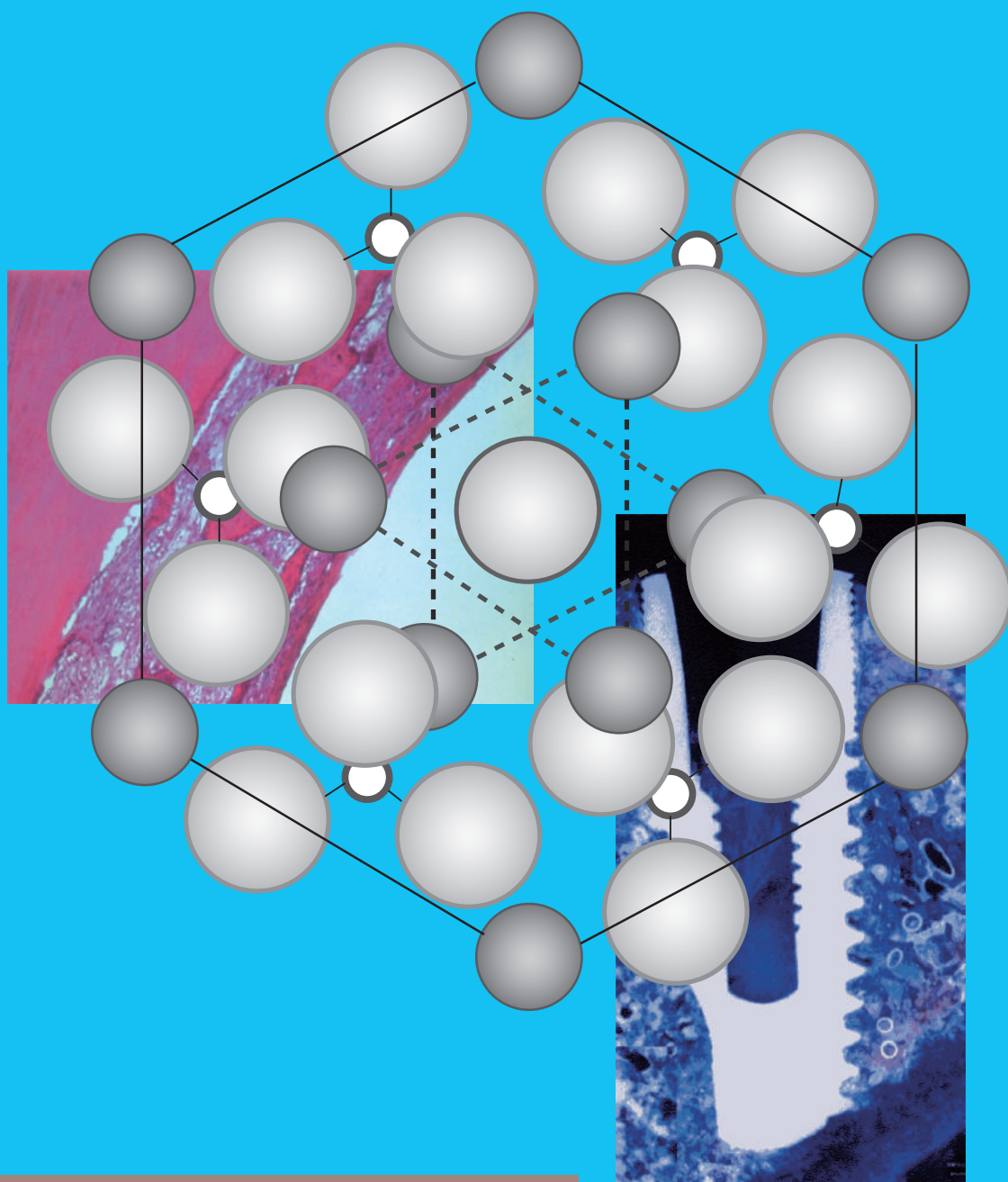


Journal of
Bio-Integration



Bio-Integration



Vol.11 No.2 / 2021

J.Bio-Integ.

バイオインテグレーション学会誌

目次

| | | |
|---|-------|----|
| 巻頭言 | 春日井昇平 | 1 |
| 原著 | | |
| 上顎骨のモデリングとインプラントオーバーデンチャーにおける応力解析 皆川遥夢, 石原滉平, 今井守夫, 尾関和秀 | | 2 |
| 上顎骨モデルの骨量がインプラント周囲骨の応力分布に与える影響 山口雄也, 橋本裕紀, 尾関和秀 | | 11 |
| 編集後記 | 春日井昇平 | 16 |

巻頭言

一昨年(2020年)からの新型コロナウイルス(SARS-CoV-2)のパンデミックの影響は極めて大きいです。2020年の4月に開催予定であった本学会の学術大会は中止となり、昨年(2021年)にオンラインでの開催となりました。そして、今年(2022年)の学術大会もオンラインでの開催となりました。行動の自粛制限が解除されましたが、また感染者が急激に増えています。現在も、感染への注意が必要である状況が続いています。

そして本年2月、ロシアがウクライナへ侵攻しました。

遠いヨーロッパでの出来事なのですが、世界のパラジウム産出量の4割を産出しているロシアからのパラジウムの供給が止まりました。パラジウムを含む合金を用いている歯科治療への影響は極めて大です。しかし、現在パラジウム合金に代わる材料が存在し、CAD/CAMによる補綴物の作製が可能です。この戦争によって、金属を用いない補綴物への移行がさらに促進されると思います。

世界の小麦の総輸出量の3割はロシアとウクライナの小麦だそうです。この両国からの小麦輸出量の減少により、小麦の価格が上昇しており、町のパン屋のパンの価格も上がっています。またロシアからの天然ガスと石油の輸出が止まったことにより、世界的に原油価格が上昇しています。この戦争が世界の経済に及ぼす影響は極めて大きく、世界的に経済状況が悪化しています。歯科疾患は生死に直結せず緊急性が少ないため、歯科医院への受診は景気の動向に左右されるので、我々歯科医療従事者への影響も極めて大きいです。

