咬合を想定した咬合面への荷重負荷による

上顎小臼歯歯根歯頸部のひずみ

—荷重負荷部位と負荷方向の影響—

三 宅 清 美

九州歯科大学歯科保存学第1講座（指導：寺下正道教授）

九州歯科大学歯科理工学講座（指導：小園凱夫教授）

平成12年12月25日受理

Strain at Root Cervical Portions of Maxillary Premolars

by Occlusal Loading

—Effects of Loading Point and Direction—

Kiyomi Miyake

Department of Operative Dentistry (Director: Prof. Masamichi Terashita)

Department of Materials Science (Director: Prof. Yoshio Kozono)

Kyushu Dental College, Kitakyushu, Japan

The shapes and structures of teeth are associated with mastication and swallowing. Morphologically, the premolars may be regarded as “intermediate” or “transitional” forms between canines and molars. Lesions of the hard tissues, which might have been induced by occlusal force, are often observed on premolars, especially on first premolars. In the present study, therefore, the effects of the occlusal loading point and direction on the stress generation in the root cervical surface of maxillary premolar were examined using strain gages.

In the first experiment, the strains on the four root cervical regions involving buccal, palatal, mesial and distal surfaces were measured for extracted intact human maxillary first and second premolars when one concentrated load was applied perpendicularly to each of the prescribed occlusal surfaces. The compressive component of the load generally yielded axial shortening and barreling, and lateral bending toward the loading side. The strain values increased as the loading point located farther and outer from measuring area. It suggests that the shortening of the crown or outward shifting of occlusal contacts by attrition may have a risk of injuring teeth and periodontal tissues.

Second, a load of 7 kg was applied to epoxy resin models duplicating first premolars mesially in sagittal plane at an angle of -10 , 0 , 10 or 20 degree. In addition, the same experiment carried out for the columnar epoxy resin model. Excessive mesial inclination seemed to make the teeth bend to mesial direction and induce unusual tensile stress on the

opposite side of the loading. It was confirmed from the finding that the cervical one-third exhibited a deep depression and the mesial concavity extends from the crown down to the root surface.

Third, a load of 7 kg was applied to the epoxy resin model on the 3 points (palatal cusp, mesial and distal marginal ridges) of the occlusal surface at the same time. The compressive strain became smaller than that in 1 point loading.

The foregoing results suggest that the imbalanced loading, even though the magnitude of the occlusal force is adequate, may give some effect on the teeth aspects, if the shape of teeth and the directions of loading are varied by attritions. It is necessary to consider the configuration of teeth and the occlusal direction on this basis in the occlusal reconstruction.

Key words: Maxillary premolar / Occlusal force / Strain measurement / Root cervical portion

緒 言

歯は、咀嚼や嚥下、構音などの機能を果たすために適した形態や構造、あるいは物性を持っていると考えられる。口腔内を観察すると、過剰な負荷が歯に加わることに生じたとされる咬耗、くさび状欠損、歯の破折などの障害を認めることがよくある。これは歯に加わる負荷が、その歯の強さの許容範囲を超えたために生じると考えられる。

Lee ら (1984)¹⁾ は犬歯のディスクレーションが喪失した歯列では側方力が臼歯部へ加わるようになり、そこに発生した引張り応力によって歯がたわみ、歯の結晶構造が破壊されて、歯質が崩壊し、くさび状欠損を生じると述べている。Grippio (1991)^{2,3)} は咬合が関与して発生した病的な硬組織の欠損を abfraction と命名し、また McCoy (1991)⁴⁾ はくいしばりのような過度の咬合により生じる種々の障害を Dental Compression Syndrome (DCS) と称した。この DCS により生体に現れる一般的な症状には、咬耗、くさび状欠損、咬合面に形成された窪み、エナメル質に見られる波状線、骨の垂直的吸収や舌側、口蓋歯根周囲の骨の添加などが挙げられる^{5,6)}。また、経年的な咀嚼機能の影響として、咬合面の摩耗により対合歯との接触が点接触から面接触へと変化し、これがさらに進行すると平坦化が起こるといわれている⁷⁾。このような形態の喪失は歯の位置移動を起こし、歯や歯以外の咀嚼器官に咬合性の外傷を招く。さらに、高齢者によく見られる多因子性感染症のひとつである根面う蝕の発生は、露出した根面の清掃性の低下、唾液分

泌量の低下のみならず、咬耗により平坦になった歯に咬合力が加わることによって起こる根面の過度なひずみが、修飾因子のひとつとして挙げられる⁸⁾。

臼歯部の中で経年的変化としての摩耗が一番早く認められるのは小臼歯である⁷⁾。尾崎 (1994)⁹⁾ はくさび状欠損の好発部位を上下顎共に第一小臼歯であると報告し、鈴木 (1996)¹⁰⁾ 鈴木ら (1996)¹¹⁾ は DCS を有する被験者の 100 % に第一小臼歯のくさび状欠損が認められると述べている。

本研究は、咬合による障害が最も多く現れるといわれている上顎第一小臼歯に注目し、咬合面の各部位に荷重を負荷してくさび状欠損や根面う蝕の好発部位である歯根歯頸部のひずみを測定し、負荷した部位、方向と歯の形態との関係を検討した。

材料および方法

I. 天然歯歯頸部歯根のひずみ測定

天然歯の上顎第一小臼歯 (以下第一小臼歯)、上顎第二小臼歯 (以下第二小臼歯) 咬合面に負荷をかけたとき歯頸部歯根に生じるひずみを測定した。

A. 被験歯

咬耗やう蝕、くさび状欠損といった硬組織欠損のない解剖学的標準形態に近い新鮮抜去ヒト上顎第一、第二小臼歯各 5 歯をクロラミン T 溶液で洗浄後、水中保存して用いた。また、被験歯は頬側・口蓋、近・遠心方向より平行法にてレントゲン撮影を行ない、歯質や歯髓腔に異常がないことを確認した。

B. 被験歯の計測

Fig. 1 Measuring points of the tooth.

