

三次元有限要素法による歯科インプラントの 生体力学的研究

—インプラントと天然歯の連結条件の検討—

渡辺 聡

Biomechanical Analysis of Dental Implants
by the Three-dimensional Finite Element Method
—A Study of Conditions for Implant-Tooth Connection—

Satoshi WATANABE

Purpose : Connecting natural teeth to dental implants provides some advantage in structural design of the superstructures in some cases. However, it was reported that tooth-implant connections might cause troubles such as sinking of the teeth ; but such troubles may be avoided by adjusting the connection conditions. In this study, the biomechanical effects of modes of tooth-implant connections on the tissue surrounding natural teeth and implants were evaluated by the three-dimensional finite element analysis.

Methods : Four finite element models were constructed. Type A was a three-unit (3U) fixed partial denture (FPD) set on two natural teeth with a bone portion. Type B was a 3U FPD supported by a tooth and an implant. The mesial and the distal portion of the pontic in Type B was replaced with POM in Type C and Type D, respectively. A linear static analysis was carried out under the buccolingually inclined and perpendicular loadings.

Results : The maximum von Mises stress generated in the bone around the implant exceeded the physiological range under the inclined loadings in Type B, C and D. In Type B, there was a possibility that disuse atrophy may occur in the bone surrounding the tooth. These tendencies were indistinct in Type C and D.

Conclusions : It was suggested that limitation of lateral forces and proper adjustment of the connection conditions between the natural teeth and the implants were essential to reduce the deleterious effects on the tooth-implant connection.

Key words : biomechanical analysis, dental implant, FEM, displacement, implant-tooth connection

緒 言

インプラント支持の補綴装置は無歯顎、部分欠損歯列の如何に関わらず成功率が高く¹⁻⁴⁾、咀嚼機能の回復にも優れていることから⁵⁾、有効な欠損補綴治療法として普及している。なかでも、少数歯欠損に応用されるインプラント支持の補綴装置は、インプラントの生存率が天然歯支持の固定性ブリッジと比較して、同等の値であることが報告されている⁶⁾。これらの報告を踏まえ、少数歯の遊離端欠損症例に対しては、QOLを考慮して、インプラント支持の補綴が推奨されている⁷⁾。一方で、インプラントの追加埋入が困難な顎骨形態でも治療の可能性を広げたい場合、片持ち梁の補綴になることを避けたい場合、補綴に必要なインプラント支台数を減少したい場合、あるいは治療経費を削減したい場合などには、インプラントと天然歯を連結した補綴装置が適用されている⁸⁾。インプラントと天然歯との連結は、リジットな固定性にする^{9,10)} ことにより、インプラント支持の場合と同等の成功率となることが報告されている¹¹⁻¹³⁾。これに対して、インプラントと天然歯の被圧変位量には差があることから、インプラントに片持ち梁の力が作用することを防止するために、連結部を可動性にする方法が報告されている¹⁴⁻¹⁶⁾。しかし、連結部を可動性により、天然歯の沈下など、合併症の生じることが報告されるようになった¹⁷⁻²⁷⁾。この天然歯の沈下に対しては、disuse atrophy 説²⁸⁻³⁰⁾、differential energy dissipation 説^{18,19)}、mandibular flexure 説³¹⁻³³⁾、fixed partial denture flexure 説^{30,31)}、impaired rebound memory 説^{31,33)}、debris impaction 説³⁴⁾ および ratchet effect 説^{31,33)} などの諸説が報告されているが、その原因については未だに解明されていない。日常臨床では、インプラントと天然歯支持の補綴装置が可能であれば、少数歯欠損補綴治療法における選択肢の拡大、インプラント埋入本数の削減による生体侵襲の軽減および経済的負担の軽減など、多くの利点をもたらすことになる。

そこで、本研究ではインプラントと天然歯を連結することの妥当性を検討することを目的に、連結法の違いが顎骨に及ぼす影響について、三次元

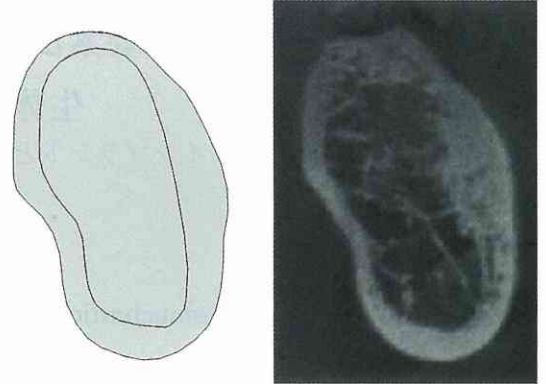


図1 下顎骨モデル断面(下顎第一大臼歯相当部)

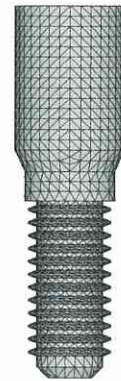


図2 インプラントモデル

有限要素法を応用して生体力学的に解析した。

材料および方法

1. 解析モデル

1) 下顎骨モデル

下顎骨モデルは、奥羽大学歯学部附属病院にインプラント治療を希望して来院し、本研究に同意の得られた患者から撮像した、下顎第一大臼歯相当部のCT画像をもとに構築した。皮質骨と海綿骨の厚みは、上條³⁵⁾の報告した解剖学的計測値を参考に、下顎体高は27.65mmに、下顎体厚は18.40mmに、歯槽頂での皮質骨の厚径は1.48mmに設定した(図1)。下顎骨欠損部の近遠心径は、下顎第二小臼歯から第二大臼歯までを植立できる長さとし、36mmに設定した。

2) インプラントモデル

インプラント体は、古橋ら³⁶⁾や渡辺ら³⁷⁾の報告

表1 インプラント変位量の設定 (μm)

	2,000gf 水平荷重		5,000gf 垂直荷重
	インプラント頸部	インプラント底部	インプラント底部
目標値	8.0	15.0	4.0
インプラントモデル	8.0	14.8	3.6

表2 1,000gf荷重下における天然歯変位量の設定 (μm)

	水平	垂直
目標値	50~100	30~60
天然歯モデル	56.0	26.7

をもとに、直径3.75mm、長さ10.0mmのスレッド型とした。アバットメント部は、直径5.0mm、長さ7.7mmの円柱形とした(図2)。生体での力学的な応答に近似した解析を行うために、生体の被圧変位量の実測値は堀田³⁸⁾の報告を参考に、目標値を2,000gfの側方荷重時にインプラント頸部で8.0 μm 、インプラント底面で15.0 μm の変位量と設定し、骨縁から回転中心までの距離を3.3mmとした。また、5,000gfの垂直荷重時にインプラント底面の変位量が4.0 μm になるように目標値を設定した。設定の変位量を再現するため、古橋³⁶⁾の報告を参考に、インプラント頸部に15.0 μm 、インプラント底面に20.0 μm のGap要素を付与したところ2,000gfの側方荷重時にインプラント頸部で8.0 μm 、インプラント底面で14.8 μm の変位量、回転中心までの距離が3.3mm、5,000gfの垂直荷重時にインプラント底面の変位量が3.6 μm となり、目標値に近似した(表1)。なお、歯冠部には、第二大臼歯の歯冠を模倣した直径11mmの上部構造を付与した。