このような世界的な変動の影響に逆らうことは不可能ですが、我々ができることは、日々臨床あるいはまた研究を着実にこなうことです。

私は楽道家です。

朝が来ない夜はありません。

SARS-CoV-2パンデミックは必ず終息しますし、愚かな戦争も必ず終わります。

希望を持って、明るく、そして元気に研究・臨床をおこないと思います。

会員の皆様と本学会の益々の発展を祈念致します。

2022年8月

バイオインテグレーション学会会長・編集委員長

春日井昇平

原著論文

上顎骨のモデリングとインプラントオーバーデンチャーにおける応力解析

茨城大学理工学研究科¹⁾, ぐみょう今井歯科医院²⁾

皆川 遥夢¹⁾, 石原 滉平¹⁾, 今井 守夫²⁾, 尾関 和秀¹⁾

尾関 和秀

〒316-8511 茨城県日立市中成沢町 4-12-1

茨城大学大学院理工学研究科機械システム工学専攻

kazuhide.ozeki.365@vc.ibaraki.ac.jp

抄録

現在, 上顎に対してのインプラントオーバーデンチャーの力学的挙動についての検証は十分になされていない. 上部構造である義歯や顎骨・歯肉などの力学的挙動を調べることは, 安全な義歯の設計, 製作を行う上で大切な要件である.

無歯顎患者の顎骨を基に CT 画像より, 上顎骨の CAD モデルの作成を行った. その後, 作成した CAD モデルを基に有限要素法を用いて上顎骨に対するインプラントオーバーデンチャーのインプラントの埋入位置の違う場合における応力分布の評価を試みた.

3つの支持インプラントの埋入位置のパターンを作成した. インプラントの埋入位置が上顎骨の両側6番相当部・両側3番相当部のものをモデルA, 両側6番相当部・両側1番相当部のものをモデルB, 両側7番相当部・両側1番相当部のものをモデルCとした. 義歯の両側第一大臼歯に計100Nの垂直荷重のものを荷重①、両側中切歯正中部の1点に100Nの垂直荷重のものを荷重②とし, それぞれのモデルに付加した.

解析の結果から, 荷重①の場合, モデルA, BがモデルCと比較して歯肉に生じた圧縮応力の平均値が小さくなった. 荷重②の場合, モデルB, CがモデルAと比較して歯肉に生じた圧縮応力の平均値が小さくなった. 埋入されているインプラントの位置が義歯に負荷されている荷重点に近いほど歯肉に生じた圧縮応力が小さくなる傾向が見られた.

本研究では, 上顎骨に対するIODでは支持インプラントの埋入位置が両側6番相当部と両側1番相当部の計4か所である場合, 他の埋入位置の場合と比較して歯肉に生じた圧縮応力の平均値が減少した.

Key words: 上顎骨, インプラントオーバーデンチャー, 有限要素法

諸言

現在，上顎無歯顎に対してのインプラントオーバーデンチャー(以下IOD)の力学的挙動の検証は十分になされていない．そのため，上顎無歯顎に対してのIODの明確な治療法の確立のためには，さらなる研究が不可欠であるとされている[1]．

上部構造である義歯や顎骨・歯肉などの力学的挙動を調べることは，安全な義歯の設計，製作を行う上で大切な要件である．従来より，義歯や，その支持装置であるインプラントおよび顎骨・歯肉にどのような応力が発生するかについては，臨床実験や模型実験より様々な検討がなされてきた．しかし，臨床実験や模型実験では機能時の負荷状況を正確に再現するために，複雑な形状の顎骨を模型で再現することや実際の人の顎骨を用いた測定をすることは困難である．しかし，有限要素法ではコンピュータ上でデータを処理するため，倫理的な考慮事項が少なく，実際の人の顎骨の形状を再現したモデルでの実験を行いうるため，比較的容易に実際の負荷状況を正確に再現した検討が可能である[2]．近年はコンピュータやソフトウェアの性能向上が著しく，CTで撮影した画像から3Dモデルを作成する技術が向上している．そのため，正確な顎骨のモデルを作成することが可能になってきており，解析可能なコンピュータ支援診断(computer-aided diagnosis, 以下CAD)データを作成することができる．

IODの治療指針は，これまでに報告されている複数のコンセンサスや学会ガイドラインから，下顎に対するIODを支持するために必要な支持インプラントは2～4本とされている．

そして上顎に対するIODは支持インプラントが4本以下の場合ではインプラント損失のリスクが高いとされている[3][4]．そのため上顎における支持インプラントの本数や埋入位置についてはいまだ議論の余地がある．そこで本研究では歯科用コーンビームCTを用いて義歯および顎骨を撮像し，得られた画像のリバーエンジニアリングを経て3DCADデータを作成し，その後，作成したCADデータを基に三次元有限要素法による解析を行い，IOD治療での3つの異なる埋入位置における歯肉の応力分布の評価を試みた．

実験方法

1) 解析に用いるモデルの作成

初めに非連結匿名化された無歯顎上顎骨および義歯の歯科用コーンビームCT画像を基に，それぞれのCADモデルを作成した．

上顎骨など解剖学的構造のセグメント化にはオープンソースソフトウェアITK-SNAP

(www.itk-snap.org)を用いて該当する部分を抽出し，STL形式の点群データとして出力した．このSTL形式のデータでは応力解析を行うことは不可能である．STL形式のデータは，言わば冗長な点群データの集合体であり，このままでは応力解析を行うことはできない．そのためソフトウェアPointMaster(日本ビジュアルサイエンス株式会社、東京)を用いて，STL形式で表現される義歯や顎骨形態データを解析可能なCADモデルに変換，構築した．IODの支持装置であるインプラントのCADデータは，義歯側からキャップ・リプレースメント・アバットメント・フィクスチャーから構成され

