

<臨床>複合アパタイトセラミックスインプラントを用いた人工歯根の臨床経験

著者名(日)	麻生 智義, 村瀬 博文, 山下 徹郎, 富田 喜内, 道谷 弘之, 額賀 康之, 金澤 正昭, 田中 収, 坂口 邦彦, 小木曾 誠
雑誌名	東日本歯学雑誌
巻	6
号	1
ページ	39-47
発行年	1987-06-30
URL	http://id.nii.ac.jp/1145/00007271/

〔臨床〕

複合アパタイトセラミックスインプラントを用いた 人工歯根の臨床経験

麻生 智義, 村瀬 博文, 山下 徹郎,
富田 喜内, 道谷 弘之*, 額賀 康之*,
金澤 正昭*, 田中 收**, 坂口 邦彦**,
小木曾 誠***

東日本学園大学歯学部口腔外科学第2講座

* 東日本学園大学歯学部口腔外科学第1講座

** 東日本学園大学歯学部補綴学第2講座

*** 東京医科歯科大学歯学部補綴学第2講座

(主任: 村瀬 博文 教授)

* (主任: 金澤 正昭 教授)

** (主任: 坂口 邦彦 教授)

*** (主任: 田端 恒雄 教授)

A Clinical Study of Artificial Tooth Roots Using Composite Apatite Ceramics Implants

Tomoyoshi ASO, Hirofumi MURASE, Tetsurou YAMASHITA,
Kinai TOMITA, Hiroyuki MICHIIYA,* Yasuyuki NUKAGA,*
Masaaki KANAZAWA,* Osamu TANAKA,** Kunihiko SAKAGUCHI,**
and Makoto OGISO***

Second Department of Oral Surgery, School of Dentistry,
HIGASHI-NIPPON-GAKUEN UNIVERSITY

* First Department of Oral Surgery, School of Dentistry,
HIGASHI-NIPPON-GAKUEN UNIVERSITY

** Second Department of Prosthodontics, School of Dentistry,
HIGASHI-NIPPON-GAKUEN UNIVERSITY

*** Second Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry,
TOKYO MEDICAL and DENTAL UNIVERSITY

(Chief: Prof. Hirofumi MURASE)

* (Chief: Prof. Masaaki KANAZAWA)

** (Chief: Prof. Kunihiko SAKAGUCHI)

*** (Chief: Prof. Tsuneo TABATA)

Abstract

Ceramic materials are physically and chemically stable with excellent affinity to tissues. It

本論文の要旨は東日本学園大学歯学会第5回学術大会(昭和62年2月28日)において発表した。
受付: 昭和62年4月21日

is well known that apatite ceramics, exhibit particularly excellent bony ankylosis with osseous tissues.

The authors conducted implantation of apatite ceramics and obtained favorable results. An outline of these results is as follows:

The apatite ceramics implants in the present studies have a two-piece structure-separated into an apatite-root and a Ti-core. A two-step method was used:the apatite-root is first implanted into the submucous bone tissue;and the Ti-core is set when ankylosis is completed.

Prosthetic appliances have a double-structure consisting of an inner and outer crown working as a buffer mechanism. The crowns can be free-standing with no need for bridges or other anchoring to adjacent teeth.

Key words : Implant, hydroxyapatite ceramics implant, two-step method

緒 言

最近, 歯牙欠損部の機能回復を目的として, 非生体材料を用いたインプラントが盛んに行われ, 数多くの臨床報告がなされている。

歯科インプラント材料としては, 金属やセラミックがあり, 金属材料としてはコバルトクロム系合金^{1,2)}, チタン及びその合金³⁾などがある。また, セラミックス材料としては, アルミナ^{4,5)}, ビトラウス・カーボン⁶⁾など生体不活性 (bioinert) なものと, バイオグラス⁷⁾, グラスセラミック⁸⁾, TCP⁹⁾, アパタイトセラミック¹⁰⁻²⁰⁾など, 骨組織と直接結合する生体活性 (bioactive) なものとにわけられる。

アルミナなど bioinert な材料は, 生体内で物理的, 化学的に安定であり, 組織に対する為害性がなく親和性に優れているものの, 骨組織との間には線維性結合組織が形成され, 骨性癒着をおこすことはない。

一方, bioactive な材料は, 骨組織との間に骨性癒着をおこすことが, しられており, なかでもアパタイトセラミックインプラント (以下アパセラムと略す) は, 骨組織や歯の主成分である。ハイドロキシアパタイトと同じ化学式をもつ合成アパタイトを焼結体としたもので, 組

