

研 究

下顎大白歯欠損症例における
小白歯歯周組織の応力と歪みの分析

近藤 貴之, 若林 則幸, 澤田 愛, 織田 展輔, 大久保卓也, 鈴木 哲也

岩手医科大学歯学部歯科補綴学第一講座

(主任: 鈴木 哲也 教授)

(受付: 2009年 4月 1日)

(受理: 2009年 4月 28日)

Abstract : The purpose of this study was to investigate the stress/strain distributions around the mandibular premolar teeth in patients with loss of molar support. Subjects included female patients with loss of bilateral mandibular molar teeth that were restored with removable dentures (n = 7, age from 51 to 69) and controls with complete dentition (n = 7, age from 50 to 68). Occlusal contacts and bite forces were recorded under the maximum clenching with and without denture wearing. Finite element model of the mandibular first and second premolar teeth, periodontal ligament and bone was constructed for each patient based on radiographs and study models. The bite forces were applied on corresponding locations in the models to calculate the stress/strain of the periodontium. The forces, the maximum strain and stress of the molar loss group ranged widely among subjects, but they were all significantly higher than those of control group ($p < 0.05$), and they were not prevented by denture wearing. Three subjects demonstrated high compressive cortical bone strain exceeding the estimated threshold of micro-damage of bone. The results suggest that the periodontium of the most posteriorly-located occluding premolars may become sensitive to bilateral loss of molar support if patients exhibit higher maximum bite forces.

Key words : Tooth loss, Bite force, Finite element analysis

緒 言

大白歯部を喪失した遊離端欠損症例では、部分床義歯や延長ブリッジ、インプラントを用いた補綴治療の他、補綴的介入を行わない短縮歯列による治療方針が立案される。部分床義歯の

中でも、設計形態や材料、さらには維持装置の種類などの選択肢は多岐にわたる。これらの中から、患者の年齢や全身状態、社会的な立場、義歯に対する適応能力、咀嚼機能の必要性の程度、残存歯の歯周組織の状態、欠損部の骨量と骨質、さらに経済的条件などを考慮した上で、

Stress and Strain of Premolar Periodontium in Patients with Loss of Molar Support
Takayuki KONDO, Noriyuki WAKABAYASHI, Ai SAWADA, Nobusuke ODA, Takuya OHKUBO, Tetsuya SUZUKI
Removable Denture Prosthodontics, School of Dentistry, Iwate Medical University
(Chief: Prof. Tetsuya Suzuki)
1-3-27 Chuodori, Morioka, Iwate 020-8505, Japan

最終的な治療方針を決定することになる。

補綴治療方針の違いが遊離端欠損症例の治療結果に及ぼす影響については、これまでに咀嚼機能の回復効果¹⁾や患者の満足度²⁾、残存歯の位置³⁾、咬合接触状態の変化⁴⁾、顎関節への影響⁵⁾などを指標として、多くの分析がなされてきた。しかしながら、これらの評価はそれぞれが一面的な評価基準としての価値を持ちながらも、決定的な判断基準とはなっていない。その結果、補綴手段の選択は術者の考え方や経験に基づいた主観によって決定されるのが現状であり、このため患者が自分にとって最良の方法を選択する機会を失う危険性が懸念される。また、口腔衛生環境の低下などにより、咀嚼機能を回復することが第一義的な要件とは考えられない高齢患者が多く存在する以上、咀嚼機能回復を重視した判断基準は必ずしも臨床の実情に沿わないとも考えられる。

患者個々の口腔機能の保全を推進するためには、顎堤や残存歯、とりわけ欠損に隣接する小臼歯とその歯周組織の維持および機能の保全が鍵となる。とくに、大臼歯部を喪失した患者においては、前方の小臼歯をいかに長く維持できるかは重要である。これは、高齢者における歯の健康の到達目標として広く普及している、80歳で20本の歯を保持しようという運動が、大臼歯の喪失は許容しても小臼歯の喪失は回避すべきである⁶⁾という考えに他ならないことから伺える。すなわち、この概念の背景には、大臼歯部に続いて小臼歯を喪失すると、咀嚼能力や咬合機能に重篤な影響を生じるだろうという医療側の共通認識がある。このことから、すでに大臼歯部を欠損してしまった症例においては、残存する小臼歯部の保全が重要な目標と位置付けられるべきであると考えられる。しかしながら、大臼歯部の喪失による小臼歯部への力学的影響については、これまで十分に検討されていなかった。

歯根膜や歯槽骨など歯周組織の力学的な動態は、そこに生じる応力と微小歪みによって推し量ることが可能である。これらに対しては、近

年では有限要素モデルを用いた力学解析が強力な手段として広く利用されるようになった^{7,8)}。歯や骨などの生体組織から三次元の力学モデルを構築する手段も、エックス線データを基にしたCADの利用やコンピュータとソフトウェアの演算能力の向上により、実際の組織に近い形態を有するモデルが利用されるようになってきた。しかしながら、これまでは主として平均的な形態をもつ各組織のモデルが用いられ、得られた結果を代表値として分析とした研究がほとんどであり⁹⁾、患者個々の形態をもとにモデルを構築して、得られた応力データを基に生体組織のリスクを予測する試みは行われていない。

本研究では、下顎両側の大臼歯を欠損した患者を対象とし、個々の画像データから得られた歯槽骨形態の特徴を基に力学解析用の三次元モデルを構築し、実際に口腔内で計測した咬合接触部位と咬合力を基に、残存する下顎小臼歯部の歯周組織に生じる微小歪みの分析を試みた。本研究の目的は、下顎の両側性の大臼歯欠損症例における前方の小臼歯部歯周組織の歪みと応力分布を分析し、さらに欠損部に対して義歯を装着した時としない時との比較から義歯装着による小臼歯部歯周組織への影響を明らかにすることである。

材料と方法

1. 被験者

メンテナンスのため補綴科を受診中の患者のうち、下顎に両側の大臼歯部欠損が認められる女性7名を被験者(欠損群, 平均年齢61.0歳, 51歳~69歳)とした。いずれの被験者も小臼歯より前方は天然歯列であることとし、残存歯のすべてが対合歯と咬合接触することを条件とした。また、欠損のない健全歯列を有する同年代の女性患者7名を対照群(平均年齢57.7歳, 50歳~68歳)とした。被験者の性別と年齢層を限定したのは、大臼歯部欠損による影響以外の要因をできるだけ排除するためである。欠損群の被験者は、一般的な義歯の設計原則を満た

