

[総説] 松本歯学 19 : 223~235, 1993

key words : インプラント材料 — 骨修復 — インプラント体と骨組織の界面構造

歯科インプラント体と周囲骨組織の界面に ついての組織学的考察

鈴木和夫

松本歯科大学 口腔解剖学第2講座 (主任 鈴木和夫 教授)

The Histological Consideration on the Interface of Dental Implants-Bone

KAZUO SUZUKI

*Department of Oral Histology, Matsumoto Dental College
(Chief : Prof. K. Suzuki)*

Summary

Several qualities of materials are being used in implants. The biomaterial of the implants are usually classified as either non-bioactive or bioactive. Several studies have compared the interface of bone and different biomaterials. However, differences between the types of bone bonding, osseointegration, and contact osteogenesis have not been clarified.

Formerly, titanium blade-vent implants were used for endosteal implants for a long time. Recently, various other forms and materials have been introduced for this purposes.

The histological findings of these interface are also discussed in this introduction. The first cellular reaction occurs on the implant surface 1 to 3 weeks after implantation. Mononuclear phagocytes occur on the bone surface of the surrounding implant in this period. Preosteoblast and osteoblast are situated a distance of 30—50 μm away from the implant surface. After 3 months, osteoblasts have reached the implant surface and bone formation is seen.

The concept of osseointegration was originally introduced by Bränemark to describe the type of fibrous connective tissue-free anchorage of endosteal implant. Osseointegration is represented as healed bone in direct contact with a loaded implant surface.

In the early period, movements of the implant encourage the formation of fibrous connective tissue at the implant interface. The loaded Ti-Ni Shape Memory alloy implant has been shown to come in direct contact with the bone, similar to osseointegration conditions.

The hydroxyapatite coated implants (Sumicikon[®]) designed by M. Ito and K. Suzuki in 1981, overcame the interfacial difficulty. The absence of fibrous encapsulation reaction allowing bonding between hydroxyapatite coating layer and the newly formed bone is an interesting phenomenon. The hydroxyapatite coated layer and the healing bone appeared to bind chemically at the interface.

はじめに

人工物を顎骨に適応させ、顎の機能機構のひとつとする歯科インプラント法が歯科臨床領域に導入されて、半世紀ほど経過している。

顎骨内や顎骨骨膜下にインプラント体を埋入させ、咀嚼機能に関与させるにあたり、生体の異物排除機序の問題ばかりでなく、インプラント体の材質や形態の生体不適応の問題がしばしば生じ、歯科インプラント法の失敗につながってきた。インプラント材料は最初の生体為害性のないものから生体親和性のあるものが選択されるようになってきた。また最近では生体不活性(bio-inert)な材料から生体活性(bio-active)な材料を求め、種々のインプラント材料が使用されている。インプラント法が歯科臨床に利用された初期においては、インプラント材料としてCo-Cr-Mo系合金を使用した各種のインプラント体が歯科臨床領域で利用されてきた。その後インプラント体の形態としてブレード型型の普及も相まって、Co-Cr-Mo系合金からチタン合金を使用することにより骨内インプラントは急速に発展し、よりよい結果をもたらすようになってきた(図1)。近年、より組織親和性の高い材料の開発や術式の向上により、骨内インプラント体では顎骨内のインプラント体は、Osseointegration(骨接合)の状態ですべて骨組織に取り

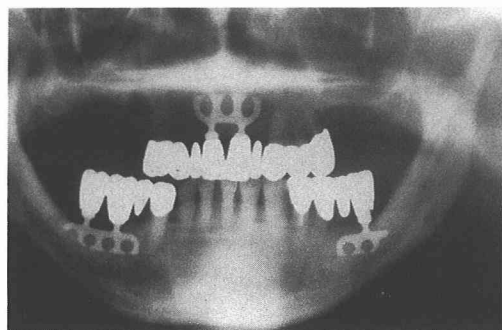


図1：チタン・ブレード型骨内インプラント植立術後7カ年経過パノラマX線写真

囲まれて、機能するとされるようになった^{1,2)}。

インプラント体と骨組織の interface

インプラント体の周囲をみると、インプラント法が開発されしばらくの間はインプラント体周囲は歯根膜様組織とみられる線維性結合組織によって囲まれ、その外側に既存の骨組織よりインプラント周囲に増生する新生骨がみられ、インプラント体は顎骨と一体となって機能する状況となとされてきた。しかし、インプラント体と新生骨組織の間に介在する線維性結合組織をみると、結合組織線維束はインプラント体部ではインプラント表面に平行に線維が走行するため、歯根膜様の機能はみられず、被包化の様相が強い。その後、生体不活性なチタン合金などで組織親和性の強い材質をもつインプラント材では、インプラント体と周囲を取り囲む骨組織との間には被包化の線維性結合組織を介することなく、新生骨がインプラント体表面に密接し、インプラント機能時にも対応して安定したインプラント体と骨組織との interface の状態を保つとされている(図2)³⁾。

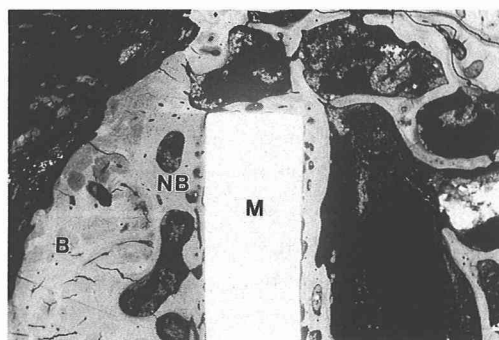


図2：骨内インプラント周囲組織の組成像

インプラント体の周囲組織

インプラント体を顎骨内に植立して、固定維持を保ち機能する経過における最初の組織反応は、インプラント体を介在するその周囲組織の創傷治

癒としての組織反応である。インプラント体が顎骨に植立するときにインプラント体周囲にあり創傷治癒やインプラント体の植立・固定に関与する組織は、口腔側よりインプラント体頸部を取り巻く粘膜上皮、粘膜固有層の線維性結合組織、外骨膜、緻密骨、海綿骨内骨膜および骨髄組織がある。このインプラント体の治癒過程における組織反応は、上皮、線維性結合組織、骨組織でそれぞれ種相を異にしている。とくに骨内ではインプラント体周囲に骨組織の新生および増生がみられ、インプラント体を包み固定する。しかしその骨組織と