る。本研究ではアバットメントの高径を 4mm, 埋入深さを 6.5mm, 直径 3.8mm のロケーターアタッチメントタイプとした。

2) 解析モデルとインプラント埋入位置

作成した義歯・歯肉・上顎骨とそれらを組み合わせた解析モデルの概形を図 1(a)~(d)に示す。また、支持インプラントの埋入位置のパターンを図 2 に示す。支持インプラントの埋入パターンをモデル A, モデル B, モデル C とした。それぞれのモデルのインプラントの埋入位置は、モデル A は上顎骨の両側第一大臼歯相当部・両側犬歯相当部の計 4 か所, モデル B は両側第一大臼歯相当部・両側中切歯相当部の計 4 か所, モデル C は両側第二大臼歯相当部・両側中切歯相当部の計 4 か所とした。上顎における IOD の支持インプラントの埋入位置はモデル A の位置とされている[5]。そのため、比較として前方・後方それぞれの支持インプラントの埋入位置を変更した 3 つの埋入パターンを設定した。

3) 解析条件

次に解析条件を設定した。負荷荷重として、過去の報告を参考に 100 N の垂直荷重を加えることとした[6]。また、全部床義歯装着時の咀嚼の際は第一大臼歯が最大荷重を受けることが報告されている[7]。加えて、上顎に対する IOD は通常の義歯を装着した場合と比較して切歯での最大咬合力が増加し、患者の咀嚼

能力についての満足度が上昇したと報告されている[8]。上記のことから、IOD における切歯、第一大臼歯への荷重がかかった際の応力の分布の評価を行うことは、IOD の力学的挙動の評価において重要であるといえる。

したがって、本研究では荷重①として義歯の両側第一大臼歯にそれぞれ 50N ずつ、計 100N の垂直荷重を付加した場合、荷重②として両側中切歯正中部の 1 点に 100N の垂直荷重を付加した場合の計 2 パターン設定した。荷重の位置を図 1

(d) に示した。また、拘束条件は、上顎骨のモデル上の上面を完全拘束とした。接触条件は、歯肉・皮質骨・海綿骨・フィクスチャー間をボンド、義歯・歯肉間を接触、インプラント各部品同士間を接触と設定した。物性特性として、過去の報告を参考として、皮質骨のヤング率を 30 GPa, ポアソン比を 0.4, 海綿骨のヤング率を 0.3 GPa, ポアソン比を 0.03 とした[9]。同様に歯肉のヤング率を 0.68 GPa, ポアソン比を 0.45 と設定した[10]。アバットメント・フィクスチャー・キャップは純チタンとしてヤング率を 105 GPa, ポアソン比を 0.37, リプレースメントはポリアミドとしてヤング率を 2.620 GPa, ポアソン比を 0.34, 義歯はアクリルレジンとしてヤング率を 8.3 GPa, ポアソン比を 0.28 と設定した。

上記の設定の基に応力解析を行った。

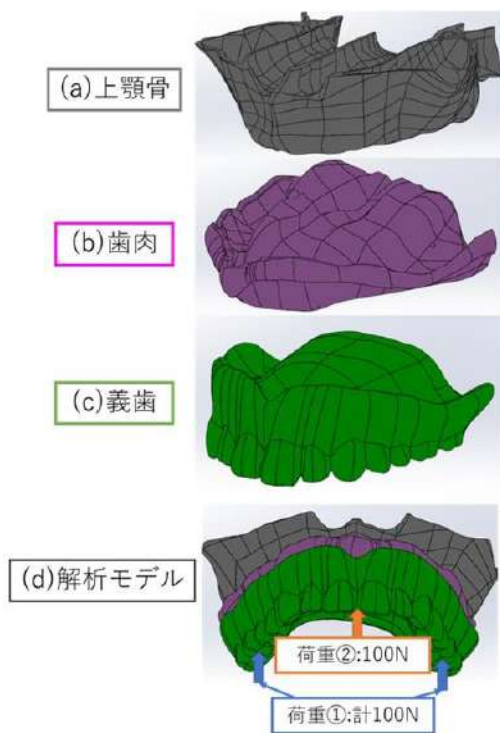


図 1. 作成した CAD モデルと荷重点位置

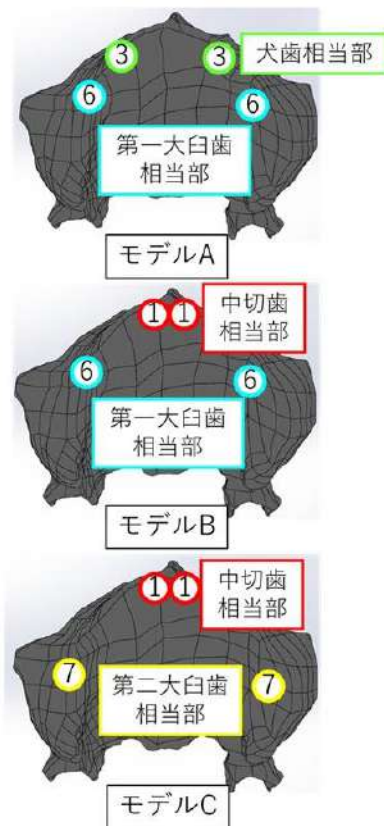


図 2. 咬合面側から見た皮質骨と支持インプラント埋入パターン

3. 実験結果

歯肉に生じた応力の分布図を図 3 に示す. 分布図は主応力表示されており, 表示が赤いほど引張応力が大きく, 緑であるほど無応力状態となり, 青に近いほど圧縮応力が大きいことを表す. 縦の列で荷重条件, 横

の列でインプラントの埋入パターンに合わせて配置した. また, 図①A は荷重①を付加した場合のモデル A の歯肉に生じた応力分布, 図②A は荷重②を付加した場合のモデル A の歯肉に生じた応力分布とした. 同様に, 応力分布図をそれぞれ①A~①C, ②A~②C と設定した.

