えると近心側の浮上が認められる。そのため支台歯³⁾外冠上とそれより 40 mm 遠心側の 2 点に同時に荷重を負荷した。

他方, 咀嚼力を測定した主なものとして Howell ら⁵⁴⁾, Anderson⁵⁵⁾, 坂東⁵⁶⁾, 深水⁵⁷⁾などの報告がある。ところが咀嚼力の測定には測定器具, 被験歯, 測定方法, 咬合状態など多くの因子が関与し, 研究者によりその値はばらついている。あえてこうした先人の報告^{54~57)}を概略的に整理すれば最大値 30 kg, 平均値 8~13 kg を咀嚼力と推定できるが, 今回は遠心端に荷重を負荷することから荷重量を最大 10 kg までとした。

3) 構造の相違が義歯のひずみに及ぼす影響について

二重構造の咬合面部に生じた引張りひずみは支台装置連結部および義歯床中央部ともスケルトン型に比較して有意に小さく, たわみの差を肯定している。特にスケルトン型の支台装置連結部におけるひずみは二重構造の約 7 倍であり, Craig ら⁵⁸⁾の結論の一端を支持し, この部位の回転角が遠心端沈下量を増大させているものと推察される。すなわち遠心端沈下量を減少させるためには近心側の剛性を高めるべきであり, 支台装置と義歯床の強固な連結は必須なものと考えられる。

4) 構造の相違が義歯の遠心端沈下量に及ぼす影響について

機能時の遊離端義歯の挙動に関しては, 垂直性の遠心回転を伴った沈下が論じられている^{46, 59, 60)}。しかし実際の義歯にはたわみの発現が認められ⁶¹⁾, 純粋な沈下と遠心回転による変位だけでなく, たわみ量を加算したものが義歯の沈下量の全体と考える必要がある。実験結果からもスケルトン型と二重構造型に約 70~80 μm の差がみられ, 義歯のたわみが決して小さくないことを物語っている。

1962 年 Rehm ら³⁸⁾はリジットサポートに対する基礎

Fig. 18 Relationship between centroid axis and denture sectional forms

- a: Effect of denture flanges on geometrical moment of inertia
 b: If there is a framework on the centroid axis, the framework has little effect on denture stiffness
 c: Since framework keeps apart from centroid axis in the double structure, it serves denture stiffness

的実験を行い、強固な支持の妥当性を立証した。1973 年 Körber⁶²⁾ は義歯装着による支台歯の二次固定を唱え、ハンマー効果を推奨した。しかしこうした理論は義歯を完全な剛体とみなし、義歯の弾性は考慮されていないと思われる。たとえば Rehm ら³⁸⁾ の理論は顎堤粘膜の疼痛域を 300 μm としているが、遊離端義歯の遠心端沈下量を ① 歯根膜の変位量 δ_1 、② 垂直性の遠心回転による変位量 δ_2 、③ 義歯のたわみ量 δ_3 とすれば、

$$\delta_1 + \delta_2 + \delta_3 = 300 \mu\text{m}$$

と考えられる。二重構造を完全な剛体と仮定した場合、実験結果からスケルトン L 型は $\delta_3 = 74 \mu\text{m}$ 、スケルトン S 型は $\delta_3 = 83 \mu\text{m}$ である。本研究においては $\delta_1 = 114 \mu\text{m}$ であるから二重構造、スケルトン L 型、スケルトン S 型の δ_2 はそれぞれ 186 μm 、112 μm 、103 μm となり、たわみの少ない義歯ほど垂直性遠心回転を許容できると考えられる。

5) フレンジの長さが義歯の剛性に及ぼす影響について

実験義歯のフレンジを 3 mm および 6 mm 短縮した結果、二重構造の沈下量の増大は約 30 μm とさほど大きな変化はみられなかったが、スケルトン L 型では約 40~70 μm 、スケルトン S 型では約 70~120 μm と著しい増大が認められた。フレンジの長さが義歯の沈下量に影響を及ぼす因子として、義歯床基底面の面積の変化、義歯の剛性の変化が考えられる。

