

下顎遊離端 3 歯欠損モデルにおける固定性インプラント義歯の力学的解析

安 田 裕 康

日本大学大学院歯学研究科歯学専攻

(指導：石上友彦 教授)

要旨：近年，インプラント治療による固定性義歯の適応例が増加している。固定性インプラント治療においては，インプラント体の埋入数と埋入位置に伴う補綴装置，すなわち上部構造の形態の違いが，予後に大きく影響する。

そこで本研究は，下顎片側遊離端 3 歯欠損症例において固定性インプラント義歯を用いて処置を行った場合を想定し，三次元有限要素法を用いて欠損部顎堤へのインプラント体の埋入数，埋入位置の相違および上部構造の違いがインプラント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響を検討した。解析モデルは，下顎左側第二小臼歯，第一大臼歯および第二大臼歯の 3 歯が欠損した遊離端欠損症例を想定した。欠損部位に 3 本のインプラント体を埋入し，上部構造を三連結したモデル，および 2 本のインプラント体を埋入し，異なる位置にポンティックを有する 3 種類のブリッジ形態としたモデルの計 4 モデルを製作した。解析項目は，インプラント体頸部皮質骨の骨吸収の評価項目として，最小主応力分布図，最小主応力値とし，インプラント-骨界面の破壊の評価として，せん断応力分布図およびせん断応力値について行った。

その結果，下顎遊離端 3 歯欠損には 3 本のインプラント体を埋入することが望ましいが，2 本のインプラント体を埋入する場合は，ポンティックが中央か，近心におかれる上部構造とすることにより，良好な予後を得られる可能性が示唆された。

キーワード：固定性インプラント義歯，片側遊離端欠損症例，有限要素法，インプラント

緒 言

歯科インプラント治療は，オッセオインテグレーションが獲得できる骨内インプラントの普及により，その有用性が広く知られている。従来，遊離端欠損症例に対する治療法は部分床義歯が中心であったが，近年，インプラント治療による固定性義歯の適応例が増加している¹⁻³⁾。固定性インプラント義歯は，天然歯に近い咬合力の獲得，左右で均衡した咬合力の回復が可能であり⁴⁻⁶⁾，従来の可撤性義歯に比べ口腔関連 QOL の向上に有用であると考えられる⁷⁾。

下顎遊離端 3 歯欠損症例において固定性インプラント義歯による補綴処置は，3 本のインプラント体を埋入し連結冠とする場合，欠損の両端に 2 本のインプラント体を埋入しブリッジ形態とする場合，および連続的に 2 本のインプラント体を埋入し延長ブリッジとする場合等の様々な症例が報告されている^{8,9)}。インプラント治療においては，インプラント体の埋入数と埋入位置に伴う補綴装置，すなわち連結冠，通常のブリッジ形態，延長ブリッジ形態など，上部構造の形態の違いが，予後に大きく影響すると報告されている^{10,11)}。しかし，インプラントの埋入数と位置に伴う上部構造の違いに関する力学的挙動を生体に近似した条件で行い，評価した報告は見られない。そこで本研究は，下顎片側遊離端 3 歯欠損症例にお

いて固定性インプラント義歯を用いて処置を行った場合を想定し，三次元有限要素法を用いて評価した。すなわち，欠損部顎堤へのインプラント体の埋入数，埋入位置の相違および上部構造の違いがインプラント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響を検討することで，インプラント体の埋入数，埋入位置および上部構造の選択基準を示すことを目的とした。

