

インプラント周囲の骨梁有限要素モデルを開発するための 新しいアルゴリズム

佐藤 裕二, 新土井宣晶, 和田本昌良
津賀 一弘, 赤川 安正

New Algorithm for the Development of a Finite Element Model of a Bone Trabeculae
around an Osseointegrated Implant

Yuuji Sato, Noriaki Shindoi, Masayoshi Wadamoto, Kazuhiro Tsuga and Yasumasa Akagawa

(平成9年3月31日受付)

緒 言

機能圧により生じるオッセオインテグレーテッドインプラント周囲の応力は骨改造現象を引き起こすと言われている¹⁾。そのため、インプラント周囲における応力分布の生体力学解析は、同インプラントの長期的予後を確実なものにするために極めて重要であると認識されている。従来よりこの解析はもっぱら有限要素モデルを用いて行われ²⁻⁵⁾、インプラントを含む顎骨のモデル化に際しては、弾性率の低い無構造の骨がインプラント周囲の全面に接触する状態とシミュレートされてきた。しかしながら、オッセオインテグレーションが成立している生体内では、インプラント周囲の海綿骨構造はそのようなシミュレーションとは大きく異なり、骨梁および骨髓組織がインプラント周囲に複雑な支持構造を形成していることが示されている⁶⁾。それゆえ、このような簡略化されたシミュレートモデルを用いた有限要素解析の結果は十分信頼性があるとは言い難い。

インプラント周囲の海綿骨構造をよく反映するモデルを作成するためには、実際の骨構造の三次元データの収集と、そのデータからモデルを作成する2段階の手順が必要である。われわれは既にインプラント周囲の三次元骨構造を75 μm毎に収集する新しい手法を開発し、オッセオインテグレーションの骨構造データを蓄積してきた⁶⁻⁸⁾。そこで、このデータを有限要素

モデルに変換すれば、生体内の骨構造をよく反映したモデルを完成できると思われる。しかしながら、その要素数が数百万となり、研究室レベルでは解析は不可能と言わざるを得ない。そこで、できるだけ粗くした要素に分割しながら海綿骨の構造を再現する手法の開発が急務であると考えられる。

そこでわれわれは、まず海綿骨の骨梁に着目し、要素の大きさを変えて応力解析を行ったところ⁹⁾、一辺の長さが150 μmの立方体要素を用いれば十分正確な解析が可能であることを明らかにした。しかしながら、150 μmの要素を用いると、インプラント周囲全体の解析を行うには約20万個の要素数が必要となるため、実際の解析を行うにはより大きな要素が望まれる。

本研究の目的は、要素数を増加させることなく十分な解析精度が得られるモデルを作成するために新しく考案したアルゴリズムの有用性を明らかにすることにある。

材料および方法

オッセオインテグレーテッドインプラント周囲の骨梁⁶⁾の一部をボクセル法¹⁰⁾を用いてモデル化した(図1)。すなわち、骨梁の一部に仮想の立体格子(1辺が600, 300および150 μmの3種類)を重ねあわせ、格子で作られる1つの立方体の中に骨が50%以上あれば、それを要素(ヤング率E=13.7 GPa¹¹⁾)とした(図2 600-I, 300-Iおよび150-I)。さらに、格子の中の骨が25~75%の場合にヤング率を50%(6.7 GPa)に減少させた要素を割り当て、75~100%