フレンジを 3 mm、6 mm 短縮することにより義歯床基底面の面積はそれぞれ約 80%、62% に減少していたが、二重構造の沈下量に大きな変動のない事実からも本研究のような垂直荷重の場合、床縁付近の顎堤粘膜は機能圧の負担に大きく関与しないように思われる。よって義歯の剛性の変化、換言すれば断面 2 次モーメントの変化が沈下量増大の要因と考えられる。ここで断面 2 次モーメントは

Table 3 Distal maximum loads suggested by experimental data

	Amount of shortening (mm)	Maximum load (kg)
Double structure	0	12.3
	3	11.0
	6	11.0
Skeleton L	0	9.5
	3	8.4
	6	7.7
Skeleton S	0	9.2
	3	7.6
	6	6.8

$$I_G = \int_A Y^2 dA$$

I_G : 断面 2 次モーメント A: 断面積

Y: 図心軸までの距離 dA: 断面要素

で表され、断面 2 次モーメントを大きく設定するためには図心軸より離れた位置に義歯の断面積が広がっていることが望ましい。

Fig. 18 に義歯の断面形態と想定される図心軸 (G) を示すが、床縁部は図心軸から最も離れて位置し (Fig. 18 a)、フレンジの短縮による義歯の剛性低下を説明できる。また症例によってはフレンジの長さあるいは咬合堤部の高さが異なるため図心軸もおのずと変化し、図心軸上にフレームワークが位置するようであればフレームワークは義歯の剛性に大きく貢献しなくなる (Fig. 18 b)。ところが二重構造 (Fig. 18 c) は図心軸がより上方に存在していると推測され、スケルトン型に比較して床縁部の役割りは大であるが、フレンジの短縮によっても剛性は大きく変化しない。したがって二重構造は図心軸から離れた位置にフレームワークが設定され、その剛性は金属部にほとんど依存されているものと思われる。

ここで前述の式にフレンジの短縮による実験結果を代入してみると、6 mm 短縮のもので δ_2 はそれぞれ 157 μm 、41 μm 、-12 μm となり、スケルトン型の遠心回転はほとんど許容できなくなる。Table 3 に顎堤粘膜の疼痛域を 300 μm としたときの各構造の義歯における遠心端最大荷重を示す。二重構造のフレンジ短縮前の 12.3 kg に対してスケルトン S 型の 6 mm 短縮では 6.8 kg と約 1/2 であり、剛性の異なる義歯により発現される咬合力には大きな差が生じるものと推測される。

一方、垂直性遠心回転による変位量が 186 μm であっても支台歯の動揺は生理的範囲内にあるが、作図的に考えれば義歯が垂直性遠心回転を起こすほど支台歯は大き

な遠心傾斜を示すことになる。しかし義歯の剛性の違いにより義歯床および支台歯の回転中心が変化することも推考できるし、臨床的には支台歯のすべてに遠心傾斜は認められない⁶³⁾。すなわち剛性の高い義歯により支台歯負担が過剰になるのではなく、設計意図どおりの支持力が伝達されることにほかならない。ひいては歯根膜の有する生理的な機能力調節制御機構の積極的な活用につながるものと考えられる。このようにリジットサポートの実現には支台装置と義歯床の連結剛性が高く、自由度の少ない義歯が必要になると思われる。

ライフスパンの延長に伴い永久補綴物として適応する部分床義歯の必要に迫られている今日、義歯のあるべき姿が問われている。義歯の使用中止に至る主因が破損や変形によるものならば積極的に義歯の強度を高めるべきであり、義歯の一般的設計に加え構造設計の重要性をここに提言したい。しかし構造設計に基準はなく、設計者の創意と工夫により症例に応じた最適設計を行うべきである。また義歯を単に強化するだけでは残存諸組織に悪影響を及ぼすことは明白であり、慎重な診断、設計と精度の高い義歯製作はもとより、適切なメンテナンスによる変化への対応処置が必要不可欠となる。

V. 結 論

義歯に対して構造設計を試み、二重構造の構造解析を行った。また静的曲げ試験から構造計算を実験的に評価し、各構造の強度を比較検討した。さらにシミュレーション模型上で各構造を有する遊離端義歯の沈下量を測定し、義歯のたわみについて検討を加え、以下の結論を得た。