Bu : Buccal cusp
 BC : Buccal contour
 BJ : Buccal cervical point
 PJ : Palatal cervical point
 Me : Mesial marginal ridge
 Di : Distal marginal ridge
 MC : Mesial contour
 MJ : Mesial cervical point
 DJ : Distal cervical point
 MC' : Intersecting point of mesiodistal line and vertical line from MC
 DC' : Intersecting point of mesiodistal line and vertical line from DC

Table 1 Size of maxillary first and second premolar (mm)

Distance	U4	U5
BC-PC	9.8±0.6	9.2±0.1
BJ-PJ	8.5±0.6	8.2±0.2
Me-Di	5.2±0.2	
MC-DC	6.8±0.5	7.2±0.4
MJ-DJ	4.3±0.2	4.5±0.2
MC-MC'	3.8±0.5	
DC-DC'	3.3±0.7	
MJ-MC'	1.4±0.2	
DJ-DC'	1.1±0.3	

U4: First premolar

U5: Second premolar

被験歯である第一小臼歯5歯のエポキシ樹脂 (Epon 812, Taab) による複製歯を用い, Fig. 1 に示す断面上に設けた各計測点間の距離をデジタルノギスで計測した。また、複製歯では計測困難な点は平行法で撮影したレン

Fig. 2 Placement of strain gauges points on root cervical surfaces.

The strain gauges are bonded parallel to the tooth axis.

トゲンフィルム上に計測点を設け NIH Image V1.56 を用い計測した。

第二小臼歯の歯冠部と歯根歯頸部の頬側・口蓋, 近・遠心幅径も同様に測定した。以上の計測値の平均を Table 1 に示す。

C. ストレインゲージの貼付

被験歯の頬側, 口蓋, 近, 遠心歯頸部歯根面に Fig. 2 に示すとおりセメントエナメル-ジャンクション (以下 CEJ) より 1 mm 根尖側に長さ 1 mm のストレインゲージ (KFG-1N-120-C1-11, 共和電業) をシアノアクリレート接着剤 (共和電業) で歯軸と平行に貼付した。ゲージが吸湿するのを防ぐためゲージ表面にワックスコーティング材 (共和電業) を塗布し防湿処理を行った。

D. 被験歯植立

頬側 CEJ より歯根を 4 mm 露出させ, 歯軸が床面に対し垂直になるように超硬石膏 (フジロック, ジーシー) で固定用リングに植立した。これを Fig. 3 に示す自作の定荷重負荷試験器の X-Y テーブルにリング締め付け具で固定した。

E. ひずみの測定

Fig. 4 に示すとおり被験歯咬合面に設けた 4 箇所各々に先端が直径 1 mm, 頸部の長さ 2 mm の円筒形自作スチール製 1 点圧子を定荷重負荷試験器のロードセルに取

Fig. 3 Equipment for loading on tooth.

り付け, 5, 7, 9 kg の荷重を咬合面に対し垂直方向にクロスヘッドスピード 6.0 mm/s で 3 秒間負荷し, これを頬側咬頭頂負荷時 (以下〈B〉), 口蓋咬頭頂負荷時 (以下〈P〉), 近心辺縁隆線負荷時 (以下〈M〉), 遠心辺縁隆線負荷時 (以下〈D〉) とした。また, 第一小臼歯については, 正常な咬合を想定して, 口蓋咬頭頂, 近・遠心辺縁隆線の点に同時に荷重が加わるよう作製した自作の 12 % 金銀パラジウム合金製 3 点圧子を用い同様に試験を行い, 3 箇所同時負荷時 (以下〈3〉) とした。

測定は室温 $25 \pm 1^\circ\text{C}$, 湿度 $35 \pm 4\%$ で, 測定の間隔を 30 秒として 1 箇所につき 5 回行った。Fig. 5 に示すように, 測定したひずみはストレインゲージで検出しブリッジボックスを介して動ひずみ測定器 (DPM-700B, 共和電業) に入力後, 歯に負荷した荷重とともに MacLab8 (ADI Instruments Pty Ltd) を用いスピードレンジ 400/s で記録した。またひずみの値は 5 回の測定値の平均とした。

なお, ブリッジボックスは 1 ゲージ法を用い, 動ひずみ測定器はローパスフィルタをかけ 300 Hz 以上の高い周波数成分を取り除いた。

II. 円柱モデルのひずみ測定

A. 円柱モデルの作製

Fig. 4 Loading points.

B : Buccal cusp

P : Palatal cusp

M : Mesial marginal ridge

D : Distal marginal ridge

Table 1 で示した天然歯の歯冠の頬側・口蓋と近・遠心の最大豊隆部の幅径の平均値を参考に, 直径 8 mm, 高さ 12 mm の円柱モデルを Table 2 に示す弾性率が象牙質の約 $1/10^{12.13}$ (2.0 GPa) のエポキシ樹脂で作製した。

B. ストレインゲージの貼付

第一小臼歯の近・遠心辺縁隆線から近・遠心最狭窄部までの高さの平均 (Table 1) を参考にして円柱の上端から 5 mm の位置に 4 箇所 (90°間隔), ストレインゲージを貼付し, ワックスコーティング材で防湿処理を行った。

C. 円柱モデル植立

円柱モデル上端より 9 mm 露出させ, 中心軸を床面に対して垂直 (0°), さらにこれより 10° , 20° 傾斜させて超硬石膏 (フジロック) で固定用リングに植立した。

D. ひずみの測定

各ゲージを貼付した点を円柱モデル基底面に投影し, その点から 1 mm 内側に被験歯の頬側・口蓋咬頭頂, 近・遠心辺縁隆線と対応させて負荷試験を行い, これを〈B〉, 〈P〉, 〈M〉, 〈D〉とした。なお 10° , 20° に傾斜させた場合も傾斜方向を天然歯の被験歯と対応させて, 直径 1 mm の 1 点圧子を用い天然歯の場合と同様に負荷試験を行った。

III. 複製歯歯頸部歯根のひずみ測定

Fig. 5 Block diagram for strain measurement.

A: Load cell
 B: Loading system
 C: Converter
 D: Strain gauge
 E: Kinetic strain measurement device
 F: Computer

Table 2 Concentration of epoxy resin model (vol%)

Material	Concentration
MNA	54
E812	37
DDSA	8
DMP30	1

天然歯が繰り返し負荷を加えられることにより損傷することを避けるためにエポキシ樹脂製の第一小臼歯の複製歯を用いた。

A. 複製歯の作製

被験歯として用いたヒト抜去上顎第一小臼歯5歯を付加型シリコン印象材（デュブリコン、松風）で印象採得し、円柱モデルと同じエポキシ樹脂で複製歯を作製した。

B. ストレインゲージの貼付・部位

天然歯の場合と同様に同じ部位にストレインゲージを貼付し、ワックスコーティング材で防湿処理を行った。

C. 複製歯植立

頬側 CEJ より歯根を 4 mm 露出させ、歯軸が床面に対して、垂直 (0°) になるように超硬石膏（フジロック）で固定用リングに植立した。またこの 0° を基準線とし

Fig. 6 Mesiodistal inclination of tooth axis corresponding to loading direction.