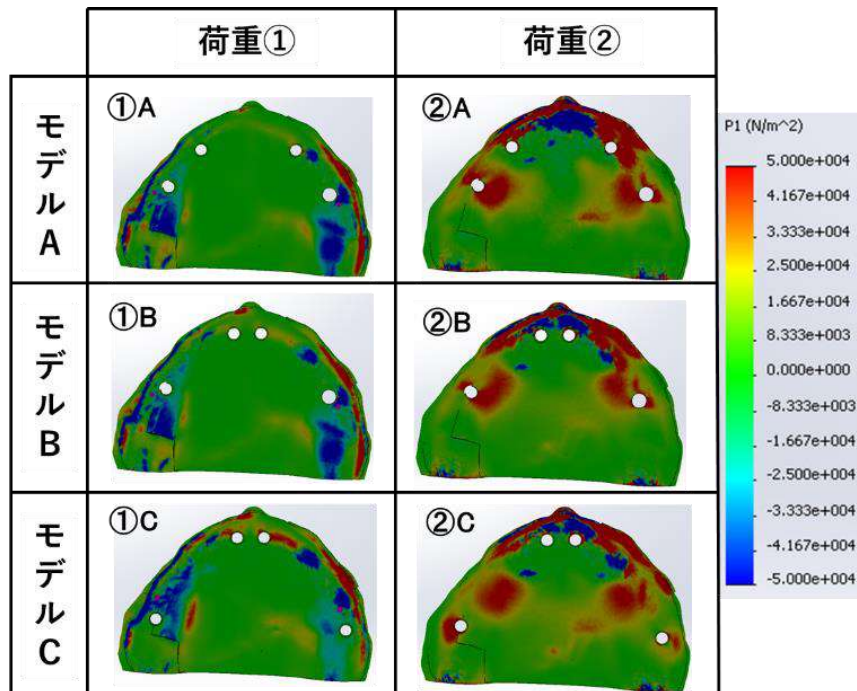


図 3 : 歯肉と顎骨に生じた応力の分布図 (最大主応力表示)

モデル A~C に対する荷重①と荷重②の計 2 パターンの荷重条件にお

ける歯肉全体に生じた引張・圧縮応力を示したグラフを図 4 に示す。

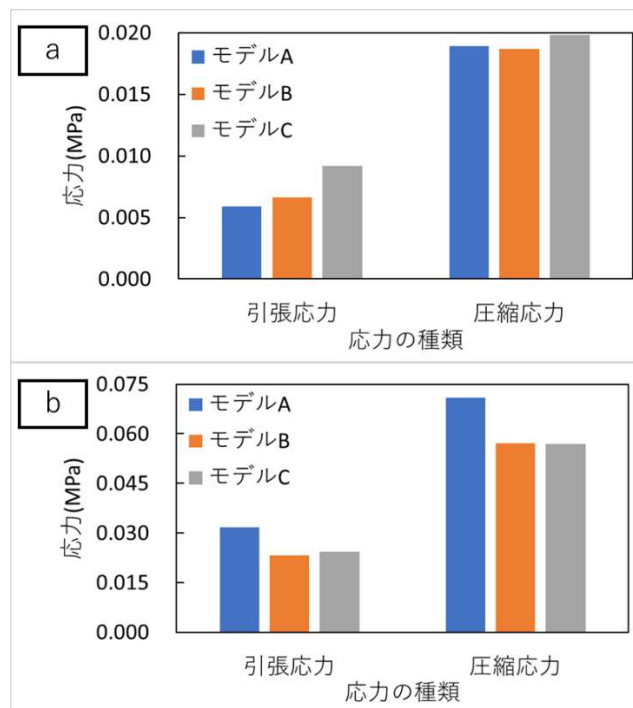


図 4 : 歯肉全体に生じた引張・圧縮応力の平均値 (a:荷重① b:荷重②)

図 4a より、モデル A, B がモデル C と比較して歯肉に生じた圧縮応力の平均値が小さくなった。引張応力の平均値についても同様の傾向が見られた。モデル A とモデル B は後方側の支持インプラントの埋入位置がどちらも 6 番相当部である。それに対して、モデル C の後方側の支持インプラントの埋入位置は 7 番相当部である。したがって、モデル A, B の支持インプラントの位置はモデル C の支持インプラントの位置と比較して荷重①の荷重点である第一大臼歯からの距離が近い。そのため、荷重①を付加した際にモデル A, B がモデル C と比較して、歯肉に生じた圧縮応力の平均値が小さくなったと考えられる。

また、図 4b より、モデル B, C がモデル A と比較して歯肉に生じた圧縮応力の平均値が小さくなった。引張応力の平均値についても同様の傾向が見られた。モデル B とモデル C は前方側の支持インプラントの位置がどちらも 1 番相当部である。それに対して、モデル A の前方側の支持インプラントの埋入位置は 3 番相当部である。したがって、モデル B, C の支持インプラントの位置はモデル A の支持インプラントの位置と比較して荷重②の荷重点である切歯の正中部からの距離が近い。そのため、荷重②を付加した際にモデル B, C がモデル A と比較して、歯肉に生じた圧縮応力の平均値が小さくなったと考えられる。

上記の結果から、荷重①, ②どちらの荷重点においても荷重点の位置に近い位置にインプラントが埋入されているモデルの歯肉に生じる圧縮・引張応力が小さくなる傾向が見られた。

4. 考察

インプラントオーバーデンチャーにおいて、義歯の安定性の低下は咀嚼機能の阻害を引き起こすと報告されている[11]。また、咀嚼時の義歯の動揺は、歯肉に対して不快感や潰瘍を引き起こすと報告されている[12]。これらのことから、義歯機能時、つまり義歯に荷重が掛かった際の歯肉に生じる圧縮応力を評価することで、歯肉への圧迫の様相などその影響を評価できると考える。