織親和性が高く, 骨組織と直接結合し^{10,11,15)}, 補綴物装着後の機能的負荷状態下²¹⁾においてもその状態が維持され, 今後最も期待されるインプラントの一つである。

今回我々は, このアパセラムを用いて骨内インプラントを施行し, 良好な結果を得ているのでその概要を報告する。

アパセラムについて

今回我々が使用したアパセラムは 2 piece 構造をした歯根型インプラントであり, 支台部と歯根部にわかれている (図 1)。2 piece implant の歯根部は, 緻密質アパタイトの外筒にツバ付きチタン製の内筒をレジンセメントにて合着したものであり, ネジ構造のポストをもつ支台部

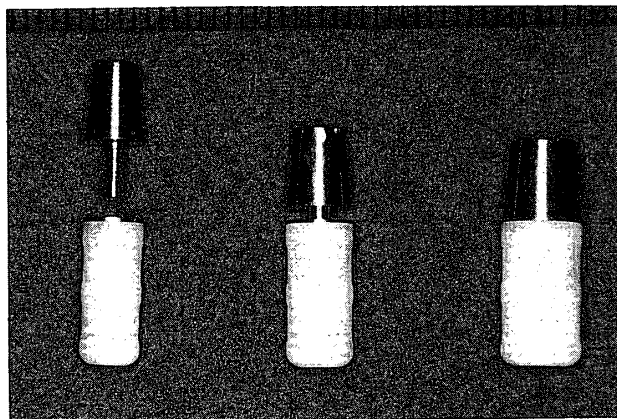


図 1 アパセラム人工歯根

もチタン製である (図2)。

表1はアパセラムの物性を示している。臨床应用到に際し十分な物性をそなえている。

埋入方法は最初に歯根部のみを粘膜下骨内に完全埋入し、骨性癒着が成立した後、相当部粘膜を切除し支台部を合着する2 step法が可能となっている。これは埋入後骨性癒着に必要な一定期間、インプラント周囲組織に対して、絶対的に近い安静状態を保てる利点がある。

図3は骨とアパセラムとの界面を示す。骨とアパセラムとの間に線維性結合組織は介在しておらず、直接結合しているのがわかる。

歯根部のサイズは直径が4.0~6.0mmまで0.5mmきざみに5種類、長さは9mm及び11mmの2種類がある。

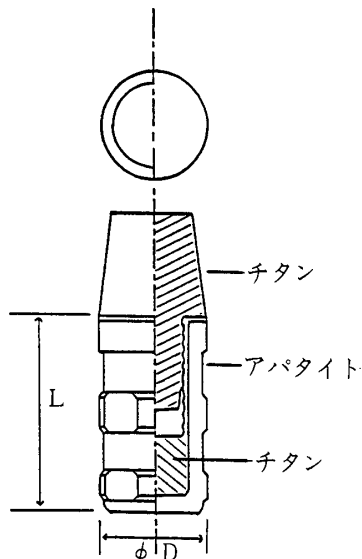


図2 アパセラム人工歯根のシェーマ

表1 アパセラムの物性

分子式	$Ca_5(PO_4)_3OH$
結晶構造	六方晶系
理論密度(g/cm^3)	3.16
相対密度(%)	99.2以上
硬 度(VEN)	600 以上
曲げ強度(kgW)	50以上(直径5.0mmの歯根での実荷重値)
圧縮強度(kgW)	1500(直径5.0mmの歯根での実荷重値)
疲労強さ(回)	10^4 以上(衝撃圧縮力100kg)
耐熱衝撃性	$\Delta T = 100$ °C以上