1. 構造計算により求めた理論値と静的曲げ試験による実測値は近似しており、義歯の構造設計の有効性が示唆された。

2. 二重構造に対して構造力学的に有効な補綴法およびフレームワークの軽減法を明示した。

3. 二重構造フレームワークに対する填入レジンによる差は METADENT が ACRON よりわずかに大きな強度を示した。

4. 二重構造はスケルトン型に対して剛性は7~10倍、破折強度は約9倍であった。

5. 二重構造に生じた引張りずみはスケルトン型に比較して有意に小さく、支台装置連結部および義歯床中央部における差はほとんど認められなかった。

6. 二重構造を有する遊離端義歯の遠心端沈下量はス

ケルトン型に比較して有意に小さく、10 kg 荷重時に70~80 μm の差がみられた。

7. フレンジの短縮によりスケルトン型の剛性は著しく低下したが、二重構造はほとんど変化が認められなかった。

終わりに臨み、終始懇篤なる指導と校閲を賜りました本学歯学部歯科補綴学第一講座 恩師尾花甚一教授に心より拝謝します。また懇切なる校閲を賜りました本学歯学部歯科補綴学第二講座 花村典之教授ならびに本学歯学部歯科補綴学第三講座 細井紀雄教授に深謝します。さらに本研究の遂行にあたり、終始教示と協力をいただいた宮田孝義助教授に感謝の意を捧げるとともに阿部實講師はじめ教職員各位に厚くお礼申し上げます。特に構造計算について有益なる助言をいただいた日本大学短大建築科岡田 満助手に謝意を表します。

本研究の要旨の一部は鶴見大学歯学会第27回例会(昭和63年6月)、ならびに第80回日本補綴歯科学会学会術大会(昭和63年10月)において発表した。

文 献

- 1) 谷 資信, 豊島光夫: 構造の計画と計算, 1~9, 丸善, 東京, 1980.
- 2) 天日雄二, 村上 昇, 池谷完治ほか: 部分床義歯症例の統計的観察 第4報 義歯の破損について, 鶴見歯学, 12: 441~445, 1986.
- 3) 雨森 洋, 奥野正孝, 郡司和彦ほか: 部分床義歯の予後に関する臨床的研究(Ⅱ) 第2報 部分床義歯の使用状態について, 補綴誌, 12: 155~171, 1968.
- 4) 木村福二: 金属線によるレジン床の補強に関する基礎的研究, 九州歯会誌, 34: 665~677, 1981.
- 5) 木村 博, 山口拓治, 白石哲郎ほか: カーボン繊維強化ハイブリッド複合材によるレジン床に関する研究, 歯材器誌, 33: 297~305, 1976.
- 6) 宮本雅司: 金属板によるはりつけ補綴法に関する研究 第1報 3点曲げ試験, 補綴誌, 30: 882~888, 1986.
- 7) Lewis, A.J.: Failure of removable partial denture castings during service, J Prosthet Dent, 39: 147~149, 1978.
- 8) 阿部 實, 宮田孝義, 尾花甚一: すれ違い咬合の症例から, 補綴臨床別冊/咬合診断・治療のために, 154~163, 1984.
- 9) 三山善也, 水野行博, 阿部 實: 二重構造を有する金属床義歯の製作, 歯科技工アトラス6, 医歯薬出版, 235~255, 東京, 1984.
- 10) 宮田孝義, 高山慈子, 大久保悦子: リジットサポートによるパーシャルデンチャーの診断, 補綴臨床別冊/リジットサポートによるパーシャルデンチャーの設計指針, 55~66, 1987.

