

インプラント支持オーバーデンチャーの有限要素解析

渡辺浩秀¹ 山森徹雄^{1,2}

Finite Element Analysis of Implant-supported Overdenture

Hirohide WATANABE¹ and Tetsuo YAMAMORI^{1,2}

Purpose : It has been reported that the survival rate of implants supporting overdentures was lower than that of implants supporting fixed full-arch bridges. The denture movement and the stress concentration in the bone surrounding implants were considered to contribute the decline of implant survival rate. The purpose of this study is to investigate the effect of the number and the position of implants on the stress distribution in the bone surrounding implants.

Methods : A personal computer with a finite element (FE) analysis program (COSMOS/M version 2.95, SRAC) was used in this study. Each FE model was constructed from an edentulous mandible, implants with magnetic attachments and an overdenture. Gap elements were set between the bone and the mucosa, the keeper and the magnet, respectively. Four types of FE models were fabricated : Implants were placed bilaterally in the regions of canines (model A), canines and the second premolars (model B), canines and the second molars (model C), canines, the second premolars and second molars (model D). A static load of 2 kgf was vertically applied to the overdenture. The cross section of the mandibular ramus was restrained in all directions. The stress distribution generated in the bone surrounding implants and the denture movement were evaluated.

Results : Model A showed the largest denture movement and the maximum equivalent stress. These values decreased in order of model B, C and D.

Conclusions : This study suggested that an increase of implants and avoidance of free-end extension design could be advantageous for implant-supported overdentures with regard to the stress concentration and the denture movement.

Key words : dental implant, overdenture, finite element analysis, stress distribution

緒 言

下顎無歯顎に対するインプラント上部構造にはボーンアンカーブリッジとオーバーデンチャー

が選択される。ボーンアンカーブリッジの利点として、固定性補綴であること、天然歯に近い機能回復が得られることが挙げられる。しかし、大臼歯部までの咬合機能を回復するためには多数の

受付：平成21年12月21日，受理：平成22年2月2日
奥羽大学大学院歯学研究科口腔機能学領域口腔機能回復学専攻¹
奥羽大学歯学部歯科補綴学講座²
(指導：清野和夫教授)

Department of Oral Functional Science Division
of Oral Rehabilitation, Ohu University Graduate
School of Dentistry¹
Department of Prosthetic Dentistry, Ohu University
School of Dentistry²
(Director : Prof. Kazuo SEINO)

インプラントを埋入する必要があるため、下顎骨の吸収や形態、下歯槽神経の位置などにより埋入が制限される場合や、経済的な制約により適用できない場合がある。

一方、インプラントを支台とするオーバーデンチャーは、可撤性補綴であるため固定性補綴の要望が強い患者には受け入れ難いが、一部に粘膜負担を取り入れることから、一般的にインプラントの本数を減ずることができるといわれている。また経済的負担の軽減も可能である¹⁾。しかし、支台となるインプラントの生存率はポーンアンカーブリッジに比較して低く、Hemmingsら²⁾は約92%、Meijerら³⁾は約86%であったことを報告している。生存率低下の要因には細菌学的因子と力学的因子の両者が関与している可能性が指摘されている⁴⁻⁹⁾。力学的因子としては、インプラントの埋入本数が少ないことに起因した義歯の動揺がインプラントの不良な受圧条件となり、インプラント周囲骨の負担過重を招いていることが考えられる。義歯の動揺やインプラント周囲骨における応力分布は、インプラントの埋入位置や本数により多大な影響を受けるものと考えられる。インプラント支持オーバーデンチャーの適切な設計を検討するためには、これらの点について詳細な力学的検証が求められる。そこで本研究では、三次元有限要素法を用い、インプラント埋入本数と埋入位置の条件を変えた場合の周囲骨に生じる応力分布と義歯の動揺を解析することにより、インプラント支持オーバーデンチャーの長期的機能維持にとって有利な条件を明らかにすることを目的とした。

研究方法

1. 三次元有限要素解析法

有限要素モデルの作成と解析には、汎用有限要素法プログラム COSMOS/M Ver.2.95 (S. R. A. C) とパーソナルコンピューター (Express5800/NEC) を用いた。モデルはオーバーデンチャーの維持に磁性アタッチメントを応用し、義歯床と顎堤粘膜間、磁石・ヨークとキーパー間に Gap 要素を設定することとした。