器 具

図4-A, Bはインプラント窩形成器具である。まず、図4-Aの専用コントラ及びトレパン

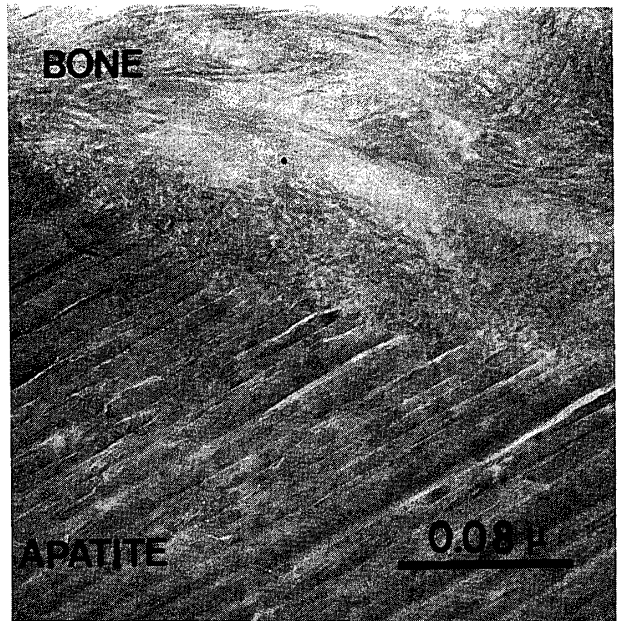
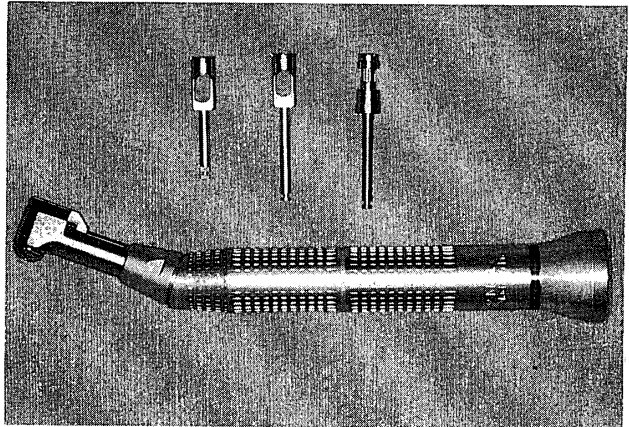
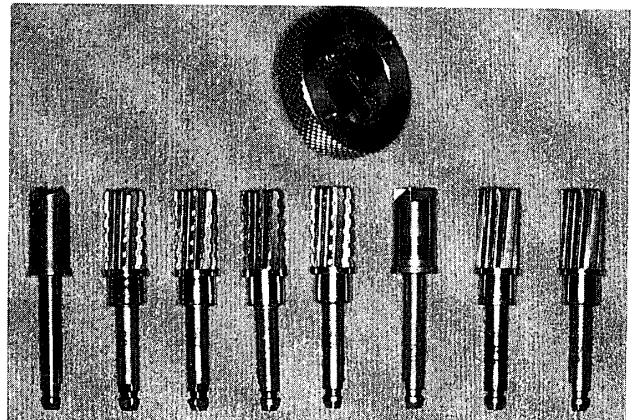


図3 アパセラム人工歯根と骨組織の界面における走査型電子顕微鏡像(埋入後6カ月)



A 専用コントラ及びトレパン



B 拡大用リーマー

図4 器具

ンを用いて、低速回転注水下で埋入予定のアパセラムより0.5mm直径の小さいインプラント窩を形成する。次に図4-Bのフィンガードライバー及びリーマーを用いて、0.1mmずつ埋入予定のアパセラムと同サイズまでインプラント窩の拡大を行い、アパセラムの埋入を行う。

適 応 症

インプラントを適用するに際しては、全身状態の診査、口腔内の診査、顎骨の診査などを十分に行い、全身的にインプラント手術が可能か否か、インプラント手術が可能とすればどの程度の大きさのインプラントが適用できるのか、骨構造はどうか、さらに適用されるインプラントは口腔内の咀嚼機能に対して、どの程度効果的であるかなどについて考慮しなければならない。

診 査

1. 口腔内視診、触診による診査

- 1) 種々の粘膜疾患を有する患者は避ける。
- 2) 付着歯肉の幅が十分であるかどうか。
- 3) 口腔内清掃状態。
- 4) 顎骨の形態、顎骨の頬舌径、顎舌骨筋線の位置、舌下腺窩の形態、骨隆起など、インプラントの植立に関与する部分なので十分な診査を行う必要がある。

2. X線診査

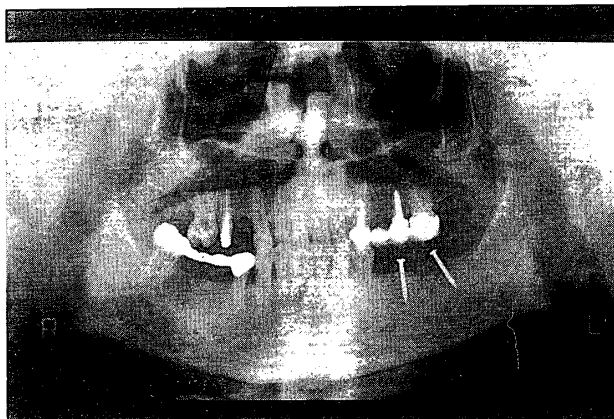


図5 小釘埋入時のオルソパントモグラフィ

歯槽頂から下顎管、オトガイ孔、上顎洞底、鼻腔底、切歯孔までの距離、骨梁の状態、その他の異常所見の有無について確認する。図5は、試験穿刺窩に小釘を埋入し、X線写真撮影を行い下顎管までの距離を測定しているものである。