す、大連結子と鑄造クラスプ、咬合面レストから構成された部分床義歯を少なくとも6ヶ月以上装着しており、特別な訴えなく日常的に使用中である者とした。すなわち、床下粘膜や残存歯周組織に痛みなどの症状がなく、視診による異常所見が認められず、市販のシリコン系適合検査材を用いた適合試験で適合不良が確認されないこと、義歯に機能時の不安定を示すような異常な動きがないこと、さらに咬合紙による咬合接触状態の検査では、咬頭嵌合位で各人工歯に一点以上の接触点が明確に印記されることを被験者の要件とした。残存歯の診査において、小白歯に4 mm以上の歯周ポケットが認められた場合は被験者として不適切と判断し、実験から除外した。被験者には実験の内容を説明し、理解を得た上で参加を依頼し、以降の実験はすべて岩手医科大学歯学部倫理委員会の承認(No. 1079)による条件下で行った。

2. 歯槽骨の形態測定

各被験者の下顎右側小白歯部を分析対象とし、下顎骨の形態データをパノラマおよびデンタルエックス線写真、歯周ポケット、研究用模型から収集した。具体的な測定方法は前報¹⁰⁾に準じて行い、エックス線写真はすべて通常の診療における診査を目的として撮影したものを利用した。

まず、パノラマエックス線写真上の犬歯中央部、犬歯と第一小白歯の歯間部、第一小白歯中央部、第一小白歯と第二小白歯の歯間部、第二小白歯中央部、第二小白歯遠心歯頸部、第一大臼歯歯冠中央相当部、および第一大臼歯遠心歯頸部相当部のそれぞれにおける下顎骨底部から歯槽頂部までの高さを計測した(図1A, 測定部位1~8)。次に、研究用模型上において上記計測部位に一致する各部を糸鋸で頬舌的に切断し、後で行う有限要素モデルの構築に利用することを目的とし、模型の断面形態(図1B)を画像データとして取り込んだ。そして、骨の頬舌的な幅についての参考値を得ることを目的とし、模型断面の頬舌幅を歯肉上縁から1 mm低い位置で測定し、この幅から平均的な粘膜の厚さと仮定した1 mmを頬舌側模型表面それぞれから引き、これを歯槽骨の最大頬舌幅とした。また、デンタルエックス線写真からは歯の長径、および各小白歯の遠心歯頸部におけるセメント-エナメル境と歯槽頂との垂直的距離、および歯槽頂から根尖部までの垂直的距離(以下、支持歯槽骨)を求めた。さらに、エックス線写真からは検知しにくい局所的な辺縁骨の形態を確認するため、それぞれの歯周ポケットを測定した。これらすべての形態測定データを、次の有限要素モデル製作のための参考値とした。

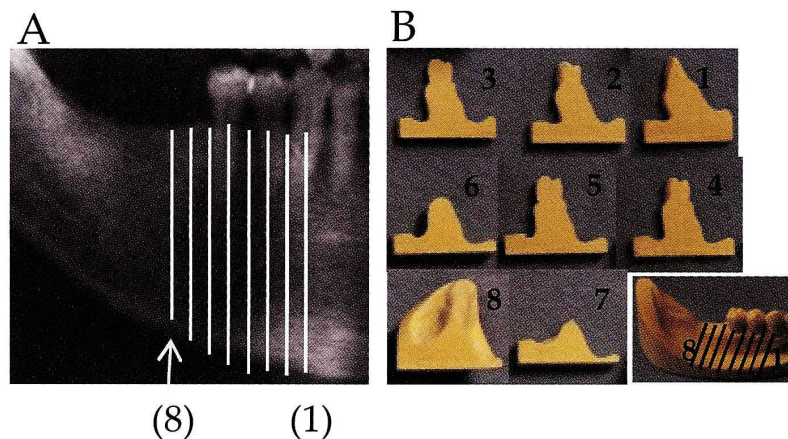


図1. 下顎骨の形態計測部位。パノラマエックス線(A)および研究用模型の頬舌断面(B)はそれぞれ骨の高さと幅の計測に利用した。犬歯中央部(1)、犬歯と第一小白歯の歯間部(2)、第一小白歯中央部(3)、第一小白歯と第二小白歯の歯間部(4)、第二小白歯中央部(5)、第二小白歯遠心歯頸部(6)、第一大臼歯歯冠中央相当部(7)および第一大臼歯遠心相当部(8)とした。

3. 個別有限要素モデル

形態計測の結果をもとに、有限要素解析プログラム (ANSYS 11.0, ANSYS, Canonsburg, PA, USA) に付属するプリプロセッサ上で、分析対象である下顎骨右側臼歯部のモデルを被検者ごとに製作した (図 2)。まず、研究用模型の切断に用いた頬舌断面における二次元的な外形線を、各計測値の幅と高さが一致するような輪郭を描くことにより構築し、これらの二次元モデルを立体的に移行、連結して三次元モデルを製作した。下顎骨の外側厚さ 3 mm の部分を皮質骨と規定し、その内側を海綿骨とした。モデルの近心端は、第一小臼歯近心部の断面から 7 mm 延長し、遠心端は第一大臼歯相当部から延長して、モデルの遠心的全長が 34 mm となるように調整した¹¹⁾。この結果、各被験者の歯槽骨モデルは犬歯相当部位からほぼ第二大臼歯相当部位に至る近遠心距離を持つ形態となった。予備解析により、モデルの下顎骨下部 3 分の 1 の部分がなくても、歯周組織における微小歪みの解析結果に及ぼす影響が無視できる程度であることが確認されたため、同部分はモデル簡略化と演算時間軽減のため削除した¹²⁾。