材料および方法

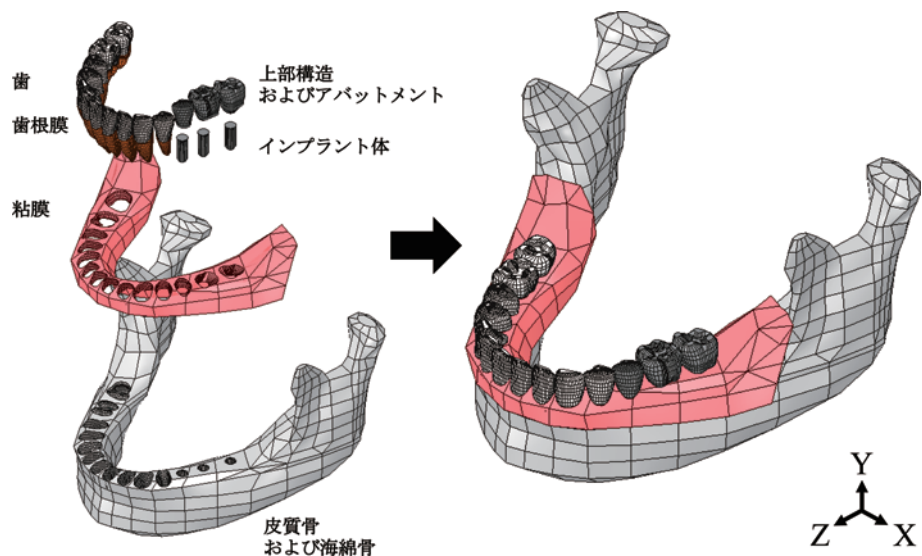
1. 三次元有限要素モデルの構築

解析モデルは，下顎左側第二小臼歯，第一大臼歯および第二大臼歯の 3 歯が欠損した遊離端欠損症例を想定した。解析モデルの構成要素は，皮質骨，海綿骨，顎堤粘膜，歯，歯根膜，インプラント体，および上部構造とした（第 1 図）。

解析モデルの下顎骨外形は，頭蓋骨複製模型 (P10-SB.1, ニッシン) をデュプリコーン (松風) を用いメーカー指示にて印象採得後，デブコン ET (藤倉応用化工) を注入・成型したものをモデル原型とした。この原型をマルチディテクター CT (Asteion™ Super4 Edition, 東芝) により撮像し，その撮像データを基に高木¹²⁾の方法に準拠し，汎用 CAD プログラム Rhinoceros Ver. 1.0 (Robert McNeel & Associates)，汎用有限要素解析プログラム ANSYS Re. 15.0 (ANSYS Inc; 以後，ANSYS) および三

(受付：平成 28 年 1 月 21 日)

〒 101-8310 東京都千代田区神田駿河台 1-8-13

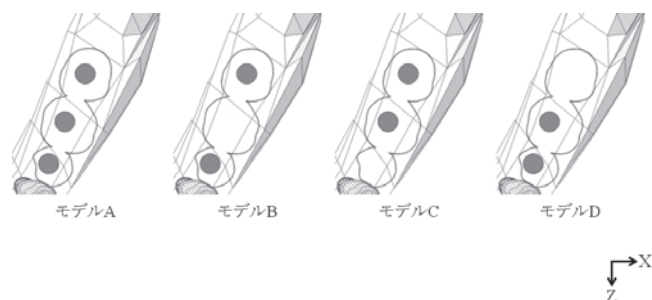


第1図 解析モデルの構成要素

第1表 解析モデルの寸法(厚径:mm)

部位				
顎堤粘膜	上部部	頬側部	舌側部	臼後隆起部
	3.0	1.7	1.4	4.5
皮質骨	顎堤上面	頬側部	舌側部	下顎枝部
	中切歯部	2.0	2.3	1.7
	側切歯部	2.0	2.3	1.7
	犬歯部	2.0	2.3	1.7
	第一小臼歯部	2.0	2.9	1.9
	第二小臼歯部	2.0	2.1	2.2
	第一大臼歯部	2.0	2.1	2.6
	第二大臼歯部	2.0	2.0	2.8
	臼後隆起部	2.0	1.8	2.9
	下顎枝部	2.0	1.8	2.9

(文献13-16より引用)



第2図 インプラント体の埋入位置と上部構造の位置

次元ダイレクトモデラー(Space Claim Co.; 以後SCDM)を用いて下顎骨外形を構築した。皮質骨、海綿骨および顎堤粘膜のモデル寸法は、上條¹³⁾、藤田¹⁴⁾、忠隈¹⁵⁾および寺倉¹⁶⁾の報告(第1表)を参考にANSYSおよびSCDMを用いて構築した。インプラント体は、プロネマルシステム(Nobel Biocare Holding AG)のカタログ値(Brånemark System MK III RP)を参考にプラットフォームの直径を4.1 mm、インプラント体の直径を3.75 mm、長さ10.0 mmのスクリータイプとした。上部構造は、解析モデルの単純化のため、スクリー固定式の補綴装置と一体化とした。

欠損部位の第二小臼歯、第一大臼歯第二大臼歯相当部にインプラント体を3本埋入し、上部構造を3連結したモデルをモデルAとし、第二小臼歯、第二大臼歯相当部にインプラント体を2本埋入し、ブリッジ形態としたモデルB、第一大臼歯相当部、第二大臼歯相当部にイン