3. 顎骨の内部構造の診査

顎骨内に埋入されたインプラントを支えるものは、一部は緻密質であるが大半は海綿質内の骨梁である。したがって海綿質内の骨梁構造はインプラントの機能負担能力に大きく影響する。したがって顎堤頂から顎骨内にピーソーリーマーを用いて、アパセラム植立方向に試験穿刺を行う。穿刺窩の底部に骨梁があるか否か。また、骨梁の密度はどうか。触診される骨梁は物性的にどの程度のものか把握する。

術 式

診査の結果が良好であればインプラント埋入



図6 [567欠損症例]



図7 トレパンにて骨に穿孔しているところ

手術を行う。[567]欠損症例(図6)に局所麻酔下にて[5]相当部より[8]相当部にかけて、歯肉頬移行部から歯槽頂を越え舌側に至る粘膜骨膜弁を形成、骨を露出させる。次にトレパンを用いて、注水下でアパセラム植立位置に穿孔、骨の除去を行う(図7)。次にフィンガードライバー及びリーマーにてインプラント窩を0.1mmずつ拡大、形成を行う(図8)。図9は[567]部にインプラント窩を形成し終えたところである。次にアパセラムを槌打埋入させる。近遠心的には骨縁下へ、頬舌的には骨縁と同等の高さとなるように埋入させる(図10)。埋入後、アパセラム中央のネジ穴に軟組織が介入しないように油性ペニシリンGを注入し、粘膜骨膜弁を旧位に復し縫合する。図11はアパセラム埋入後3か月のオルソパントモグラフィーである。

埋入5か月目にアパセラム上の粘膜をパンチ

ングし除去後、粘膜骨膜弁を形成しアパセラム上を被った骨を削除、アパセラムの上部を完全に露出させる。そして支台部をレジンセメントとともにネジ込み合着する(図12)。

アパセラムは骨性癒着をするため、隣接天然歯のような生理的動揺が全くない。そのため通常の補綴物では咬合圧を直接アパセラムが負担することになるため、補綴物を内冠及び外冠のダブルクラウン構造とし、間にバイオトロンR²²⁾による緩衝機構を設けている(図13)。図14は、支台に内冠を装着したものであり、内冠同志はそれぞれ連結してある。図15は外冠装着時のものであり、内冠同様外冠同志は連結してあるが、隣在歯とは連結を行わずフリースタンディングの状態である。