第一および第二小臼歯の歯冠部は、日本人の平均的な解剖的形態を有する人工歯の表面形状を三次元レーザー変位計で記録し、これを座標系に置き換えて三次元モデルとし、すべての症例で共通に用いた。歯根は、エックス線写真上で計測した長さを基にした単純な円錐形とし、先端部は現実的には起こらない応力集中を避けるため直径 0.5 mm の円形断面とした。歯槽骨内の歯根全体は、均一な厚さ (0.2 mm) の歯根膜が被う構造とした。各モデルは収束試験¹³⁾で

妥当性を確認した 20 節点六面体で分割した。その結果、要素数と節点数はそれぞれ約 11 万要素および約 14 万点となった。モデルは均質、等方性の線形弾性体とし、両小臼歯は互いに干渉しないものとした。弾性率は歯冠 84.1 GPa、歯根 14.7 GPa、海綿骨 0.9 GPa、皮質骨 10.7 GPa とした^{14,16)}。歯根膜の弾性率は、予備解析で負荷した咬合力 (20 N) に対する下顎小臼歯の平均的な垂直的沈下量が報告されている $24.7 \mu\text{m}$ ¹⁷⁾ と一致するための値を逆算で算出 (7.5×10^{-3} GPa) し¹⁸⁾、共通に用いた。

4. 咬合接触検査

各被検者の最大噛みしめ時における咬合接触部位と咬合力を記録した。被検者を座位にして咬頭嵌合位を確認後、最大噛みしめの練習を 3 回行わせ、十分な時間をおいた後、上下顎歯列間に咬合接触感知シート (デンタルプレスケール 50H-R, ジーシー, 東京) を介在させて再度最大噛みしめを行わせた。さらに十分な時間をおいた後、もう一度同様に測定を行った。感知シートは解析装置 (オクルーザー FDP703, ジーシー, 東京) により分析に供し、出力された記録シートから咬合接触点と咬合力負担のデータを得た。右側第一、第二小臼歯咬合面における接触点の位置が、一回目と二回目の記録で一致していることを確認した後、一回目のシートを測定結果とした。一回目と二回目に明らかな不一致が認められた場合は時間をおいて再実験を行うこととした。各被検者の記録シートを下顎の研究用模型に適合させて、模型上で接触点を同定し、各歯の咬合力負担は、咬合面に記録された各接触点の咬合力の和とした。

5. 解析



図 2. 個別有限要素モデルの構築手順。左から右へ、断面形態の製作、断面の連結と延長による海綿骨領域の製作、皮質骨領域の製作、小臼歯モデルと歯根膜の埋入、メッシュ分割による完成。

咬合検査で記録された第一および第二小臼歯咬合面上の咬合接触点と一致する各点を、三次元モデルの咬合面上で同定し、記録シートに出力されたそれぞれの咬合力負担を、頬側上方から舌側下方へ向かう方向に歯軸から 30° 傾斜させ、モデル上の各点に付与した¹⁹⁾。また、義歯を装着したときの咬合力をモデル上に設定する際は、右側大白歯部の人工歯咬合面に記録された咬合接触点の咬合力記録の合計を 0.2 倍した値を、小臼歯に設置されたレストの位置に付与した²⁰⁾。レストが 2 箇所以上小臼歯に設置されている場合は、この値を均等に割った値をそれぞれに負荷した。モデル上で傾斜荷重を付与した理由は、咀嚼サイクルの終末位において咬頭嵌合位に到達する直前に負荷される咬合力が、ほぼこの角度の傾斜であることによる¹⁹⁾。

解析時にはモデル上の骨底面を完全固定、近遠心面を近遠心方向に固定した。演算結果は、

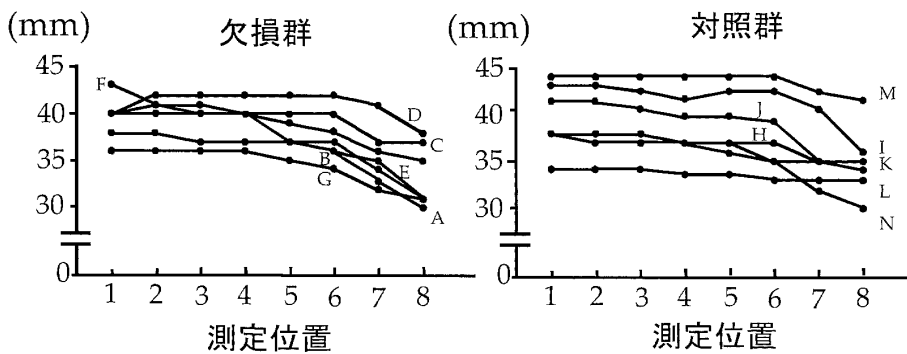
両小臼歯の根面に生じた第一主応力(引っ張り)分布、そして皮質骨における第三主歪み(圧縮)分布を算出した。算出された結果に対し、第一、第二小臼歯それぞれにおける欠損群と対照群の比較には unpaired t-test、義歯の装着・非装着による影響は paired t-test による有意差検定(いずれも危険率 0.05)を行った。

結 果

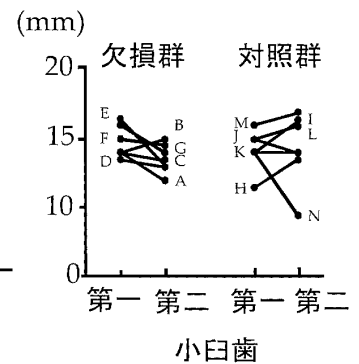
1. 骨の形態計測

各被験者の骨形態、すなわち測定部位ごとの下顎骨の高さ(図 3A)と最大頬舌幅(図 3B)、さらに第一および第二小臼歯の遠心歯頸部における支持歯槽骨の高さ(図 3C)をそれぞれグラフで示す。下顎骨の高さおよび支持歯槽骨の高さに関しては、すべての測定部位で被験者群と対照群の間に有意な差が認められなかった。一方、骨幅においては、第二小臼歯遠心部より前

(A) 骨高さ



(C) 支持歯槽骨



(B) 歯槽骨幅

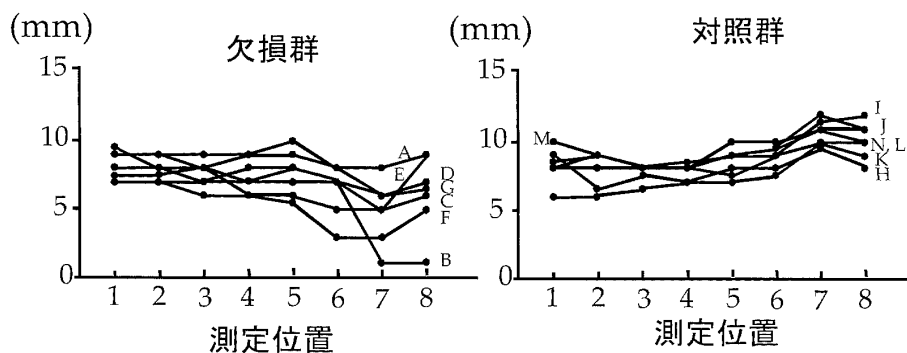


図3. 各被験者における骨形態計測結果。(A) 骨の高さ、(B) 骨の幅、および (C) 支持歯槽骨の高さ。

表 1. 最大噛みしめ時の咬合力負担.