3) 天然歯モデル

天然歯モデルは、上條³⁹⁾および藤田⁴⁰⁾による下顎第二小臼歯の計測値を参考に、全長20.5mm、歯根長さ13.0mmの楕円錐形の単純化モデルとした。歯根膜は黒川⁴¹⁾の報告にもとづき、歯根の形態を拡大して複製して0.25~0.31mmの厚みを付与した(図3)。歯冠部には、第二小臼歯の歯冠を模倣した直径9mmの上部構造を付与した。

被圧変位量の設定は、後藤⁴²⁾の報告した第一小臼歯の被圧変位量と回転中心までの距離を参考として、側方荷重100gfで30~70 μm 、1,000gfで



図3 天然歯モデル

50~100 μm の変位量と、垂直荷重100gfで15~35 μm 、1,000gfで30~60 μm の変位量とし、骨縁からの回転中心までの距離が2~5mmとなるように目標値を設定した。

歯根膜の物性値は篠原⁴³⁾が報告した値を参考に、直交異方性弾性体として設定し、X軸方向、Y軸方向、Z軸方向の弾性係数とポアソン比を試行錯誤的に当てはめ、側方荷重1,000gfで56.0 μm 、垂直荷重1,000gfで26.7 μm の被圧変位量とした(表2)。

4) 連結モデル

解析する連結モデルの条件は4タイプとした(図4)。Aタイプは、下顎第一大臼歯の欠損で第二小臼歯、第二大臼歯部の天然歯を支台とする固定性ブリッジとした。Bタイプは、下顎第一、第二大臼歯の欠損に対して、第二大臼歯相当部にインプラントを埋入し、第二小臼歯部の天然歯と連結したブリッジとした。次に、インプラントと天然歯の連結条件を検討する解析条件として、2タイプを設定した。インプラント体を負担過重から守り、天然歯周囲骨への荷重を増大させるため、Bタイプのポンティック部近心側1mmをポリオキシメチレン(POM)としたCタイプと、ポンティック部遠心側1mmをPOMとしたDタイプを設定した。

支台装置とポンティックの連結部の設置位置は、上下的に咬合面側1/3、頬舌的には歯冠頬舌径の中央として、直径約2mmの円形平面とした。

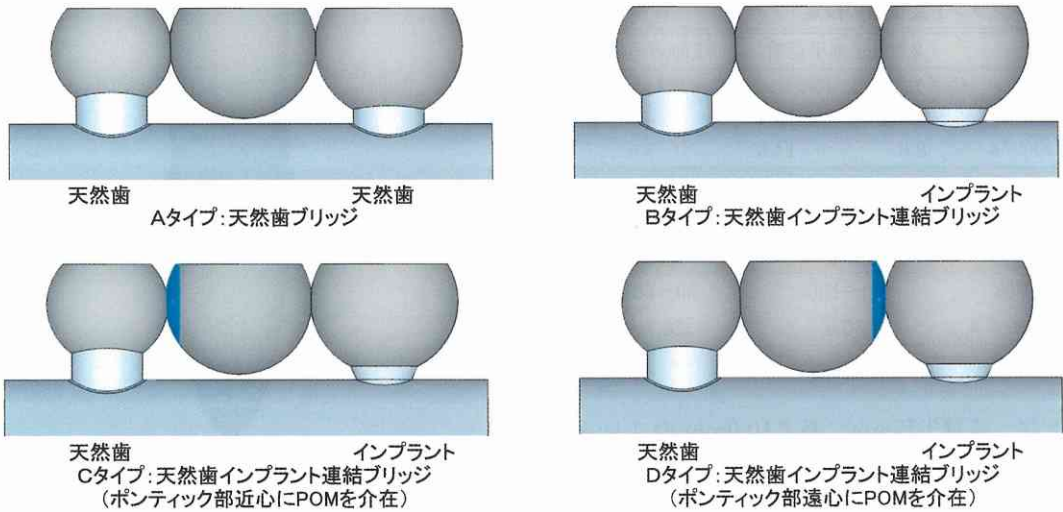


図4 有限要素モデル

- Aタイプ:天然歯ブリッジ
- Bタイプ:天然歯インプラント連結ブリッジ
- Cタイプ:天然歯インプラント連結ブリッジ (ボンティック部近心にPOMを介在)
- Dタイプ:天然歯インプラント連結ブリッジ (ボンティック部遠心にPOMを介在)

表3 材料特性

構成要素	弾性係数(MPa)	ポアソン比
チタン	110,000	0.32
歯質	14,000	0.3
皮質骨	13,000	0.3
海綿骨	1,300	0.3
POM	2,600	0.39
	X軸方向 0.71	0.49
歯根膜(直交異方性弾性体)	Y軸方向 1.49	0.49
	Z軸方向 0.56	0.49
歯根膜(等方性弾性体)	10	0.45

2. 解析方法

1) ハードウェアおよびソフトウェア

解析モデルの作成には、汎用三次元 CAD ソフトウェア (SolidWorks 2010, Dassault Systèmes SolidWorks Corp., USA), 解析には汎用有限要素法プログラム (SolidWorks Simulation 2010) とパーソナルコンピュータ (CanBe, IBM PC/AT Compatibles) を用いた。

2) 解析モデルの構成要素と物性値

解析モデルの構成要素は、インプラント、上部

構造、支台装置、歯質、歯根膜、皮質骨、海綿骨および POM とした。歯根膜以外の構成要素は線形等方性弾性体とし、それぞれの弾性係数とポアソン比は、従来の報告を参考^{43,44)} に設定した。歯根膜は予備解析で求めた直交異方性を与えた物性値に設定した。上部構造および支台装置に使用する金属はチタンと設定した (表 3)。

3) 座標系

有限要素モデルの絶対座標系は、XY 平面が前頭面、YZ 平面が矢状面、XZ 平面が水平面となるようにし、下顎下縁平面と咬合平面は XZ 平面と平行になるように設定した。

4) 接触条件と拘束条件

全体の構成要素間の接触条件は完全に接触しているボンド結合の設定とし、インプラント体と骨の間は接触の設定とした。拘束条件としては、下顎骨の断面係数⁴⁴⁾ はその断面形状、寸法からみて非常に大きいために、評価項目に拘束条件による著しい影響が及ばないことを予備解析で確認し、解析モデルの歯槽骨部断面全体を完全拘束とした。