インプラント体の間には歯と固有歯槽骨との間にみられる歯根膜のような機能をもった線維性結合組織の形成はみられない^{4,5)}。

インプラント体と骨組織の界面構造

扁平な形となって休止期の骨芽細胞が骨表面に配列している。骨内では海綿骨骨梁表面にある内骨膜に存在する休止期の骨芽細胞や細網細胞は骨の創傷治癒やインプラント体挿入時に再び骨芽細胞に分化して骨の形成を行う(図3)。インプラント素材と宿主側としての顎骨との界面構造の違いは、素材の種類、形状と術式、術後の安静状態、咬合の状態によってきまるインプラント体と骨との生理的な界面構造について素材の種類によって異なる。Co-Cr-Mo合金など多くの金属は生物許容性をもつ材質として生体為害性はないが、材料よりのイオンの溶出などにより、器質化としての被包(Capsuling)がみられる。しかし、この組織は炎症反応がみられない線維性結合組織としてインプラント体と周囲を取り囲む新生骨組織との間に介在してみられる。

チタン金属や酸化アルミナセラミックスなどの

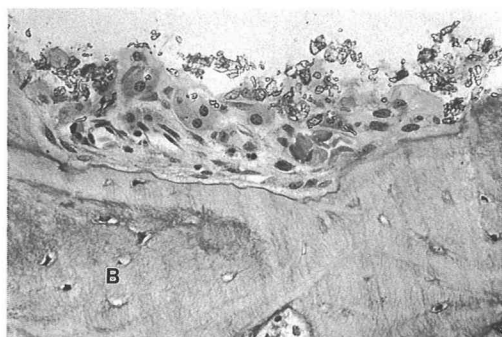


図3：インプラント体周囲の骨修復

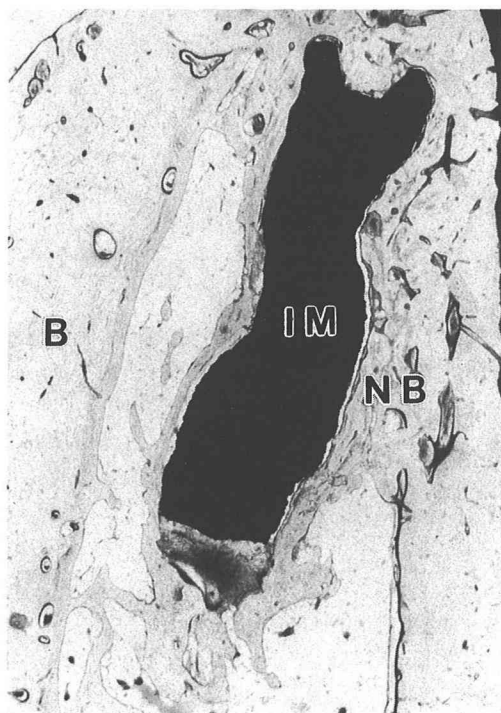


図4：チタン素材インプラント体と新生骨

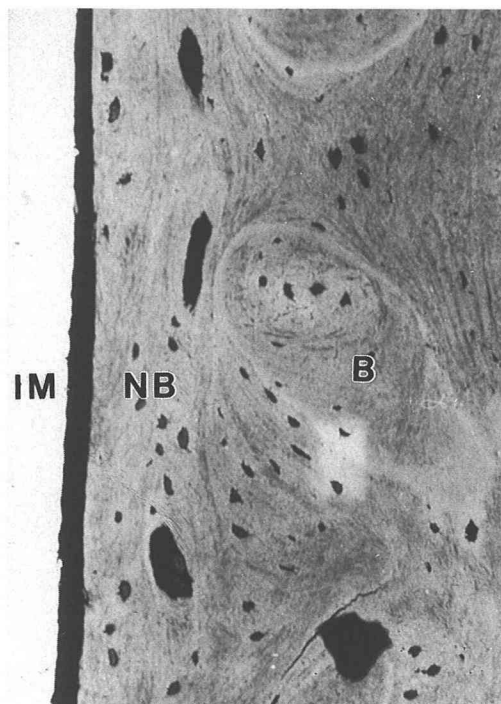


図5：チタン素材インプラント体と骨組織の界面構造についてのCMR像

生物不活性 (Bioinert) な材料では、線維性結合組織の介在なく、新生された骨組織がインプラント体表面に直接に接する状態となる (図4, 図5). この様に線維性結合組織の介在なく、骨組織がインプラント体に密接している状態を osseointegration と言われている (図6)⁹⁾. これは一種の骨組織による被包とも考えられる. また、生物活性 (Bio-active) の強いハイドロキシアパタイト (以後 HAP という) 燃結体では、周囲の骨から骨組織が新・増生して骨が HAP 燃結体に骨が接着するのみならず、HAP の骨伝導により HAP 燃結体と骨組織の界面においては骨芽細胞による骨の基質添加と石灰化によって HAP 燃結体と骨組織との間にアンカー・ジス様の癒合がみられるようになる. この状態を化学的結合 (chemical bonding) という. このような状況における HAP 燃結体は骨伝導能 (osteoconduction) や骨誘導能によって骨組織が新生されると言われているが、これは BMP (bone morphogenic protein) のように間葉系細胞の骨芽細胞への分化により異所性骨形成がなされるような骨形成能をもっているもの