被験者	義歯非装着 (N)			義歯装着 (N)			
	第一小臼歯	第二小臼歯	全歯列	第一小臼歯	第二小臼歯	全歯列	
A	205.0	213.9	825.2	178.2	265.8	1019.9	
B	18.8	87.0	205.4	20.8	131.1	281.1	
C	54.1	15.9	487.8	35.2	39.2	480.8	
欠損群	D	211.7	157.3	898.9	164.8	125.5	1076.4
E	58.3	158.6	364.0	36.3	201.7	508.2	
F	67.2	179.8	421.2	25.7	42.4	384.3	
G	84.1	290.7	960.2	95.4	261.5	1297.0	
平均	99.9	157.6	594.7	79.5	152.5	721.1	
標準偏差	76.7	71.8	296.0	67.6	94.2	399.4	
被験者	第一小臼歯	第二小臼歯	全歯列				
H	11.4	7.4	333.4				
I	45.8	13.8	1527.0				
J	49.0	31.1	1142.9				
対照群	K	21.4	25.6	409.4			
L	44.2	16.4	434.1				
M	33.3	3.8	617.9				
N	14.7	22.0	620.5				
平均	31.4	17.2	726.5				
標準偏差	15.6	10.5	443.1				

方の測定部位では有意差がなかったが、これより後方の測定点 (部位 6, 7, 8) では欠損群は対照群と比較して有意に幅が小さかった。

2. 咬合接触検査

表 1 に各被験者における両小臼歯および全歯列の咬合力負担を示す。欠損群における両小臼歯間の比較では、第二小臼歯の平均値 (義歯非装着時 157.6 N, 義歯装着時 152.5 N) が、第一小臼歯 (義歯非装着時 99.9 N, 義歯装着時 79.5 N) を、義歯装時、非装着時ともに有意に上回った。また、義歯装着時と非装着時との比較では、どちらの小臼歯においても有意な違いがなかった。一方、欠損群と対照群との比較では、義歯装着時の第一小臼歯の咬合力は対照群の同歯と有意差が認められなかったが、それ以外においては欠損群が対照群を有意に上回った。欠損群の咬合力は対照群と比較して標準偏差値が高く、各小臼歯、全歯列とも被験者間のばらつきが大きかった。

3. 有限要素モデルによる歪みと応力の解析

全ての被験者において、皮質骨の最大圧縮歪

みは舌側歯頸部に見られ、歯根表面の最大引っ張り応力は歯根頰側中央付近に見られた。図 4 に被験者 A の歯頸部皮質骨の主歪み分布と歯根表面の主応力分布を示す。また、表 2 には被験者ごとの最大圧縮歪みと最大引っ張り応力の値を示す。最大歪みと最大応力は、共に欠損群では対照群より有意に大きな値を示した。欠損群における最大圧縮歪みの平均値は、義歯非装着時の第二小臼歯 (3,066 $\mu\epsilon$)、義歯装着時の第二小臼歯 (2,839 $\mu\epsilon$)、義歯非装着時の第一小臼歯 (2,118 $\mu\epsilon$)、義歯装着時の第一小臼歯 (1,782 $\mu\epsilon$) の順であり、この順は歯根の最大引っ張り応力も同様であった。また、いずれの小臼歯でも義歯装着による歪みと応力に及ぼす影響は有意ではなかった。両小臼歯間の比較では、義歯装着時、非装着時ともに、第二小臼歯が第一小臼歯を上回った。咬合力と同様に、欠損群の値の分散は対照群と比較して大きく、個人によるばらつきが顕著であった。

表2. 歯頸部皮質骨の最大圧縮歪みと歯根表面の最大引っ張り応力.

	被験者	歯頸部皮質骨の最大圧縮歪み (με)				歯根表面の引っ張り応力 (MPa)			
		義歯非装着		義歯装着		義歯非装着		義歯装着	
		第一 小白歯	第二 小白歯	第一 小白歯	第二 小白歯	第一 小白歯	第二 小白歯	第一 小白歯	第二 小白歯
欠損群	A	4001	5825	3483	6053	154	136	124	141
	B	327	1759	423	2649	9	43	11	68
	C	759	901	512	812	25	4	19	24
	D	5331	3392	3831	3070	119	83	89	74
	E	1088	2406	1607	2589	24	62	15	75
	F	1201	2645	563	654	39	86	15	20
	G	2122	4531	2056	4043	41	106	52	110
	平均	2118	3066	1782	2839	59	74	47	73
	標準偏差	1863	1695	1423	1863	55	44	45	43
対照群	被験者	第一 小白歯	第二 小白歯			第一 小白歯	第二 小白歯		
	H	176	155			5	2		
	I	600	332			29	3		
	J	671	688			17	10		
	K	385	1044			13	11		
	L	532	534			15	5		
	M	642	489			19	2		
	N	165	278			6	8		
	平均	453	503			15	6		
	標準偏差	214	307			8	4		