図 3~4 より、義歯に 2 パターンの荷重を付加した場合の 3 つのインプラント埋入パターンごとに歯肉に生じた応力を比較した。解析の結果から、埋入されているインプラントの位置が義歯に負荷されている荷重点に近いほど歯肉に生じた圧縮応力が小さくなる傾向が見られた。

過去の報告では、下顎骨に対する支持インプラントが 4 本の IOD において、義歯に荷重をかけた際、荷重点に近い支持インプラントに大きな応力が生じたことが確認されている[13]。

また、全部床義歯のインプラントオーバーデンチャーにおいて、歯肉に生じた応力は荷重点直下部から顎堤に沿って周囲に広がり、荷重点から離れるほど応力が減少することも報告されている[14]。

上記の 2 つの報告から、インプラントオーバーデンチャーにおいて義歯に荷重がかかった際、歯肉の顎堤部に沿って応力が伝わっていき、埋入されているインプラントが応力を負担し、歯肉に生じた応力が減少したといえる。

本研究において、荷重①, ②の両方の場合でモデル B は歯肉に生じ

た圧縮応力の平均値が他のモデルより減少した。モデル B の支持インプラントの埋入位置は 2 つの荷重点である義歯の両側第一大臼歯と両側中切歯正中部の両方に近い部位である。したがって、支持インプラントの位置が義歯に負荷されている荷重点に近いほど解析モデル全体で生じた圧縮応力を支持インプラントが負担する割合が増大し、歯肉に生じる圧縮応力が減少したと考えられる。

本研究において設定した荷重点条件 ①、②は実際の上顎に対する IOD にかかる荷重点位置において重要な位置である[7][8]。したがって、本研究において荷重点①、②を付加した場合のどちらの結果でも歯肉に生じる圧縮応力の平均値が減少したモデル B はモデル A、C よりも上顎に対する IOD の支持インプラントの埋入位置として優位であるといえる。

臨床において上顎に対する IOD の支持インプラントの埋入位置の標準はモデル A のものとされている[5]。しかし、本研究ではモデル B の埋入パターンがモデル A、C の埋入パターンと比較して、優位であると示され、臨床における結果と差異が見られた。したがって、上顎に対する IOD における力学的挙動については今後さらに研究を進めていく必要がある。

5. 結論

本研究において、上顎骨に対する IOD では支持インプラントの埋入位置が両側 6 番相当部と両側 1 番相当部の計 4 か所である場合、他の埋入位置の場合と比較して歯肉に生じた圧縮応力の平均値が減少した。

謝辞

本研究では、山八歯材工業株式会社の橋本裕紀氏と熊谷高志氏に資料をご提供いただいた。ここに感謝の意を表す。

文献

- 1) Steven Judd Sadowsky. Treatment considerations for maxillary implant overdentures: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 97(6):340-8, 2007
- 2) Shilpa Trivedi. Finite element analysis A boon to dentistry」*J Oral Biol Craniofac Res.* 4(3): 200–203, 2014
- 3) Slot, W., Raghoobar, G. M., Vissink, A., Slater, J. J. H. & Meijer, H. J. A., Jan 「A systematic review of implant-supported maxillary overdentures after a mean observation period of at least 1 year. *Journal of Clinical Periodontology* 37(1):98-110, 2009
- 4) Kronström M, Widbom C, Soderfeldt B. Patient evaluation after treatment with maxillary implant-supported overdentures. *Clin Implant Dent Relat*;8(1):39-43, 2006
- 5) 前田芳信・萩原芳幸・和田誠大. 知っておくべきインプラントオーバーデンチャーこれからのスタンダード. 医歯薬出版株式会社 2016
- 6) Cruz M1, Wassall T, Toledo EM, Barra LP, Lemonge AC. Three-dimensional finite element stress analysis of a cuneiform-geometry implant. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 18(5):675-84, 2003

- 7) Watanabe T. Study of masticatory forces of complete denture wearers. Kokubyo Gakkai Zasshi 57(1):16-31, 1990
- 8) Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van 'T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, Jansen JA. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. J Dent Res. 79(7):1519-24, 2000
- 9) Diana García, Alonso García. Plasma spray deposition of hydroxyapatite based composite as a step towards bone scaffolds. PhD thesis, Dublin City University, 2009
- 10) C.C. Ko, C.S. Chu, K.H. Chung, M.C. Lee. Effects of posts on dentin stress distribution in pulpless teeth. J. Prosthet. Dent 68:421-427, 1992
- 11) Witter DJ, Woda A, Bronkhorst EM, Creugers NH Clinical interpretation of a masticatory normative indicator analysis of masticatory function in subjects with different occlusal and prosthodontic status J Dent.;41(5):443-8, 2013
- 12) Koshino H, Hirai T, Yokoyama Y, Tanaka M, Toyoshita Y, Iwasaki K, Sudo E. Mandibular residual ridge shape and the masticatory ability in complete denture wearers. Nihon Hotetsu Shika Gakkai Zasshi 52(4):488-93, 2008
- 13) Barão VA, Delben JA, Lima J, Cabral T, Assunção WG. Comparison of different designs of implant-retained overdentures and fixed full-arch. J Biomech.;46(7):1312-20, 2013
- 14) Kim MJ, Hong SO. Finite element analysis on stress distribution of maxillary implant-retained overdentures depending on the bar attachment design and palatal coverage. J Adv Prosthodont 8(2):85-93, 2016

Preparation of the maxilla model and stress distribution of the mucous in implant-supported maxillary overdenture.