5) 荷重条件

荷重の方向は、正井⁴⁵⁾ が報告した機能時における歯の動態の角度を参考に、咬合平面に対し頬舌

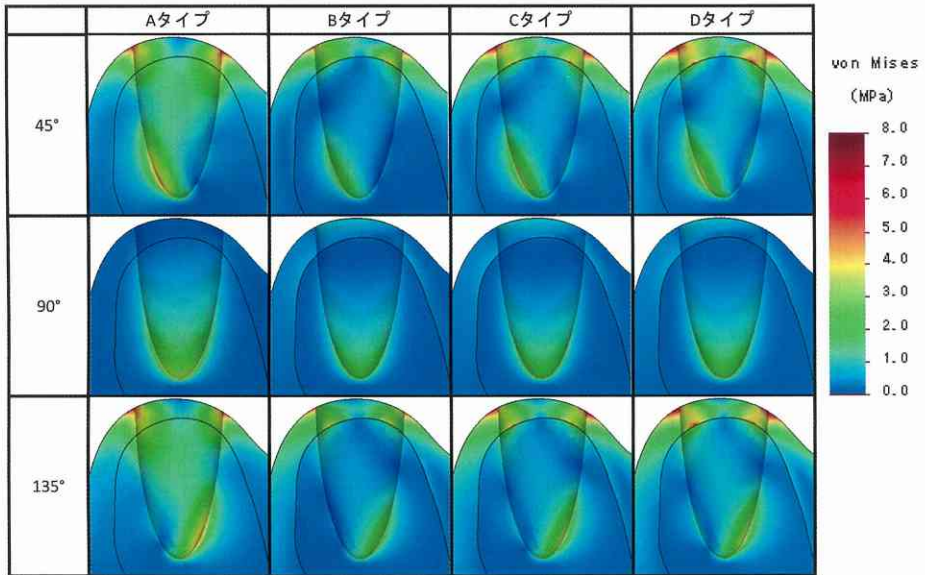


図5 第二小臼歯部冠状断 コンター図

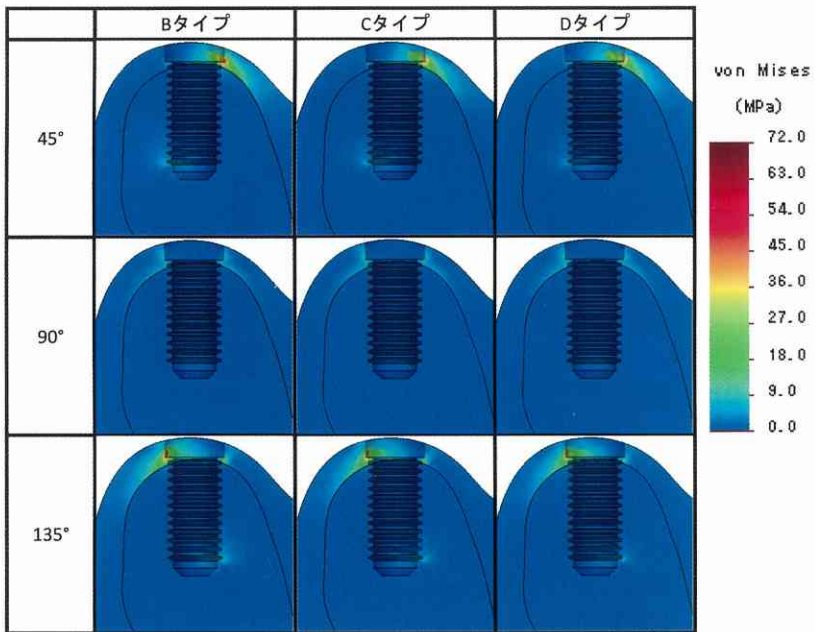


図6 インプラント部冠状断 コンター図

的に45度の舌側傾斜荷重、90度の垂直荷重、135度の頬側傾斜荷重とし、近似再現した被圧変位量の範囲内に収まるようポンティックを含む各咬合面中央部に2,000gfの静的荷重を付与した。

6) 解析条件

解析は線形静解析であるが、インプラントと周囲骨間に Gap 要素を設定し、幾何学的非線形性を与えた。

表4 第二小臼歯歯根膜周囲骨の最大相当応力と増減率

		Aタイプ	Bタイプ	Cタイプ	Dタイプ	
舌側傾斜荷重	皮質骨	応力値 (Mpa)	7.0	6.4	7.9	8.6
		Aタイプ比	-	-8.6%	12.9%	22.9%
		Bタイプ比	9.4%	-	23.4%	34.4%
	海綿骨	応力値 (Mpa)	4.8	2.9	3.6	3.8
	Aタイプ比	-	-39.6%	-25.0%	-20.8%	
	Bタイプ比	65.5%	-	24.1%	31.0%	
垂直荷重	皮質骨	応力値 (Mpa)	0.7	1.7	2.0	1.8
		Aタイプ比	-	142.9%	185.7%	157.1%
		Bタイプ比	-58.8%	-	17.6%	5.9%
	海綿骨	応力値 (Mpa)	4.3	3.0	3.3	3.1
	Aタイプ比	-	-30.2%	-23.3%	-27.9%	
	Bタイプ比	43.3%	-	10.0%	3.3%	
頬側傾斜荷重	皮質骨	応力値 (Mpa)	6.8	6.3	7.6	8.6
		Aタイプ比	-	-7.4%	11.8%	26.5%
		Bタイプ比	7.9%	-	20.6%	36.5%
	海綿骨	応力値 (Mpa)	4.8	2.9	3.6	3.9
	Aタイプ比	-	-39.6%	-25.0%	-18.7%	
	Bタイプ比	65.5%	-	24.1%	34.5%	

表5 インプラント周囲骨の最大相当応力と増減率

		Aタイプ	Bタイプ	Cタイプ	
舌側傾斜荷重	皮質骨	応力値 (Mpa)	61.3	51.6	48.3
		Bタイプ比	-	-15.8%	-21.2%
	海綿骨	応力値 (Mpa)	14.9	13.6	9.6
		Bタイプ比	-	-8.7%	-35.6%
垂直荷重	皮質骨	応力値 (Mpa)	35.2	28.1	36.1
		Bタイプ比	-	-20.2%	2.6%
	海綿骨	応力値 (Mpa)	9.9	9.5	10.9
		Bタイプ比	-	-4.0%	10.1%
頬側傾斜荷重	皮質骨	応力値 (Mpa)	73.6	63.2	62.2
		Bタイプ比	-	-14.1%	-15.5%
	海綿骨	応力値 (Mpa)	14.1	12.1	11.1
		Bタイプ比	-	-14.2%	-21.3%

要素属性は四面体2次要素とした。モデルの中で節点数が最大となったDタイプで約99万、要素数は約71万となった。

7) 評価項目

連結された天然歯周囲骨の応力様相を確認するために、第二小臼歯の歯根膜周囲骨の応力分布および力の方向を加味しない最大相当応力を評価の対象とした。また、連結により発生するインプラント周囲骨の応力と、POMの応用がインプラント周囲骨に与える影響については、最大相当応力と第二小臼歯の歯根膜周囲海綿骨面上の節点における相当応力の平均値、さらに上部構造の変位量で評価した。