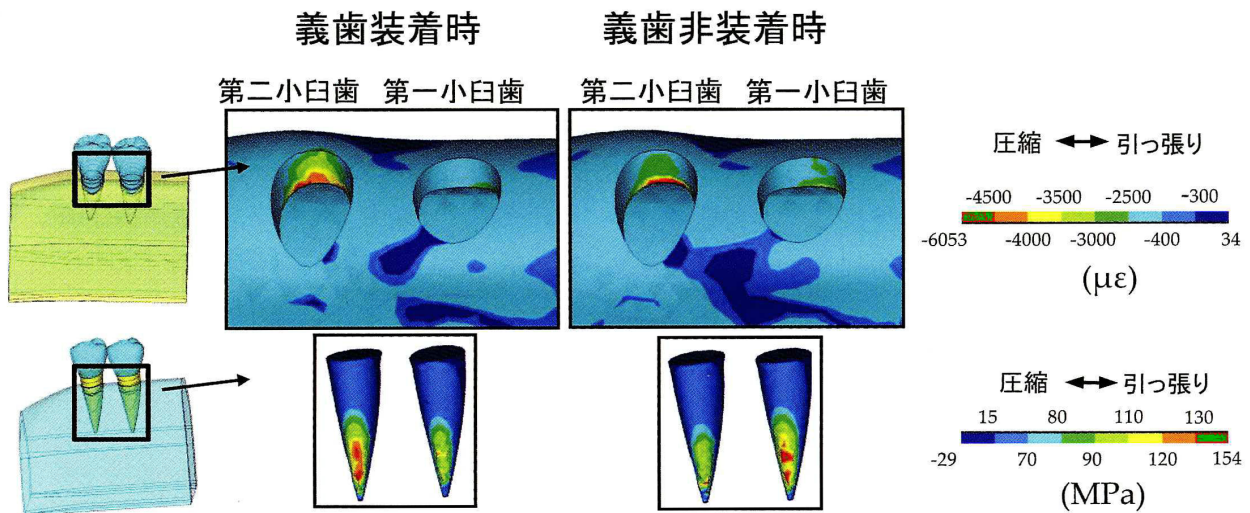


図4. 被験者 A の歪み・応力分布図. 歯頸部皮質骨における第三主歪み(圧縮)分布を上段に, 歯根表面の第一主応力(引っ張り)分布を下段に示す. 左端の参照図に示すように各分布図は頬側やや上方から見た図とした. スケールバーは歪みと応力のレベルを示す.

考 察

大臼歯部を失い最後方歯群となった第一、第二小臼歯への咬合力負担が、大臼歯を有する患者の同じ歯よりも大きかった原因として、顎口腔が最後方歯に咬合力負担が集中しやすい構造を持つことが挙げられる。すなわち、最大咬合力発現時における関節窩の下顎頭の位置に変化が生じ^{21, 22)}、上顎歯列に対する下顎歯列と下顎骨の角度が変化した可能性^{23, 24)}が考えられる。著者らは前報¹⁰⁾において、同じ被験者群を対照として咬合力重心²⁵⁾の前後的な位置を分析した。その結果、対照群では咬合力重心が第一大臼歯の中心付近であるのに対し、欠損群では義歯装着時には第二小臼歯遠心部、義歯非装着時には同近心部に重心が移動していることが明らかとなった。欠損群の小臼歯の咬合力負担が対照群より有意に大きかった背景には、これらの事実が密接に関係すると考えられる。

特記すべき事項は、咬合力および最大歪み・応力値のすべてが、欠損群の被験者間で大きくばらつき、高い分散を示したことであった。一般に、最大噛みしめにおいて個々の歯に発現する咬合力負担は、歯と歯列弓、咀嚼筋、さらに顎関節の形態や性質の違いによって大きな影響を受けると考えられる。本研究では同年代の女性を被験者として用い、身体的な差異ができるだけ小さい範囲の中で分析を行えるよう配慮した。それにもかかわらず、咬合力負担にこのような大きな分散が見られた事実から、補綴治療計画の立案においては患者個々の咬合力と個々の歯の荷重負担の違いを考慮すべきことが示唆される。

本研究では大臼歯欠損による影響を解析因子とし、それ以外の要因をできるだけ排除するため被験者の性別と年齢層を限定した。今回解析対象としなかった男性患者については、平均してより大きな咬合力が予想されるものの、歯列全体に占める大臼歯の咬合面面積の割合には違いがないと考えられ、大臼歯欠損による小臼歯部への影響は基本的には同様の傾向が予想され

る。また、歯列弓の形態や歯列の特徴などの違いも分析対象としなかったが、それらが大臼歯部を失った小臼歯部の力学的環境に及ぼす影響は、今後調査する価値はあると考えられる。

義歯装着により小臼歯部の咬合力負担と応力・歪みの値は有意な影響を受けなかったが、これらの数値を平均値で比較すれば、義歯装着時は非装着時よりも全般的にやや低い結果となった。反対に、例えば咬合力負担については、義歯装着時で非装着時よりも大きな値を記録した被験者が、第一小臼歯で2名(被験者B, G)、第二小臼歯で4名(被験者A, B, C, E)認められた。被験者Bは、両小臼歯共に義歯装着によって咬合力負担が増加した。咬合接触点を確認すると、咬合面レスト上に咬合接触点は観察されず、咬合接触点の数と位置は義歯非装着と装着とで変化はなかった。義歯装着によって咬合力負担が増加した理由は明確ではないが、本被験者の特徴として、義歯非装着時の咬合力が18.8 N(第一小臼歯)と87.0 N(第二小臼歯)、さらに全歯列でも205.4 Nと、比較的小さかったことがある。本研究の被験者はすべて日常生活において義歯を使用している患者である。従って、義歯を装着しないで最大噛みしめを行うことは、被験者にとって非日常的で不慣れであると考えられる。咬合接触の測定に際しては、すべての被験者に前述の方法で最大噛みしめの練習を行った後に測定を行ったが、被験者Bが義歯非装着で本来の咬合力が発揮できなかった可能性は否定できない。被験者Bを始め、発現する咬合力が小さい患者の場合は、その歯周組織に生じる応力と歪みも一般的に小さくなる。このような症例では、大臼歯部を喪失しても、その後、小臼歯歯周組織に荷重負担が生じるリスクは少ないと考えられる。本研究の被験者は部分床義歯を日常使用しているため、これらのデータを大臼歯部に補綴処置を行っていない短縮歯列の患者に直接当てはめることはできない。しかし短縮歯列の場合でも、発現する咬合力が小さければ小臼歯部への力学的な影響によるリスクは低いと推察される。