図16は[67]遊離端欠損への適用例である。この症例では、角型O-リングを緩衝機構として内

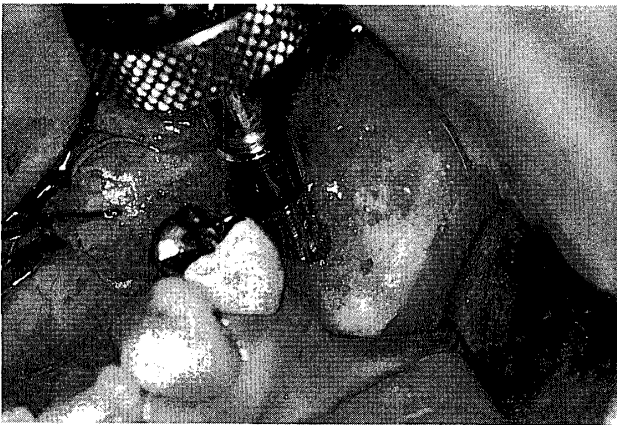


図8 リーマーにてインプラント窩の拡大をおこなっているところ

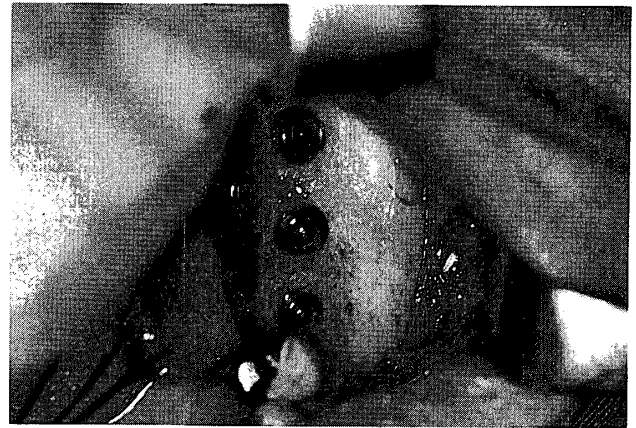


図10 アパセラムを埋入したところ



図9 形成の終了したインプラント窩

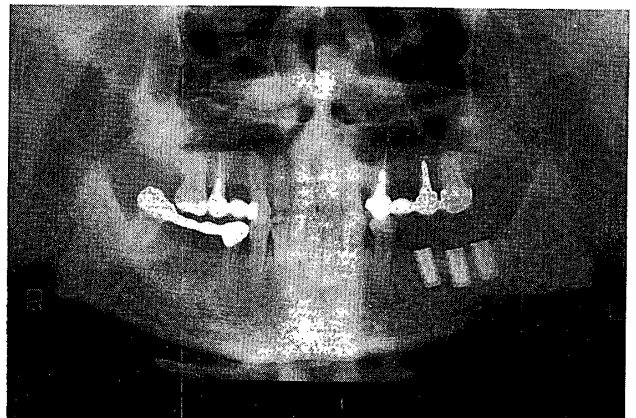


図11 埋入後3か月目のオルソパントモグラフィー

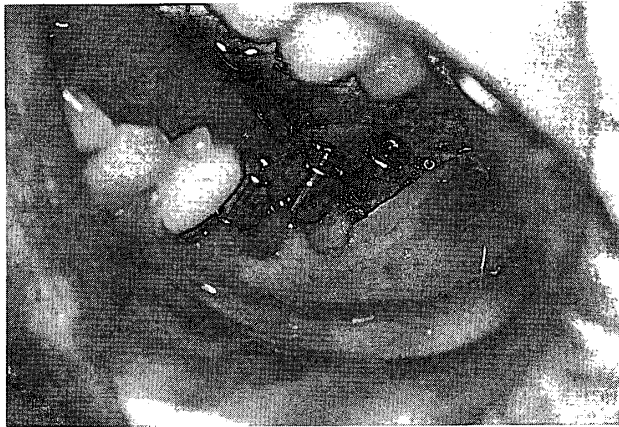


図12 支台部の装着

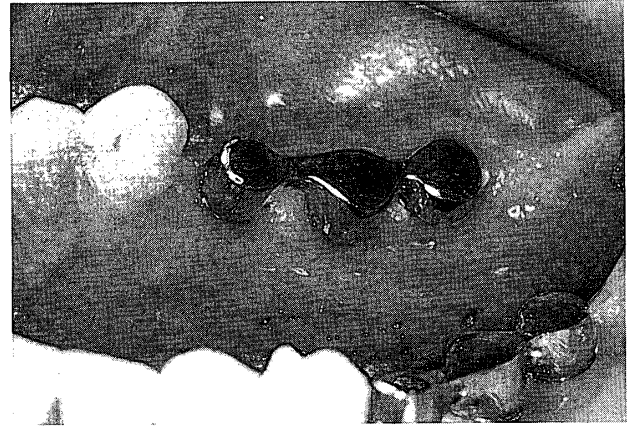


図14 内冠の装着時

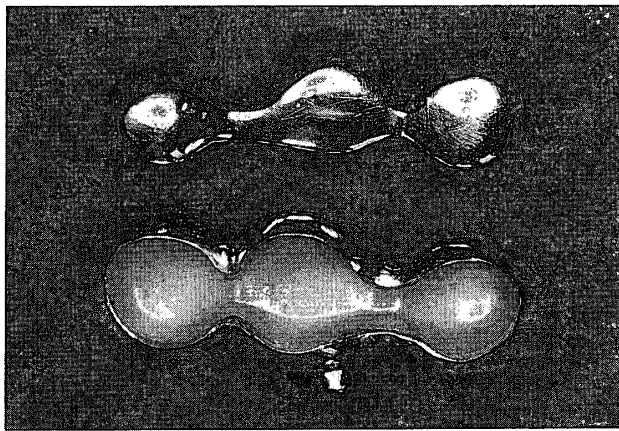


図13 補綴物の内冠及び外冠

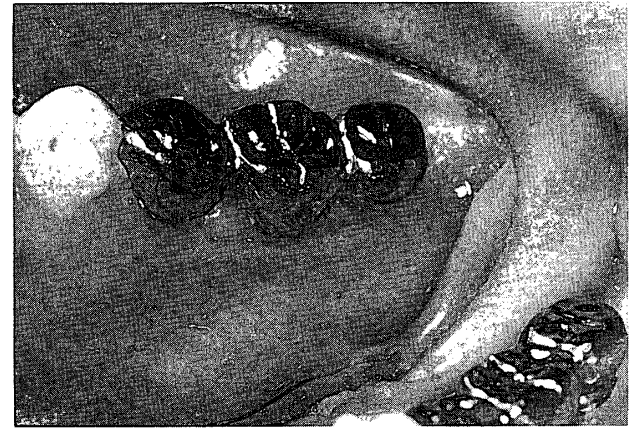


図15 外冠の装着時

冠に装着してある。O-リングは緩衝作用が大きい
ため、横ゆれ防止のアームを補綴物に装着、
さらにレストを設けて food impaction を防い
