原 著 論 文

チタン—ハイドロキシアパタイト複合インプラント
の有限要素法による力学的研究

片山 隆* 宅間 雅彦 森本 清*
中村征四郎* 高島 史男 丸山 剛郎

Dynamic Study of Titanium-Hydroxyapatite Implant
by Finite Element Method

Takashi Katayama, Masahiko Takuma, Kiyoshi Morimoto,
Seishirou Nakamura, Fumio Takashima and Takao Maruyama

Abstract : In order to evaluate the strength of titanium-hydroxyapatite implant, adhesive tests and loading tests were performed. The results of the loading tests were compared with the computed results by finite element method.

Axisymmetric 8-node quadrilateral element for arbitrary loading was used for the analysis. Implants of 3.2 mm diameter were loaded at 45° of the implant axis by using an Instron testing machine at crosshead speed of 0.5 mm/min.

The results were obtained as follows :

1. The mean value of the adhesive test of titanium-resin (Panavia)-hydroxyapatite was 2.3 kgf/mm². The fracture was caused at Panavia layer.
2. The mean value of the fracture loads of implants was 10.9 kgf. The fracture was caused at Panavia layer, similarly to the result described in 1.
3. The principal stress caused at Panavia layer of the implant was approximately 2.3 kgf/mm², which was calculated under the load of 10.9 kgf by the finite element method. This result corresponds to that of the loading test described in 1 and 2.

It was ascertained by these findings that finite element method is effective for the evaluation of the strength of this implant.

Key words : implant, finite element method

I. 緒 言

近年、生体材料の発達に伴い、喪失した歯の機能を回復する目的で、多種の歯科インプラントが開発され、臨床的に広く使用されてきた^{1,2)}。インプラント材料として

大阪大学歯学部歯科補綴学第一講座

* ㈱ クラレ 中央研究所

The 1st Department of Prosthetic Dentistry, Osaka University Faculty of Dentistry

* Central Research Laboratories, Kuraray Co., Ltd.

平成元年6月7日受付

は大別して金属材料, セラミックス材料, 高分子材料の 3 種類がある。

特にセラミックス材料に属するハイドロキシアパタイト³⁻⁵⁾は骨と直接に化学結合するバイオアクティブな生体材料として注目されている。しかし, ハイドロキシアパタイトは機械的強度に劣るため, 単独で使用することは困難である。筆者らはこのハイドロキシアパタイトを, 機械的強度に優れるチタン合金を芯材として補強することにより, バイオアクティブで機械的強度に優れるチタン-ハイドロキシアパタイト複合インプラントの開発を進めてきた⁶⁾。

インプラントは生体適合性を有することは勿論, 十分な機械的強度を持つことが必要であり, 荷重試験⁷⁾と応力解析による強度評価が試みられてきた。インプラントの応力解析には有限要素法が広く使われているが, 主としてインプラント周囲の組織に生じる応力について解析されており⁸⁻¹⁰⁾, インプラントの強度に関するものは少ない¹¹⁾。また, 側方荷重を考慮し, 軸対称要素を用いて 3 次元解析した報告はみられない¹²⁻¹⁹⁾。

筆者らはまず, チタン-ハイドロキシアパタイトの接着試験を行うことにより接着強度を求め, つぎに試作したチタン-ハイドロキシアパタイト複合インプラントの荷重試験を行った。さらに, この荷重試験によりインプラントがどのような応力下におかれ, 破壊に至ったのかを任意荷重を与えた 3 次元軸対称有限要素法を用いて応力解析した。その結果, インプラントが破壊するときにインプラントに生じた応力の絶対値, および破壊に至る過程を明らかにし, 有限要素法による応力解析は, インプラントの強度評価に対し有効であることを確認したので報告する。

II. 材料と方法

1. 材 料

ハイドロキシアパタイト (以下, アパタイトと略す) は Hayek ら²⁰⁾の合成法に基づき, 硝酸カルシウムとリン酸水素アンモニウムを Ca/P 比=1.67 に調合して合成した。得られた乾燥ケーキ体を旋盤で棒状に加工し, これを温度 1,050°C で 3 時間焼成することにより, 相対密度 99% の緻密なアパタイトセラミックスを作製した。