最大歪みと応力値は、おおよそ咬合力と比例関係にあったと考えてよい。すなわち、その歯の咬合力負担が大きければ、一般的には歯周組織に生じる応力と歪みも高くなる傾向が認められた。しかし一方では、必ずしも咬合力負担の増加が歯周組織の応力と歪みの増加に一致しない部位も見られた。すなわち、被験者Cの第二小白歯と被験者Gの第一小白歯においては、いずれも義歯装着によって咬合力負担が増加したが（15.9 N → 39.2 N および 84.1 N → 95.4 N）、歯頸部皮質骨の最大圧縮歪みは減少した（901 $\mu\epsilon$ → 802 $\mu\epsilon$, 2,122 $\mu\epsilon$ → 2,056 $\mu\epsilon$ ）。また被験者Eの第一小白歯では、義歯装着により咬合力が減少した（58.3 N → 36.3 N）にもかかわらず、最大歪みは大きく上昇した（1,088 $\mu\epsilon$ → 1,607 $\mu\epsilon$ ）。咬合力と歯槽骨の歪み量の増減が一致しない理由としては、咬合接触点の位置や力のバランスが変化し、それによって歯頸部皮質骨と歯根とが最も強く接触する位置が変化したことが考えられる。最も大きな力を受ける部位が菲薄で骨量が少なれば歪みは大きくなり、その位置にたくさん骨量があれば歪みは小さくな

る。上記の例は主として、義歯装着時と非装着時とで咬合接触点が変わっていたことにより、モデル上の歯の沈下方向が変化して、皮質骨と歯根とが最も強く接触する位置が移動したことが理由と考えられる。被験者Eの第一小白歯では、義歯非装着時には咬合面の近心側に集中していた接触点の位置が、義歯装着時には遠心にも分散するようになった（図5）。義歯装着により遠心部に設置したレストからの荷重が加わったが、それでも咬合力負担は義歯非装着時の方が高かったことがわかっている。しかしこの接触点分布の変化により、義歯装着時に同歯は遠心へ傾斜しながら沈下する動きを示すようになり、その結果、遠心部歯槽骨の最大歪みを増加させた（図5左）と推定される。

このような歪みと応力の増大は、必ずしも即座に歯周組織へ悪影響を及ぼすわけではない。歯周組織への健全な荷重負担は組織の退行性萎縮を防ぎ、咀嚼能力の向上に寄与するなどの利点が期待できるため、むしろ好ましい場合もある。しかしながら、被験者の中でも特に最大歪みが4,000 $\mu\epsilon$ を越える値を示した症例（被験者

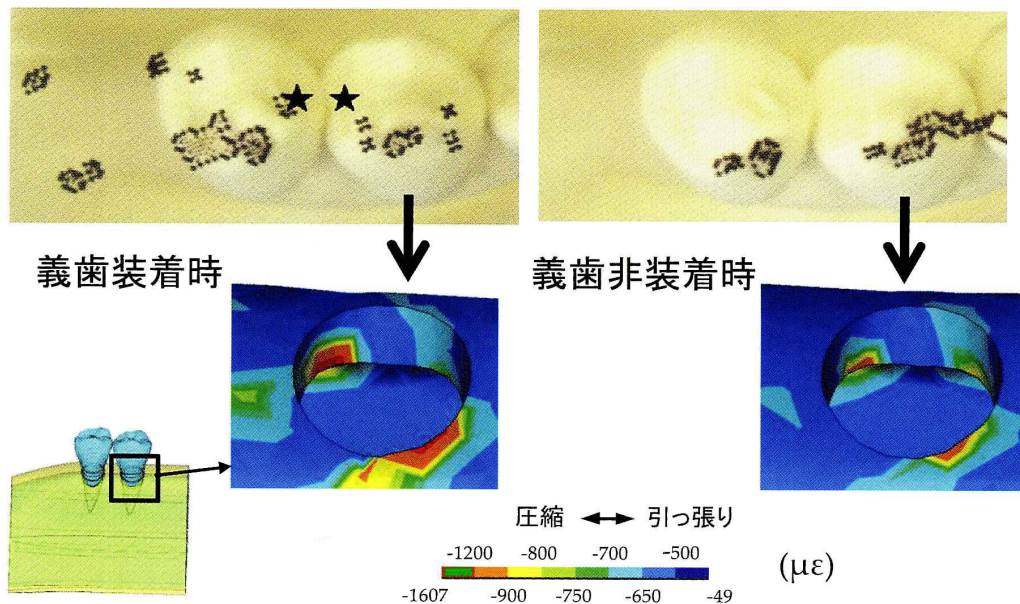


図5. 被験者Eの第一小白歯の咬合接触記録と歪み分布図。上図は咬合接触点を記録した透明の感圧フィルムを診断用模型上に重ね合わせた写真。黒い点が咬合接触点を示し、星印は義歯の咬合面レストの位置を指す。下図は歯頸部皮質骨における第三主歪み（圧縮）分布を頰側から見た分布図。

A, D, および G) については, 今後経過観察を継続する必要がある. 歯周組織に生じた最大歪みや応力から, 歯周組織に為害性を及ぼす力学的な侵襲性の有無を判断する明確な手法は確立していないが, 繰り返し一定レベルの歪みが生じたと仮定した場合, 骨の疲労破壊を招くと考えられている $4,000 \mu\epsilon$ 以上の歪みは, 一つの生物学的な基準値として広く認識されている²⁶⁻²⁸⁾. 事実, 健全歯列の対照群では, この基準値以上の最大歪みを示した被験者は一症例も見られなかった. これは, 上記のように咬合力自体が大臼歯部欠損によって増加したことに加え, 特に第二小臼歯の遠心部より後方の骨幅が, 欠損群の方が対照群より有意に短かったことも影響した可能性もある. 本研究では測定に最大咬合力を用いており, また被験者にはブラキシズムなどの習癖も認められないことから, 上記の被験者において, $4,000 \mu\epsilon$ を越える歪みが日常的に繰り返し生じている可能性は低い. しかしながら, 長期的な歯槽骨吸収を力学的な見地から予想するならば, これらの症例では大臼歯部の欠損が小臼歯部歯周組織の保全に不利に働く可能性があると考えて良い^{29,30)}. すなわち, 患者が大きな咬合力を示す症例の場合, 両側性の大臼歯部の喪失により, 最後方歯群となる小臼歯が大きな荷重負担を受ける可能性を示唆するものである.