したがって、モデルの構成要素はインプラント、

キーパー、ヨーク、磁石、皮質骨、海綿骨、義歯および顎堤粘膜とし、等方性の線形弾性と仮定した。材料特性値は従来の報告を参考とし表1に示すように設定した¹⁰⁻¹²⁾。このうち顎堤粘膜のヤング率のみに対しては、岸¹³⁾が報告した値を基に予備実験を行い、生体と近似した被圧変位量となる値を与えた。

2. 有限要素モデル

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平面と平行となるように設定した(図1)。

下顎骨部は無歯顎患者のCT画像を基に構築し、皮質骨と海綿骨は上条¹⁴⁾と藤田¹⁵⁾の解剖学的計測値を参考とした(表2)。また、インプラント体は古橋¹⁶⁾の報告にしたがい、直径3.75mm、長径10mmとした(図2)。

有限要素モデルはインプラントの埋入本数と埋入位置により4条件を設定した。すなわち、インプラント体を左右側犬歯部に埋入したAモデル、左右側犬歯部と第二小臼歯部に埋入したBモデル、左右側犬歯部と第二大臼歯部に埋入したCモデル、および左右側犬歯部と第二小臼歯部および第二大臼歯部に埋入したDモデルとした(図3)。

磁性アタッチメントはマグフィット IP-B シリーズ (ジーシー) を基に、磁石とキーパー間に磁力の代用として750gfの吸引力を設定した(図4)。顎堤粘膜の厚径は寺倉の報告¹⁷⁾を参考に2.0mmと設定した。義歯は人工歯を単純化した多角形構造とし、義歯床と一体化させた形態とした。接触条件として、義歯床と顎堤粘膜間、磁性アタッチメントの磁石・ヨークとキーパー間に0.005mm幅のGap要素を設定した。

3. 解析条件と評価項目

拘束条件として、下顎枝断面の全節点を完全拘束とし、モデル正中断面に対称条件を付与した。荷重条件として、インプラント支持オーバーデンチャー機能時の咬合力を想定し、義歯人工歯部上面全体に10kgfの垂直荷重を加えた。

解析は線形静解析とし、すべての条件において、Gap要素を設定した幾何学的非線形性を与えた。

評価項目は、義歯床変位量、インプラント周囲

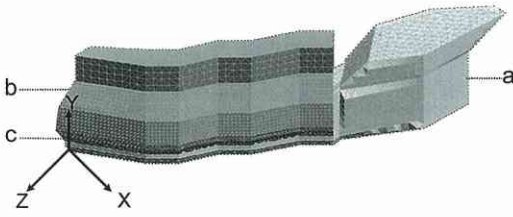


図1 有限要素モデル
 a 下顎骨部
 b 義歯部
 c 顎堤粘膜部

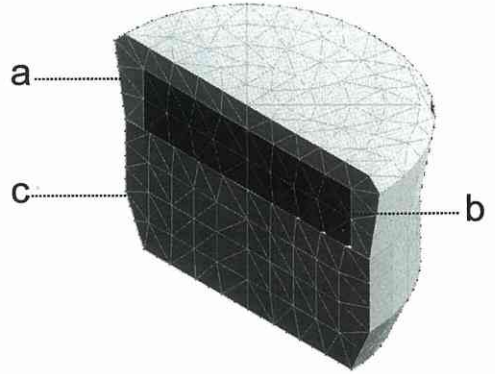


図4 磁性アタッチメント部
 a ヨーク部
 厚径 0.4mm
 高さ 1.4mm
 b 義歯部
 直径 4.4mm
 厚径 1.0mm
 c 顎堤粘膜部
 直径 4.7mm
 厚径 2.0mm