チタン合金は (株) 神戸製鋼所製 Ti-6 Al-4 V (以下, チタンと略す) を使用した。チタンの接着面は 50 ミクロンのアルミナ粒子によりサンドブラスト処理した。

接着材は, リン酸エステル系コンポジットレジン (㈱

図 1 接着試験の試料

クラレ製パナビア EX, 以下パナビアと略す) を使用した。

2. 接着試験

引張り試験を行うことにより, パナビアを用いたチタンとアパタイトとの接着強度を求めた。パナビアを両面に塗布したハイドロキシアパタイト (5 mmφ×2 mm) を, 棒状のチタン (5 mmφ×20 mm) で挟み, 硬化させたものを試料として用いた (図 1)。パナビアとチタン, アパタイトとの接着はパナビアのモノマーの重合をより十分に, 残留モノマーを除去するために, 通常の方法で接着後, 約 70°C の室温中で 40 分間熱処理した。

5 個の試料についてインストロン社製万能試験機を使用し引張り試験を行った。クロスヘッドスピードは 2.0 mm/min とし, 接着強度を求め, 引張り試験後破面を SEM 観察した。

3. 荷重試験

試料として歯根外径が 3.2 mmφ のチタン-ハイドロキシアパタイト複合インプラントを試作した。本インプラントは, チタンとアパタイトをパナビアで接着した歯根部と, チタンの支支部との 2 ピースより構成されている (図 2)。

メチルメタクリレート樹脂を用いて, 試料台にインプラントを固定した。インプラントの埋入深さは骨吸収が生じた場合を考え合わせ, インプラントの歯根部の 70% を樹脂に埋入した (図 3)。

作製した 7 本のインプラントについて, インストロン社製万能試験機を用いて荷重試験を行った。クロスヘッドスピードは 0.5 mm/min としインプラントの長軸に対し 45° の方向に荷重を加え, インプラントが破壊するまでの荷重を測定した。インプラントが破壊するときには

図 2 チタン-ハイドロキシアパタイト複合インプラント

図 3 荷重試験

破壊音を発し、チャート上にピークを生じるので、そのときの値を読み取った。また、荷重試験後インプラントを樹脂より取り出し SEM 観察した。

4. 有限要素法による応力解析

荷重試験において試作したインプラントが破壊する過程を、有限要素法を用いることにより応力解析した。

有限要素法による応力解析は構造解析汎用プログラム (MARC Analysis Research Corporation, MARC) を使用し、大型コンピュータ (IBM 4381) を用いて計算した。作製した有限要素モデルを図 4 (要素数 242, 節点

図 4 有限要素モデル (インプラント)

▲ : 拘束点
要素数 : 242, 節点数 : 795

図 5 有限要素モデル (アパタイト部分のみ)

▲ : 拘束点

要素数 : 119, 節点数 : 410

数 795) と図 5 (要素数 119, 節点数 410) に示す.インプラントの長軸方向を z 方向, 半径方向を r 方向, 周方向を θ 方向とした. 図 4 は荷重試験の通りにインプラントの歯根部の 70% を樹脂に埋入したモデルであり, 図 5 は荷重試験によりインプラントに生じた亀裂の進行を解析するために, インプラントを構成するアパタイトの部分のみを樹脂に埋入したモデルである. 8 節点軸対称要素を用い, インプラントの長軸を回転軸とした回転体を作成し 3 次元問題として扱った. 荷重条件はフーリエ級数に展開することにより任意荷重として, $0^\circ \leq \theta \leq 15^\circ$ および $345^\circ \leq \theta \leq 360^\circ$ の範囲においてインプラントの長軸に対し 45° 方向に与えた. この手法では, データ作製, 計算時間等に費やされるエネルギーが 2 次元問題並みに軽減される²¹⁾. 拘束条件は荷重試験において, インプラントを埋入したメチルメタクリレート樹脂とその試料台とが強く接着していたことを考慮し, ▲印で示す点の変位を z, r, θ すべての方向について拘束した. また解析は弾性範囲内で行った.