プラント体を2本埋入し、第二小臼歯をポンティックとした近心側へ延長した延長ブリッジ形態としたモデルC、および第二小臼歯、第一大臼歯相当部にインプラント体を2本埋入し、第二大臼歯をポンティックとした遠心側へ延長した延長ブリッジ形態としたモデルDとし、計4モデルを製作した(第2図)。すべてのモデルのインプラント体は、仮想咬合平面に対し垂直に埋入し、インプラント体と皮質骨の接触率は100%を想定した¹⁷⁻¹⁹⁾。なお補綴装置と第一小臼歯の隣接面は、接触面間が分離することはない接触条件に設定した。

本解析モデルでは、各構成要素全接触面に対して、自動接触プログラムにより接触要素を設定した²⁰⁾。解析モデルの構築に用いた絶対座標系は、XY平面が前頭面、YZ平面が矢状面、XZ平面が水平面となる直交座標系であり、咬合平面はXZ平面と平行になるように設定した。

2. 材料特性値

皮質骨²¹⁾、海綿骨²¹⁾、歯²²⁾、顎堤粘膜²³⁾、インプラント体²⁴⁾、および上部構造²⁵⁾の材料特性値は従来の報告を参考に設定した。歯根膜の材料特性値は、荷重変位特性が生体における実測値と近似するように設定した²⁶⁾(第2表)。

3. 荷重条件

荷重条件は、左右両側臼歯部における噛みしめ時の筋収縮を想定した荷重とした。荷重量は、Koriothら²⁷⁾の報告を参考に第3表に示す各筋の走行方向を規定した上で、第4表に示す左右両側臼歯部荷重に即した荷重を咬筋浅部、咬筋深部、内側翼突筋、側頭筋前部、側頭筋中部、側頭筋後部、外側翼突筋下頭、外側翼突筋上頭および顎二腹筋前部の付着相当部に与えた。

4. 拘束条件

高木¹²⁾の報告を参考に、両側下顎頭上面を完全拘束とした。さらに、下顎左右の犬歯先端相当部、第一および第二小臼歯の遠心窩、第一大臼歯の中心窩および遠心窩、ならびに第二大臼歯の中心窩相当部にあたる天然歯およびインプラント上部構造の咬合接触点12か所²⁷⁾を完全拘束とした(第3図)。

第2表 解析モデルの材料特性値

構成成分	ヤング率 (MPa)	ポアソン比
皮質骨	1.041×10^4	0.30
海綿骨	8.830×10	0.30
歯	1.172×10^4	0.49
顎堤粘膜	4.500×10^{-2}	0.49
全部金属冠 (金合金)	9.000×10^4	0.30
インプラント体 (Ti)	1.100×10^5	0.30
歯根膜 (第一荷重時)	4.900×10^{-3}	0.49
歯根膜 (第二荷重時)	3.000×10	0.49

(文献21-26より引用)

第3表 筋力の単位ベクトル

筋		右側			左側		
		cos-x	cos-y	cos-z	cos-x	cos-y	cos-z
咬筋	浅部	-0.207	0.884	0.419	0.207	0.884	0.419
	深部	-0.546	0.758	-0.358	0.546	0.758	-0.358
内側翼突筋		0.486	0.791	0.373	-0.486	0.791	0.373
側頭筋	前部	-0.149	0.988	0.044	0.149	0.988	0.044
	中部	-0.222	0.873	-0.500	0.222	0.837	-0.500
	後部	-0.208	0.417	-0.855	0.208	0.474	-0.855
外側翼突筋	下頭	0.63	-0.174	0.757	-0.63	-0.174	0.757
	上頭	0.761	0.074	0.645	-0.761	0.074	0.645
顎二腹筋	前部	-0.244	-0.237	-0.94	0.244	-0.237	-0.94

(文献27より引用)