て、Fig. 6 に示すように、これと複製歯の歯軸のなす角度が近心方向に 10° (10°), 20° (20°), 遠心方向に 10° (-10°) となるよう傾斜させて同様に植立した。

D. ひずみの測定

実験 1 で用いた 1 点圧子と、各傾斜角度で植立した複製歯の口蓋咬頭頂、近・遠心辺縁隆線の各点に同時に垂直荷重が加わるよう作製した自作の 12 % 金銀パラジウム合金製 3 点圧子を用いそれぞれ実験 1 と同様の荷重試験を行った。

IV. 統計解析

第一小臼歯と第二小臼歯、天然歯と複製歯の測定値については ANOVA で、複製歯の歯軸傾斜角度の違いにおける測定値の検定にはポストホックテストとして Sheffé 法を用いた。

結 果

I. 天然歯歯頸部歯根のひずみ

A. 荷重開始時・除去時のひずみの変化

7 kg の荷重を口蓋咬頭頂に荷重したとき (〈P〉) の第一小臼歯の歯根歯頸部に発生した荷重開始時・除去時の波形の一例を Fig. 7 に示す。圧子が歯に接し荷重を負荷し始めてから設定した荷重が加わってしまうまでに生じる歯根歯頸部のひずみの変化は、歯に加わる荷重の変化とはほぼ一致し、その増加曲線は $Y = Ae^{(-at)} + Be^{(-bt)}$ の式で表すことができる。

また、荷重を負荷し始めて、ひずみが安定する測定開始後 0.4775 秒から 0.5 秒までの間にある 10 個の測定点の値を平均したものをひずみの測定値とした。

B. 荷重とひずみの関係

5 kg, 7 kg, 9 kg 荷重で 〈B〉, 〈P〉, 〈M〉, 〈D〉 の場合に各測定面に生じたひずみの変化を Fig. 8 に示す。荷重の増加とともにひずみは増大する。荷重とひずみは比例関係にあり、 $Y = ax + b$ の一次関数で表すことができ

Fig. 7 Strain at root cervical regions of maxillary first premolar by 7 kg loading on palatal cusp for an example.

A: Start

B: End

Strain detection and load

a: Buccal region b: Palatal region c: Mesial region d: Distal region e: Load

る。これは第二小臼歯の場合でも同じであった。この結果より、以下の実験は荷重を 7 kg とした。

C. 第一小臼歯に生じるひずみ

歯軸が床面に対し垂直になるよう植立した第一小臼歯に荷重 7 kg を負荷したときに歯根歯頸部の頬側、口蓋、近、遠心面に生じたひずみを Fig. 9 に示す。頬側咬頭頂負荷時〈B〉では、負荷側となる頬側面と近・遠心面には圧縮ひずみを、また負荷反対側面となる口蓋面には引張りひずみを生じた。〈P〉では、頬側面には引張りひずみ、他の 3 面には圧縮ひずみを生じた。一方、〈M〉では負荷側反対面となる遠心面で、〈D〉では同様に近心面で引張りひずみを生じるが、残りの 3 面には圧縮ひずみを生じた。各負荷時に発生したひずみ量は歯根歯頸部の近・遠心面、特に遠心面で大きく、値のばらつきも大きくなった。

D. 第二小臼歯に生じるひずみ（第一小臼歯との比較）

歯軸が床面に対し垂直になるよう植立し、第二小臼歯に荷重 7 kg を負荷したときに歯根歯頸部の頬側・口蓋、近・遠心面に生じるひずみを Fig. 10 に示す。

頬側咬頭頂負荷時〈B〉では、各面に生じたひずみは第一小臼歯と同じ傾向を示した。ひずみ量の大きさは、遠心面は第二小臼歯の方が第一小臼歯に比べ小さい傾向を示したが両者間に有意差は認められなかった。他の面は第一小臼歯とほぼ等しいひずみ量であった。

〈P〉では口蓋面および近心面に生じる圧縮ひずみは第二小臼歯の方が小さかった ($p < 0.01$, $p < 0.05$)。他

の面は第一小臼歯とほぼ等しいひずみ量であった。

〈M〉では、頬側面、口蓋面に生じた圧縮ひずみは、第一小臼歯よりも小さかった ($p < 0.05$)。近心面に生じる圧縮ひずみ量は第一小臼歯との間に差はなかったが、遠心面には引張りひずみを生じ、その量は第一小臼歯よりも小さかった ($p < 0.01$)。

〈D〉では、頬側面に小さな圧縮ひずみを生じ、第一小臼歯と比べてわずかに大きくなる傾向を示した。口蓋面には圧縮ひずみを生じ、そのひずみ量は小さかった。近心面に生じる引張りひずみは第一小臼歯とほぼ等しく、遠心面には他の 2 面よりも大きな圧縮ひずみを生じたが、その量は第一小臼歯よりも小さかった ($p < 0.01$)。

II. 円柱モデルおよび複製歯のひずみ

A. 円柱モデルのひずみ

円柱モデルの中心軸が垂直になるよう植立し、荷重 7 kg を負荷したときの各測定面に生じたひずみを Fig. 11 に示す。

負荷部位と測定面に生じたひずみは一定の関係にあった。すなわち、負荷側面には大きな圧縮ひずみを、また負荷反対側面には負荷側面に生じるひずみの約 1/3 のひずみ量となる引張りひずみを生じた。残りの 2 面に生じるひずみは等しく、ひずみ量が負荷側面のひずみ量の約 1/6 となる圧縮ひずみを生じた。

B. 複製歯のひずみ（天然歯との比較）

第一小臼歯の複製歯を歯軸が床面に対して垂直になるよう植立し、荷重 7 kg を負荷したときの各測定面に生

Fig. 8 Changes in strain at root cervical regions of maxillary first premolar by loading 5, 7 and 9 kg on different occlusal surfaces.