表 1 各材料の物性値²²⁻²⁴⁾

部位	材料名	ヤング率 (kgf/mm ²)	ポアソン比	引張り強度 (kgf/mm ²)
①	チタン	10,000	0.29	94
②	パナビア	1,700	0.24	2.3*
③	アパタイト	3,500	0.30	12
④	PMMA	600	0.30	—

* パナビアの引張り強度は本研究の接着試験で求めた強度

表 2 接着強度

試料番号	接着強度 (kgf/mm ²)
1	1.3
2	1.8
3	2.2
4	3.0
5	3.3
平均	2.3
標準偏差	0.8

インプラントを構成する 3 種類の材料で破壊しやすいのは, アパタイトとパナビアであり, とともに弾性範囲内で脆性破壊することから, そこに生じる引張り側の最大主応力で強度評価を行った. 亀裂の進行方向に関しては各応力成分を考慮した. 計算に用いた各材料の物性値を表 1 に示す.

III. 結果および考察

1. 接着強度

パナビアとチタン, アパタイトとの接着強度は, 最高 3.3 kgf/mm², 最低 1.3 kgf/mm², 平均 2.3 kgf/mm²であった (表 2). 試料の破壊した面を SEM 観察することにより, 本破壊はパナビアの凝集破壊であることがわかった (図 6). これより, 接着強度 2.3 kgf/mm² をパナビアの引張り強度とした. またパナビアの破壊は弾性限界内で生じていたことより, パナビアの強度評価は弾性範囲内の応力解析で行うことができる. したがって有限要素法で求めたパナビアに生じる引張り側の最大主応力と, パナビアの引張り強度とを比較することによって, インプラントのパナビアの部分の強度評価を行うことは妥当であることが確認された. ただし, 今回の接着強度の平均値 2.3 kgf/mm² は, パナビアが凝集破壊するときの通常の強度 (4~5 kgf/mm²)^{25, 26)} と比較するとやや低く, 70°C での熱処理による熱歪みの影響が示唆された.

図 6 パナビアの破面

図 7 破壊したインプラントの SEM 写真

2. 荷重試験

3.2mmφ のチタン-ハイドロキシアパタイト複合インプラントについて荷重試験を行った結果、本インプラントは最低 9.0 kgf, 最大 14.7 kgf, 平均 10.9 kgf の荷重で破壊した(表 3)。荷重試験において最も引張り応力が集中するのは、インプラント頸部のパナビアと樹脂の表層部に近い部分のアパタイトと考えられる。破壊したインプラントの SEM 写真を図 7 に示す。頸部のパナビアの部分がインプラントの周方向に約半分割れを生じ、さらにインプラントの軸方向のアパタイトに割れを生じていた。また樹脂の表層部に近い部分のアパタイトには亀裂は観察されなかった。この観察結果より、アパタイトの部分よりパナビアの部分のほうが弱く、インプラントの破壊はパナビアの接着層が起点になっていることが示唆された。

3. 有限要素法による応力解析

荷重試験においてインプラントに荷重を加えた場合に、樹脂の表層部に近い部分のアパタイトとインプラン

表 3 荷重試験結果

試料番号	荷重 (kgf)
1	9.0
2	9.3
3	9.6
4	10.5
5	11.2
6	12.0
7	14.7
平均	10.9
標準偏差	2.0

図 8 インプラントのパナビア、アパタイトの各部分に生じる最大主応力

ト頸部のパナビアに生じる最大主応力を、図 4 の有限要素モデルを用いて算出した。θ=0° の面における結果を図 8 に示す。これより、樹脂の表層部に近い部分のアパタイトに生じる最大主応力は、インプラント頸部のパナビアに生じる最大主応力より高いことがわかる。しかしながら、パナビアの強度はアパタイトの強度に比較して低いため(パナビア 2.3 kgf/mm², アパタイト 12 kgf/mm²)、この荷重試験では、インプラント頸部のパナビアの方から先に破壊が生じたものと考えられる。