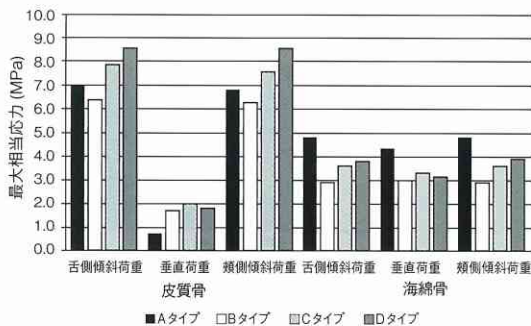


図7 第二小臼歯歯根膜周囲骨の最大相当応力

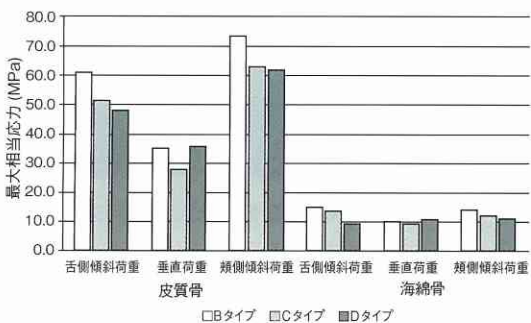


図8 インプラント周囲骨の最大相当応力

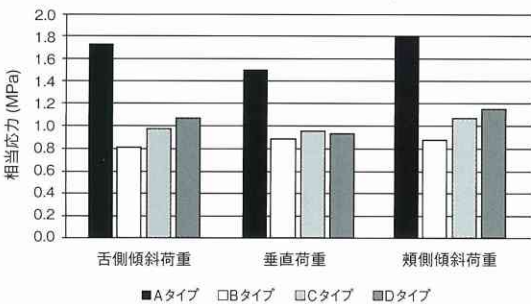


図9 第二小臼歯歯根膜周囲海綿骨の相当応力(平均値)

結果

1. 応力分布について

1) 天然歯周囲骨部について (図5)

(1) 舌側傾斜荷重

いずれの条件でも歯頸部辺縁周囲の皮質骨部と牽引側根先部の海綿骨に応力の集中がみられた。AタイプとBタイプの比較では、Bタイプの海綿骨への応力分布の範囲が狭く、圧迫側歯根周囲の

表6 相当応力(平均値)

(MPa)

	天然歯				インプラント		
	Aタイプ	Bタイプ	Cタイプ	Dタイプ	Bタイプ	Cタイプ	Dタイプ
舌側傾斜荷重	1.73	0.81	0.99	1.08	1.14	0.97	0.89
垂直荷重	1.49	0.88	0.96	0.93	0.65	0.63	0.59
頬側傾斜荷重	1.80	0.87	1.06	1.15	1.15	0.99	0.92

表7 変位置

(μm)

	軸	天然歯				インプラント		
		Aタイプ	Bタイプ	Cタイプ	Dタイプ	Bタイプ	Cタイプ	Dタイプ
舌側傾斜荷重	X	147.2	97.2	129.8	146.4	45.6	38.6	33.1
	Y	-55.4	-36.8	-40.5	-39.7	1.5	1.2	0.6
	Z	1.4	16.2	14.0	14.8	16.7	15.7	14.9
	三次元的	157.3	105.1	136.7	152.4	48.6	41.7	36.3
垂直荷重	X	0.0	0.0	0.3	0.2	-0.5	-0.5	-0.5
	Y	-77.0	-54.9	-59.3	-57.8	-3.2	-3.2	-3.3
	Z	1.1	21.5	18.2	19.8	22.6	20.9	20.4
	三次元的	77.0	59.0	62.0	61.1	22.9	21.1	20.7
頬側傾斜荷重	X	-147.1	-96.7	-129.2	-146.0	-46.0	-38.6	-33.3
	Y	-53.2	-37.5	-40.8	-39.7	1.2	0.8	0.3
	Z	0.0	16.9	14.4	14.7	17.4	16.0	14.9
	三次元的	156.4	105.1	136.2	152.0	49.2	41.8	36.5

応力の低下が認められた。CタイプとDタイプでも歯頸部辺縁周囲の皮質骨部と牽引側根先部の海綿骨に応力集中が認められ、Aタイプに相似した応力分布となった。

(2) 垂直荷重

いずれの条件でも応力は根尖部に接する海綿骨部に集中していた。解析条件間の比較では、Aタイプに比べD、C、Bタイプの順に根尖部から広がる応力分布の範囲が狭まっていた。

(3) 頬側傾斜荷重

頬舌的には舌側荷重時の逆方向に応力分布が出現していることが確認できた。いずれの解析条件でも歯頸部辺縁周囲の皮質骨部と牽引側根先部の海綿骨に応力の集中がみられた。AタイプとBタイプの比較では、Bタイプの海綿骨への応力分布の範囲が狭く、圧迫側歯根周囲の応力の低下が認められた。CタイプとDタイプでも歯頸部辺縁周囲の皮質骨部と牽引側根先部の海綿骨に応力集中が認められ、BタイプよりもAタイプに類似した応力分布となった。

2) インプラント周囲骨部 (図6)

(1) 舌側傾斜荷重

圧迫側の皮質骨に応力が集中し、Bで最も大きく、C、Dタイプの順に応力が小さくなった。傾斜荷重による頬舌的回転運動によりインプラント体先端の牽引側海綿骨に発生している応力も同様に軽減が認められた。

(2) 垂直荷重

いずれの条件でも、インプラント頸部の底面と側面が接する角に応力が集中したが、タイプ間の差異はほとんど認められなかった。

(3) 頬側傾斜荷重

舌側傾斜荷重時と同様に、圧迫側皮質骨に応力が集中し、B、C、Dタイプの順に応力の軽減が認められた。回転運動によりインプラント先端の牽引側海綿骨に発生している応力値も同様の軽減が認められた。

2. 応力について

1) 天然歯周囲骨の最大相当応力について

(表4、図7)

(1) 舌側傾斜荷重

第二小臼歯の歯根膜部外面に接する周囲骨における接点の最大相当応力は、皮質骨でAタイプが7.0MPa, Bタイプが6.4MPa, Cタイプが7.9MPa, Dタイプが8.6MPaであった。天然歯間を連結したAタイプの応力値を基準とすると、Bタイプでは8.6%減少し、Cタイプでは12.9%の増加、Dタイプでは22.9%の増加がみられた。海綿骨では、Aタイプが4.8MPa, Bタイプが2.9MPa, Cタイプが3.6MPa, Dタイプが3.8MPaであった。Aタイプに対してBタイプは39.6%の減少、Cタイプでは25.0%の減少、Dタイプでは20.8%の減少がみられた。

(2) 垂直荷重

歯根膜部外面に接する皮質骨と海綿骨では、Aタイプではそれぞれ0.7MPa, 4.3MPa, Bタイプでは1.7MPa, 3.0MPa, Cタイプでは2.0MPa, 3.3MPa, Dタイプでは1.8MPa, 3.1MPaであった。Aタイプに対してBタイプでは、皮質骨部で142.9%の増加、海綿骨部では30.2%の減少がみられた。また、Cタイプでは皮質骨部で185.7%の増加、海綿骨部で23.3%の減少となった。Dタイプでは、皮質骨部で157.1%の増加、海綿骨部で27.9%の減少がみられた。