でいる (図17)。

補綴用

上部構造の設計において重要なことは、本イ
ンプラントが周囲の骨と癒着し、強固に顎骨に

植立されるため、咬合圧の緩衝機構を組み込ま
なければならない点である。上部構造による緩
衝によってインプラント体や支持骨へ伝えられ
る咬合圧の衝撃が緩和されるばかりでなく、イ
ンプラントの被圧変移量を天然歯のそれに近づ
けることができる。

この緩衝法として、東京医科歯科大学、小木
曾らは、内外冠の間にO-リングをはさむ方法を

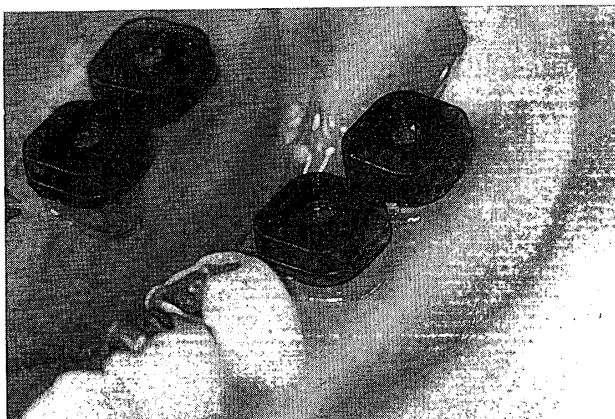


図16 内冠及びO-リングの装着

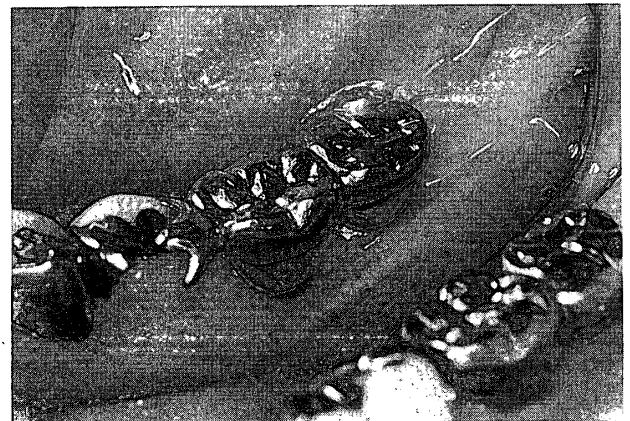


図17 外冠の装着時

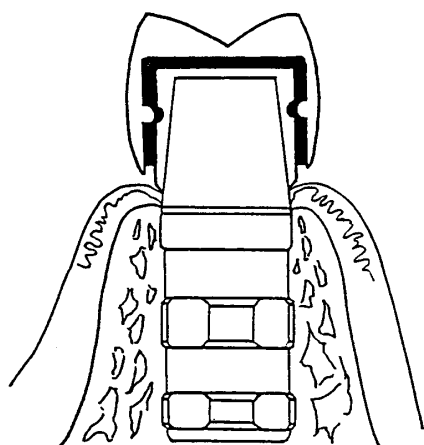


図18 O-リングを緩衝機構として用いた場合

考案し臨床応用している(図18)。しかしこの方法では、内外冠のすきまが大きくなるため、プラークの貯留がおこりやすく、また外冠の形態が、オーバーカントゥアーになりやすい。さらにO-リングの劣化が早く頻繁に交換しなければならず、また、緩衝作用が大きく、支台の高径を高くとれないため、横ゆれに対して不利な欠点を有している。