荷重試験で測定したインプラントが、破壊するときの荷重がインプラントに加えられているとき、頸部のパナビアに生じる最大主応力と、樹脂の表層部に近い部分の

図 9 荷重試験と有限要素法による応力解析との対応

- ：アパタイトに生じる最大主応力
●：パナビアに生じる最大主応力

アパタイトに生じる最大主応力を有限要素法を用いて計算すると図 9 のようになる。すなわち、インプラントが破壊したときに頸部のパナビアに生じる最大主応力はパナビアの引張り強度の 2.3 kgf/mm^2 付近の値になり、また樹脂の表層部に近い部分のアパタイトに生じる最大主応力はアパタイトの引張り強度の 12 kgf/mm^2 よりも小さい値となる。このことから、荷重試験においてインプラントの破壊は、まず頸部のパナビアに生じることが有限要素法による解析からも明らかとなった。また、インプラント頸部のパナビアに生じる最大主応力の場合、パラッキも引張り強度のパラッキ範囲内 ($1.3 \sim 3.3 \text{ kgf/mm}^2$) であり、有限要素法による応力解析の結果は、接着試験の結果と数値的によく対応しているといえる。

以上のことから、荷重試験における破壊の過程は図 10 に示すように、まず ① のインプラント頸部のパナビアの点から破壊が始まり、周方向に亀裂が進んだ後、② の点からインプラントの軸方向に ③ まで亀裂は進むものと考えられる。

② より ③ へ亀裂が進む過程は、① より始まった亀裂が②まで進んだときに、② のインプラント頸部のアパタイトの部分に生じる周方向の応力成分を、図 5 の有限要素モデルを用いて計算することにより解析された。頸部のアパタイトに生じる周方向の応力を図 11 に示す。周

図 10 破壊の過程

- ① が破壊の起点となり、亀裂は②まで進む、②より亀裂は、インプラントの軸方向に③まで進む

方向に働く応力は②の位置に近い 70° において最大となった。この周方向に働く引張り応力によって②～③の方向に亀裂が生じると推定される。このときの応力は 8.6 kgf/mm^2 であり、アパタイトの引張り強度 12 kgf/mm^2 を越えてはいない。しかし、破壊の起点は①であり、その動的な衝撃力によって、③まで一気に亀裂は進むと考えられた。

以上の結果より、荷重試験によるインプラントの破壊の過程も有限要素法による応力解析結果とよく対応していることがわかった。

これらの結果に基づき、今後さらに有限要素法による応力解析をインプラントの形状設計、材料設計に対し応用してゆく予定である。

IV. 結 論

パナビアで接着されたチタン-ハイドロキシアパタイト複合インプラントの強度を評価するために、接着強度

図 11 アパタイトに生じる周方向の応力

試験, 荷重試験を行い, その結果よりインプラントの破壊過程を軸対称有限要素法を用いて 3 次元応力解析をし, 以下の結論を得た。

1. パナビアとチタン, アパタイトとの接着強度は平均 2.3 kgf/mm^2 であり, パナビアの凝集破壊であった。

2. 歯根外径が $3.2 \text{ mm}\phi$ のインプラントをメチルメタクリレート樹脂に 70% 埋入し, 45° 方向よりインプラントに荷重を与えた荷重試験では, 平均 10.9 kgf の荷重 (45° 方向) でインプラントは破壊した。破壊はパナビア層内で生じた。

3. 荷重試験において, インプラントが破壊したときに頸部のパナビア層に生じていた引張り側の最大主応力を有限要素法を用いて計算すると, 接着試験でのパナビアの引張り強度 2.3 kgf/mm^2 とほぼ一致した。本結果は荷重試験の結果と, 数値的にも, 現象的にもよく対応していた。