5. 解析項目

インプラント体頸部皮質骨の応力解析は、インプラント体頸部皮質骨における最小主応力分布図、最小主応力値、せん断応力分布図およびせん断応力値について行った。

結 果

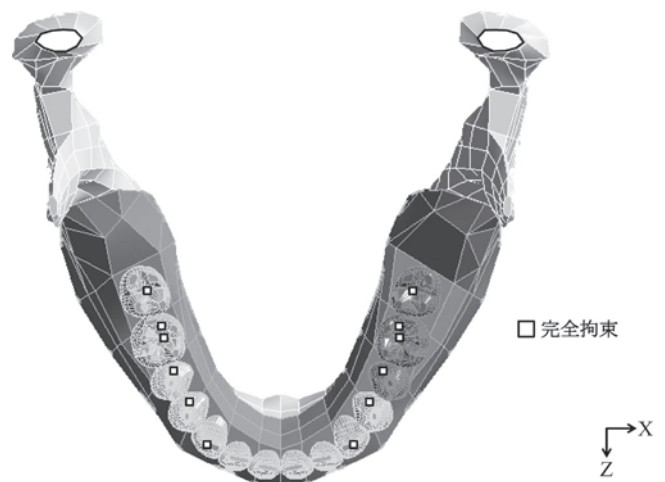
1. インプラント体頸部皮質骨の最小主応力分布について

インプラント体頸部皮質骨の最小主応力分布を第4図に示す。モデルAにおいて、インプラント体頸部皮質骨に負の最小主応力、すなわち圧縮応力は後方に行くに従い集中が認められ、モデルB、C、Dにおいても同様であった。第二小臼歯相当部においては、モデルA、B、Dともにインプラント体頬側部に応力の集中が認められた。第一大臼歯相当部では、インプラント体遠心頬側部に応力の集中が認められ、モデルA、Cと比較し、モデルDの応力分布が顕著だった。第二大臼歯相当部では、イン

第4表 筋力の大きさ

筋		節点数	荷重量 (N)
咬筋	浅部	14	190.4
	深部	5	81.6
内側翼突筋		11	132.8
側頭筋	前部	9	154.8
	中部	12	91.8
	後部	9	71.1
外側翼突筋	下頭	3	18.1
	上頭	3	17.0
顎二腹筋	前部	1	11.2

(文献27より引用)



第3図 拘束条件

プラント体遠心部に広範囲の応力が認められ、モデル A, B, C の応力分布も類似していた。

2. インプラント体頸部皮質骨の最小主応力値について

インプラント体頸部皮質骨の最小主応力値を第5図に示す。すべてのモデルにおいて最後方のインプラント体頸部皮質骨が最も高かった。第二小臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨の応力値はモデル A と比較し、モデル B, D は増加した。第一大臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨の応力値はモデル A と比較し、C, D の順に増加した。モデル D はモデル A と比較し、圧縮応力値は約 2.6 倍と顕著に高かった。第二大臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨の応力値はモデル A と比較し、モデル B, C は増加した。

3. インプラント体頸部皮質骨せん断応力分布について

インプラント体頸部皮質骨のせん断応力分布を第6図に示す。モデル A において、インプラント体頸部皮質骨のせん断応力は後方に行くに従い集中が認められ、モデル B, C, D においても同様であった。第二小臼歯相当部に埋入したインプラント体は、モデル A, B, D ともに遠心側部に応力の集中が認められた。第一大臼歯相当部でもインプラント体遠心側部に応力の集中が認められ、モデル A, C, D の順で分布が大きくなった。第

二大臼歯相当部での応力の集中は同様であったが、モデル A, B, C の応力分布も類似した分布を示した。

4. インプラント体頸部皮質骨のせん断応力値について

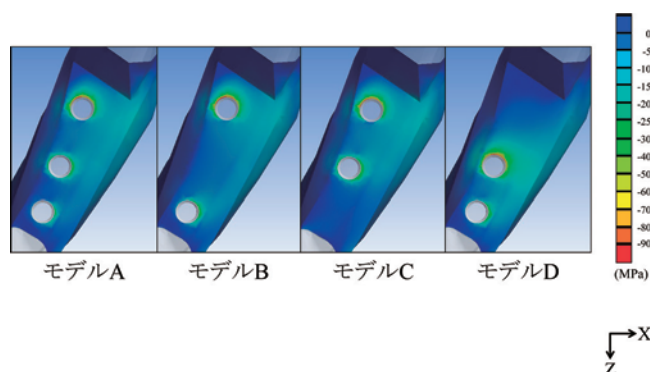
インプラント体頸部皮質骨のせん断応力値を第7図に示す。全てのモデルにおいて最後方のインプラント体頸部皮質骨が最も高かった。第二小臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨の応力値はモデル A と比較し、モデル B, D の順に増加した。第一大臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨の応力値はモデル A, C に比較してモデル D が大きく増加し、モデル D はモデル A と比較し、約 2.2 倍と顕著に高い応力値を示した。第二大臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨のせん断応力値はモデル A と比較し、モデル B, モデル C の順にわずかに増加した。