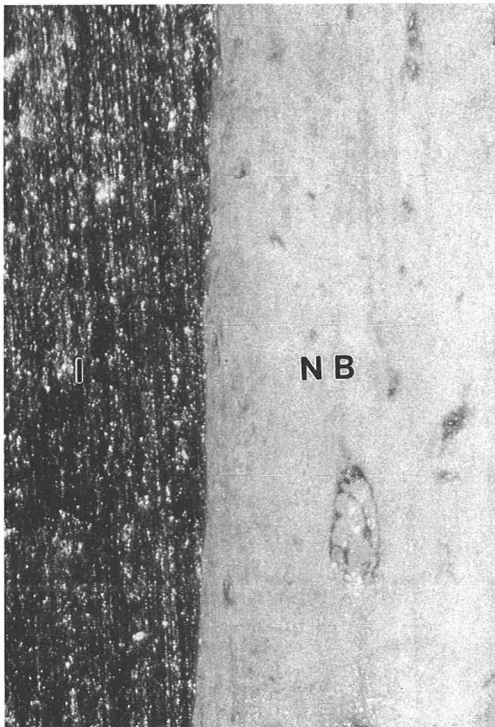


図6：チタン素材インプラント体と骨組織の界面構造 (Osseointegration)

ではない⁷⁾. HAP は骨原性組織内での未分化間葉細胞から骨芽細胞への分化をより良く誘導し、この骨芽細胞により界面に骨基質の形成とハイドロキシアパタイトの沈着がなされ、骨化がすすむ^{8,9)}.

インプラント体周囲骨組織の修復

顎骨歯槽部内にインプラント体を挿入するにあたり、骨の切削により骨溝あるいは骨窩を形成する. 切削により骨の損傷をうけた場合に、骨組織は自然に再生され、組織構造のみならず、骨の構築性においても損傷をうけた以前の状態に再生回復する. この骨組織の再生は解剖学的構造の回復のみならず、インプラント体の機能に順応するようにインプラント体の周囲骨組織は改造され、回復するものと考えられる. インプラント体挿入後の周囲骨組織の再生、修復の組織学的様相は、通常膜性骨の骨形成や骨改造と類似しているが、インプラント体埋入時の周囲骨の損傷状態やインプラント体周囲骨の構造と性質によるインプラント体周囲骨として独特の治療機転を有している¹⁰⁾.

インプラントを挿入することによりインプラント体周囲の骨形成では、間葉系細胞が直接骨芽細胞に分化し、骨芽細胞が類骨組織を作り、類骨組織に石灰化が起こって新しい骨組織を作り上げる. この場合、インプラント周囲の骨形成は膜性骨としての骨形成の過程をとる. この骨形成の特殊性はインプラント周囲骨の修復にも直接反映し、インプラント体周囲の内骨膜や骨髓組織の線維芽細胞や間葉系組織が分化して骨形成細胞となる.

骨形成の際には骨芽細胞、骨細胞および破骨細胞と3種の重要な細胞がある.

骨芽細胞は骨基質の形成に主にあずかり、破骨細胞は骨基質の破壊と吸収にあずかり、骨細胞は骨形成と骨破壊の両方の機能をもっている.

内骨膜の形成層の骨芽細胞の盛んな増殖によって仮骨の形成がなされる内骨膜の線維層はその下にある骨芽細胞の増殖によってその範囲を広げる. この仮骨は次第に線維性骨に変化する. さらに新しく形成された線維骨は層板骨に変えられる. 骨髓腔も同様に再構築される.

インプラント体埋入時には骨溝や骨窩周囲の少なくとも数ミリの範囲は骨組織や骨髓は損傷をうけ、骨の損傷部には血餅が生じる. ほとんどその

直後に多核白血球が血餅周辺に出現し、24時間以内に円形細胞、リンパ球、大食細胞がみられるようになる。間葉系細胞より分化した線維芽細胞を多く含む肉芽組織が次第に血餅に取って変わるようになり、内骨膜の形成層には新しい骨芽細胞の増殖により肥厚した線維層をもちあげるようになる。

内骨膜の骨芽細胞は終局的には骨組織の再生、改造と同じ状況で骨組織を作っている。

未分化間葉系細胞の変化はこの種の骨損傷（部分的骨欠損）では速やかに起こり、この部では膜内骨化による膜性骨の形成がなされる。

インプラント周囲の骨梁の大部分はインプラント表面に直角に配列するようになる(図7)。骨損傷部中の線維骨は次第に層板骨に取ってかわり、骨梁間の大きな間隙を徐々に消失する。

インプラント体周囲の海綿骨では、内骨膜や骨髓中の未分化間葉細胞は急速に骨形成性の細胞に分化する。これら骨形成性細胞の大部分は宿主側から供給される。

活発な骨芽細胞の働きにより死んだ骨梁の縁に、薄い類骨組織が形成される。骨の中央部は壊死に陥り、破骨細胞の活動により吸収が起こる。古い壊死に陥った基質は活きた骨梁により置き換

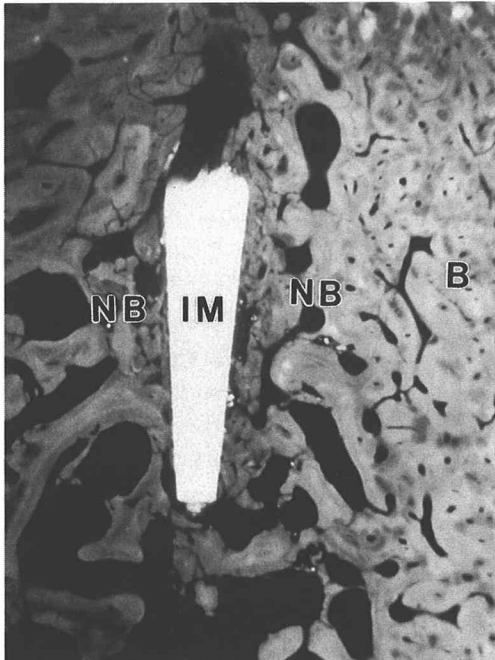


図7：インプラント体周囲の新生骨増生による骨修復

えられるので骨梁の大まかな配列や顎骨の形態学的構造は比較的不変である。最終的には骨髓腔が活動的に新しい骨髓細胞によって置き換えられる。この現象が生ずることにより修復機能は完了する⁹⁾。