荷重下において歯根表面に生じる第一主応力(引っ張り応力)の最大値は, 歯根破折を引き起こす歯根表面の微小クラックの発生のリスクを示すパラメータである. 結果から, 被験者 A に見られた最大 154 MPa の主応力は, 歯根象牙質の曲げ強さとして報告されている 212 MPa ³¹⁾ に近い値であるため, 歯根破折の高いリスクを示唆すると考えられた. 同被験者の場合, 咬合力が比較的大きかったことに加え, 支持歯槽骨の高さが全被験者中最も小さく(第一小臼歯遠心で 13.5 mm , 第二小臼歯遠心で 12 mm), いわゆる歯冠歯根比が大きかったことが歯根中央部に応力集中を招いた原因として推察される. 最大 154 MPa の主応力を生じた義歯

非装着時の第一小臼歯は, 歯頸部皮質骨の最大歪み量においては第二小臼歯よりも低かった(図 4) ことから, 歯根表面の最大応力は, 咬合力以外にも歯槽骨形態や咬合接触点の分布位置など複数の要因によって決まることが明らかである. ただし実際の生体では, 過大な咬合力に対する防御反応として歯根膜腔が拡大するなどの変化が生じるため, 本研究のモデルで歯根膜の厚さを一定として算出した応力値よりも実際の応力は低いと推定される. しかし, 相対的なリスクという見地からも, 高い応力値を示した歯根には経過観察時に注意を要すると考えられる.

有限要素モデルを用いた生体組織内部の歪みと応力の計算は, 近年様々な医療分野で利用されるようになった. 均一な組織構造を有する物質や材料とは異なり, ほとんどの生体組織は不均一で方向性があり, また弾性体ではなく非弾性体である. 例えば, ヒトの前歯は水平方向に僅かな荷重を受けると数十ミクロン変位するが, その 10 倍の荷重を受けても変位量は約 2 倍しか増加しない. このような生体の挙動をモデル上で厳密に再現するためには, モデル各部の材料データは一定値である弾性率ではなく, 非線形の曲線データを入力することが望ましい³²⁾. しかしながら, 骨質の不均一性や方向に依存した骨の硬さをモデルに加味したり, 歯の動きを決定する歯根膜の材料特性に非線形データを用いると, モデルの構築と演算に多大な時間が必要となる. 例えば, 著者らが世界に先駆けて歯の三次元的非線形挙動を再現した研究では⁸⁾, 上顎中切歯を僅か 0.1 mm 変位させるシミュレーションに 3 日間の演算時間が必要であった. しかし, ある限局した状況だけを再現し, 主としてモデル間の分析結果の比較を目的として分析を行うならば, 生体組織を均一な弾性体と仮定してモデル構築を行うのは極めて有効な方法であり, コンピュータの演算能力が飛躍的に進化した現在においても, 多くの研究で有限要素モデルが線形で構築されていることは合理的な判断であると考えて良い. 特に本研究

では、有限要素モデルを用いた歯学研究では初めて、14名の被験者すべてのモデルを個別に製作してそれぞれの解析を行う、多大な労力を伴う手法を採用した。このため、研究の現実的な遂行を保障するためにも、モデル構築における最小限の簡略化は避けられなかったと言える。本研究のモデルでは、最大咬合力を発揮したときの歯の沈下量が報告されている大きさと一致するような一定の弾性率を予備実験で求め、これを材料データとして使用した。従って、最大咬合力とは異なる、僅かな咬合力下における歯の挙動については良好な再現性が期待できないが、本研究の実験条件下では十分に現実的なシミュレーションが行えることは、これまで様々な研究グループが同様のモデルを用いて、動物の歯の動きとの整合性を評価した報告からも確認することができる³²⁾。

本研究の被験者は日常的に問題なく部分床義歯を装着しており、痛みや不適合など義歯に対する訴えを持つ被験者はおらず、残存歯の歯周組織は臨床的に正常であると判断されたので、これらの被験者は義歯による欠損の回復が適切に行われた症例と考えてよいだろう。しかし、それにもかかわらず、両側大臼歯の喪失によって増加した小臼歯歯周組織の最大歪みと応力は、部分床義歯の装着によって軽減されなかった。咀嚼機能と咬合接触の安定性や食品の指向性に関して調査したこれまでの研究結果によれば、小臼歯部に十分な咬合支持があれば、大臼歯部の咬合支持を失った患者に部分床義歯を装着した場合としなかった場合とでは、それらの結果に有意な差が見られないことが報告されている^{33, 34)}。また、咬合の安定性についても、短縮歯列の症例では大臼歯喪失の直後に起こる残存歯の咬耗や歯の移動などの結果、大臼歯部を補綴しなくても咬合状態は安定することが報告されている^{4, 35)}。本研究の結果は、義歯装着の効果という点に関してこれら従来の知見とおおよそ符合する。そして、支台歯の歯周組織への力学的影響という観点から、これらに新たな知見を加えるものである。

謝 辞

本研究の一部は、若林則幸への文部科学省科学研究費(20592307)、文部科学省ハイテクリサーチプロジェクト(2005-2009)、さらに近藤貴之への平成20年度私立大学等経常費補助金・研究科特別経費(学生分)の補助により実施された。謹んで感謝の意を表します。

なお、本論文の内容は、第117回日本補綴歯科学会学術大会(平成20年6月7日、名古屋市)および86th General Session & Exhibition of the International Association for Dental Research(平成20年7月5日、トロント市)において発表した。