考 察

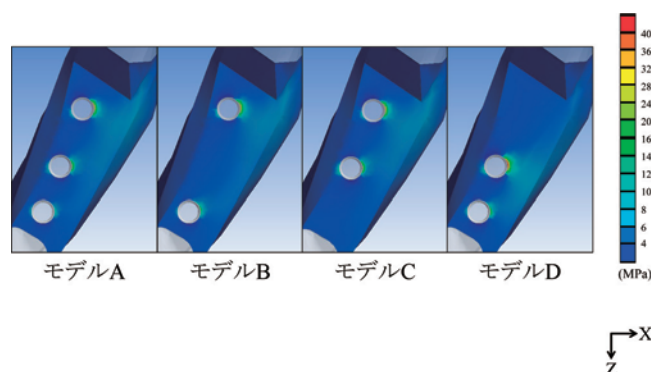
1. 応力の評価について

固定性インプラント義歯を装着して咀嚼運動を行った場合、インプラント体頸部皮質骨に加わる応力には、圧縮応力、引張応力、せん断応力等の発生が考えられる。圧縮応力は、骨に対して過度な集中を起こした場合、破骨細胞を誘発し骨吸収を惹起させる²⁸⁾。

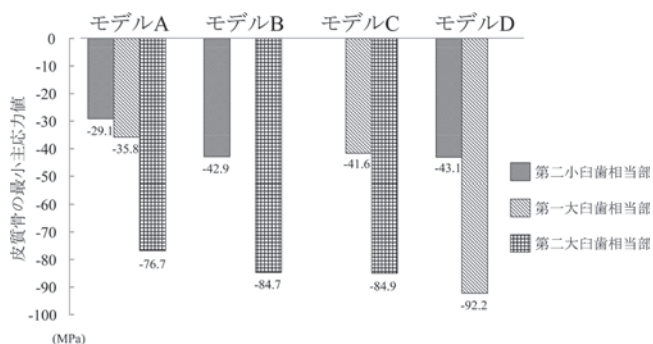
一方、インプラント-骨界面は、圧縮応力と比較し、



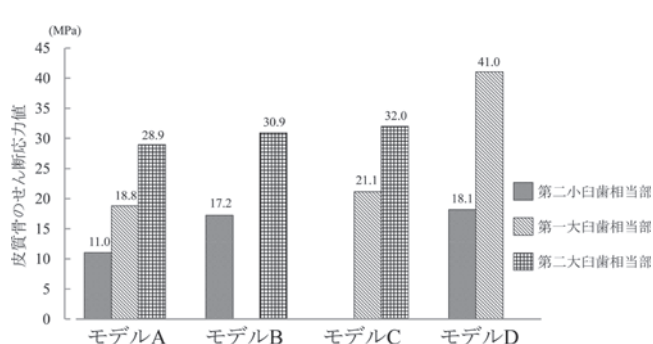
第4図 インプラント体頸部皮質骨の最小主応力分布



第6図 インプラント体頸部皮質骨のせん断応力分布



第5図 インプラント体頸部皮質骨の最小主応力値



第7図 インプラント体頸部皮質骨のせん断応力値

引張応力に 30% 弱く、せん断応力に 65% 弱く、特にせん断応力の集中は、インプラント-骨界面の破壊を起こし、インプラント体の喪失につながる^{29,30)}。

そこで本研究では、インプラント体頸部皮質骨の骨吸収については圧縮応力を評価項目とし、インプラント-骨界面の破壊の評価については最も影響を受けるせん断応力を用いて評価を行った。

2. インプラント体頸部皮質骨の最小主応力分布について

モデル A において、インプラント体頸部皮質骨の圧縮応力は後方に行くに従い集中が認められ、モデル B, C, D においても同様であった。これは噛みしめ時の力点である咀嚼筋付着部に近接したインプラント体頸部皮質骨に圧縮応力が集中したと考えられる。また咬合力は、切歯部、犬歯部、臼歯部の順に増加すると言われており^{31,32)}、今回のインプラント体頸部皮質骨の圧縮応力分布と様相が一致していた。