骨内インプラントでは、顎骨歯槽部に海綿骨に達する骨溝が形成され、骨溝内にインプラント体は植立（埋入）される。インプラントの埋入時の一時期では、骨溝内に埋入されたインプラント体周囲は線維芽細胞やリンパ球、組織球などを含んだ毛細血管に富んだ幼若な線維性結合組織で満たされている。凝血などは吸収処理され、術後1～2週間経過すると、内骨膜から由来する骨芽細胞によりインプラント周囲に骨組織が新生され始め、骨溝形成時に残存した骨片は破骨細胞により表面から骨吸収が行われる。

インプラント材が生体不活性な物質である場合はインプラント体周囲の皮質骨や海綿骨骨梁により増生する骨組織はインプラント表面に接するようになる。インプラント表面に密接する骨組織は次第に範囲を広げる¹¹⁾。しかし、インプラント体を被包する結合組織は、癒着化してインプラント体と骨組織の間に介在することがしばしばみられる。このような場合には咀嚼・咬合の機能が加わることによりその周囲の骨に吸収が起こり、インプラント体の維持固定が不十分となり、予後が不良となる¹²⁾。HAPのような生体活性の強い材料を素材として用いるとインプラント表面は線維性結合組織を介することなく、骨組織とインプラント材とが直接結合するか密着する。

Ni-Ti 形状記憶合金ブレード型インプラント

チタン・ニッケル形状記憶合金(図8)では、

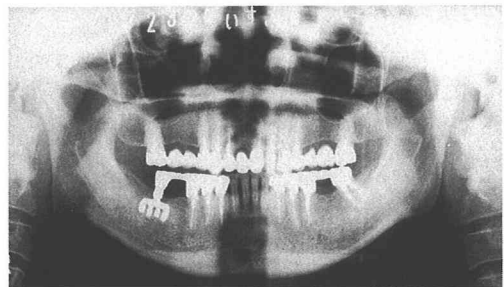


図8：Ti-Ni 形状記憶合金素材インプラント体植立、パノラマ X 線像

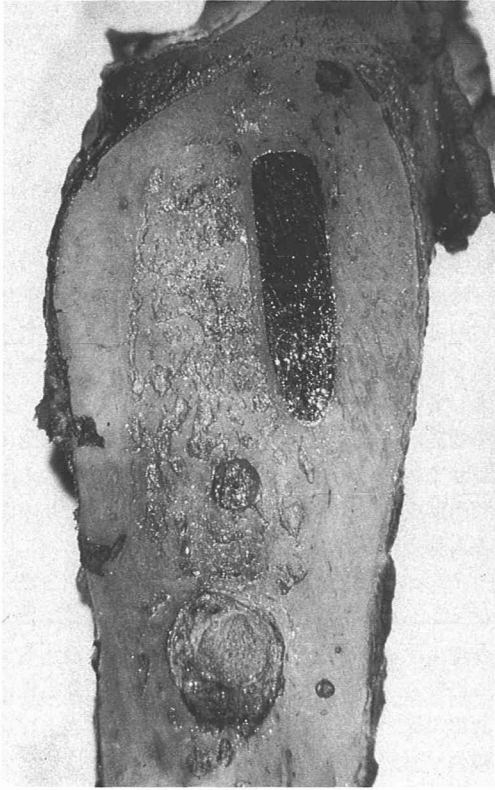


図9：Ti-Ni形状記憶合金素材インプラント体植立顎骨断面の実体顕微鏡像

修復状況や骨組織との界面状態はチタン・ブレード型インプラントと酷似している。チタン素材インプラント体は大気中に触れると表面に厚さ100Å程の酸化膜を形成する。この酸化膜は骨組織内では組織液中のグリコプロテインと結合する。インプラント周囲の骨形成に従ってこのグリコプロテインと結合した酸化膜が周囲骨基質と密接な結合がなされ、インプラント体と骨組織との密着が成立するとされている。

チタン素材ブレード型インプラントではインプラント周囲を取り囲む不規則な層板骨が増生される(図9)¹³⁾。この骨組織とインプラントの間には線維性結合組織の介在は初期固定が不完全な場合や咀嚼・咬合時における過重負担など機能時における異常な荷重が長期間加わった時にみられる。この場合にはインプラント周囲の骨表面に多くの破骨細胞やハウシッ窩がみられる。このようなインプラント体の維持固定が不完全で、機能的に不安定な場合にはインプラント体脱落に至ら