引用文献

- 1) Sarita, P.T., Witter, D.J., Kreulen, C.M., van Hof, M. A., and Creugers, N.H.: Chewing ability of subjects with shortened dental arches. *Community. Dent. Oral. Epidemiol.* 31: 328-334, 2003.
- 2) Jepson, N., Allen, F., Moynihan, P., Kelly, P., and Thomason, M.: Patient satisfaction following restoration of shortened mandibular dental arches in a randomized controlled trial. *Int. J. Prosthodont.* 16:409-14, 2003.
- 3) Witter, D.J., van Elteren, P., and Käyser, A.F.: Migration of teeth in shortened dental arches. *J. Oral. Rehabil.* 14:321-329, 1987.
- 4) Witter, D.J., Creugers, N.H., Kreulen, C.M., de Haan, A.F.: Occlusal stability in shortened dental arches. *J. Dent. Res.* 80:432-436, 2001.
- 5) Witter, D. J., Kreulen, C. M., Mulder, J., and Creugers, N.H.: Signs and symptoms related to temporomandibular disorders—follow-up of subjects with shortened and complete dental arches. *J. Dent.* 35:521-527, 2007.
- 6) 矢野正敏, 安藤雄一, 小林清吾, 堀井欣一, 石上和男, 永瀬吉彦: 成人の咀嚼能力に及ぼす要因について. *口腔衛生誌* 43:369-376, 1993.
- 7) Cattaneo, P.M., Dalstra, M., and Melsen, B.: The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J. Dent. Res.* 84:428-433, 2005.
- 8) Ona, M., and Wakabayashi, N.: Influence of alveolar support on stress in periodontal structures. *J. Dent. Res.* 85:1087-1091, 2006.
- 9) Koriath, T.W., and Versluis, A.: Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit. Rev. Oral. Biol. Med.* 8:90-104, 1997.

- 10) Kondo, T., and Wakabayashi, N.: Influence of molar support loss on stress and strain in premolar periodontium: A patient-specific FEM study. *J. Dent.* 37:541-548, 2009.
- 11) Meijer, H.J., Starmans, F.J., Bosman, F., and Steen, W.H.: A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J. Oral. Rehabil.* 20:147-157, 1993.
- 12) Simşek, B., Erkmén, E., Yilmaz, D., and Eser, A.: Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Med. Eng. Phys.* 28:199-213, 2006.
- 13) Al-Sukhun, J., Kelleway, J., and Helenius, M.: Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. I. Mathematical validation and experimental verification. *J. Biomed. Mater. Res. A* 80:234-246, 2007.
- 14) Sano, H., Ciucchi, B., Matthews, W. G., and Pashley, D.H.: Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. *J. Dent. Res.* 73:1205-1211, 1994.
- 15) 松下恭之, 木原優文, 古谷野潔, 村上敬宜: 微小硬度法によるヒト下顎骨の弾性率の評価. *生体材料* 18:247-252, 2000.
- 16) O'Mahony, A.M., Williams, J.L., Katz, J.O., and Spencer, P.: Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clin. Oral. Implants Res.* 11: 415-421, 2000.
- 17) Picton, D.C.: Tilting movements of teeth during biting. *Arch. Oral. Biol.* 7:151-159, 1962.
- 18) Rees, J.S., and Jacobsen, P.H.: Elastic modulus of the periodontal ligament. *Biomaterials* 18:995-999, 1997.
- 19) Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T., and Takashima, F.: Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin. Oral. Implants Res.* 14:97-102, 2003.
- 20) Saito, M., Miura, Y., Notani, K., and Kawasaki, T.: Stress distribution of abutments and base displacement with precision attachment- and telescopic crown-retained removable partial dentures. *J. Oral. Rehabil.* 30:482-487, 2003.
- 21) Zabarović, D., Jerolimov, V., Carek, V., Vojvodić, D., Zabarović, K., and Buković, D. Jr.: The effect of tooth loss on the TM-joint articular eminence inclination. *Coll. Antropol.* 24:37-42, 2000.
- 22) Seedorf, H., Seetzen, F., Scholz, A., Sadat-Khonsari, M.R., Kirsch, I., and Jüde, H.D.: Impact of posterior occlusal support on the condylar position. *J. Oral. Rehabil.* 31:759-63, 2004.
- 23) Yamazaki, M., Yugami, K., Baba, K., and Ohyama, T.: Effect of clenching level on mandibular displacement in Kennedy Class II partially edentulous patients. *Int. J. Prosthodont.* 16:183-188, 2003.
- 24) Igarashi, Y., Yamashita, S., and Kuroiwa, A.: Changes in interarch distance and condylar position related to loss of occlusal support for partially edentulous patients. A pilot study. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* 7:107-111, 1999.
- 25) Shinogaya, T., Tanaka, Y., Toda, S., and Hayakawa, I.: A new approach to evaluating occlusal support by analyzing the center of the bite force. *Clin. Oral. Investig.* 6:249-256, 2002.
- 26) Biewener, A.A.: Safety factors in bone strength. *Calcif. Tissue Int.* 53:68-74, 1993.
- 27) Polson, A. M., and Zander, H. A.: Effect of periodontal trauma upon intrabony pockets. *J. Periodontol.* 54:586-591, 1983.
- 28) Frost, H.M.: Bone "mass" and the "mechanostat": a proposal. *Anat. Rec.* 219:1-9, 1987.
- 29) Mosley, J.R., and Lanyon, L.E.: Strain rate as a controlling influence on adaptive modeling in response to dynamic loading of the ulna in growing male rats. *Bone* 23:313-318, 1998.
- 30) Pattin, C.A., Caler, W.E., and Carter, D.R.: Cyclic mechanical property degradation during fatigue loading of cortical bone. *J. Biomech.* 29:69-79, 1996.
- 31) Plotino, G., Grande, N.M., Bedini, R., Pameijer, C. H., and Somma, F.: Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. *Dent. Mater.* 23:1129-1135, 2007.
- 32) Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T., and Igarashi, Y.: Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J. Dent.* 36:463-471, 2008.
- 33) Witter, D.J., van Elteren, P., Käyser, A.F., and van Rossum, M. J.: The effect of removable partial dentures on the oral function in shortened dental arches. *J. Oral. Rehabil.* 16:27-33, 1989.
- 34) Thomason, J.M., Moynihan, P.J., Steen, N., and Jepson, N.J.: Time to survival for the restoration of the shortened lower dental arch. *J. Dent. Res.* 86: 646-650, 2007.
- 35) Witter, D.J., de Haan, A.F., Käyser, A.F., and van Rossum, G. M.: Shortened dental arches and periodontal support. *J. Oral. Rehabil.* 18:203-212, 1991.