(3) 頬側傾斜荷重

歯根膜部外面に接する皮質骨と海綿骨では、Aタイプではそれぞれ6.8MPa, 4.8MPa, Bタイプでは6.3MPa, 2.9MPa, Cタイプでは7.6MPa, 3.6MPa, Dタイプでは8.6MPa, 3.9MPaであった。Aタイプに対してBタイプでは皮質骨部で7.4%の減少、海綿骨部では39.6%の減少がみられた。また、Cタイプでは皮質骨部で11.8%の増加、海綿骨部では25.0%の減少がみられた。Dタイプでは皮質骨部で26.5%の増加、海綿骨部では18.7%の減少がみられた。

2) インプラント周囲骨の最大相当応力について(表5, 図8)

(1) 舌側傾斜荷重

第二大臼歯相当インプラント周囲骨における接点の最大相当応力は、皮質骨でBタイプが61.3MPa, Cタイプが51.6MPa, Dタイプが48.3MPaとなり、インプラントと天然歯をリジッ

ドに連結したBタイプの応力値を基準とすると、Cタイプでは15.8%の減少、Dタイプでは21.2%の減少がみられた。海綿骨ではBタイプが14.9MPa, Cタイプが13.6MPa, Dタイプが9.6MPaであった。Bタイプに対してCタイプは8.7%の減少、Dタイプは35.6%の減少がみられた。

(2) 垂直荷重

インプラント周囲の皮質骨と海綿骨では、Bタイプがそれぞれ35.2MPa, 9.9MPa, Cタイプが28.1MPa, 9.5MPa, Dタイプが36.1MPa, 10.9MPaとなり、Bタイプに対してCタイプは皮質骨部で20.2%、海綿骨部で4.0%の減少がみられた。Dタイプでは皮質骨部で2.6%、海綿骨部では10.1%の増加がみられた。

(3) 頬側傾斜荷重

インプラント周囲の皮質骨と海綿骨では、Bタイプがそれぞれ73.6MPa, 14.1MPa, Cタイプが63.2MPa, 12.1MPa, Dタイプが62.2MPa, 11.1MPaとなり、Bタイプに対してCタイプは皮質骨部で14.1%、海綿骨部で14.2%減少がみられた。また、Dタイプは皮質骨部で15.5%、海綿骨部で21.3%減少がみられた。

3) 第二小臼歯歯根膜周囲海綿骨面上の節点における応力の平均値について(表6, 図9)

(1) 舌側傾斜荷重

舌側傾斜荷重時の天然歯周囲海綿骨では、Aタイプと比較してBタイプが最小となった。CタイプとDタイプは中間の値となり、Dタイプの方がわずかに大きかった。

(2) 垂直荷重

垂直荷重時の天然歯周囲海綿骨では、Aタイプと比較してBタイプが最小となったが、CタイプとDタイプともほぼ同等の値であった。

(3) 頬側傾斜荷重

頬側傾斜荷重時の結果は、舌側傾斜荷重時と同様の傾向の結果となった。

3. 変位量について(表7)

1) 天然歯の変位量

(1) 舌側傾斜荷重時

舌側傾斜荷重を加えた時の第二小臼歯の変位量は、Aタイプで頬側へ147.2 μ m, 根尖側へ55.4 μ m, 近心側へ1.4 μ m, Bタイプで頬側へ97.2 μ m, 根

尖側へ $36.8\mu\text{m}$ 、近心側へ $16.2\mu\text{m}$ 、Cタイプで頬側へ $129.8\mu\text{m}$ 、根尖側へ $40.5\mu\text{m}$ 、近心側へ $14.0\mu\text{m}$ 、Dタイプで頬側へ $146.4\mu\text{m}$ 、根尖側へ $39.8\mu\text{m}$ 、近心側へ $14.8\mu\text{m}$ であった。

(2) 垂直荷重時

垂直荷重時における変位量は、Aタイプで根尖側へ $77.0\mu\text{m}$ 、近心側へ $1.1\mu\text{m}$ 、Bタイプで根尖側へ $54.9\mu\text{m}$ 、近心側へ $21.5\mu\text{m}$ 、Cタイプで頬側へ $0.3\mu\text{m}$ 、根尖側へ $59.3\mu\text{m}$ 、近心側へ $18.3\mu\text{m}$ 、Dタイプで頬側へ $0.2\mu\text{m}$ 、根尖側へ $57.8\mu\text{m}$ 、近心側へ $19.8\mu\text{m}$ であった。

(3) 頬側傾斜荷重時

頬側傾斜荷重を加えた時の第二小臼歯の変位量は、Aタイプで舌側へ $147.1\mu\text{m}$ 、根尖側へ $53.2\mu\text{m}$ 、Bタイプで舌側へ $96.7\mu\text{m}$ 、根尖側へ $37.5\mu\text{m}$ 、近心側へ $16.9\mu\text{m}$ 、Cタイプで舌側へ $129.2\mu\text{m}$ 、根尖側へ $40.8\mu\text{m}$ 、近心側へ $14.5\mu\text{m}$ 、Dタイプで舌側へ $146.0\mu\text{m}$ 、根尖側へ $39.7\mu\text{m}$ 、近心側へ $14.7\mu\text{m}$ であった。

2) インプラントの変位量

(1) 舌側傾斜荷重時

舌側傾斜荷重を負荷した時のインプラントの変位量は、Bタイプで頬側へ $45.6\mu\text{m}$ 、歯冠側へ $1.5\mu\text{m}$ 、近心側へ $16.7\mu\text{m}$ 、Cタイプで頬側へ $38.6\mu\text{m}$ 、歯冠側へ $1.2\mu\text{m}$ 、近心側へ $15.7\mu\text{m}$ 、Dタイプで頬側へ $33.1\mu\text{m}$ 、歯冠側へ $0.6\mu\text{m}$ 、近心側へ $14.9\mu\text{m}$ であった。

(2) 垂直荷重時

垂直荷重時におけるインプラントの変位量は、Bタイプで舌側へ $0.5\mu\text{m}$ 、根尖側へ $3.2\mu\text{m}$ 、近心側へ $22.6\mu\text{m}$ 、Cタイプで舌側へ $0.5\mu\text{m}$ 、根尖側へ $3.2\mu\text{m}$ 、近心側へ $20.9\mu\text{m}$ 、Dタイプで舌側へ $0.5\mu\text{m}$ 、根尖側へ $3.3\mu\text{m}$ 、近心側へ $20.4\mu\text{m}$ であった。

(3) 頬側傾斜荷重時

頬側傾斜荷重を加えた時のインプラントの変位量は、Bタイプで舌側へ $46.0\mu\text{m}$ 、歯冠側へ $1.2\mu\text{m}$ 、近心側へ $17.4\mu\text{m}$ 、Cタイプで舌側へ $38.7\mu\text{m}$ 、歯冠側へ $0.8\mu\text{m}$ 、近心側へ $16.0\mu\text{m}$ 、Dタイプで舌側へ $33.3\mu\text{m}$ 、歯冠側へ $0.3\mu\text{m}$ 、近心側へ $14.9\mu\text{m}$ であった。