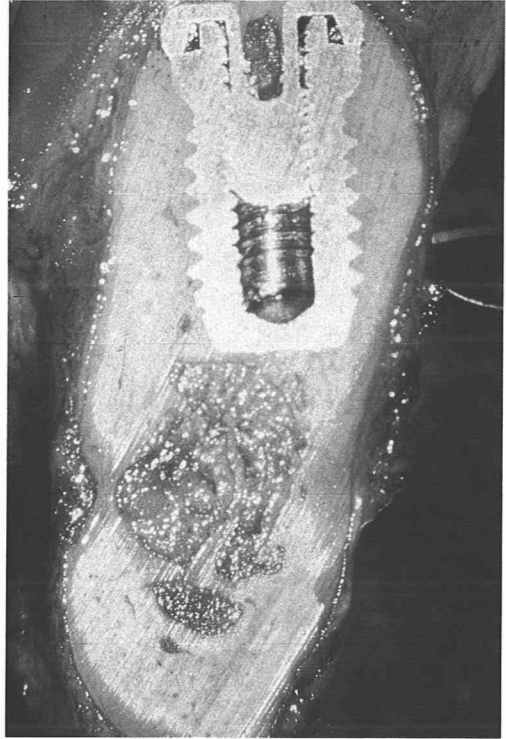


図10：チタン素材 Brånemark system 骨内インプラント埋入、骨割断面実体顕微鏡像

いとしても、長期間使用することによりインプラント体の沈下がみられるとされている。しかし、初期固定が完全であり、極度の荷重がインプラント体や周囲組織に加わらない条件下ではインプラント体と周囲骨組織の間には線維性結合組織の介在なく、インプラント体と骨組織は Brånemark (1969) が言う osseointegration の状態を保っている(図10, 11)¹⁴⁾。

この様にインプラント体周囲に osseointegration の状態で骨接着を保たせる条件は、どのようなものであるかは多くの実験で明らかにされている。これらの実験では、材料はチタニウムのような生体不活性なものか、アパタイト燃結体のような生体活性をもつ材質かの材料の選択が必要となる。またインプラント体の形状とインプラントの挿入術式により、次期固定の安定性が必要となる。この両者を満たすものとして、インプラント埋入後、顎骨内でのインプラント体脚部の屈曲、変形によって初期固定を十分なものとする Ti-Ni 形状記憶合金によるインプラント体が福与ら



図11：Brånemark system インプラント体と骨組織の界面光顕像

(1982)¹⁵⁾により開発された、ニホンザルによるインプラント体植立実験では、インプラント植立3週後に上部構造物を装置、咀嚼機能を加え1カ年経過した例¹⁶⁾に於いて、インプラント体全周囲には緻密な層板骨が新生される。このインプラント体と新生骨との間には線維性結合組織の介在なく、骨組織はインプラント体に密着している(図12)。この骨組織の新生とインプラント体との接着

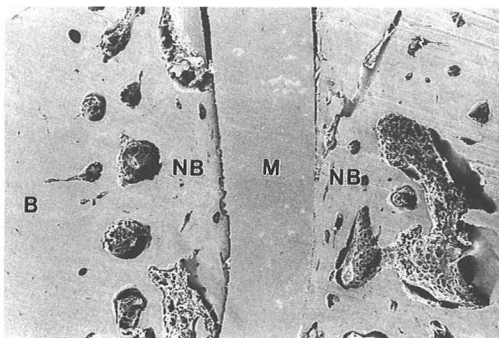


図12：Ti-Ni 形状記憶合金インプラント周囲のSEM像

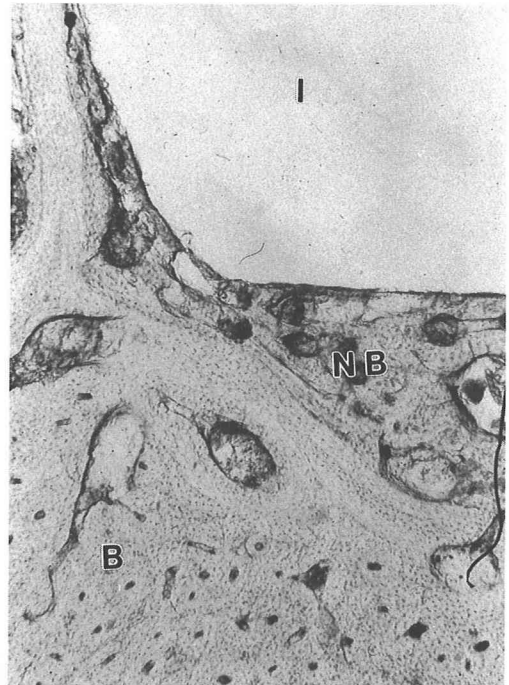


図13：Ti-Ni 形状記憶合金インプラント体尖端部の光顕像

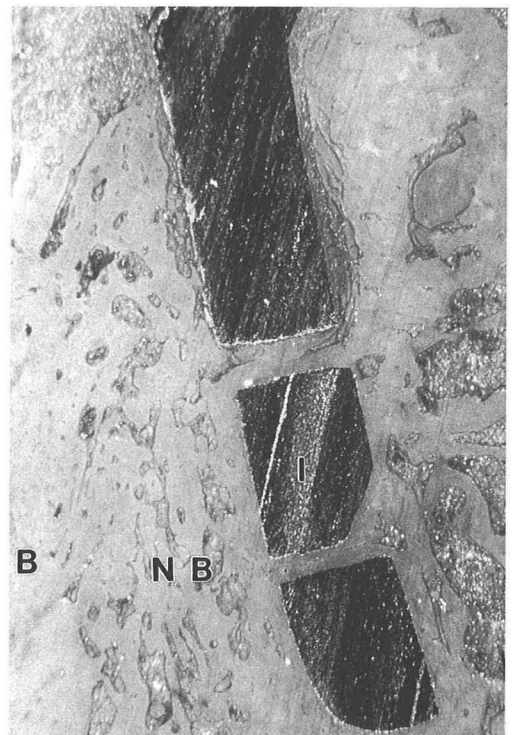


図14：Ti-Ni 形状記憶合金素材インプラント植立後、1カ年経過下顎骨の断面実体顕微鏡像

は、埋入時より周囲骨と密接していたインプラント尖端や屈曲・変形部がより強い様子がみられる(図13)¹⁷⁾。この状況からみてTi-Ni形状記憶合金ブレード型インプラントは顎骨内での直接維持という生物学的条件を上部構造物の咬合と機能を合わせてより機能的に優れたものとするならば長期間のインプラント体の顎骨歯槽部内での安定した固定が得られる。また咀嚼・咬合などの顎機能下ではインプラント体周囲骨組織は顎骨の機能に奏した骨組織の増生改造が期待される(図14)¹⁸⁾。