Loading

A: Simultaneous loading on 3 points (palatal cusp, mesial and distal marginal ridges)

B: Palatal cusp, C: Mesial marginal ridge, D: Distal marginal ridge

Strain detection

◇: Buccal region □: Palatal region △: Mesial region ○: Distal region

じたひずみを Fig. 12 に示す。

〈D〉の口蓋面で天然歯と複製歯のひずみの種類が異なったことを除き、全ての負荷時において、全ての測定面で天然歯と複製歯に生じたひずみは同じ傾向を示した。しかし、各測定面に生じたひずみの総和は天然歯のもの比べて複製歯の方が大きく、〈B〉で約2.4倍、〈P〉で約3.3倍、〈M〉で約2.7倍、〈D〉で約4.5倍、〈3〉で約3.5倍であった。

Ⅲ. 歯軸傾斜角度の違いによる複製歯および円柱モデルのひずみ

A. 複製歯のひずみ

歯軸の角度と各負荷における CEJ 付近の歯根表面に生じたひずみを Fig. 13 に示す。

頬側面において、〈B〉ではすべての傾斜角度で圧縮ひずみを生じ、その変化は小さいものであった。〈P〉では引張りひずみを生じたが、10°、20°と角度が大きくなるに従い、ひずみ量は大きく減少した。-10°、0°および10°と20°の間でひずみ量に差が認められた ($p < 0.01$)。〈M〉では圧縮ひずみを生じ、20°では圧縮ひずみが10°と比較して大きくなった ($p < 0.05$)。〈D〉では-10°で

Fig. 9 Strain at root cervical regions of maxillary first premolar by 7 kg loading.

Loading; : Buccal cusp : Mesial marginal ridge
: Palatal cusp : Distal marginal ridge

Fig. 10 Strain at root cervical regions of maxillary second premolar by 7 kg loading.

Loading; : Buccal cusp : Mesial marginal ridge
: Palatal cusp : Distal marginal ridge

Fig. 11 Strain at root cervical regions of columnar epoxy resin model by 7 kg loading.

Loading; : Buccal cusp : Mesial marginal ridge
: Palatal cusp : Distal marginal ridge

Fig. 12 Strain at root cervical regions of epoxy resin model duplicating first premolar by 7 kg loading.

Loading; : Buccal cusp : Mesial marginal ridge
: Palatal cusp : Distal marginal ridge

のみ引張りひずみを生じた。

口蓋面において、〈B〉では引張りひずみを生じ、歯軸が -10° から 0° へと歯が垂直になるとひずみ量が増加し、 0° から 10° 、 20° と歯軸が近心方向に傾斜するに従って減少する傾向にあった。〈P〉では大きな圧縮ひずみを生じた。〈M〉では圧縮ひずみを生じ、傾斜角度が 10° で小さく、他はほぼ同じであった。また、 20° での負荷部位別ひずみ量のばらつきは大きかった。〈D〉では -10° 、

10° 、 20° で圧縮ひずみ、 0° で引張りひずみを生じ、 -10° と 0° 、 0° と 20° との間に差を認めた ($p < 0.05$)。

近心面において〈B〉では -10° でのみ引張りひずみを生じ、 0° 、 10° 、 20° となるに従い、徐々に圧縮ひずみが大きくなった。 10° と 20° 間を除き、 -10° と 0° 間 ($p < 0.05$)、他の傾斜角度間 ($p < 0.01$) で差が認められた。

〈P〉も〈B〉と同じ傾向を示し、 0° と 10° 、 10° と 20° 間を除く傾斜角度間には差が認められた ($p < 0.01$)。〈M〉

Fig. 13 Changes in strain at root cervical regions by mesially inclined 7 kg loading on maxillary first premolar model.

Strain direction; A: Buccal region B: Palatal region C: Mesial region D: Distal region

Loading; ◆: Buccal cusp ■: Palatal cusp ▲: Mesial marginal ridge ●: Distal marginal ridge

では圧縮ひずみを生じ、 -10° 、 0° 、 10° と角度が大きくなるに従いほぼ同じ割合でひずみ量が増加した。 10° と 20° を除く傾斜角度間には差を認めた ($p < 0.01$)。〈D〉では引張りひずみを生じ、その量は -10° から 20° へと一次関数的に減少し、 -10° と 0° 間 ($p < 0.05$)、また -10° と 10° 、 -10° と 20° 、 0° と 20° 間で差 ($p < 0.01$) が認められた。

遠心面において、〈B〉では -10° 、 0° で圧縮ひずみを生じ、 10° で転じて 10° 、 20° と引張りひずみを生じた。 -10° と 0° 間を除き、 10° と 20° の間 ($p < 0.05$)、その他の傾斜角度間で差を認めた ($p < 0.01$)。〈P〉では -10° 、 0° で圧縮ひずみを生じ、 10° 、 20° で引張りひずみを生じた。それぞれの傾斜角度間に差が認められた ($p < 0.01$)。〈M〉では引張りひずみを生じ、 -10° から 0° で増

加し、 0° 、 10° ではほぼ一定の値をとり、 10° から 20° で減少する傾向にあった。〈D〉では大きな圧縮ひずみを生じ、 -10° 、 0° 、 10° ではほぼ等しく、 20° で小さくなった。 20° 群内のひずみ値のばらつきは大きかったが、 -10° 、 0° と 20° にはそれぞれ差が認められた ($p < 0.05$)。

B. 円柱モデルのひずみ

中心軸の角度と各負荷によって円柱モデルの上端から5 mmの部分の各面に生じたひずみの関係を Fig. 14 に示す。

10° の頬側相当面において、〈B〉では大きな圧縮ひずみを生じ、〈P〉では、〈B〉のひずみ量の約1/3の引張りひずみを生じた。これらのひずみは 0° の頬側相当面における〈B〉、〈P〉で同じ傾向を示した。〈M〉では、わずかに圧縮ひずみを生じた。〈D〉では圧縮ひずみを生じたが

Fig.14 Changes in strain at root cervical regions by mesially inclined 7 kg loading on columnar epoxy resin model.

Strain direction; A: Buccal region B: Palatal region C: Mesial region D: Distal region

Loading; ◆: Buccal cusp ■: Palatal cusp ▲: Mesial marginal ridge ●: Distal marginal ridge

そのひずみ量は〈P〉のひずみとほぼ等しかった。口蓋相当面においては、荷重負荷部位が〈B〉の場合に引張りひずみを生じ、〈P〉では〈B〉のひずみ量の約3倍の圧縮ひずみを生じた。これらのひずみは0°の口蓋相当面における〈B〉、〈P〉と同じ傾向を示した。〈M〉、〈D〉では頬側相当面に生じるひずみと一致した。近心相当面においては〈B〉、〈P〉で等しい圧縮ひずみを生じた。〈M〉では大きな圧縮ひずみを生じ、〈D〉では引張りひずみを生じた。また、〈D〉でのひずみ量は〈B〉、〈P〉と等しい値を示した。遠心相当面においては、〈B〉、〈P〉では等しく小さな圧縮ひずみを生じた。〈M〉では引張りひずみを、〈D〉では大きな圧縮ひずみを生じた。