考 察

1. 解析モデルについて

三次元有限要素法では計算精度を高めるために、モデルを単純化する方法がとられる。しかし、単純化しすぎると、実際の現象からかけ離れた結果になる恐れがあるため、物理現象を破壊しない程度にモデルを単純化して作成することが求められる。その観点から、今回の解析で用いた第二小臼歯のモデルは、天然歯の特徴である複雑な形態をなす扁平根ではなく、楕円錐形の歯根に単純化した。また、下顎骨の形態においても、第一大臼歯部のCT画像を基に作成してはいるが、生体と同様な顎堤弓の彎曲を与えず、同部位を近遠心方向に直線的に延長して単純化をはかった。これらの単純化の影響は、歯根断面形態や彎曲が天然歯と異なることによる被圧変位量の違いや、歯に加わる外力による回転中心の位置変化に現れることが考えられる。しかし、今回の研究目的が個々の形態に特化した解析ではなく、歯根および下顎骨に現れる生体力学的反応を普遍的に捉え、条件間の違いを比較検討することにあるので妥当なモデルであると考えられる。

有限要素解析においては、はじめに変位の値を求め、その値からひずみと応力を導き出すという変位法⁴⁶⁻⁴⁸⁾を用いた計算が一般的である。この方法では、変位量が目標値とかけ離れていると、その値から計算される応力値が、実際の現象とは異なった結果になることが考えられる。そこで、今回の研究では、インプラントと天然歯の両者に対して被圧変位量の近似再現をはかることとした。まず、インプラントの被圧変位量を確認する予備解析を行ったところ、 $2,000\text{gf}$ の側方荷重時にインプラント頸部の側面で $1.7\mu\text{m}$ 、インプラント底面で $0.2\mu\text{m}$ の変位量で、回転中心までの距離が 6.3mm 、 $5,000\text{gf}$ の垂直荷重時にインプラント底面の変位量が $1.3\mu\text{m}$ となり、設定した目標値に到達しなかった。そこで、インプラント体と周囲骨との間にGap要素を付与したところ、堀田の報告³⁸⁾にもとづく目標値に近似した。以上のことから、インプラント変位量設定におけるGap要素の有用性が示された。

天然歯の被圧変位特性について、Mühlemann⁴⁹⁾は初期動揺と第二期動揺の二相性の挙動を持つことを報告している。後藤⁴²⁾は、この二相性について、荷重量が100gまでは容易に変位し、それ以上になると荷重量の増大に対する変位量の増大率は減少し、約1/10になると報告している。これは、低荷重量域では歯根膜の伸縮、血液やリンパ液の移動により急激に変位し、その後は圧縮された歯根膜がさらに変形するために大きな荷重量を要することによると考えられている。本研究の天然歯モデルにおける被圧変位量の目標値は、材料および方法に記したとおりとした。

歯根膜の物性値は、篠原⁴³⁾の報告を参考に、等方性弾性体として予備解析を行った。その結果、側方荷重1,000gfで25.9 μ m、垂直荷重1,000gfで3.9 μ mの変位量を示した。また、回転中心までの距離は6.5mmとなり、目標値に到達しなかった。そこで、歯根膜の物性値を直交異方性弾性体として再設定し、X、Y、Z軸方向の弾性係数とポアソン比を試行錯誤的に当てはめて計算を試みた。その結果、実測値に近似した値が得られたので、本研究ではこれらの値を解析に使用した。

また、インプラントと天然歯の連結条件を変化させる手段として、POMを連結部に介在させたモデルを作成した。POMは合成樹脂で、加工性、機械的強度、電気的性質、耐熱性、耐摩耗性に優れ適度な弾性、粘性もあり、IMZインプラントのIME材料等で使われている⁵⁰⁾。したがって、天然歯とインプラントを金属材料で強固に連結する方法に比較して機能圧の伝達が緩和されることが予測され、また口腔内で使用する材料として現実的な選択肢の一つと考えられることが選択の理由である。

以上のことより、今回作成した解析モデルは下顎骨に現れる生体力学的反応を近似再現することができたことから、条件間の違いを比較検討するモデルとしては妥当であったと考える。

2. 応力について

インプラント周囲における応力は、傾斜荷重時には圧迫側の皮質骨に、垂直荷重ではインプラント頸部の底面と側面に接する部分に集中した。

顎骨に発生する応力値と骨吸収との関連を三次

元有限要素法で解析したSugiuraら⁵¹⁾は、40MPaまでであれば骨吸収を起こさない生理的範囲であり、骨吸収が生じ始める臨界値は50MPa程度であると報告している。

また、Frost⁵²⁾はメカニカルストレスに対する骨の反応について、2~60MPaの範囲が生理的範囲で、これを下回ると廃用性萎縮が起こり、生理的な範囲を超えてさらに大きな力が加わることで負担荷重となり骨吸収に至ると報告している。

本研究においては、Bタイプの舌側傾斜荷重時に73.6MPaの最大相当応力がインプラント周囲の皮質骨に発生した。また、POMを応用したCタイプで63.2MPa、Dタイプで62.2MPaの最大相当応力が発生した。これらの値は生理的範囲を超えており、骨吸収が始まる応力値の境界付近であることから、長期的にはインプラント周囲骨が吸収する恐れがある。一方、垂直荷重における最大相当応力は36.1MPaであり、生理的範囲にとどまっている。したがって、インプラント上部構造の咬合面形態と咬合接触を付与する過程で、インプラントに加わる側方力を軽減する必要があると考えられ、また天然歯とインプラントとの連結条件を検討することが望まれた。

天然歯周囲における応力は、傾斜荷重には歯頸部辺縁周囲の皮質骨と牽引側根尖部の海綿骨に集中して分布した。また、垂直荷重では根尖部に接する海綿骨に集中した。相当応力が最大となったDタイプの頬側傾斜荷重における皮質骨は8.6MPaであり、Sugiuraら⁵¹⁾やFrost⁵²⁾のいう生理的範囲にある値であった。このことから、今回の条件下では、天然歯周囲骨の吸収を促進するような有害作用はないものと考えられた。

また、天然歯とインプラントとの連結により発生が報告されている天然歯の沈下については、そのメカニズムは特定されておらず、多くの学説^{18,19,27~34)}が示されている。しかし、いずれの説においても天然歯周囲への応力分布との関連が深いと考えられたため、本研究では天然歯の歯根膜周囲骨面上の節点における相当応力の平均値を算出した。その結果、第二小臼歯歯根膜周囲海綿骨上の節点における相当応力の平均値は、いずれの荷重方向においてもAタイプに比較してBタイプが最も小さな

値を示し、C、Dタイプはこれらの中間の応力値となった。特にBタイプにおいては、すべての荷重方向において応力値の平均値が1MPa未満の値であった。本研究の荷重条件が必ずしも咀嚼時のすべての状態を再現しているわけではないため、断定することはできないが、Frost⁵²⁾の説を考慮すると、インプラントと連結された天然歯の歯根膜周囲海綿骨に廃用性萎縮を生じる可能性があることになる。