- 11) 志和誠俊, 大島裕子, 宮田孝義: $\frac{3}{2} \frac{1}{1} \frac{3}{2}, \frac{3}{4} \frac{7}{3}, \frac{2}{4} \frac{1}{3} \frac{1}{3}$
残存にボナ 604 A を用いたオーバードンチャーの症例, 補綴臨床別冊/リジットサポートによるパーシャルデンチャーの設計指針, 207~214, 1987.
- 12) 三山善也, 大場かおる, 水野行博ほか: 義歯の強度をどうはかるか, 補綴臨床別冊/リジットサポートによるパーシャルデンチャーの設計指針, 286~288, 1987.
- 13) 尾花甚一, 楊箸明朗: 予後からみた遊離端義歯設計のポイント, 東京歯医師会誌, 36: 225~231, 1988.
- 14) 新倉久市: 総義歯の変形・破折現象における構造力学的研究 第2報 上顎総義歯におけるひずみ・応力分布の挙動, 補綴誌, 27: 114~128, 1983.
- 15) Haker, G.: Der Strukturentwurf für das Metallgerüst (I), Die Quintessenz der Zahntechnik, 805: 83~91, 1984.
- 16) Massad, J.J.: A metal-based denture with soft liner to accommodate the severely resorbed mandibular alveolar ridge, J Prosthet Dent, 57: 707~711, 1987.
- 17) 岩藤健太, 近藤康弘, 矢谷博文ほか: 接着ブリッジ, スプリント用試作合金の特性と接着力について, 補綴誌, 31: 305~315, 1987.
- 18) Brown, D.T., Desjardins, R.P. and Chao, E.Y.S.: Fatigue failure in acrylic resin retaining minor connectors, J Prosthet Dent, 58: 329~335, 1987.
- 19) 藤田恒太郎: 歯の解剖学, 41~46, 金原出版, 東京, 1949.
- 20) 阿部 實, 水野行博, 伊藤裕道ほか: マイクロメーターを組込んだ咬合器の試作, 補綴誌, 28: 128~129, 1984.
- 21) 作間靖信: 下顎全部床義歯床下粘膜の局所負担圧分布に関する実験的研究, 鶴見歯学, 14: 47~110, 1988.
- 22) 共和技術資料 No. 5: 共和ゲージとその取扱法, 35~36, 共和電業, 東京, 1986.
- 23) 尾花甚一, 大山喬史: どのような金属床を選べばよいか—金属床の構造とその適応症—, 補綴臨床, 7: 9~15, 1974.
- 24) Dunny, J.A. and King, G.E.: Minor connector designs for anterior acrylic resin bases: A preliminary study, J Prosthet Dent, 34: 496~502, 1975.
- 25) Render, P.J.: Sectioning and indexing removable partial denture frameworks, J Prosthet Dent, 52: 309, 1984.
- 26) Hansen, C.A. and Singer, M.T.: The segmented framework removable partial denture, J Prosthet Dent, 57: 765~768, 1987.
- 27) 狩野芳一: 鉄筋コンクリート構造の設計, 1~15, 丸善, 東京, 1980.
- 28) 池田弘一, 中沢 勇, 松田浩一ほか: クラスプ用金属材料の機械的性質に関する研究 第1報 鋳造クラスプ用市販合金の弾性的性質について, 口病誌, 41: 233~246, 1974.
- 29) 中山秀太郎, 林 邦夫: 新材料力学, 135~168, 海文堂出版, 東京, 1987.
- 30) 高橋武雄, 岡島孝雄ほか: 建築不静定ラーメンの解法, 5章, 1~90, 理工学社, 東京, 1987.
- 31) 高須治男: 建築材料力学, 79~92, 理工図書, 東京, 1979.
- 32) 影山 宏, 佐藤稔夫, 半貫敏夫ほか: 2層2スパン鋼ラーメンの接合部挙動と解析モデルの比較, 日本建築学会大会学術講演梗概集, 1039~1040, 1982.
- 33) 大淵敏行, 森迫清貴, 石田修三: 単純な歪・変位関係式を用いた歪硬化骨組の大たわみ解析, 日本建築学会大会学術講演梗概集, 1101~1102, 1981.
- 34) 岡田政俊, 前田芳信, 野首孝嗣ほか: 加熱重合型接着性レジンに関する研究—レジン床義歯におけるコパルトクロム線の補強効果について—, 補綴誌, 29: 78~84, 1985.
- 35) 佐々木三男, 安田 登, 茂木知治ほか: Co-Cr系金属床義歯の Finishing Line における金属とレジンの結合状態について 第5報 金属とレジンの接着が曲げ強さに及ぼす影響について, 補綴誌, 24: 571~574, 1980.
- 36) 須藤 一: 材料試験法, 1~21, 内田老鶴圃, 東京, 1986.
- 37) 清水 泰, 広沢雅也: 鉄筋コンクリート短柱の崩壊防止に関する総合研究 (その47 諸限界強度の検討), 日本建築学会大会学術講演梗概集, 1505~1506, 1977.
- 38) Rehm, H., Körber, E. und Körber, K.H.: Biophysikalischer Beitrag zur Problematik starr abgestützter Freundprothesen, Dtsch Zahnärztl Z, 17: 963~975, 1962.
- 39) Picton, D.C.A.: Vertical movement of cheek teeth during biting, Arch oral biol, 8: 109~118, 1963.
- 40) Mühlemann, H.R.: Tooth mobility: A review of clinical aspects and research findings, J Periodont, 38: 686~708, 1967.
- 41) 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.
- 42) Körber, E.: Untersuchungen über die Beziehung von Kaukraft zur Schleimhautresilienz unter Prothesen, Dtsch Zahnärztl Z, 9: 348~355, 1954.
- 43) Voss, R.: Über die Abdruckgenauigkeit, Dtsch Zahnärztl Z, 15: 1066~1072, 1960.
- 44) 佐藤 裕: 下顎部分床義歯装着患者の顎堤変化に関する研究, 口病誌, 35: 34~57, 1968.
- 45) 大島健嗣: 総義歯床座粘膜の被圧縮時における荷重量および圧縮量に関する研究, 補綴誌, 12: 245~291, 1968.
- 46) 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.
- 47) 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.
- 48) 田中資郎: 口蓋粘膜のクリープに関する研究, 補綴誌, 16: 358~379, 1973.
- 49) Östlund, S.G.: The effect of complete dentures on the