20°の頬側相当面、口蓋相当面に生じるひずみは10°と同様の傾向を示した。頬側相当面における圧縮ひずみは〈B〉、〈M〉、〈D〉では10°よりもわずかに大きかった。口蓋相当面において、〈M〉、〈D〉で生じた圧縮ひずみ量

の差は10°の時よりも小さくなった。近心相当面において、〈B〉、〈P〉では10°よりも大きな圧縮ひずみを生じた。また、〈M〉では10°よりも大きな圧縮ひずみを、〈D〉では10°よりも小さな引張りひずみを生じた。遠心相当面においては、〈B〉、〈P〉では、等しく小さな引張りひずみを生じた。〈M〉では引張りひずみを、〈D〉では圧縮ひずみを生じたが、これらのひずみ量はほぼ等しかった。

-10°は10°の近・遠心が逆転したものとなる。従って、頬側・口蓋相当面は10°の結果と一致し、近心相当面の結果は10°の遠心相当面と、反対に-10°の遠心相当面は10°の近心相当面の結果と一致する。

IV. 3箇所同時負荷による天然歯および複製歯のひずみ

A. 天然歯のひずみ

荷重を口蓋咬頭頂、近・遠心辺縁隆線の3箇所同時に負荷する〈3〉での第一小臼歯に生じたひずみを Fig. 15

Fig. 15 Strain at root cervical regions of maxillary first premolar by simultaneous 7 kg loading on 3 points (palatal cusp, mesial and distal marginal ridges).

Fig. 16 Changes in strain at root cervical regions of maxillary first premolar model by mesially inclined simultaneous 7 kg loading on 3 points.

Strain detection

◇: Buccal resion □: Palatal resion

△: Mesial resion ○: Distal resion

に示す。

頬側面に引張りひずみ，口蓋面，近・遠心面に圧縮ひずみを生じた。また，他の負荷部位に生じるひずみと比較して歯根全体に生じるひずみ量，各測定面間のひずみのばらつきはともに小さかった。

B. 複製歯のひずみ

複製歯の3箇所同時負荷での歯軸の傾斜角度とひずみの関係を Fig. 16 に示す。

頬側面においては， -10° ， 0° ， 10° で引張りひずみを生じ， 20° は逆に圧縮ひずみとなった。 -10° ， 0° ， 10° でのひずみ量の大きさの差は小さかった。

口蓋面においては，圧縮ひずみが生じた。 -10° ， 0° ， 10° の順に圧縮ひずみが大きくなり， 20° で圧縮ひずみは小さくなる傾向を示した。

近心面においては，圧縮ひずみを生じた。 -10° から 0° ，また 10° から 20° ではほぼ同じ割合でひずみ量が増加したが， 0° から 10° での増加は小さかった。また， -10° と 20° ($p < 0.01$)， 0° と 20° ($p < 0.05$) との間に差が認められた。

遠心面においては， -10° ， 0° で圧縮ひずみを， 10° ， 20° で引張りひずみを生じた。 -10° と 0° ， 0° と 10° ， 10° と 20° の順でひずみ量の差は徐々に大きくなった。

考 察

上顎小臼歯群は，くさび状欠損，根面う蝕などの硬組織の疾患のみならず歯周組織の障害を起こす頻度の高い歯群である^{10, 11, 14}。根面う蝕や歯周疾患は多因性であり，感染だけでなく咬合などの負荷により歯頸部付近，および根周組織に異常な応力が生じることも因子のひとつとなる。しかし，小臼歯の形態と，その歯に発生した応力分布の関係を明らかにした報告は見あたらない。

上顎第一小臼歯歯冠咬合面は近遠心的に非対称で，近心頬側咬合面は誘導に，遠心頬側咬合面は咬合に関与する形態をとっていると考えられている¹⁵⁻¹⁷。これに対して第二小臼歯は歯冠，歯根ともに近遠心的に対称な形をしており，機能咬頭である口蓋咬頭が第一小臼歯よりも発達していることから，咬合に関与すると考えられている¹⁵。

本研究では誘導と咬合の機能を持つと考えられる上顎第一小臼歯と，咬合機能を持つと考えられる上顎第二小臼歯を用い，咬合により生じた応力がもっとも集中するといわれている歯根歯頸部表面のひずみを測定し¹⁸⁻²¹，咬合面の咬合負荷部位および方向との関係を検討した。

荷重負荷開始時と除去時のひずみの変化を見るために，ヒト抜去上顎第一小臼歯咬合面に設定した負荷部位に5, 7, 9 kg の荷重をかけ，負荷開始時および除去時の

ひずみの挙動を観察した。圧子が歯に接して設定荷重が歯に負荷されてしまうまでと負荷終了から圧子が歯から離れるまでのひずみの変化は、歯に加わる荷重の変化とほぼ一致した。その増加、減少曲線は $Y = Ae^{(-at)} + Be^{(-bt)}$ の式で表すことができ、歯は粘弾性体であることが示唆された。しかし、荷重の変化に伴うひずみの変化の遅れは $2/400 \sim 3/400$ 秒となり、粘性よりも弾性の特徴が強く現れていると思われる。また、負荷開始時と荷重除去時のひずみの増減の絶対値が等しく、荷重を除去するとひずみが0にもどることから、今回の荷重範囲と負荷時間では永久ひずみは生じないことが明らかとなった。

頬側咬頭頂負荷時 ()、口蓋咬頭頂負荷時 (<P>)、近 (<M>)・遠心辺縁隆線負荷時 (<D>) に生じるひずみの傾向やひずみ量は各測定面で異なった。Lee (1996)²²⁾ は作用反作用の法則により歯の負荷側に生じる圧縮応力と同じ大きさで負荷側反対に引張り応力が生じると述べている。今回の実験から、負荷側反対に生じた引張りひずみのひずみ量は負荷側に生じた圧縮ひずみのひずみ量よりも小さいことが明らかとなった。また、残りの2面に生じたひずみも圧縮ひずみであった (Fig. 9, 10)。これらのことから、Heymann ら (1991)²³⁾ や和泉 (1971)²⁴⁾ が述べているように歯は咬合力により歯軸に対して水平方向へふくらむ (樽状) ようなひずみと、それと同時に負荷側へ倒れるような曲げが生じている²²⁾ ことが予測された。