第二小臼歯相当部に埋入したインプラント体は、モデル A, B, D とともに頬側部に圧縮応力の集中が認められた。第一大臼歯相当部に埋入したインプラント体には遠心頬側部に、第二大臼歯相当部に埋入したインプラント体には遠心部に圧縮応力が認められた。これは噛みしめ時の筋収縮を想定した荷重における下顎骨体の上方、近心および頬側方向へのたわみの影響³³⁾により、後方に位置するインプラント体ほど遠心頬側部よりも遠心部へ圧縮応力が集中したと考えられる。この結果より、すべてのモデルにおいて前方のインプラント体頸部皮質骨は頬側部より骨吸収が発生し、後方のインプラント体頸部皮質骨は遠心部の広範囲で骨吸収が発生する可能性が示唆された。

3. インプラント体頸部皮質骨の最小主応力値について

第二小臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨の応力値は、モデル B, D と比較してモデル A が減少した。第一大臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨の圧縮応力値は、モデル A, C と比較してモデル D に顕著な増加が認められ、モデル D はモデル A と比較し、約 2.6 倍であった。第二大臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨の圧縮応力値は、モデル A と比較して B, C の順にわずかに増加する傾向が認められた。これは、インプラント体を 3 本埋入しているモデル A は、インプラント体を 2 本埋入しているモデル B, C, D と比較し、各 1 本の応力値が減少したためと考えられる。Rangert ら¹⁰⁾は、固定性インプラント義歯の上部構造に同じ大きさの垂直均等荷重を負荷した場合、上部構造と骨内に生じる応力は、第一小臼歯、第一大臼歯相当部にインプラント体を埋入した通常のブリッジと比較して、第一小臼歯、第二小臼歯、第一大臼歯相当部にインプラント体を 3 本埋入した連結冠に生じる応力は減少すると報告しており、本研究における応力様相と一致している。

モデル C, D は、通常のブリッジ形態とは異なり、延長ブリッジ形態であるため、てこの作用による影響を受けたと考えられる。てこの関係は力点、支点、作用点の位置により 3 種類の力学的挙動の違いにより分類される。モデル C においては、支点は後方のインプラント体、力点は咀嚼筋付着部、作用点はポンティック部になり、力点、支点、作用点の順に並ぶ第一種てこの関係にあり、支点となる後方のインプラント体を中心に近遠心的に回転運動が加わったと考えられる。モデル D において、支点は前方のインプラント体、力点は咀嚼筋付着部、作用点はポンティック部になり、力点、作用点、支点の順に並ぶ第二種てこの関係にあり、支点から同じ方向に作用点、力点があるため、モデル B と比較して前方のインプラント体頸部皮質骨には大きな差はないが、後方のインプラント体頸部皮質骨の圧縮応力値が増加したと考えられる。

4. インプラント体頸部皮質骨せん断応力分布について

第二小臼歯相当部に埋入したインプラント体は、遠心頬側部にせん断応力の集中が認められた。第一大臼歯相当部に埋入したインプラント体は、遠心頬側部にせん断応力の集中が認められ、モデル D が応力の集中している範囲が広がる変化が認められた。第二大臼歯相当部に埋入したインプラント体は、遠心頬側部にせん断応力の集中が認められた。

これより、前方に埋入したインプラント体は、インプラント体頸部皮質骨の遠心頬側部よりインプラント-骨界面を破壊し、後方に埋入したインプラント体もインプラント体頸部皮質骨の遠心頬側部よりインプラント-骨界面を破壊する可能性が考えられる。

5. インプラント体頸部皮質骨のせん断応力値について

せん断応力値はすべてのモデルにおいて、最後方のインプラント体頸部皮質骨が最も高かった。これは、圧縮応力値と同様に Rangert ら¹⁰⁾の報告と一致し、インプラント体を 3 本埋入しているモデル A は、インプラント体を 2 本埋入しているモデル B, C, D と比較して各 1 本ずつの応力値は減少したと考えられる。モデル A と比較し、モデル C は第一大臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨、第二大臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨ともに応力値の軽微な増加を認めた。モデル D は、第二小臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨の応力値が増加し、第一大臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨は、モデル A と比較し、約 2.2 倍と顕著に高い応力値を示した。Misch³⁴⁾は、インプラント体あるいは補綴装置の弱い連結部からある程度離れたところに力が加わると力のモーメントが発生し、モーメントの大きさは、荷重の増加と力点から作用点までの距離が長くなることによりモーメントは強くなると報告している。延長ブリッジの場合、ポンティック部にモーメントが発生し、モデル C の場合、