HAP 溶射インプラントについて

歯科インプラント材料として従来より多く使用されてきた、チタンや酸化アルミナセラミックス(以後 Al_2O_3 とする)など生体不活性な素材に対して、最近ではHAP燃結体が数多く研究され、生体活性な素材として歯科臨床に多く利用されるようになってきた¹⁹⁾。

ところで、歯科インプラント体の材料としては応力に対して優れた機械的性質を備えるのみならず、機能に対しても生物学的に優れたものでなければならない。生物学的には生体硬組織の主たる無機成分であるHAPは生体親和性が強く、線維性結合組織による被包化も起こらず、直接新生骨と結合する優れた点が見られる。しかし曲げ応力や衝撃に脆く、機械的性質では弱い。このために鈴木、伊藤(1985)は、HAPの生体親和性を活かし、機械的強度を加えたチタン金属を芯とし、表面にHAPを溶射した複合材によるインプラントを開発した(図15)。

金属表面に溶射されるHAPは脆く、ひび割れや崩壊が起こり易く、単体で使用する場合には構

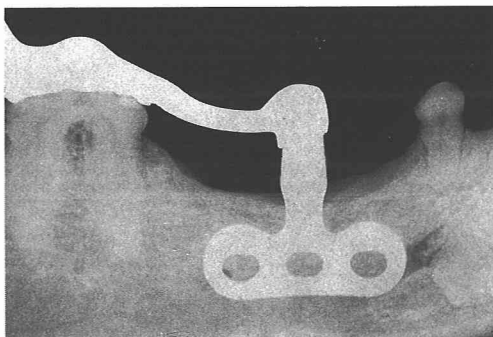


図15：HAP 溶射インプラント植立後6ヵ月経過のX線像

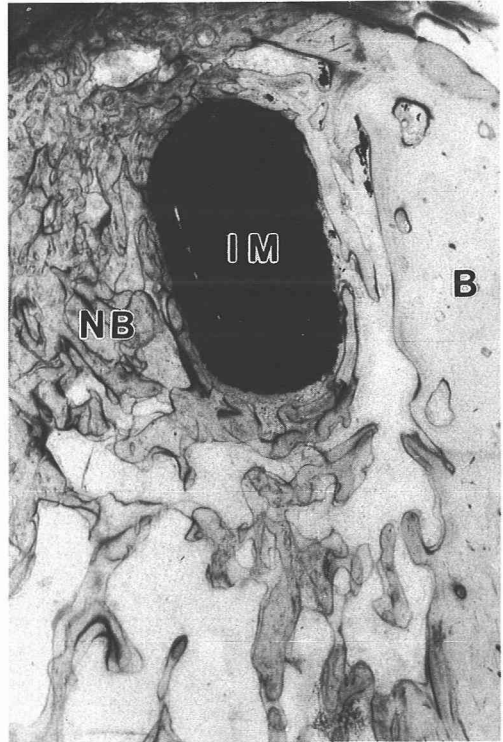


図16：HAP 溶射インプラント植立下顎骨研磨標本の光顕像

造材料として適当ではない。伊藤(1986)らは、ハイドロキシアパタイトと酸化アルミニウムの種々の混合比で溶射したチタン試料により酸食、融解度、衝撃、曲げ試験などの試験を行い、HAP80%、 Al_2O_3 20%混合粉末溶射のものが強度的に優れているとした²⁰⁾。また青ら(1984)²¹⁾(1988)²²⁾は、in vivoで生物学的にも種々の混合比中、この混合比の混合粉末溶射のものが生物学的にも優れている結果を報告している。

HAP溶射ブレード型インプラントを顎骨歯槽部に挿入植立し、上部構造物を装着後、6ヵ月ではインプラント体は既存の海绵骨より増生する骨梁網で囲まれた状態となる。さらに12ヵ月後ではインプラント周囲の海绵骨骨梁は肥厚し、インプラント体表面に密着するようになる(図16)。この密着する骨組織とインプラント体表面のHAP溶射層は、アンキロシス様の骨結合となっている(図17, 18)²³⁾。