以上, 有限要素法による応力解析はインプラントの強度評価に対し有効であることが確認された。

文 献

- 川原春幸: インプラント材料からみた人工歯根学, 別冊 the Quintessence: 7~12, 1984.
- Albrektsson, T., Zarb, G. and Worthington, P. et al: 現在使用されている歯科インプラントの長期的有効性, オーラル・マキシロフェイシャル・インプラント, 1: 9~24, 1987.
- 青木秀希, 加藤一男, 小木曾誠ほか: 新しい歯科インプラント材料としてのアパタイト焼結体, 歯界展望, 49: 567~575, 1977.
- 小木曾誠: Apatite 焼結体埋入による顎骨組織の経時的推移変化, 口病誌, 45: 170~221, 1978.
- Denissen, H.: Dental root implants of apatite ceramics, BOEK-EN OFFSETDRUKKERIJ LOS-NAARDEN, Amsterdam, 1979.
- 高島史男, 黒川文典, 片山 隆ほか: メタクリレート樹脂, ハイドロキシアパタイト, チタン合金の軟組織に及ぼす影響に関する実験的研究, 補綴誌, 31: 1202~1207, 1987.
- Pugh, J., Weiss, C. and Weiss, D.: Design and Biomechanical Evaluation of a Cementable Endosteal Blade Implant, J Biomed Mater Res Symp, 7: 571~581, 1976.
- Tesk, J.A. and Widera, O.: Stress Distribution in Bone Arising from Loading on Endosteal Dental Implants, J Biomed Mater Res Symp, 4: 251~261, 1973.
- Privitzer, E., Widera, O. and Tesk, J.A.: Some Factors Affecting Dental Implant Design, J Biomed Mater Res Symp, 6: 251~255, 1975.
- Kitoh, M., Suetsugu, T. and Murakami, Y. et al: Biomathematical study on Implant Design and Stress Distribution, Bull Tokyo Med Dent Univ, 25: 269~276, 1978.
- Takahashi, N., Kitagami, T. and Komori, T.: Analysis of stress on a fixed partial denture with a blade-vent implant abutment, J Prosthet Dent, 40: 186~191, 1978.
- Cook, S.D., Klawitter, J.J., Weinstein, A.M.: The influence of implant elastic modulus on the stress distribution around LTI carbon and aluminum oxide dental implants, J Biomed Mater Res, 15: 879~887, 1981.
- Cook, S.D., Weinstein, A.M. and Klawitter, J.J.: Parameters affecting the stress distribution around LTI carbon and aluminum oxide dental implants, J Biomed Mater Res, 16: 875~885, 1982.
- Cook, S.D., Klawitter, J.J. and Weinstein, A.M.: The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants, J Biomed Mater Res, 16: 369~379, 1982.
- Borchers, L. and Reichart, P.: Three-dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development, J Dent Res, 62: 155~159, 1981.
- 宅間雅彦: インプラント周囲組織の機能的適応に関する力学および組織学的研究, インプラント誌, 1: 1~32, 1988.

- 17) 藤井尚光, 矢内純一, 萩野 誠ほか: 生体活性ガラスを用いた人工歯根の力学的挙動, 歯界展望, 56: 669~674, 1980.
- 18) Selma, L.G., Shillingburg, H.T. and Kerr, P.A.: Finite Element Analysis of Dental structures-Axisymmetric and Plane Stress Idealizations, J Biomed Mater Res, 9: 237~252, 1975.
- 19) Widera, G.E.O., Tesk, J.A. and Privitzer, E.: Interaction Effects Among Cortical Bone, Cancerous Bone, and Periodontal Membrane of Natural Teeth and Implants, J Biomed Mater Res Symp, 7: 613~623, 1976.
- 20) Hayek, E., Newesely, H. and Rumpel, M.L.: Inorganic Synthesis vol. VI, 63~65, McGraw-Hill Book Company, Inc, New York, 1963.
- 21) ツィエンキーヴィッツ, O.C.: マトリックス有限要素法, 371~390, 培風館, 東京, 1984.
- 22) Thomas, M.B., Doremus, R.H. and Jarcho, M.: Dense hydroxylapatite: fatigue and fracture strength after various treatments, from diametral tests, J Materials Science, 15: 891~894, 1980.
- 23) Jarcho, M., Bolen, C.H. and Thomas, M.B.: Hydroxylapatite synthesis and characterization in dense polycrystalline form, J Materials Science, 11: 2027~2035, 1976.
- 24) 日本金属学会: 金属便覧, 941, 丸善書店, 東京, 1982.
- 25) 増原英一: 接着性レジンセメントとその臨床応用, 13~20, クインテッセンス出版, 東京, 1986.
- 26) 近藤康弘, 浦本利生, 山下 敦: 歯科接着性レジン・パナビア EX の歯科用合金に対する接着強さ, 補綴誌, 28: 587~598, 1984.