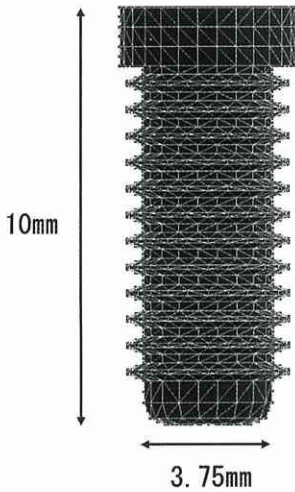


図2 インプラント体

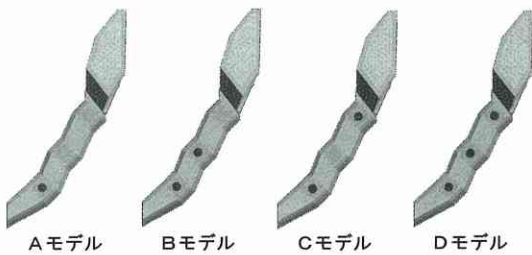


図3 有限要素モデルの条件

表1 材料定数

構成要素	ヤング率 (MPa)	ポワソン比
インプラント	110,000	0.3
キーパー	100,000	0.3
ヨーク	205,000	0.3
磁石	3,000	0.3
皮質骨	13,000	0.3
海面骨	1,300	0.3
義歯床	1,960	0.3
顎堤粘膜	0.020	0.49

表2 下顎骨各部の寸法 (mm)

	下顎骨体部	下顎枝部
高径	17.5	23
皮質骨部厚径：上縁	1.35	
皮質骨部厚径：下縁	3	3
皮質骨部厚径：外側	2	2
海面骨部高径	13	20

骨の応力分布および最大相当応力値とした。

結 果

1. 義歯床の変位について

1) 義歯床変位方向と変位量

Aモデルの義歯床変位方向は、中切歯部では頬

側下方であったが、側切歯から後方は遠心舌側下方を示した。XZ平面でみると、前歯部の変位量は小さかったが、第一小臼歯部より後方では増加する傾向にあった。

Bモデルの義歯床変位方向は、すべての部位で

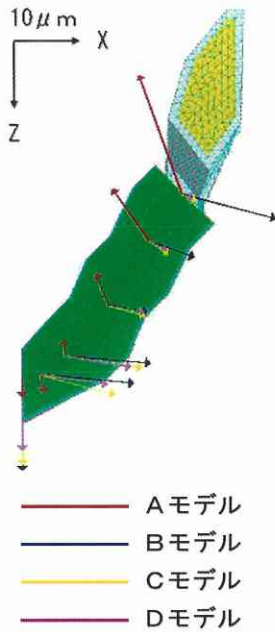


図5 義歯床の変位(X Z平面)

遠心頬側下方であった。その変位量は第一大臼歯部から後方で増加する傾向を示した。

CモデルとDモデルの義歯床変位方向は、Bモデルと同様に遠心頬側下方を示した。その変位量は後方の計測部位になるほど減少する傾向を示した(図5, 6)。

2) 義歯床沈下量

Y軸上における前歯部の義歯床沈下量は、すべてのモデルで明らかな差が認められなかった。Aモデルは後方の計測部位になるほど値が増加する傾向を示し、その最大変位量は0.17mmであった。Bモデルでは第一小臼歯部で減少した後、第一大臼歯部より後方の計測部位では増加する傾向を示した。しかし、その増加量はAモデルと比較して緩やかで、最大変位量は0.07mmであった。Cモデルは正中部から第一小臼歯部までの計測部位では沈下量に差がみられなかった。しかし、第一大臼歯部から後方の計測部位では減少し、AモデルとBモデルで最大の変位を示した義歯床後縁部における沈下量は0.01mmであった。Dモデルでは、沈下量が第一小臼歯部から後方の計測部位で徐々に

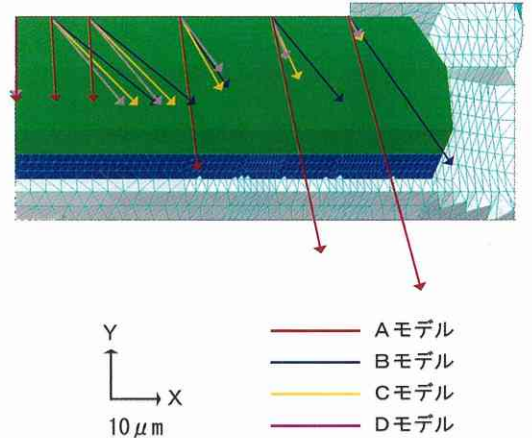


図6 義歯床の変位(X Y平面)