負荷部位が異なると、歯の各測定面に生じた圧縮ひずみと引張りひずみの割合も異なった。第一小臼歯は Table 1 で示したように、歯冠部に比べ、歯頸部は小さく、狭窄している。また負荷部位と負荷側測定面間の距離は、頬側咬頭の方が口蓋咬頭より大きく、近心辺縁隆線の方が遠心辺縁隆線より大きい。負荷側面のひずみ量は頬側面のとき最も小さく、遠心面のとき最も大きくなった。また、幅径の小さな近・遠心面が負荷側、負荷反対側となったときの方がひずみは大きく、口蓋面に生じた圧縮ひずみは <D> よりも近位にある <M> の方が大きかった²⁰⁾。金子ら (1985)²⁵⁾ は、咬頭の高さが低く咬頭頂が外側へ位置するほどひずみは大きくなると報告している。今回の結果からも、負荷部位と測定部位間の距離が短く、負荷部位が外側にあるほど歯頸部のひずみは大きくなることから、咬合力とこれを受ける歯冠の高さや幅径、咬頭の位置が重要になってくると考えられる²⁶⁾。

次に、小臼歯の形態が歯のひずみの発生にどのように関与しているのかを調べた。

第一、第二小臼歯は形態が複雑であるために、今回の

実験では、頬側・口蓋、近・遠心的に対称で均一な形と構造をもつエポキシ樹脂製の円柱モデルをコントロールとして用いた。

第一小臼歯、第二小臼歯ともに、すべての負荷部位で負荷側面、負荷反対側面に生じるひずみの傾向と円柱モデルに生じるひずみの傾向は類似していた。頬側面において円柱モデルでは の圧縮ひずみ量が <P> の引張りひずみ量の約3倍となるのに対して第一、第二小臼歯では約2倍となった。口蓋面において円柱モデルでは <P> の圧縮ひずみ量が の引張りひずみ量の約3倍となるのに対し第一小臼歯では約5倍、第二小臼歯では約1.6倍となった。第一小臼歯の口蓋咬頭は第二小臼歯より低く、測定面より外側に位置しているために、口蓋面において <P> の圧縮ひずみ量が大きくなったと考えられる。

第二小臼歯においては、円柱モデルと同様に近・遠心面における圧縮ひずみが 、<P> では等しかったが、第一小臼歯においては、近心面の圧縮ひずみ量は <P> より が大きく (約3倍)、遠心面では小さくなった (約1/3)。これは第二小臼歯が中心軸に対し近遠心的に対称形をしているのに対し、第一小臼歯は非対称であるためと考えられる。また、第一小臼歯の口蓋咬頭頂の位置は頬側咬頭頂よりも近心方向に約5°偏位しているため、測定面との距離が短くなり 、<P> での近・遠心面のひずみに差が生じた²⁰⁾ と思われる。

第二小臼歯の近、遠心面におけるひずみ量は <M> と <D> で圧縮と引張りが対称的でほぼ等しく、第一小臼歯のひずみは第二小臼歯より大きく、近心面に生じたひずみが遠心面のそれより小さかった。これは第一小臼歯の近心辺縁隆線が遠心辺縁隆線より高く、負荷部位からの距離の差の影響が出たためであると示唆される。また、第一小臼歯は第二小臼歯に比べて近・遠心幅径が根尖方向へ向かって減少傾向が強く²⁷⁾、近心面歯頸部付近には凹面と溝²⁸⁾が存在し、ここに応力が集中して曲げが発生したためだと考えられる。

したがって、咬耗により歯冠が平坦化し、咬合面と歯根歯頸部との距離が短くなり、咬合接触部が外側に移動することより、通常では許容範囲であった咬合力でも、歯頸部には過度なひずみが生じ、abfractionが起こったり、歯根がひずむことで、周囲歯槽骨が圧迫、牽引され、骨の吸収や添加を起こすことは十分考えられる。また、高齢者の歯に好発する根面う蝕は近遠心面に存在する割合が高く、CEJを含むものが圧倒的に多い²⁹⁾。これは、隣接面の清掃性が困難なことで唾液の分泌量の低下だけ

でなく、歯頸部の近遠心面が咬合力によって大きなひずみを生じ abfraction を起こし、歯頸部歯面が破壊されて粗造となった歯面にプラークが付着し易くなることが因子のひとつとして挙げられる³⁰⁾。

咬合による負荷は咬合面に対して垂直方向だけでなく多方向に加わっている。また、歯列上での上下顎の歯軸方向は平行ではない。そこで、複製歯を用いて歯軸を傾斜させることで負荷の方向を変えて、その影響を見た。

天然歯は、構造や性質の異なるエナメル質と象牙質からなる複合体で、さらに象牙質の内側に歯髄がある。これに対し複製歯はエポキシ樹脂単体で構造体中に軟組織である歯髄に相当する部分がない。しかしながら、本実験での第一小臼歯天然歯 (Fig. 9) とその複製歯である複製歯 (Fig. 11) との歯根歯頸部のひずみの測定結果から、複製歯の歯根歯頸部表面に生じるひずみの傾向は天然歯と類似していた。弾性率が天然歯象牙質の約 1/10 であるために生じるひずみが天然歯と比べて大きいことを考慮した上で試験を行うのであれば、天然歯の歯の表面に生じるひずみや応力の性質や傾向を予想することができる。

対合する上下顎歯の歯軸の関係は各歯群によって異なる。上顎第一、第二小臼歯の歯軸は近心方向へ 5~9°、口蓋方向へ 5~6° 傾斜している。またこれに対合する下顎第一、第二小臼歯は、近心方向へ 6~9°、頬側方向へ約 9° 傾斜している^{14, 31, 32)}。これらを参考にして、本実験では複製歯と円柱モデルを用い、近心方向へ 10° 歯軸を傾斜させて負荷試験を行った。これは、対合する下顎の小臼歯と咬合する方向とほぼ対応しており、上顎第一小臼歯の近・遠心辺縁隆線の高さが咬合平面と一致する角度である³¹⁾。これと比較するために遠心方向へ 10° (-10°)、近心方向へ 20° 歯軸を傾斜させて、咬合力が近・遠心方向から加わった場合を想定して歯根歯頸部に発生するひずみの変化も調べた。

頬側面において、複製歯は 20° のとき、円柱モデルとは比べて〈M〉での圧縮ひずみが大きくなった。これは、複製歯は歯頸部が近遠心幅径が小さいため近心方向へ傾斜が強くなると曲げが強くなり、圧縮方向へのひずみが大きくなったと考えられる。〈D〉での -10° が引張りに転じたのは歯軸の傾斜により負荷方向と近心面がほぼ平行に近くなったためだと思われる。

近心面において、複製歯は円柱モデルと比べて -10° から 20° へと傾斜して行くに従い、〈B〉、〈P〉、〈M〉での圧縮ひずみが著しく増大した。歯軸を近心方向へ傾斜させることで負荷の応力成分は近心方向に大きくなる。近