Minakawa Harumu¹⁾ Ishihara Kohei¹⁾ Imai Morio²⁾ Ozeki Kazuhide¹⁾

Graduate School of Science and Engineering, Ibaraki University¹⁾
Gumyo Imai Dental Clinic²⁾

Abstract:

Little has been reported on mechanical behavior of implant-supported maxillary overdenture (ISMODO). It is important to investigate mechanical behavior of denture, maxilla and mucous in ISMOD for the denture development.

In order that using for the Finite Element Method (FEM) maxilla model was made from computed tomography image (CT image) of an edentulous patient. After that, influence of the stress distribution in difference of implants position in ISMOD was

evaluated by FEM. Three patterns of implants position in analysis model were made. First, the implants were inserted at both side of first molars and canines in analysis model (model A). Second, the implants were inserted at both side of first molars and central incisors in analysis model (model B). Third, the implants were inserted at both side of second molars and central incisors in analysis model (model C). The vertical load (100N) was applied on both side of the first molars (load 1) or center of the central incisors in artificial tooth (load 2). As a result, in case of the load 1, the average value of the compressive stress generated in mucous in model A and model B was less than that of model C. In case of the load 2, the average value of the compressive stress generated in mucous in model B and model C was less than that of model A. According to these results, the compressive stress in mucous decreased in case that the implant positions closed to the load position. In this study, it was shown that the compressive stress generated in mucous in model B was the smallest of all models.

原著論文

上顎骨モデルの骨量がインプラント周囲骨の応力分布に与える影響

茨城大学理工学研究科¹⁾ 株式会社 E-joint²⁾

山口 雄也¹⁾, 橋本 裕紀²⁾, 尾関 和秀¹⁾

山口 雄也

〒316-8511 茨城県日立市中成沢町 4-12-1

茨城大学大学院理工学研究科機械システム工学専攻

21nm492t@vc.ibaraki.ac.jp

Effect of the maxillary bone volume on the stress distribution that bone around dental implants

Yuya Yamaguchi¹⁾, Hiroki Hashimoto²⁾, Kazuhide Ozeki¹⁾

Graduate School of Science and Engineering, Ibaraki University¹⁾
E-joint Corporation²⁾

はじめに

近年 CT 画像から人間の上顎骨形状を抽出出来るようになったため、インプラントを埋入した人間の上顎骨を用いた、コンピューター上での応力解析によるインプラントの評価が盛んに行われている。

坂本らの報告によると、作製した頭蓋骨モデル全体に生じた応力分布を比較した場合、頭頂部を含むモデルでは頭蓋骨の広範囲に応力が生じており、頭頂部を含まないモデルでは応力が荷重負荷部位と拘束部位の間に生じていることが確認されており、拘束条件にかかわらず、インプラント埋入部付近に生じる応力値は頭頂部を含む場合より含まない場合の方が小さいことが確認されている

1).

しかし、現在坂本らの報告のような骨量の変化によるモデルに生じた応力の評価を行った事例が少なく、上顎骨モデルの骨量の変化が、上顎骨モデルに与える応力の影響が明確になっていない。

そこで本研究では、最大 60mm の上顎骨モデルが作製可能である CT 画像から上顎骨モデルを作製し、FEM を用いた応力解析を行った。また、作製した上顎骨モデルの高さを、CT 画像診断や解剖学に関する報告²⁻³⁾を参考にして 25mm の高さまで調節することで上顎骨の骨量を変化させた。そして、骨量を変化させたモデルを用いて応力解析を行い、上顎骨の骨量の変化によるインプラント埋入部付近に生

じる応力による影響を評価した。

方法と材料

1) 解析に使用するモデルの作製

本研究では、オープンソースソフトウェア ITK-SNAP(www.itk-snap.org)を用いて、非連結匿名化された CT 画像から上顎骨の形状データを抽出した。次に、抽出した顎骨形状データをリバースエンジニアリングソフトウェア PointMaster(日本ビジュアルサイエンス株式会社, 東京)を用いて、解析可能な 3DCAD モデルに変換した。そして、図 1 に示すワンピースインプラントの CAD モデルを、作製した顎骨モデルに埋入することで、図 2 に示す最大高さ 60mm の上顎骨モデルを作製した。

金田らによる報告では、CT 画像を用いたインプラント治療において、上顎骨の下方 1/3 の地点に後上歯槽動脈が走行しており、十分注意して画像診断する必要があることが確認されている²⁾。

また、御手洗らによる報告では、無歯顎日本人成人遺体 23 体を用いて、フランクフルト平面(F.H.平面)を基準とした後上歯槽動脈、上顎洞底、歯槽頂までの距離を測定し、その結果から後上歯槽動脈から歯槽頂までの距離は 24.5~22.1mm であることが確認出来た³⁾。

上記の報告より、本研究では上顎骨に後上歯槽動脈が走行することを考慮して、図 3 に示す骨量を減少させた 55mm, 50mm, 45mm, 40mm, 35mm, 30mm, 25mm の高さを持つ上顎骨モデルを作製し、Ansys2019 R3 を用いて応力解析を行った。