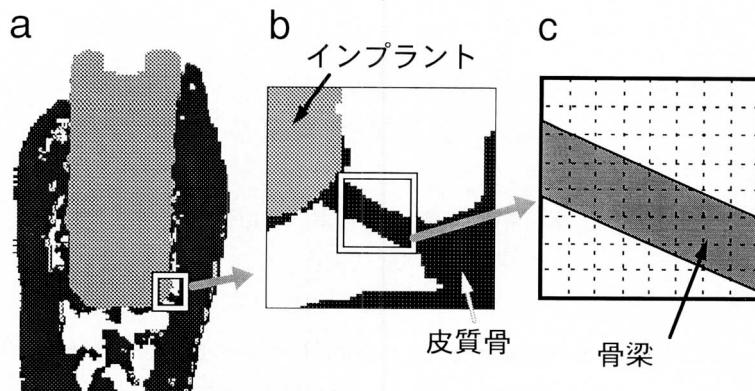
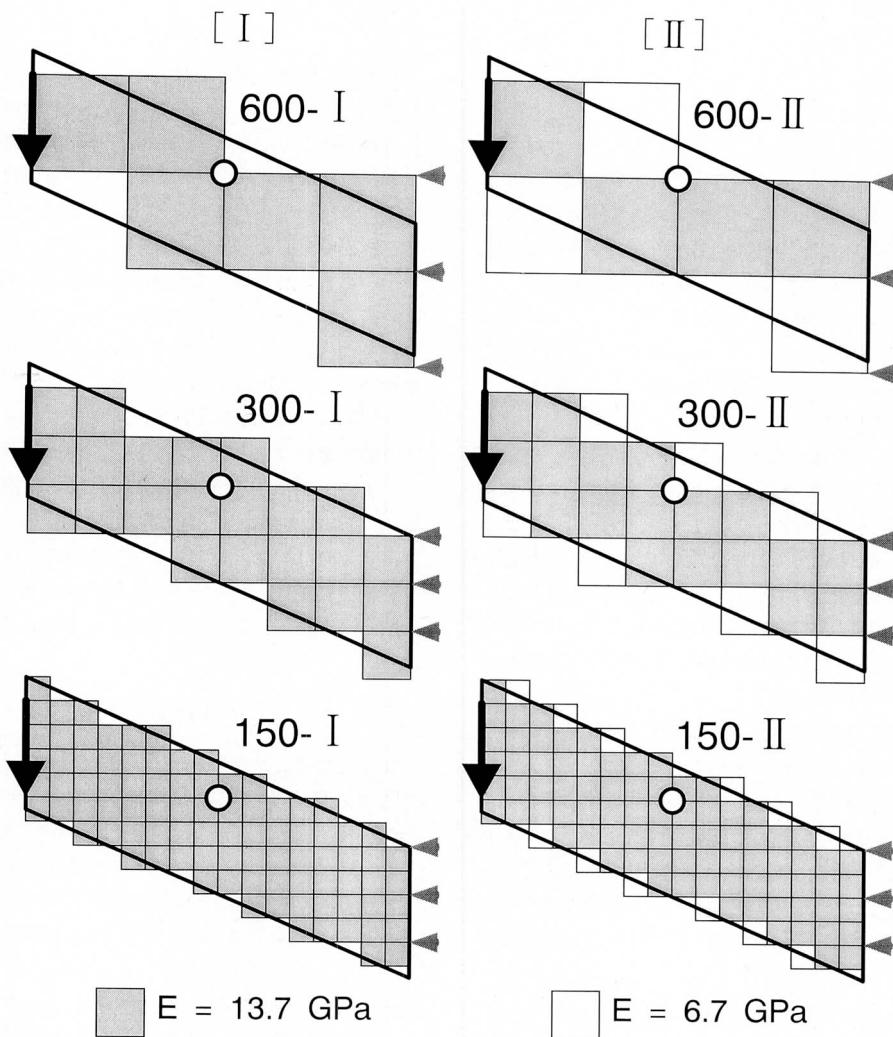


図1 骨梁の選択とボクセル法によるモデル化。

bはaの白四角の部分の拡大であり、cはbの白四角の部分の骨梁と仮想の立体格子との重ねあわせを示している。それぞれの格子で作られた立方体中の骨の割合により、要素を割り当てた。



の場合はヤング率を 13.7 GPa とするアルゴリズムを用いて、モデル（図 2 600-II, 300-II および 150-II）を作成した。各モデルの右端を固定し、左端に 10N の垂直荷重を加えて、設定した 1 つの節点における von Mises の相当応力値を解析した。計算にはパーソナルコンピュータ（PC-9821 Ap2, NEC 社製）と有限要素解析プログラム（Cosmos/M1.71, Structural Research and Analysis Corp）を用いた。

結 果

図 2 に丸で示す節点における相当応力値は、要素の大きさが小さくなるにつれて小さくなつた（図 3）。600 μm と 150 μm の大きさの要素の場合には、1 種類の要素を用いた場合（I）でも 2 種類の要素を用いた場合（II）と応力値にほとんど差を認めなかつたが、300 μm の要素の場合には、2 種類の要素を用いれば 150 μm の要素の場合とほぼ同程度の応力値を示した。他の節点における応力値も同様な傾向を示した。

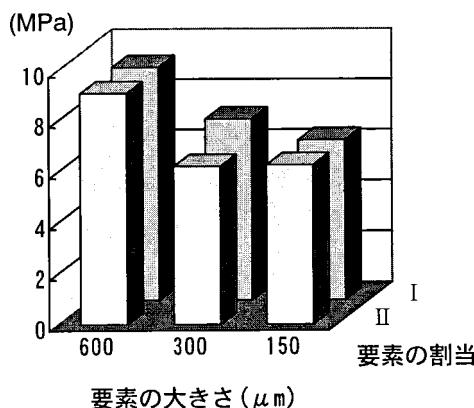


図 3 6 種類のモデルの選択した節点における相当応力値。

要素の大きさが小さくなるにつれて応力値は小さくなっている。600 μm と 150 μm の大きさの要素の場合には 1 種類の要素を用いた場合（I）でも 2 種類の要素を用いた場合（II）と応力値にほとんど差を認められないが、300 μm の要素の場合には、2 種類の要素を用いれば 150 μm の要素の場合とほぼ同程度の応力値を示している。

図 2 作成した 6 種類のモデル。

I (左側) : 1 種類の要素を割り当てたモデル

II (右側) : 2 種類の要素を割り当てたモデル

矢印: 荷重(10N), ○: 図 3 で応力を表示した節点, ◀: 拘束点,

考 察

2 種類の要素を割り当てる新しいアルゴリズムを用いることにより、300 μm の要素を用いた場合でも 150 μm の要素の場合と同等の応力値が得られることが判明した。