そこで本学補綴科では、高弾性プラスチックであるバイオトロンRを外冠内面に装着し、これを内冠に掘ったディンプルと嵌合させることによって緩衝機構とする方法を試みて好結果を得ている(図19)。バイオトロンRは外冠内面に薄い被膜となるため、内外冠の適合度を高めることができ、さらに材料の厚みと弾性を変化させることにより、緩衝量を症例に応じて調整でき横ゆれに対して有利であり、また、支台の高径を自由に設定できるなどの利点を持っている。

ま と め

歯牙欠損部の機能回復を目的として、インプラントが行われるが、機能下において骨組織と結合してその状態が維持されなければならない。

骨組織と直接結合しない材料を使用した場合、材料周囲に線維性結合組織が形成され、インプラントの動揺や、骨の一部に応力が集中し^{23,24)}

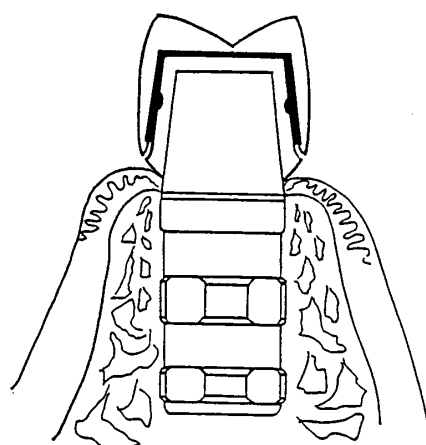


図19 バイオトロン-Rを緩衝機構として用いた場合

骨吸収をおこす可能性がある²⁵⁾。また、骨性癒着をおこす材料を使用しても、インプラント埋入後早期に咬合力が加わると、周囲組織の安定が保たれず、インプラント周囲の骨形成が阻害され^{26,27)}、線維性結合組織が形成され骨吸収をおこすといわれている。

この点、アパセラムは生体内で化学的に安定であり、為害性がなく組織親和性にすぐれ、骨性癒着をする特徴を有している。

さらに2 step法によりインプラント埋入後、骨性癒着に必要な一定期間、絶対的に近い安静状態を保つことができる。これにより強固な植立安定が得られ、フリースタANDINGが可能で、緩衝機構をもった補綴物の装着により、天然歯と同等の機能を持たすことができる。

今後さらに症例を重ね、検討を行いたいと考えている。

文 献

1. Piliero, S.J., Schnitman, P., Pentel, L., Cranin, A.N. and Dennison, T.A. : Histopathology of Oral Endosteal Metallic Implants in Pogs, J.Dent. Res. 52 : 1117-1127, 1973.
2. Peterson, L.J., Pennel, B.M., Mckinney, R.V., Klawitter, J.J. and Weinstein, A.M. : Clinical and Histological Evaluation of Prosthetic Teeth, J. Dant. Res, 55 : IADR Abstracts B196, 1976.
3. Karagianes, M.T., Westerman, R.E., Rasmussen, J. J. and Marshall, R.P. : Development and Evalua-