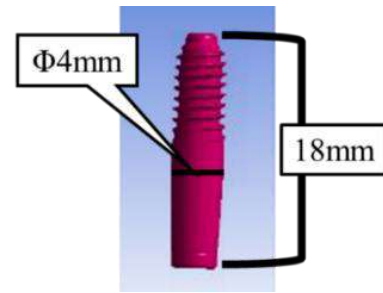


図 1. ワンピースインプラントモデルの概略図

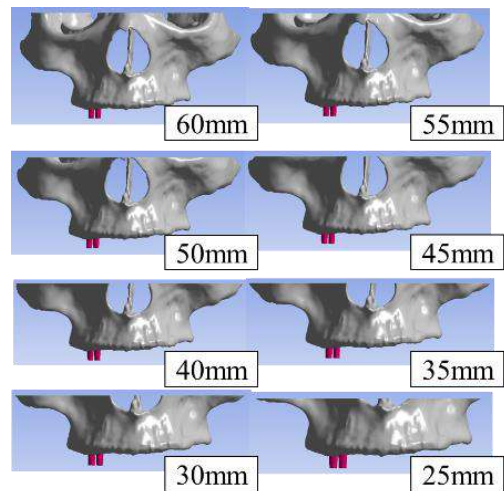


図 2. 上顎骨モデルの概略図

2) 解析条件とインプラント埋入位置

本研究で使用した材料物性は過去の報告⁴⁻⁶⁾を参考にして表 1 のように設定した。また、今回作製した 8 つの上顎骨モデルには前述のワンピースインプラントを 2 本埋入し、両方のインプラントに垂直荷重を 100N 負荷した。固定条件は上顎骨モデル上面を完全固定とした。図 3 にインプラント埋入パターンを示す。図 3 の(a)では左 1 番・右 1 番にインプラントを埋入した。また、図 3 の(b)-(d)では右 2 番から右 7 番の埋入位置にインプラントを 2 本ずつ埋入し、図 3 の(e)-(g)では左 2 番から左 7 番の埋入位置にインプラントを 2 本ずつ埋入した。

表 1. 各種物性値

| | ヤング率 (GPa) | ポアソン 比 |
|-------------------|---------------|-----------|
| 皮質骨 | 14.8 | 0.4 |
| 海綿骨 | 1.48 | 0.4 |
| インプラント (チタン合金) | 107 | 0.32 |

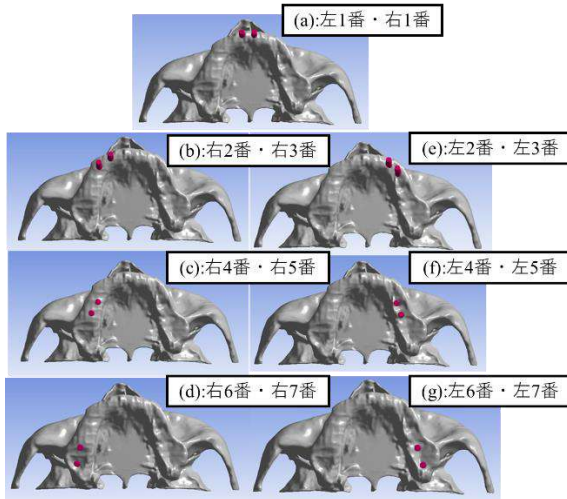


図 3. インプラント埋入パターン

3) 評価方法

本研究では上顎骨の骨量の変化によるモデルの応力分布，インプラント埋入部付近に与える影響を調査するため，作製した上顎骨モデルの応力分布を評価すると同時に，インプラント埋入部付近の応力値の中で局所的に 1 番高い値から 5 番目に高い値を抽出し，その平均値を評価した．また，本研究では骨量の変化に伴うインプラント埋入部付近の応力平均値の変化を比較するため，CT 画像から抽出した最大高さ 60mm の上顎骨モデルを基準として，25mm モデルから 55mm モデルの応力平均値の差を比較した．

結果

図 4 に 60mm モデルを基準とした応力平均値の差を示す．図 5 より，左 1 番・右 1 番と左 2 番・左 3 番，左 4 番・左 5 番の埋入形態では応力平均値の差が負の値を示していることが確認

された．また，右 4 番・右 5 番では 35mm モデルと比較した場合のみ，左 6 番・左 7 番では 45mm モデルと比較した場合のみで差が正の値を示し，右 2 番・右 3 番では 45mm から 55mm のモデルと比較した場合に差が正の値を示すことが確認できた．さらに，右 6 番・右 7 番では 45mm モデルと比較した場合のみで差が負の値を示し，他のモデルと比較した場合は差が正の値を示すことが確認できた．

以上の結果から，25mm から 55mm まで骨量が増加すると応力平均値の差が小さくなることが確認できた．そのため，上顎骨の骨量が増大すると，インプラント埋入部付近に生じる応力値は大きくなるという傾向があると考えられる．

また，算出した 49 個の応力平均値の差の中で，正の値を示した差が全体の約 22.4%であり，負の値を示した差が全体の約 77.6%であった．本研究ではインプラント埋入部付近に生じた応力集中している地点を避けるため，インプラント埋入部付近の応力値の中から局所的な応力値を抽出し，平均値を評価した．そのため，抽出方法によりわずかに正の値になる差も見られたが，確率の傾向性から負の値を多く示すことが確認できる．

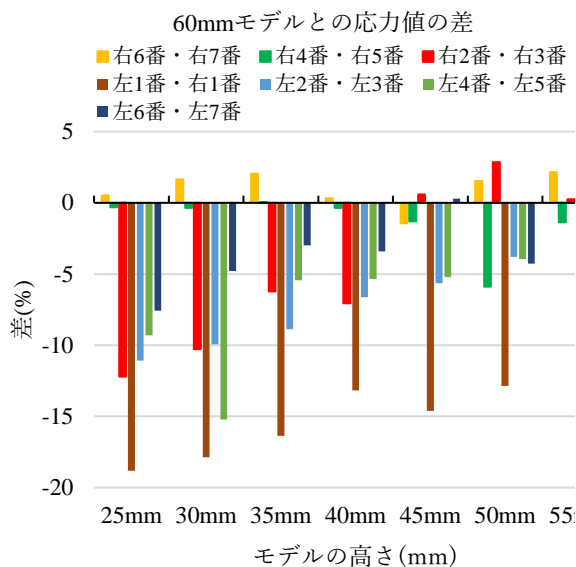


図4. 60mmモデルを基準とした
応力平均値の差

考察

上顎骨モデルの骨量の変化による応力平均値の差が生じた要因を調査するため、本研究では60mmモデルと比較した場合に、25mmモデルにおいて差の大きさが10%以上となった右2番・右3番、左1番・右1番、左2番・左3番の応力分布と、同じ埋入形態における60mmモデルのインプラント埋入部付近の応力分布を評価した。その一例として図5に左1番・右1番にインプラントを埋入したモデルの、インプラント埋入部付近の応力分布を示す。図5の枠に示すように、25mmモデルではインプラント埋入部の縁部分に高い応力が集中しているのに対し、60mmモデルの応力分布は、インプラント埋入部の縁部分から周辺に向かって広がるように高い応力が集中していることが確認された。これは、骨量の減少に伴い上顎骨モデルの固定端面とインプラントモデルが近くなることで荷重が分散されず、上顎骨モデルの応力分布がインプラント埋入部付近に集中したためだと考えられる。そのため、60mmモデルとの応力平均値の差が増大した要因は、インプ