今回用いたボクセル法¹⁰⁾は、複雑な形態を容易にモデル化できる利点を有する反面、要素数が多くなるとの欠点を有している。一方、要素を大きくすれば要素数を減少させることができるもの、そのモデル外形が不規則となり（図 2 600-I）解析の誤差を生じやすい。しかしながら、今回新たに考案したアルゴリズムを用いることにより、要素数をほとんど変化させることなく解析精度を向上させる可能性が示された。

150 μm の要素を用いた場合には、このアルゴリズムを適用しても応力値が変化しなかつた。これは、150 μm が十分に小さく、このようなアルゴリズムを用いなくても基となる形態を十分に反映できていたからであろう。一方、600 μm の要素の場合には、その大きさが今回選んだ骨梁の直径と同程度であり、粗い要素分割であったため、本アルゴリズムを用いても解析精度を向上させる効果が得られなかつたものと考えられる。

1 つの骨梁に加わる荷重の大きさについての報告は現在までみられない。そこで、インプラントに加わる平均咬合力が 143N であること¹²⁾を参考に、その分力としての 10N を与える荷重量と設定した。与えた荷重量の大きさは応力値に影響を及ぼすが、今回の有限要素解析は弾性解析であるため、応力値は荷重に比例するという法則を考慮すると、荷重が変わってもモデル間の応力値の比は変化しない。それゆえ、設定した荷重量の大小が今回の応力分布に影響を及ぼさないとみなしえる。

本研究結果から、要素割り当てに関する新しいアルゴリズムは有用である可能性が示された。しかしながら、割り当てる要素の種類を増加すれば精度が向上する可能性があり、この点に関してはさらに検討が必要である。今後は、より精巧なアルゴリズムにより 3 種類以上の要素を割り当てるなどを検討することで、最終的に研究室で実施可能な要素の種類の割り当て方法を決定できると考えられる。このような研究が進むことにより、研究室で演算可能な生体のオッセオインテグレーション構造をよく再現する顎骨モデルが完成で

きるものと思われる。

総 括

海綿骨の骨梁に注目して、一定体積中に含まれる骨の割合によりヤング率を2段階に変化させた要素を割り当てる新しいアルゴリズムを考案し、それを用いたモデルを作成、応力解析を行った。その結果、このアルゴリズムを用いることにより、 $300\mu\text{m}$ の要素を用いたモデルでも $150\mu\text{m}$ の要素の場合と同等の応力値が得られることが判明した。この結果は、インプラント周囲の海綿骨構造を再現する有限要素モデルの作成のために、この新しいアルゴリズムが有用であることを示唆している。

文 献

- 1) Albrektsson, T.: Direct bone anchorage of dental implants. *J. Prosthet. Dent.* **50**, 255-261, 1983.
- 2) Meroueh, K.A., Watanabe, F. and Mentag, P.: Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osteointegrated cylindrical implant. *J. Oral Implantol.* **13**, 215-238, 1987.
- 3) Clelland, N.L., Ismail, Y.H., Zaki, H.S. and Pipko, D.: Three-dimensional finite element analysis in and around the screw-vent implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* **6**, 391-398, 1991.
- 4) Meijer, H.J.A., Starmans, F.J.M., Steen, W.H.A. and Bosman, F.: A three-dimensional finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Archs. Oral Biol.* **38**, 491-496, 1993.
- 5) Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C. and Brantley, W.A.: A three-dimensional finite element analysis of angle abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J. Prosthod.* **4**, 95-100, 1995.
- 6) Akagawa, Y., Wadamoto, M., Sato, Y. and Tsuru, H.: The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant: a method for study. *J. Prosthet. Dent.* **68**, 813-816, 1992.
- 7) Wadamoto, M., Akagawa, Y., Sato, Y. and Kubo, T.: The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. I: A morphometric evaluation in initial healing. *J. Prosthet. Dent.* **76**, 170-175, 1996.
- 8) Sahin, S., Akagawa, Y., Wadamoto, M., and Sato, Y.: The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. II: A morphometric evaluation after three months of loading. *J. Prosthet. Dent.* **76**, 176-180, 1996.
- 9) Sato, Y., Wadamoto, M., Akagawa, Y. and Texeira, E.R.: Availability of element downsizing for a three-dimensional finite element model of bone trabeculae in implant biomechanics. *J. Dent. submitted*.
- 10) Middleton, J., Jones, M.L. and Pande, G.N.: Computer methods in biomechanics & biomedical engineering, 1st. ed., Gordon and Breach Science, Amsterdam, 125-134, 1996.
- 11) Carter, D.R. and Hayes, W.C.: The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J. Bone Joint Surg.* **59**, 954-962, 1977.
- 12) Bränemark, P.-I., Zarb, G.A. and Albrektsson, T.: Tissue-integrated prosthesis. Osseointegration in clinical dentistry, 1st ed., Quintessence, Chicago, 117-128, 1987.