- tion of Porous Ceramic and Titanium Alloy Dental Anchors Implanted in Miniature Swine, J.Biomed. Master. Res. Symposium No.5 (Part 2); 391-399, 1974.
4. Wolfson, S.H., Svare, C.W., and Weber, D. : Load-Bearing Capacity of Functioning Alumina Dental Endosseous Implant, J.Dent. Res., 55 ; 22-29, 1976.
 5. Peterson, L.J., Klawitter, J.J., Weinstein, A.M., Penel, B.M. and McKinney, R.M. : Clinical Evaluation of Porous Rooted Alumina Ceramic Dental Implants, J.Dent. Res., 55 ; IADR Abstracts B243, 1976.
 6. Shulman, L., Feingold, R.M., Gettleman, L., Kalis, P., Schnitman, P., Wolfson, M. and Zigelbaum, L. : Effect of Splinting on Vitreous Carbon Tooth-Root Implants in Baboons, J.Dent. Res., 55 ; IADR Abstracts B198, 1976.
 7. Greenlee, T.K., Beckham, C.A., Crebo, A. and Malmorg, J.C. : Glass ceramic bone implants. A light microscopic study, J.Biomed. Master. Res., 6 ; 235-244, 1972.
 8. Strunz, V., Bunte, M., Stellmack, R., Gross, U.M., Kuhl, K. and Deutscher, K. : Bioactive Glaskeramic als Implantal material in der kiefer chirurgie. Dtsch., Zahnärztl. Z., 32 ; 287-290, 1977.
 9. Bhasker, S.D., Brady, J.M., Getter, L., Grower, M.F. and Driskell, T. : Biodegradable ceramic implants in bone, Oral Surg., 32 ; 336-346, 1977.
 10. 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.
 11. Ogiso, M., Kaneda, H., Arasaki, J., Tabata, T., and Hidaka, T. : Epithelial attachment and bone tissue formation on the surface of hydroxyapatite ceramics dental implants. Biomaterials 1980, Edited by G.D. Winter, D.F. D. F. Gibbons, and H. Plenk, Jr., U.S.A., 1982, John Wiley and Sons Ltd., 59-64.
 12. Ogiso, M., Kaneda, H., Arasaki, J., Ishida, M., Shiota, T., Mitsuwa, T., Tabata, T., Yamasaki, Y. and Hidaka, T. : Hydroxyapatite ceramics (H.A. C.) implant under occlusal function. Animal studies and clinical studies trans, 7th Ann. Meet. Soc. Biomater, 13th Int. Biomater. Symp., 1981, 54.
 13. Ogiso, M., Ishida, K., Tabata, T., Yamazaki, Y. and Hidaka, T. : clinical application of apatite implant (1) and experimental study of healing process of mucous membrane around implant, Trans. 8th Ann. Meet. Soc. Biomater, 14th Int. Biomater. Symp., 1982, 77.
 14. 小木曾 誠, 田端 恒雄 : アパタイトセラミックインプラント, the Quintessence 1 : 12-16, 1982.
 15. 金田 浩之 : Apatite Implant の埋入間隙と骨組織形成との関連性に関する観察, 口病誌, 47 ; 57-97, 1980.
 16. 山崎 安晴, 大西 正俊, 塩田 重利, 小木曾 誠, 田端 恒雄 : Hydroxyapatite Ceramics の顎骨欠損部補填に関する実験的研究, 口科誌, 29 ; 690, 1980.
 17. 小木曾 誠 : アパタイト表面における骨組織形成ならびにその石灰化について, 口病誌, 50 ; 1-19, 1983.
 18. 石田 光輔 : アパタイトセラミックインプラントの骨組織による保持に関する組織学的研究, 口病誌, 51 ; 333-371, 1984.
 19. 三羽 敏夫 : アパタイトセラミックインプラント埋入後の咬合開始時期と骨形成との関連性に関する組織学的研究, 口病誌, 52 ; 233-269, 1985.
 20. 小木曾 誠 : アパタイトインプラントについての考え方, 紫耀, 31 (9)号 ; 1-10, 1983.
 21. 小木曾 誠, 金田 浩之, 荒崎 淳三, 石田 光輔, 塩田 真, 三羽 敏夫, 武井 信作, 田端 恒雄, 山崎 安晴, 一條 尚 : 機能的負荷状態下における hydroxyapatite ceramics implant について, 口病誌, 48 ; 18, 1981.
 22. 川原 春幸, 人見 宗司, 和田 弘毅, 堤 嵩詞, 松尾 郁哉, 大谷 博之, 菅波 茂夫, 佐伯 重和, 五老海 輝一 : 高弾性プラスチック Biotron-R 応用の P F T クラウン, 補綴臨床, 18 (3) ; 343-361, 1985.
 23. Cook, S.D., Klawitter, J.J. and Weinstein, A.M. : The influence if implant geometry on the stress distribution around dental implants, J. Biomed. Master. Res. 16 ; 369-379, 1982.
 24. 小森 富夫, 北上 徹也, 高橋 典章, 辻 功, 谷口 勉, 甘利 光治, 大谷 昌弘 : プレードインプラントの応力解析その 1 矢状面の垂直荷重時について, 歯科医学, 39 ; 812-818, 1976.
 25. Galante, J. and Rostoker, W. : Fiber metal composites in the fixation of skeletal prosthesis, J. Biomed. Master. Res. Symposium. S ; 43-61,

- 1973.
26. Cameron,H.U., Pilliar,R.M. and Macnab,I. : The Effect of Porous Metal to Bone,J. Biomed. Master. Res., 7 ; 301-311, 1973.
27. 大西 啓靖 : implant としての人工股関節の biomechanical な検討-その1, その2, 整形外科, 26 ; 597-613, 683-700, 1975.