ラント埋入部付近の応力集中であると
考えられる。

また、石川らの報告によると、過去の研究を参考に下顎骨の応力測定から40MPa以下を生理的安全域、40MPa~60MPaを臨界域、60MPa以上を骨吸収域としている⁵⁾。本研究では60mmモデルにおいてインプラント埋入部付近に生じた応力値が最大で7.42MPaであることが確認された。この応力値は骨吸収域の60MPaを超えていないため、実際の临床上において問題ないと考えられる。

しかし、本研究において上顎骨の骨量を減少させた場合、応力値は小さくなる傾向が確認されており、特に左1番・右1番に生じた応力値は、60mmモデルより25mmモデルの方が18.8%小さいことが確認された。そのため、临床上において応力解析の結果を参考にする場合、上顎骨モデルの骨量の変化による応力値の差を考慮する必要がある。但し、応力値の差を考慮した上で上顎骨モデルの骨量を少なくすることで、応力解析における上顎骨モデルの簡略化が期待できると考えられる。

本研究では埋入形態や骨量の変化によって、応力平均値の差が正になる場合が確認されたため、今後は応力の抽出方法を再度検討し、より正確に骨量の変化による応力値の傾向を評価する必要がある。

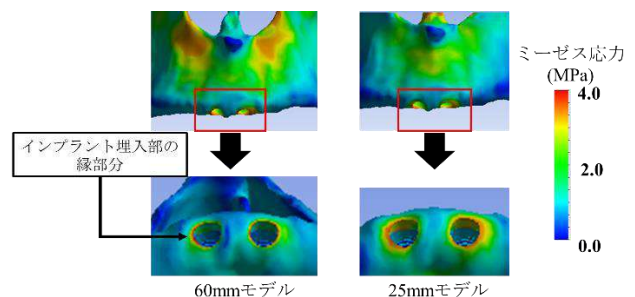


図5. 左1番・右1番にインプラントを埋入したモデルの、インプラント埋入部付近の応力分布

結論

- 1) インプラント埋入部付近に生じた応力値は、上顎骨に隣接する骨が減少すると小さくなる傾向が見られた。
- 2) 骨量の減少に伴い、インプラント埋入部付近に生じた応力値の差が大きくなる傾向が見られた。

文献

- 1) 坂本太郎, 仲井太心, 遠藤一彦, 中山英二, 越智守生: 上顎埋入インプラント周囲骨に発生する応力の三次元有限要素解析—CTデータに基づいた頭蓋骨全体モデルの構築と拘束条件の検討—, 北海道医療大学歯学雑誌 31: 11-18, 2012
- 2) 金田隆: 口腔インプラントの画像診断, 日本口腔インプラント学会誌 32:27-33, 2019
- 3) 御手洗智, 阿部伸一, 井出吉信: 歯牙喪失に伴う後上歯槽動脈の形態変化に関する研究, 日本口腔インプラント学会誌 13:20-33, 2000
- 4) 石川昌洋, 三嶋直之, 仲西康裕, 広瀬由紀人, 志茂剛, 永易裕樹, 越智守生: 3次元有限要素法を用いた口腔インプラント治療の術前シミュレーションの検討, 北海道医療大学歯学雑誌 37: 17-22, 2018
- 5) 石川昌洋, 仲西康裕, 広瀬由紀人, 三嶋直之, 富田達洋, 永山正人, 越智守生: 3次元有限要素法を用いた即時垂直時に皮質骨の厚みがインプラント周囲骨に発生する応力に与える影響の解析, 日歯先技研会誌 22:11-14, 2016
- 6) Chia-Ching Lee, Shang-Chin Lin, Ming-Jen Kang, Shu-Wei Wu, Ping-Yuen Fu: Effects of implant threads on the contact area and stress distribution of marginal bone: Journal of Dental Science 5: 156-165, 2010

編集後記

本学会の学術大会でご講演をお願いした先生には、ご講演の内容を総説論文として執筆をお願いし、また学術大会で発表された先生には、発表された内容を論文として執筆をお願いしてきました。投稿される論文の数は少なく、雑誌の刊行は毎年一回でしたし、印刷をおこなわないオンラインでの刊行でしたので、編集委員長の日井が雑誌の編集をおこなってきました。

本号の二つの原著論文が投稿されたのは昨年でした。素晴らしい論文を投稿していただいたにも関わらず、この二つの原著論文の編集・発行が大変遅れた理由は、私のメールの確認が不十分であったためであり、深く反省しております。誠に申し訳ございません。

編集委員会を強化するために、鹿児島大学の歯科生体材料学分野の大塚裕太先生に、編集委員会に加わっていただきました。大塚裕太先生は、本学会理事の大塚誠先生のご子息であり、徳島大学大学院で博士（薬科学）を取得された新進気鋭の若手研究者です。大塚裕太先生の編集委員への就任を御快諾いただきました鹿児島大学歯科生体材料学分野教授の菊地聖史先生に深謝致します。

今年は例年のない猛暑ですが、皆様お元気でお過ごしください。

2022年8月

バイオインテグレーション学会
会長、編集委員長

春日井昇平