心歯頸部は最大豊隆部よりも内側 1.4 mm に位置し、遠心面に比べて凹面で、深い溝がある。この近心面の狭窄部位を支点として、歯は近心方向への曲げを生じる。この曲げの影響を受けて近心面の圧縮ひずみが増大したのではないかと考えられる。-10° の場合に、〈D〉で大きな引張りひずみを生じたことは、近心面と〈D〉の負荷方向がほぼ平行に近くなったことも一因となっている。

遠心面において、円柱モデルでは〈B〉、〈P〉での歯軸角度の違いによる変化は小さいが、複製歯では 0° と比べて -10° は圧縮が大きく、10° を越えると引張りに転じ、20° では大きな引張りひずみを生じ、〈P〉の方が〈B〉に比べて引張りひずみが大きく現れた。〈P〉では〈B〉より近心面に近く、10° では負荷の方向と遠心面が平行に近くなり、20° ではさらに曲げの影響を受けたものと思われる。この引張りひずみの増大は 3 箇所負荷の場合も同じ傾向であった。

エナメル質の引張り強さは約 14 MPa、圧縮強さ約 370 MPa、象牙質の引張り強さは約 60 MPa、圧縮強さ約 300 MPa である^{33, 34)}。エナメル質、象牙質は圧縮強さに比べて引張り強さが極端に小さいことから、大きな引張り応力が発生する咬合関係は歯根歯頸部の abfraction を起こし^{4, 16)}、くさび状欠損や根面う蝕を誘発する因子となりうる。

口蓋咬頭頂、近・遠心辺縁隆線の 3 箇所同時負荷 (〈3〉) は、対合歯との正常な咬合関係のときに見られるもので、この状態で歯軸を変えた場合の歯根歯頸部のひずみの変化を見た。この場合口蓋咬頭頂負荷 (〈P〉) と同様の傾向を示したがひずみ量は小さかった。これは荷重が 3 箇所から同時に加わったため 1 箇所に負荷した場合に各根面に生じていた圧縮と引張りひずみが相殺された結果だと思われる。

同じ大きさの荷重でも近・遠心辺縁隆線への負荷の方が頬・口蓋咬頭への負荷と比べてひずみ量が大きくなった。上顎小臼歯は頬側と口蓋がそれぞれ山型をした 2 つの構成要素から成っており、頬側・口蓋方向への応力に対してはお互いが力を分散し、強い抵抗を示す。しかしながら、近遠心的には狭窄しており、近遠心方向への応力に対する抵抗が小さくなり、歯軸が近遠心的に傾斜することによりさらに近遠心方向へ曲げが起こり易くなる。特に、上顎第一小臼歯では近心辺縁隆線へ過度な咬合が加わると危険が大きくなる。また、1 箇所負荷に比べて 3 箇所同時負荷はそのひずみ量が大幅に小さくなり、ひずみのばらつきも小さくなった。障害をできるだけ防ぐためには咬合を 1 箇所でも負荷させることは避ける

べきである。

咬合面へ荷重を負荷することにより歯根表面にひずみが発生したことは、咬合により歯根が変形し、この応力が歯根膜を通して歯槽骨へ伝達されて、歯質の障害ばかりでなく、骨の添加や外傷性咬合による歯周病の悪化の要因ともなる。負荷応力が許容範囲で、根面に不均一な変形を起こさないような咬合関係を保つことが大切である。

今回の実験では、被験歯を直接超硬石膏に植立している。実際には天然歯は歯根膜を介し歯槽骨によって支持されている。これらの軟組織や硬組織が歯に生じた応力を緩和するため、今回測定されたような大きなひずみが歯に生じることはないと思われる。また、歯列では隣在歯が強く接触しており、力は隣在歯へ分散される。上顎第一小臼歯は歯根遠心面のひずみが大きかったが、遠心の辺縁隆線部は第二小臼歯の近心辺縁隆線部と一緒にあって対合歯からの咬合に応じていることから、今回のように単独で負荷を加えたときよりもその影響は小さいと思われる。しかし、実際の咬合力は今回負荷した荷重(7 kg)よりも大きく、荷重の増加とともに歯根歯頸部のひずみ量が一次関数的に増大したことからクレンチングやグライディングといった異常な咬合力が繰り返し加えられると、歯頸部を中心として障害を発生するひずみが生じる恐れが十分考えられる。

結 論

今回、誘導と咬合の機能を持つと考えられる上顎第一、第二小臼歯を用い、咬合面の4箇所(頬側・口蓋咬頭頂、近・遠心辺縁隆線負荷時)および口蓋咬頭頂、近・遠心辺縁隆線の3箇所同時に咬合を想定した荷重を負荷した場合の歯根歯頸部表面に発生するひずみを測定し、歯の形態、咬合の方向および咬合接触部位と歯のひずみの発生との関係を検討した。

咬合面に荷重を負荷した場合、負荷側面には圧縮ひずみを、負荷側反対面には引張りひずみを生じた。歯は歯軸方向に対して水平方向へ膨らみながら負荷側への曲げを生じるような変形をすることが推察された。このとき歯根歯頸部に生じる圧縮ひずみ量は負荷部位と歯頸部の距離が近いほど、また、負荷部位が歯頸部に対して外側に位置するほど、大きくなることから、咬耗などにより歯冠が短くなり、咬合接触部位が外側へ移動すると、歯が障害を起こす危険性は高くなることが明らかとなった。

歯冠が近遠心的に傾斜をすると咬合によって歯根歯頸

部には近遠心方向へ曲げが起こる。上顎小臼歯は近遠心的に、圧平された形で、特に第一小臼歯の歯根近心面は凹面と溝が存在するために近遠心方向の応力に対する抵抗は小さく、負荷側反対面の引張りひずみが大きくなる傾向にある。引張りひずみ量は圧縮ひずみ量より小さいものの、エナメル質や象牙質の引張り強さは、圧縮強さのそれぞれ1/25、1/5であることから引張りひずみが大きくなるような、すなわち歯に曲げが生じるような咬合は避けるべきである。

また、3箇所同時負荷は1箇所負荷に比べて、そのひずみ量が大幅に減少し、ばらつきも小さくなることから、障害の発生をできるだけ防ぐためには、特に近心あるいは遠心辺縁隆線部での単独の咬合は避けるべきである。

歯は、咀嚼、嚥下などにより咬合面に受けた力を、それ自体をひずませて応力を緩和し、歯周組織を介して散逸していると考えられる。歯の大きさの許容範囲を超える大きさの力を受けたときだけでなく、歯が力を受けるときの方向や、歯の形態が適していない状態であれば、通常では許容できる大きさの咬合力であっても、歯に障害が発生する恐れがあると考えられる。