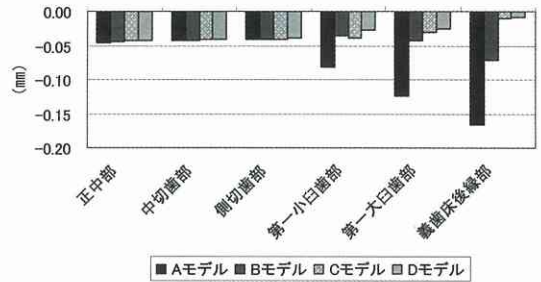


図7 義歯床沈下量

減少する傾向を示し、義歯床後縁部における変位量は0.009mmであった(図7)。

2. 応力について

1) 応力分布について

犬歯部に埋入したインプラント周囲骨では、Aモデルのみ皮質骨上縁の遠心舌側部を中心に応力集中が認められた。他のモデルでは皮質骨上縁の遠心頬側部を中心に応力集中が生じた。また、応力値はA, B, C, Dモデルの順に小さくなった。

第二小臼歯部に埋入したB, Dモデルのインプラント周囲骨において、犬歯部に埋入したインプラント周囲骨と同様の応力分布がみられたが、Dモデルの応力集中は軽度であった。

第二大臼歯部に埋入したC, Dモデルのインプラント周囲骨において、皮質骨上縁から側面にかけて応力値の高い部分が広範に認められた。また、

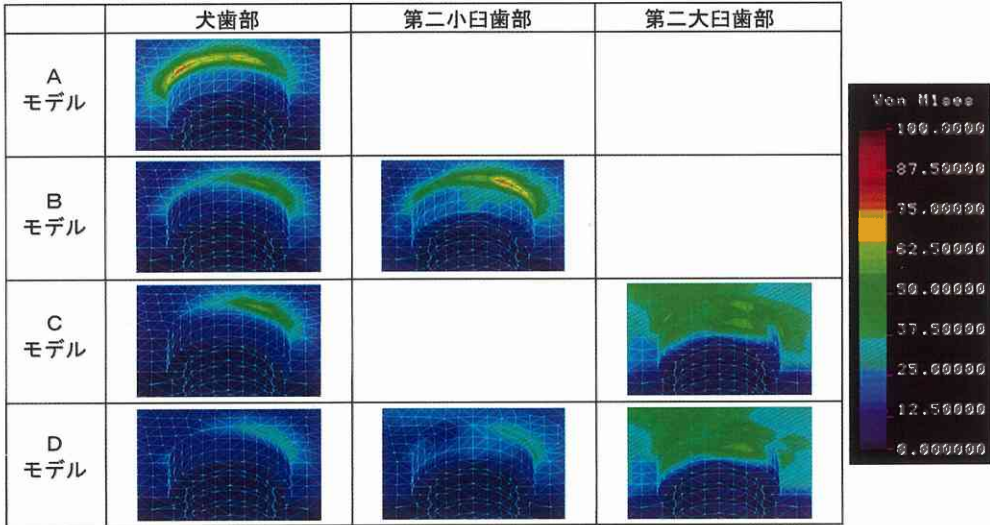


図8 インプラント周囲骨の応力分布

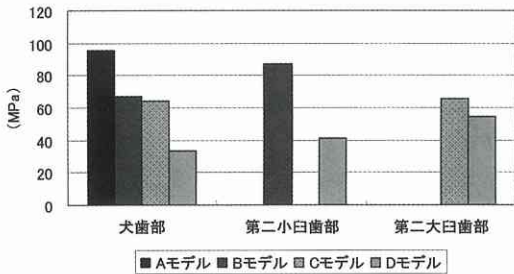


図9 インプラント周囲骨の最大相当応力

DモデルではCモデルに比較して、低い応力値を示した(図8)。

2) インプラント周囲骨の最大相当応力

インプラント周囲骨の最大相当応力値をモデル間で比較した。Aモデルで最も大きな応力値を示したのは犬歯部で、その値は97MPaであった。Bモデルでは、犬歯部の応力値は約66MPaであったが、それよりも後方に位置する第二小臼歯部の応力値は88MPaと、犬歯部より大きな値であった。Cモデルでは、犬歯部と第二大臼歯部の応力値がそれぞれ64MPaと66MPaであり、Bモデルのような部位による差が認められなかった。Dモデルでは、すべてのモデルの中で最も応力値が低