- gum tissues, *Acta Odontol Scand*, 16 : 1~41, 1958.
- 50) 高橋宏嘉：義歯床下粘膜の局所負担圧分布に関する実験的研究, 鶴見歯学, 9 : 49~72, 1983.
- 51) 滝新典生：義歯床の適合試験判定に関する実験的研究—ホワイトシリコーン被膜厚さと局所負担圧について—, 補綴誌, 32 : 1396~1410, 1988.
- 52) 星野 亨：印象採得法の基礎的検討 第2報 トレーのスペーサーとベントについて, 補綴誌, 28 : 322~340, 1984.
- 53) 溝上隆男：臼歯部における咀嚼圧の時相と負担機構とに関する研究, 歯科学報, 66 : 217~272, 1966.
- 54) Howell, A.H. and Brudevold, F. : Vertical forces used during chewing of food, *J Dent Res*, 29 : 133~136, 1950.
- 55) Anderson, D.J. : Measurement of stress in mastication II, *J Dent Res*, 35 : 671~673, 1956.
- 56) 坂東永一：口顎機能のテレメータリング, 医用電子と生体工学, 7 : 281~288, 1969.
- 57) 深水皓三：総義歯の第1大臼歯部における咀嚼力および咬合力に関する研究, 補綴誌, 17 : 491~516, 1974.
- 58) Craig, R.G. and Peyton, F.A. : Strain on the framework of a mandibular free-end saddle partial denture under load, *J Mater Res*, 1 : 263~274, 1967.
- 59) 宮田孝義：遊離端義歯における義歯床の適合性に関する研究—経時的変化と咬合の高さによる影響について—, 補綴誌, 20 : 694~710, 1976.
- 60) Monteith, B.D. : Management of loading forces on mandibular distal-extension prostheses. part I : Evaluation of concepts for design, *J Prosthet Dent*, 52 : 673~681, 1984.
- 61) Regli, C.P. and Gaskill, H.L. : Denture base deformation during function, *J Prosthet Dent*, 4 : 548~554, 1954.
- 62) Körber, K.H. : Konuskronen-Teleskope (3. Aufl.), 38~71, A. Hünthig, Heidelberg, 1973.
- 63) 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1報 支台歯の負荷の状態について, 補綴誌, 26 : 1014~1020, 1982.