以上のことから、インプラントと天然歯間の連結条件を変化させることで、それぞれの周囲組織に分布する応力の比率をコントロールできることは確認されたが、本研究では最適な連結条件を見出すには至っていない。よって連結条件については、今後のさらなる検討が必要であると考えられる。

3. 変位量について

垂直2,000gf荷重時の天然歯の歯冠中央部における根尖側への変位量は、Aタイプで77.0 μm であった。このAタイプの変位量は、天然歯モデルを線形で近似再現したときの変位量80.0 μm とほぼ同等の値であった。一方、インプラントと連結したBタイプにおける天然歯の垂直的変位量は54.9 μm であった。これは、インプラントの垂直的変位量が3.2 μm と微小なことから、天然歯の根尖側への沈下が抑制された結果といえる。また、POMを設定した場合は、Cタイプにおいて垂直的変位量が減少した。この変位量の減少は、荷重に対して垂直方向への可動性を有し、かつポンティック部に加わる荷重が天然歯に伝達されにくい設計であるためと考えられる。これに対してPOMをポンティックの遠心側に設定したDタイプは、Cタイプよりやや大きな変位量を示した。天然歯とポンティックが強固に連結された場合は、ポンティック部に加わる荷重が天然歯に伝達されることになる。そのため、Dタイプにおける天然歯の荷重はCタイプよりも大きくなり、垂直的変位量においても大きな値を示したものと考えられる。

同じ理由により、舌側傾斜荷重時と頬側傾斜荷重時における頬舌的な変位量がA~Dタイプで異なることが説明できる。この際の天然歯やインプラントの近遠心的変位量は、Bタイプ、Dタイプ、Cタイプの順に大きな値を示した。変位量の小さ

いインプラントとの連結によって天然歯の頬舌的な変位が抑制されるとともに、インプラントのある遠心方向に牽引されたことになる。結果として天然歯は舌側（頬側）遠心下方に変位し、三次元的な変位量の順番と同じBタイプ、Cタイプ、Dタイプの順に最大相当応力が大きくなった。変位量はAタイプが最も大きかったが、インプラントと連結され遠心方向に牽引されたことでC、Dタイプでは天然歯周囲皮質骨の一部に応力が集中し、Aタイプよりも大きな応力値となったと考えられる。さらに垂直荷重時には、被圧変位量の違いによりB~Dタイプでは天然歯とインプラントの近遠心的変位がみられ、皮質骨における応力発現に影響を及ぼしたと推察された。

結 論

インプラントと天然歯を連結することの妥当性を検討することを目的に、連結法の違いが周囲骨に及ぼす影響を、三次元有限要素法を応用して生体力学的に検討した。

その結果、今回の解析条件においては、Bタイプでは天然歯周囲骨に発現する応力が低下し廃用性萎縮を招く可能性があること、またインプラント周囲骨の吸収を引き起こす可能性があることが示された。一方C、Dタイプでは上記の可能性が回避される傾向が認められ、また垂直荷重ではインプラント周囲骨における応力は生理的範囲内であった。したがって、天然歯とインプラントを連結する際には、連結条件を検討し、側方力を軽減することによって、両者に適切な生体力学的条件の設定が可能であると考えられた。

謝 辞

稿を終えるに際し、終始ご懇篤なるご指導をいただきました奥羽大学大学院歯学研究科口腔機能回復学講座清野和夫教授、山森徹雄教授に深甚なる感謝の意を表します。また、本研究にご協力をいただきました奥羽大学歯学部歯科補綴学講座の皆様へ深く感謝申し上げます。

本論文の一部は、第40回(社)日本口腔インプラント学会学術大会(平成22年9月18日 札幌市)、第41回(公社)日本口腔インプラント学会学術大会(平成23年9月17日 名古屋市)において、要旨は第51回奥羽大学歯学会(平成23年6月11日 郡山市)において発表した。

文 献

- 1) Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Brånemark, P. I. and Jemt, T. : Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* **5** ; 347-359 1990.
- 2) Brånemark, P. I., Svensson, B. and van Steenberghe, D. : Ten-year survival rates of fixed prostheses on four or six implants ad modum Brånemark in full edentulism. *Clin. Oral Implants Res.* **6** ; 227-231 1995.
- 3) Pjetursson, B. E., Tan, K., Lang, N. P., Brägger, U., Egger, M. and Zwahlen, M. : A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. I . Implant-supported FPDs. *Clin. Oral Implants Res.* **15** ; 625-642 2004.
- 4) Nissan, J., Narobai, D., Gross, O., Ghelfan, O. and Chaushu, G. : Long-term outcome of cemented versus sgrew-retained implant-supported partial restorations. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* **26** ; 1102-1107 2011.
- 5) Fueki, K., Kimoto, K., Ogawa, T. and Garrett, N. R. : Effect of implant-supported or retained dentures on masticatory performance : a systematic review. *J. Prosthet. Dent.* **98** ; 470-477 2007.
- 6) Pjetursson, B. E., Brägger, U., Lang, N. P. and Zwahlen, M. : Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses(FPDs) and implant-supported FPDs and single crowns(SCs). *Clin. Oral Implants Res.* **18** ; 97-113 2007.
- 7) 社団法人日本補綴歯科学会 医療委員会診療ガイドライン作成部会編 : CQ 1-3 遊離端欠損の治療において,インプラント治療法は,有効であるか? 歯の欠損の補綴歯科診療ガイドライン 第1版 ; 51-54 社団法人日本補綴歯科学会 東京 2009.
- 8) Greenstein, G., Cavallaro, J., Smith, R. and Tarnow, D. : Connecting teeth to implants : A critical review of the literature and presentation of practical guidelines. *Compend. Contin. Educ. Dent.* **30** ; 2-15 2009.
- 9) Hosny, M., Duyck, J., van Steenberghe, D. and Naert, I. : Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth-to-implant fixed partial prostheses : up to 14-year follow-up study. *Int. J. Prosthodont.* **13** ; 340-346 2000.
- 10) Brägger, U., Aeshlimann, S., Bürgin, W., Hämerle, C. H. and Lang, N. P. : Biological and technical complications and failures eith fixed partial dentures (FPDs) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin. Oral Impl. Res.* **12** ; 26-34 2001.
- 11) Palmer, R. M., Howe, L. C. and Palmer, P. J. : A prospective 3-year study of fixed bridges linking Astra Tech ST implants to natural teeth. *Clin. Oral Impl. Res.* **16** ; 302-307 2005.
- 12) Nickenig, H. J., Schäfer, C. and Spiekermann, H. : Survival and complication tooth-implant-supported fixed partial dentures. *Clin. Oral Impl. Res.* **17** ; 506-511 2006.
- 13) Clarke, D. F., Chen, S. T. and Dickinson, A. J. : The use of a dental implant as an abutment in three unit implant-tooth supported fixed partial denture : a case report and 32 month follow-up. *Aust. Dent. J.* **51** ; 263-267 2006.
- 14) Cohen, S. R. and Orenstein, J. H. : The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures : a technical report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* **9** ; 230-234 1994.
- 15) Sullivan, D. Y. : Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* **1** ; 39-45 1986.
- 16) Özçelik, T. B. and Ersoy, A. E. : An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods : an in vitro study. *J. Prosthodont.* **16** ; 107-116 2007.
- 17) Ericsson, I., Lekholm, U., Brånemark, P. I., Lindhe, J., Glantz, P. O. and Myman, S. : A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J. Clin. Periodontol.* **13** ; 307-312 1986.
- 18) Sheets, C. G. and Earthma, J. C. : Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis : Evidence of and a hypothesis for the occurrence. *J. Prosthet. Dent.* **70** ; 513-520 1993.
- 19) Sheets, C. G. and Earthman, J. C. : Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. *J. Prosthet. Dent.* **77** ; 39-45 1997.
- 20) Schlumberger, T. L., Bowley, J. F. and Maze, G. I. : Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations : a review of the literature. *J. Prosthet. Dent.* **80** ; 199-203 1998.
- 21) Garcia, L. T. and Oesterle, L. J. : Natural tooth intrusion phenomenon with implants : a survey. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* **13** ; 227-231 1998.