く、犬歯部では33MPaと最小値を示した。また、犬歯部と第二小臼歯部に比較して第二大臼歯部では高い応力値が認められた(図9)。

考 察

1. 本研究の臨床的意義について

インプラント周囲骨に過度な骨吸収が生じる原因として、細菌刺激などの生物学的因子と応力集中に起因する力学的因子が挙げられている⁴⁻⁹⁾。インプラントの上部構造としてオーバーデンチャーを選択した場合は、歯垢に起因した細菌刺激によりインプラント周囲炎が発生しやすく^{18,19)}、その状況下で応力が集中すると骨吸収に陥ることは十分に予想される。インプラントの生存率を高めるためには、これらの因子が生体に働かないように予防または抑制することが求められる。生物学的因子としての細菌刺激は徹底したプラークコントロールによって予防できる。一方、力学的因子であるインプラント周囲骨の応力集中は機能力の分散により抑制できるものと考えられる。しかし、左右側の犬歯部相当部に埋入されたインプラントに磁性アタッチメント等を応用したオーバーデンチャーが設計される場合がある。臼歯部の顎堤には被圧変位性があり、機能時にはインプラントを支点として義歯が回転沈下し、インプラント周囲

骨に応力が集中することになる。この応力の集中はインプラント周囲骨の吸収をもたらし、オーバーデンチャーを支持するインプラントの生存率低下の原因になる可能性がある。インプラント支持のオーバーデンチャーを成功に導くためには、適切なインプラントの配置や望ましい埋入本数などを網羅した治療指針を確立しなければならない。そのためには、インプラント周囲骨に発生した応力を客観的に評価することが求められる。オーバーデンチャーを支持するインプラントという特性を考慮すると、インプラント周囲骨の応力に影響を与える義歯床の変位と顎堤粘膜の被圧変位性を含めて解析しなければならない。

本研究は、有限要素モデルに Gap 要素を設定して、より生体に近似した条件で解析を行った。また、これまでインプラント支持オーバーデンチャーに関する有限要素解析は行われておらず、本研究によりインプラントの適切な埋入本数と埋入位置を明らかにすることができたことは、インプラント支持オーバーデンチャーの治療指針を策定するための基礎データとして意義のある成果であると考えられる。

2. 研究方法について

有限要素解析法では、研究目的に沿った解析モデルを作成することが最も重視されなければならない。今回の目的に対しては、顎堤粘膜と義歯床を生体に近似させることが求められる。本研究では、生体に近似した顎堤粘膜の被圧変位性を再現し、顎堤粘膜と義歯床の間の引張応力を抑制して義歯床の変位を妨げないようにするために顎堤粘膜と義歯床との間に Gap 要素を設定した。Gap 要素とは複数の物体が接触する非線形問題を取り扱う場合に広く用いられている手法で、接触対象に対して接触体上の特定節点の運動を確立し、接触対象と接触体の間隙を任意に設定できる。そのため、引張り力の伝達を生じさせずに圧縮力のみを部材に伝達することが可能となる。

本研究では、インプラントの埋入本数や埋入位置の条件を変えた場合の義歯床変位や応力値を比較することが目的であるから、生体と近似した状況下での影響を把握する点では有用な解析手法といえる。

3. 結果について

1) 義歯床の変位について

変位方向では A モデルのみ異なる方向を示した。これはインプラントによる後方支持がないために、義歯床の後方で粘膜負担が増大し、義歯床が顎堤斜面に沿って舌側方向に滑り込んだ結果と考えられる。

A モデルと B モデルの義歯床沈下量は、計測点が遠心になるほど増加する傾向を示した。他方、C モデルと D モデルは逆に減少する傾向を示した。この違いも後方の支持がインプラントなのか顎堤粘膜なのか起因している。すなわち、A モデルと B モデルは遊離端義歯であり、インプラントの後方部では粘膜負担の割合が大きくなるため義歯床沈下量が増加したことになる。一方、C モデルと D モデルは、後方の支持がインプラントであり、中間欠損と同等であることから粘膜負担の割合が低くなり、義歯床沈下量の増加がみられなかったものと考えられる。B モデルと C モデルはインプラントの埋入本数は 4 本であるが、義歯床沈下量に明らかな差が認められた。このことはインプラントの埋入本数よりも埋入位置の影響が大きいことを示しており、遊離端を避ける設計が有利であることが明らかになった。