後方のインプラント体は力点である咀嚼筋付近部に近接しており力点とインプラント体の距離が短く力のモーメントは減少し、2本のインプラント体の応力値は分散した。一方、モデルDの場合、後方のインプラント体は力点より距離が長くモーメントを強く受け、後方のインプラント体にせん断応力が局在化したと考えられる。すなわち、延長ブリッジ形態で補綴処置をする場合、モデルDは、モデルCより後方のインプラント体のインプラント-骨界面を破壊するせん断応力が顕著に大きく、インプラント体の予後の悪化を招く可能性が示唆された。

結 論

本研究は、下顎左側第二小臼歯、第一大臼歯、第二大臼歯欠損症例に対して固定性インプラント義歯を用いた治療を想定し、インプラント体の埋入数、埋入位置および上部構造の相違が、インプラント体頸部皮質骨に及ぼす力学的影響について三次元有限要素法を用いて検討した結果、以下の結論を得た。

1. ポンテックを有するブリッジ形態と比較し、インプラント体を3本埋入することにより、圧縮応力、せん断応力が分散され、力学的に良好な予後を獲得することが可能である。
2. すべての固定性インプラント義歯の形態において、前方に埋入したインプラント体頸部皮質骨より後方に埋入したインプラント体頸部皮質骨の圧縮応力の集中により、骨吸収の可能性が示唆された。
3. 通常のブリッジ形態と比較し、近心側へ延長した延長ブリッジは、2本のインプラント体頸部皮質骨にせん断応力値の軽微な増加を認め、応力は分散した。
4. 通常のブリッジ形態と比較し、遠心側へ延長した延長ブリッジは、第二小臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨の応力値の軽微な増加をし、第一大臼歯相当部インプラント体頸部皮質骨は、顕著に高いせん断応力値を示した。

以上より、下顎遊離端3歯欠損には3本のインプラント体を埋入することが望ましいが、2本のインプラント体を埋入する場合は、ポンテックが中央か、近心におかれる上部構造とすることにより、良好な予後を得られる可能性が示唆された。

稿を終えるにあたり、懇切なるご指導およびご校閲を賜りました日本大学歯学部石上友彦教授に深い感謝の意を表します。また、専攻の立場からご指導を賜った日本大学歯学部祇園白信仁教授、清水典佳教授および米山隆之教授に心より感謝いたします。

あわせて、本研究に対して多大なるご助言を頂きました日本大学歯学部大山哲生専任講師、ならびに本学部歯科補綴学第Ⅱ講座医局員、補綴学専攻大学院生各位、また、研究にご協力頂きました本学部歯科放射線学講座員各位に感謝の意を表します。

文 献

- 1) Taylor TD (1989) Osteogenesis of the mandible associated with implants reconstruction. *Int Oral Maxillofac* 3, 227-231.
- 2) 柳谷博章(2011)下顎片側遊離端欠損部にインプラント治療を応用した1症例. *日口腔インプラント誌* 24, 673-674.
- 3) 伊東義雅(2013)下顎大臼歯部遊離端欠損にインプラント治療を適用した1症例. *日口腔インプラント誌* 26, 633-634.
- 4) Akagawa Y, Okane H, Kondo N, Tsuga K, Tsuru H (1989) Comparative evaluation of chewing function with removable partial dentures and fixed prostheses supported by the single-sapphire implant in the Kennedy Class 2 partially edentulous mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4, 205-210.
- 5) Kapur KK (1991) Veterans administration cooperative dental implant study -Comparisons between fixed partial dentures supported by blade-vent implants and removable partial dentures. Part IV : Comparisons of patient satisfaction between two treatment modalities. *J Prosthet Dent* 66, 517-530.
- 6) 中川晃成, 木村欣史, 一瀬暢宏, 松岡健介, 西村賢二, 井原功一郎(2001)インプラント補綴症例における咬合の評価－片側遊離端欠損症例におけるインプラント補綴物と部分床義歯の比較－. *日口腔インプラント誌* 14, 287-292.
- 7) Kuboki T, Okamoto S, Suzuki H, Kanyama M, Arakawa H, Sonoyama W, Yamashita A (1999) Quality of life assessment of bone-anchored fixed partial denture patients with unilateral mandibular distal-extension edentulism. *J Prosthet Dent* 82, 182-187.
- 8) Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Vogel G (2003) Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. *Clin Oral Implants Res* 14, 303-311.
- 9) Pjetursson BE, Lang NP (2008) Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. *J Oral Rehabil* 35, 72-79.
- 10) Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM (1997) Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12, 360-370.
- 11) Sato Y, Uchida K, Okuyama T, Kitagawa N (2012) Verification of the arrangement of implants on the load distribution (a well-known figure by Rangert). *J Oral Rehabil* 39, 446-449.
- 12) 高木有哉(2005)補綴装置の三次元有限要素法による力学的解析－下顎第二大臼歯1歯残存症例の支台装置の相違による検討－. *日大歯学* 79, 57-67.
- 13) 上條雍彦(1966)口腔解剖学. 第2版, アナトーム社, 東京, 156-224.
- 14) 藤田恒太郎(1967)歯の解剖学. 第22版, 金原書店, 東京, 35-78.
- 15) 忠隈 享(1969)日本人成人顎骨歯槽部の解剖学的研究. *歯科学報* 71, 1712-1775.
- 16) 寺倉 健(1988)顎粘膜厚径に関する研究－無歯顎補綴における診断への可能性について－. *補綴誌* 32, 546-560.
- 17) Aita H, Hori N, Takeuchi M, Suzuki T, Yamada M, Anpo M, Ogawa T (2009) The effect of ultraviolet