この様にインプラント体表面と骨組織との結合が成立する過程を組織学的に観察すると、既存の

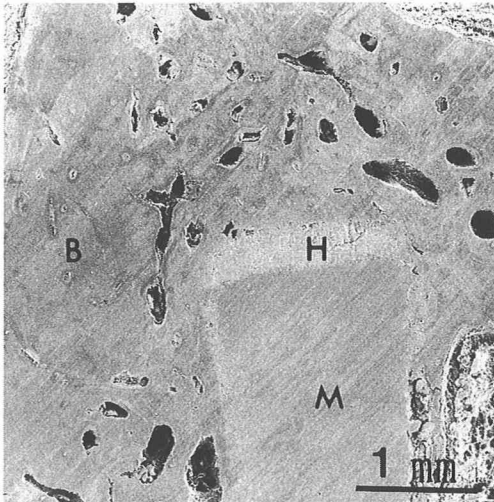


図17: HAP 溶射インプラント植立後6カ月経過したインプラント周囲組織のSEM像

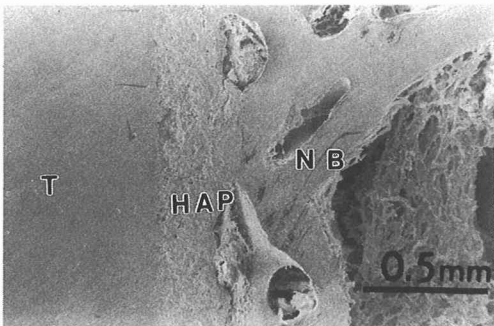


図18: HAP 溶射インプラントと骨組織の界面構造のSEM像

骨より増生する骨組織と HAP 溶射層表面に新生された骨組織が癒合し、インプラント体に結合する骨組織となる(図19)。この様な HAP 溶射層と骨組織の結合する過程を組織学的に観察を行うと、インプラント体挿入後約3週間では、インプラント体周囲には骨髓腔や内骨膜から増殖したと考えられる未分化な間葉系細胞や線維芽細胞を多く含む線維性結合組織がみられる。次に、インプラント体に近い海綿骨付近に多数の間葉細胞が出現するとともに、この部の骨梁表面に間葉系細胞より分化した骨芽細胞の配列がみられる。また一部では破骨細胞もみられ、骨梁表面ではリモデリングを示す部位が点在する像も観察される。また一方、インプラント体側の HAP 溶射層表面には骨芽細胞の様相を示す間葉系細胞や線維芽細胞の密集がみられるようになる。さらに日時が経過し

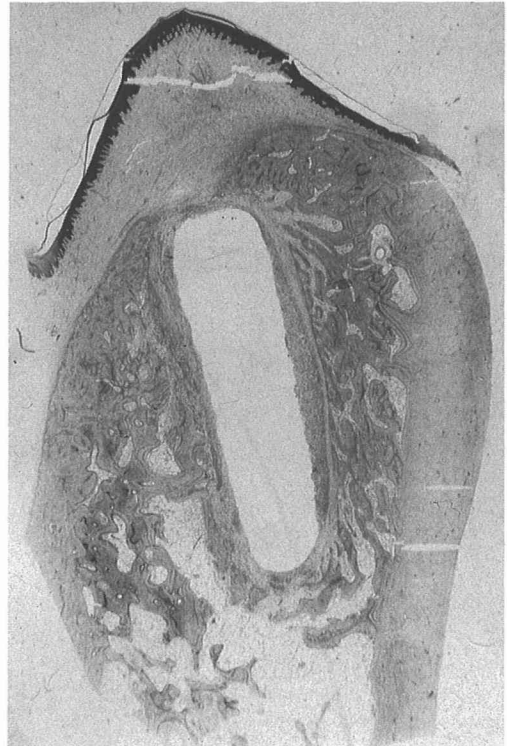


図19: HAP 溶射インプラント体周囲組織の光顕像 (トルイジン青染色)

て、インプラント体挿入後、3月から6カ月経過すると、既存海綿骨から増生延長する骨梁周囲には多数の骨芽細胞がみられ、活発な骨形成がみられる。またインプラント体 HAP 溶射層表面には通常の膜性骨化と同じ様相を示す類骨組織の形成がみられる(図20)。この類骨組織はインプラント体に向かって増生する骨組織に向かって増生し、この類骨組織の層は厚さを増す。この骨形成

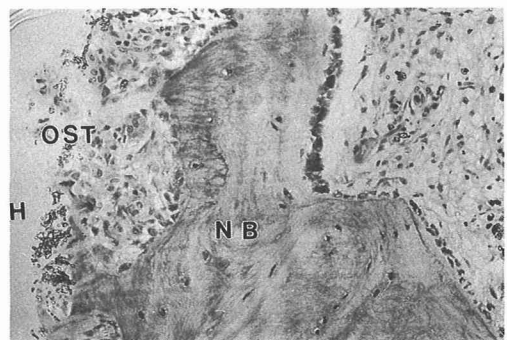


図20: HAP 溶射インプラント周囲骨組織形成の光顕像 (H・E 染色)

や類骨組織の形成が進行し、既存骨から増生した骨組織と類骨組織が癒合して(図21)、インプラント体表面に結合する骨組織が形成される。山崎(1984)²⁴⁾は、人工骨としての多孔質アパタイト顎骨補填実験において、気孔内の線維性結合組織の侵入と骨の形成を証明している。この骨形成とHAP溶射インプラント体周囲の骨形成の状況からみて、HAP溶射層を多孔性にする、この連続

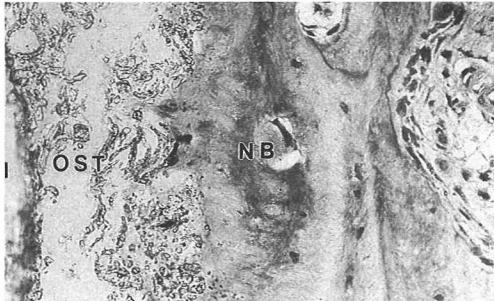


図21：既存骨およびHAP溶射層表面よりの骨の増生光顕像(H・E染色)

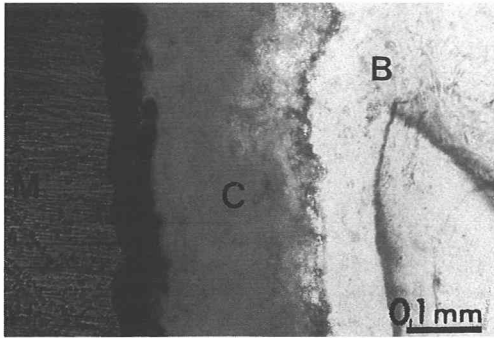


図22：HAP溶射層内への結合組織侵入の光顕像(研磨標本)

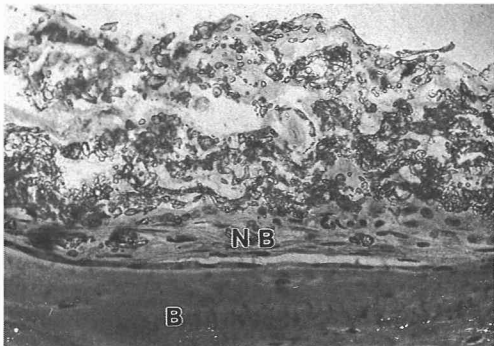


図23：HAP溶射層気孔内の類骨組織形成の光顕像(H・E染色)