A モデルと B モデルの変位量の差も、インプラント後方の支持様式に起因しているものと考えられる。C モデルと D モデルの変位量の違いは、第二小臼歯部のインプラントに起因している。中間欠損部のスパンが長い場合は義歯床にたわみが生じ、第一小臼歯部の沈下量を増大させる。このことが、B モデルと C モデルの第一小臼歯部の沈下量が同程度になった原因と考えられる。このことは、欠損の中間部にインプラントの埋入本数を増加することが義歯床のたわみを防ぐ上で有効であることを示している。

2) インプラント周囲骨の応力について

A モデルの犬歯部では、皮質骨上縁の遠心舌側部を中心に応力集中が認められた。これは義歯床が遠心舌側下方に大きく変位したために、支台である犬歯部のインプラントが遠心舌側下方に牽引され、遠心舌側部に応力集中を生じたものと考えられ、応力値も最大値を示した。B モデルの犬歯

部と第二小臼歯部では皮質骨上縁の遠心頰側部を中心に応力集中が認められた。これも A モデルと同様に義歯床変位方向に影響を受けたものと考えられる。犬歯部の最大相当応力値は A モデルに比較し小さな値を示したが、第二小臼歯部の応力値は A モデルの犬歯部よりもわずかに小さな値を示す程度であった。A モデルや B モデルのような遊離端欠損の場合、最後方インプラントが義歯床変位の支点となり、インプラントへの荷重の側方成分が増大する可能性が高い。このため周囲骨の一部に応力が集中し、A モデルに対してインプラント本数の多い B モデルの第二小臼歯部において、A モデルの犬歯部に近似する最大相当応力が認められたものと考えられた。このことから、A モデルの犬歯部と B モデルの第二小臼歯部においては周囲骨に及ぼす影響は同程度であるといえる。しかし、義歯床変位量は A モデルと B モデルで明らかに異なっていた。Burns ら²⁰⁾は、オーバーデンチャーの安定性が患者の満足度に最も重要であると報告していることから、機能的な満足度の点では B モデルは A モデルより有用であるといえる。

C モデルの犬歯部の応力集中は、B モデルの第二小臼歯部と同様の様相を呈していた。これは、義歯床変位方向が遠心頰側下方であったことに関連すると考えられた。第二大臼歯部では周囲骨の広範囲に応力が分布した。これは荷重による同部の義歯床変位量が小さいことが原因であると考えられた。すなわち、インプラントに加わる荷重の側方成分が小さいと、特定の部位に応力が発生するのではなく、周囲骨全体で荷重を負担するために、応力が分散して発生したことが考えられる。C モデルの犬歯部における最大相当応力値は、B モデルの犬歯部と比較して、わずかに低い値であったが、第二大臼歯部の最大相当応力値は B モデルの第二小臼歯部の応力値よりも小さな値を示した。このことから、義歯沈下量と同様に応力値の抑制においても、遊離端を避ける設計が有利であることが明らかになった。

D モデルの犬歯部と第二小臼歯部周囲骨の応力集中は、B モデルと同様に義歯床変位方向が遠心頰側下方であったことに関連すると考えられた。

また第二大臼歯部の応力集中は、C モデルと同様の理由が考えられた。D モデルの各部位の最大相当応力値は、C モデルと比較して著明に減少していた。これはインプラント本数が 6 本に増えたことにより、各インプラントの負担が軽減されたことが考えられる。また増員箇所が第二小臼歯部であるため、義歯床のたわみを抑制し、インプラントに加わる側方力を軽減すると考えられる。以上のことから、インプラント本数の増員は、インプラント周囲骨の応力分散に有効であることが示された。

結 論

インプラント支持オーバーデンチャーの長期的機能維持にとって有利な条件を見出すことを目的に、三次元有限要素モデルを作成しインプラント周囲骨の応力を解析し、以下の結論を得た。