- 22) Cordaro, L., Ercoli, C., Rossini, C., Torsello, F. and Feng, C. : Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal support. *J. Prosthet. Dent.* **94** ; 313-320 2005.
- 23) Naert, I. E., Duyck, J. A., Hosny, M. M. and van Steenberghe, D. : Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I : An up to 15-years clinical evaluation. *Clin. Oral Impl. Res.* **12** ; 237-244 2001.
- 24) Lindh, T., Dahlgren, S., Gunnarsson, K., Josefsson, T., Wilhelmsson, P. and Gunne, J. : Tooth-implant supported fixed prostheses : A retrospective multicenter study. *Int. J. Prosthodont.* **14** ; 321-328 2001.
- 25) Lang, N. P., Pjetursson, B. E., Tan, K., Brägger, U., Egger, M. and Zwahlen, M. : A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. *Clin. Oral Impl. Res.* **15** ; 643-653 2004.
- 26) Chee, W. W. and Mordohai, N. : Tooth-to-implant connection : A systematic review of the literature and a case report utilizing a new connection design. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* **12** ; 122-133 2010.
- 27) Pesun, I. J. : Intrusion of teeth in the combination implant-to-natural-tooth fixed partial denture : A review of the theories. *J. Prosthodont.* **6** ; 268-277 1997.
- 28) Cohn, S. A. : Disuse atrophy of the periodontium in mice. *Arch. Oral Biol.* **10** ; 909-919 1965.
- 29) Cohn, S. A. : Disuse atrophy of the periodontium in mice following partial loss of function. *Arch. Oral Biol.* **11** ; 95-105 1966.
- 30) Mazurat, R. D., Love, W. B. and Pesun, I. J. : The role of the restorative dentist in the diagnosis and maintenance phases of implant therapy- Part II : Prosthetic planning. *J. Can. Dent. Assoc.* **60** ; 814-818 1994.
- 31) English, C. E. : Root intrusion in tooth-implant combination cases. *Implant Dent.* **2** ; 79-85 1993.
- 32) English, C. E. : Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dent.* **2** ; 221-242 1993.
- 33) Rieder, C. E. and Parel, S. M. : A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.* **13** ; 334-347 1993.
- 34) Cho, G. C. and Chee, W. W. : Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis : a clinical report. *J. Prosthet. Dent.* **68** ; 3-5 1992.
- 35) 上條雍彦 : 4. 下顎骨の内部構造. 口腔解剖学 第1巻 骨学 第6版 ; 222-223, 261, 271 アナトーム社 東京 1975.
- 36) 古橋拓哉, 山森徹雄 : インプラント周囲骨の応力解析. 奥羽大歯学誌 **35** ; 51-60 2008.
- 37) 渡辺浩秀, 山森徹雄 : インプラント支持オーバードンチャーの有限要素解析. 奥羽大歯学誌 **37** ; 13-20 2010.
- 38) 堀田宏巳 : 下顎 Osseointegrated implant 症例における Fixture の被圧変位特性に関する実験的研究. 歯科学報 **92** ; 1-65 1992.
- 39) 上條雍彦 : 第4項 下顎第2小臼歯. 日本人永久歯解剖学 第2版 ; 102-112 アナトーム社 東京 1968.
- 40) 藤田恒太郎 : 13. 下顎第二小臼歯. 歯の解剖学 第22版 ; 75-78 金原出版 東京 1995.
- 41) 黒川博行 : 成人歯根膜の厚さと線維の走行方向. 日組織記録 **1** ; 227-230 1950.
- 42) 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.
- 43) 篠原直幸 : 歯科領域における構造力学の適用. 鹿歯紀要 **16** ; 31-43 1996.
- 44) 佐藤孝弘, 草刈 玄, 宮川 修 : 下顎臼歯部に摘要したインプラント周囲骨の三次元有限要素法による応力解析-上部構造による連結の力学的影響-. 補綴誌 **40** ; 682-694 1996.
- 45) 正井良幸 : 機能時の歯の動態に関する研究-特に上顎第一大臼歯について-. 歯科学報 **93** ; 19-49 1993.
- 46) Zienkiewicz, O. C. : 2. Finite elements of an elastic continuum-displacement approach. The finite element method, 3rd expanded and rev. ed. ; 20-41 McGraw-Hill London 1977.
- 47) Ghali, A., Neville, A. M., 川上 洵 : 第6章 有限要素法. 構造解析の基礎と応用-線形・非線形解析および有限要素法-第1版 ; 193-223 技報堂出版 東京 2001.
- 48) Pilkey, W. D. : III. 3 Displacement method. Formulas for stress, strain, and structural matrices, 2nd Ed. ; 1446-1466 J. Wiley New York 2005.
- 49) Mühlemann, H. R. : Periodontometry, a method for measuring tooth mobility. *Oral Surg.* **4** ; 1220-1233 1951.
- 50) 渡辺文彦, 畑好昭著 : 2章 (2) POM の特徴 . IMZ インプラントの臨床 第1版 ; 13 クインテッセンス出版 東京 1991.
- 51) Sugiura, T., Horiuchi, K., Sugimura, M. and Tsutsumi, S. : Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on *in*

- in vivo* strain measurement of miniplate. J. Musculoskelet. Neuronal Interact. 1 ; 165-170 2000.
- 52) Frost, H. M. : Bone's mechanostat : a 2003 update. Anat. Rec. A. Discov. Mol. Cell Evol. Biol. 275 ; 1081-1101 2003.

著者への連絡先：渡辺 聡, (〒963-8611)郡山市富田町
字三角堂31-1 奥羽大学歯学部歯科補綴学講座
Reprint requests : Satoshi WATANABE, Department of
Prosthetic Dentistry, Ohu University School of Dentistry
31-1 Misumido, Tomita, Koriyama, 963-8611, Japan