修復、あるいは咬合調整をおこなう場合、これらのことを考慮した上で咬合の再構築をはかることが重要である。

稿を終えるにあたり、本研究を通じて懇篤なるご指導、ご校閲を賜りました歯科保存学第1講座寺下正道教授、歯科理工学講座小園凱夫教授に心から感謝申し上げます。また実験を進めるに当たりご指導、ご助言をいただきました歯科保存学第1講座ならびに歯科理工学講座の皆様には厚くお礼申し上げます。

引用文献

- 1) Lee W. C. and Eakle, W. S.: Possible role of tensile stress in the etiology of cervical erosive lesions of teeth. J. Prosthet. Dent. 52: 374-380, 1984.
- 2) Grippo, J. O.: Abfraction: A new classification of hard tissue lesions. J. Esthet. Dent. 3: 14-19, 1991.
- 3) Grippo, J. O.: Non-carious cervical lesions: the decision to ignore or restore. J. Esthet. Dent. 4: 55-64, 1992.
- 4) McCoy, G.: Dental Compression Syndrom. A new look at a old disease. Congress XV of the international academy of gnathology: 18-22, 1991.
- 5) McCoy, G.: Dental compression syndrome: a new look at an old disease. J. Oral Implant. 25: 35-49,

- 1999.
- 6) 筒井照子, 筒井昌秀: 顎口腔系における力の概念とそのコントロール—機能と形態の関わりの中で— (1). 歯界展望 85: 545-570, 1995.
- 7) 堀口幸彦: 図説臨床咬合解剖学. 医歯薬出版, 東京, 1991, 76-77.
- 8) Grippo, J. O. and Masi, J. V.: Role of biodental engineering factors (BEF) in the etiology of root caries. J. Esthet. Dent. 3: 71-76, 1991.
- 9) 尾崎哲則: 楔状欠損の疫学的検討. 歯界展望 83: 654-661, 1994.
- 10) 鈴木丈一郎: Dental compression syndrome に関する臨床的研究. 日歯周誌 38: 32-47, 1996.
- 11) 鈴木丈一郎, 新井 高: くさび状欠損の発生に咬合の応力はどこまで関与しているか. 日本歯科評論 645: 185-197, 1996.
- 12) Rees, J. S. and Jacobsen, P. H.: Modelling the effects of enamel anisotropy with the finite element method. J. Oral Rehabil. 22: 451-454, 1995.
- 13) Kinney, J. H. Balooch, M. Marshall, S. J. Marshall Jr, G. W. and Weihs, T. P.: Hardness and young's modulus of human peritubular and intertubular dentine. Archs oral Biol. 41: 9-13, 1996.
- 14) Bevenius, J., Lindskog, S. and Hulténby, K.: The micromorphology in vivo of the buccoservical region of premolar teeth in young adults. a replica study by scanning electron microscopy. Acta odontol. scand. 52: 323-334, 1994.
- 15) Jordan, R. E., Adams, L. and Kraus, B. S.: Kraus Dental Anatomy and Occlusion. 2nd ed. Mosby Year Book, St. Louis, 1992, 43-55, 240-248.
- 16) 阿南恵三: くさび状欠損の成因に関する研究—くさび状欠損発生に関わる咬合力の影響—. 九州歯会誌 50: 307-318, 1996.
- 17) 羽賀通夫: 咬合学入門. 医歯薬出版, 東京, 1997, 65-72.
- 18) Spears, I. R., van Noort, R., Crompton, R. H., Cardew, G. E. and Howard, I. C.: The effect of enamel anisotropy on the distribution of stress in a tooth. J. Dent. Res. 72: 1526-1531, 1993.
- 19) Rees, J. S. and Jacobsen, P. H.: The Effect of Cuspal Flexure on a Buccal Class V Restoration: A Finite Element Study. J. Dent. 26: 361-267, 1998.
- 20) 田中真理子: 有限要素法による非対称変位のあつかい—修復歯への応用—. 九州歯科大学一般教育研究紀要第3号: 7-24, 1998.
- 21) Rees, J. S.: The role of cuspal flexure in the development of abfraction lesions: a finite element study. Eur. J. Oral Sci. 106: 1028-1032, 1998.
- 22) William, C. L. and Eakle, W. S.: Stress-induced cervical lesions: Review of advances in the past 10 years. J. Prosthet. Dent. 75: 487-494, 1996.
- 23) Heymann, H. O. and Bayne, S. C.: Current Concepts in Dentin Bonding. J. Am. Dent. Assoc. 124: 27-36, 1993.
- 24) 和泉功一: 咬合及び咀嚼時の歯の硬組織のひずみのついて. 歯基礎誌 13: 139-158, 1971.
- 25) 金子貞男, 亀田寧久: 二次元光弾性実験とストレインゲージによる歯質の抵抗性. 日歯保存歯 28: 823-849, 1985.
- 26) 竹林秀夫, 金子貞男, 佐藤 明: ストレインゲージによる歯質の抵抗性 —荷重方向ならびに窩洞形態と歯頸部附近の歪み—. 日歯保存歯 32: 448-466, 1989.
- 27) 数美輝雄, 中村正雄, 橘橋九平: 歯の形態学. 医歯薬出版, 東京, 1970, 84-97.
- 28) 藤田恒太郎, 桐野忠大: 歯の解剖学 第21版. 金原出版株式会社, 東京, 1973, 49-55, 94-95.
- 29) 滑川初枝: 根面う蝕の分布とその範囲, 硬さの変化および色調について—抜去歯における観察—. 日歯保存誌 39: 456-474, 1996.
- 30) Grippo, J. O.: Bioengineering Seeds of Contemplation: A private practitioner's perspective. Dent Mater 12: 198-202, 1996.
- 31) Ashe, M. M. Jr.: 小林茂夫監訳: ホイラー歯の解剖・生理・咬合学 第6版, 西村書店, 新潟, 1990, 369-374: Wheeler's dental Anatomy, Physiology and Occlusion. 6th ed. W. B. Saunders Co., Philadelphia, 1984.
- 32) 小坂 肇: プレーンアーチ法. 医学情報社, 東京, 2000, 49-53.
- 33) 西村文夫, 岡崎邦夫, 河野陽一, 小森一大, 野本 直: 人歯エナメル質と象牙質の圧縮特性. 歯材器誌 5: 71-77, 1986.
- 34) 西村文夫, 岡崎邦夫, 野本 直: 人歯エナメル質の引張り強さ. 歯材器誌 6: 465-471, 1987.