1. A モデル、B モデル、C モデル、D モデルの順にインプラント周囲骨部の応力値と義歯床変位量が小さくなった。
2. 支台となるインプラントが左右側犬歯部の 2 本の場合は、周囲骨に応力が集中し、生存率の低下に影響を及ぼすことが示唆された。
3. インプラントが 4 本の場合は、後方インプラントを可及的に遠心に位置づけ、遊離端欠損を避ける設計が有利であることが示された。
4. 義歯の変位抑制とインプラント周囲骨の応力分散のために、インプラントの増員は有効であることが示された。

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所口腔機能学講座清野和夫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にも深く感謝申し上げます。

本論文の一部は、(社)日本口腔インプラント学会(平成19年9月 熊本市)、(社)日本補綴歯科学会東北・北海道支部学術大会(平成20年10月 郡山市)において、要旨は第46回奥羽大学歯学会(平成20年11月 郡山市)において発表した。

文 献

- 1) John, R. B., Jemt, T., Heath, M. R., Hutton, J. E., Mckenna, S. McNamara, D. C., Steenberghe, D., Taylor, R. and Watson, R. M. : A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7 ; 513-522 1992.
- 2) Hemmings, K. W., Schmitt, A. and Zarb, G. A. : Complications and maintenance requirements for fixed prostheses and overdentures in the edentulous mandible : A 5year report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9 ; 191-196 1994.
- 3) Meijer, H. J. A., Raghoobar, G. M., Van't Hof, M. A. and Visser, A. : A controlled clinical trial of implant-retained mandibular overdentures : 10 years' results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Branemark implants. *Clin Oral Implants Res* 15 ; 421-427 2004.
- 4) Renouard, F. and Rangert, B. (前田芳信, 米畑友理訳) : インプラント補綴のリスクファクター - 予知性を高めるための臨床的分析法 - 第2版 ; 43-53 クインテッセンス出版 東京 2000.
- 5) 山之内一也, 大田幹夫, 大島みどり, 日高庸行, 山田 了 : イヌのインプラント周囲組織にインプラントが及ぼす影響に関する組織学的研究. *日歯周誌* 38 ; 457-464 1996.
- 6) 川崎文嗣 : インプラント周囲炎に関する実験的研究. *日口腔インプラント誌* 12 ; 193-205 1999.
- 7) Lingquist, L. W., Rockler, B. and Carlsson, G. E. : Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prostheses. *J Prosthet Dent* 59 ; 59-63 1988.
- 8) 中村杜綱 : 人工歯根の長期安定性. *病態生理* 11 ; 859-864 1992.
- 9) Isidor, F. : Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. *Clin Oral Implants Res* 7 ; 143-152 1996.
- 10) 佐藤孝弘, 草刈 玄, 宮川 修 : 下顎臼歯部に適応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固定の力学的影響 -. *補綴誌* 40 ; 682-694 1996.
- 11) 村上 学 : 三次元有限要素法による局部床義歯の力学的解析 - 下顎両側遊離端欠損における欠損様式の影響 -. *日大歯学* 77 ; 201-214 2003.
- 12) 高木有哉 : 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 2005.
- 13) 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.
- 14) 上条雍彦 : 口腔解剖学. 骨学 (基礎編) 第3版 ; 101-112 アナトーム社 東京 1996.
- 15) 藤田恒太郎 : 歯の解剖学. 第21版 ; 27-62 金原出版 東京 1967.
- 16) 古橋拓哉 : インプラント周囲骨の応力解析 - 被圧変位性が実測値に近似する有限要素モデルの応用 -. *奥羽大歯学誌* 35 ; 51-60 2008.
- 17) 寺倉 健 : 顎堤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* 34 ; 546-560 1988.
- 18) Berglundh, T., Persson, L. and Klinge, B. : A systematic review of the incidence of biological and technical complications in implant dentistry reported in prospective longitudinal studies of at least 5 years. *J Clin Periodontol* 29(Suppl. 3) ; 197-212 2002.
- 19) Goodacre, C. J., Kan, J. Y. K. and Rungcharasaeang, K. : Clinical complications of osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 81 ; 537-552 1999.
- 20) Burns, D. R., Unger, J. W., Elswick, R. K. and Giglio, J. A. : Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdenture. *J Prosthet Dent* 73 ; 364-369 1994.

著者への連絡先 : 渡辺浩秀, (〒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 : Hirohide WATANABE, Department of Prosthetic Dentistry, Ohu University School of Dentistry
 31-1 Misumido, Tomita, Koriyama 963-8611, Japan