- functionalization of titanium on integration with bone. *Biomaterials* 30, 1015-1025.
- 18) Ueno T, Yamada M, Suzuki T, Minamikawa H, Sato N, Hori N, Takeuchi K, Hattori M, Ogawa T (2010) Enhancement of bone-titanium integration profile with UV-photofunctionalized titanium in a gap healing model. *Biomaterials* 31, 1546-1557.
- 19) Iwasa F, Hori N, Ueno T, Minamikawa H, Yamada M, Ogawa T (2010) Enhancement of osteoblast adhesion to UV-photofunctionalized titanium via an electrostatic mechanism. *Biomaterials* 31, 2717-2727.
- 20) Viceconti M, Muccini R, Bernakiewicz M, Baleani M, Cristofolini L (2000) Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *J Biomech* 33, 1611-1618.
- 21) 横尾定美(1952)人の四肢骨の緻密骨および骨幹の圧縮試験. 京府医大誌 51, 291-313.
- 22) Stanford JW, Weigel KV, Paffenbarger GC (1960) Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials. *J Am Dent Assoc* 60, 746-756.
- 23) 岸 正孝(1972)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.
- 24) Long M, Rack HJ (1998) Titanium alloys in total joint replacement-A materials science perspective. *Biomaterials* 19, 1621-1639.
- 25) Ucar Y, Brantley WA, Johnston WM, Dasugupta T (2011) Mechanical properties, fracture characterization, and microstructural analysis of six noble dental casting alloys. *J Prosthet Dent* 105, 394-402.
- 26) 後藤建機(1971)歯牙の生理的動揺に関する実験的研究. 歯科学報 71, 1415-1444.
- 27) Koriath TW, Hannam AG (1994) Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 73, 56-66.
- 28) Miyata T, Kobayashi Y, Arai H, Ohto T, Shin K (2000) The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue. Part 3 : A histologic study in monkeys. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15, 425-431.
- 29) Reilly DT, Burstein AH (1975) The elastic and ultimate properties of compact bone tissue. *J Biomech* 8, 393-405.
- 30) Wennerberg A, Carlsson GE, Jemt T (2001) Influence of occlusal factor on treatment outcome : a study of 109 consecutive patients with mandibular implant-supported fixed prostheses opposing maxillary complete dentures. *Int J Prosthodont* 14, 550-555.
- 31) Scott I, Ash MM Jr (1966) A six channel intra-oral transmitter for measuring occlusal forces. *J Prosthet Dent* 16, 56-61.
- 32) Graf H (1990) Bruxism. *Dent Clin North Am* 13, 659-665.
- 33) Cunha LD, Pellizzer EP, Verri FR, Pereira JA (2008) Evaluation of the influence of location of osseointegrated implants associated with mandibular removable partial dentures. *Implant Dent* 17, 278-287.
- 34) Misch CE (2005) *Dental Implant Prosthetics*. 1st ed, Mosby, St. Louis, 310-317.