した気孔内に結合組織の侵入もみられるようになり、溶射層内に骨組織の形成も可能となると推測される。このために、直径80 μ から300 μ 平均100 μ の連続気孔をもったHAP溶射層をインプラント体表面に作り、このインプラント体を顎骨歯槽部に挿入した²⁵⁾。この結果、溶射層表面に類骨組織の形成が行われるのに先立って気孔内への細かい結合組織繊維の侵入とともに未分化間葉系細胞の侵入がみられた(図22)。さらに、インプラント体植立後6ヵ月から1カ年経過すると気孔内にも類骨組織がみられるようになった(図23)。この気孔内の類骨組織の形成や骨化はインプラント体表層のHAP溶射層と新生骨の結合がなされた後に進行するものと思われた。これによりHAP溶射層インプラント体の顎骨内植立はより安定した状態となるとともに、機能的に維持固定されるものとなると考えられる^{26,27)}。

界面構造からみたインプラント材の将来

インプラント体が顎骨とともに咀嚼・咬合という機能をし続けるにあたり、インプラント体と骨組織の界面構造は種々のインプラント素材、インプラント体の形態および上部構造物の設計と機能によって異なる。この種々な界面構造の違いはインプラント体周囲組織の治癒からインプラント体周囲骨組織の再生・修復、そして機能に順応するための改造に基づいて起因する。

歯科インプラント法の子後の良・不良を決める要因はインプラント体と骨組織との界面が主たることとなる。この界面にはインプラント体と骨組織の間に線維性結合組織が介在する fibrointegration、インプラント体と骨組織が直接密接する osseointegration とインプラント体と骨組織が結合する biointegration がある。素材と合わせてみると、fibrointegration を示す素材としては biotolerant な材質として Co-Cr-Mo などがあり、osseointegration を示す素材としては bioinert な材質をもつチタンや Al₂O₃ セラミックスがあり、また biointegration を示す素材としては bioactive な材質をもつ HAP などがある²⁸⁾。

骨組織がインプラント体に密接する osseointegration の状況と、骨組織とインプラント体表面とがアンキロシス様に結合する biointergration の状況とでは構造的のみならず、機能的に大

きな違いがある。機能的条件からみて, biointegration の状況下ではインプラント体の顎骨内での強い維持固定が得られる。このために咬合負担能力も高まり, インプラント体のより良い条件下での独立植立 (free standing) の状態で荷重負担などの機能が可能となるとされている²⁹⁾。しかし, HAP 溶射インプラント (スミシコン[®]) に起こるインプラント体と骨組織の結合では単なる化学的結合に近く, 生物学的機能に十分順応し得る結合といわれない。このために咀嚼・咬合などの機能が長期間加わった場合に界面構造が崩壊することがあり得ると考えられる。このために, インプラント体表面層部の HAP 溶射層を連続的多孔質のものとして, この気孔内に結合組織のみならず, 気孔内の骨組織の形成を可及的に可能とするように思考されている。また, HAP や酸化チタンの溶射などを行うことにより多孔性を高めつつ, 表面の粗造度を高めることにより, インプラント体と骨の接触面積を上げ, より強い安定したインプラント体の骨内での維持固定を期待するようになっている (図24)³⁰⁾。この様なインプラント体表面の

加工により, 顎骨内に挿入されるインプラント体の大きさをさらに小さくし, また形態を単純化することができる。このことは従来のブレード型やスパイラル型のものから単純な歯根型へとインプラント体の形態が変わってきている。このようなインプラント体の改良は, 挿入術式を容易にするのみならず, 応力集中の解消により機能的にも優れたインプラント体とすることに大きな役割をするものと考えられ, 歯科インプラント法のますますの発展に役立つものである。

文 献

- 1) 川原春幸 (1991) インプラントの歴史, 口腔インプラント学上巻, 3—16. 医歯薬出版, 東京.
- 2) 懸田利孝 (1992) インプラントの歴史的考察. 歯科ジャーナル, **35**: 401—408.
- 3) 永井教之, 今村高行, 黒田勝博 (1992) インプラント—骨界面の病理組織学的課題. 歯科ジャーナル, **35**: 409—416.
- 4) 下野正基, 山村武夫 (1988) 歯周組織の再生, (治療の病理), 69—86. 医歯薬出版, 東京.
- 5) 井上 孝, 下野正基 (1991) 歯根膜発生からみたインプラント歯周組織, 口腔インプラント学上巻, 43—52. 医歯薬出版, 東京.
- 6) Bränemark, P. I (1983) Osseointegration and its experimental background. *J. Prosth. Dent.* **50**: 399—410.
- 7) 石田光輔 (1984) アバタイトセラミックス・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.
- 8) 永井教之, 川原田幸三 (1991) インプラントに対する口腔粘膜と顎骨の反応, 口腔インプラント学上巻, 101—111. 医歯薬出版, 東京.
- 9) 永井教之, 川原田幸三, 大関豊寿, 藤井高志, 須賀俊二 (1990) 口腔インプラント材料と生体反応の原理 その2 ファインセラミックス骨界面構造と骨内インプラント・システムの開発. *オーラル・マキシロフェイシャル・インプラント*, **3**: 433—442.
- 10) Gregorie, M., Orly, I and Menantea, J (1990) The influence of calcium phosphate biomaterials on human bone cell activities: an in vivo approach. *J. Biomed. Mater. Res.* **24**: 165—176.
- 11) Sennerly, L., Thomassen, P and Ericson, L. (1992) A Morphometric and biomechanic comparison of titanium implant inserted in rabbit cortical and cancellous bone. *Int. J. Oral & Maxillofac. Implant*, **7**: 62—70.
- 12) Pierazzini, A., Cannas, A., Masse, A., Perren, S and Fanfani, F (1991) Peri-implant histological

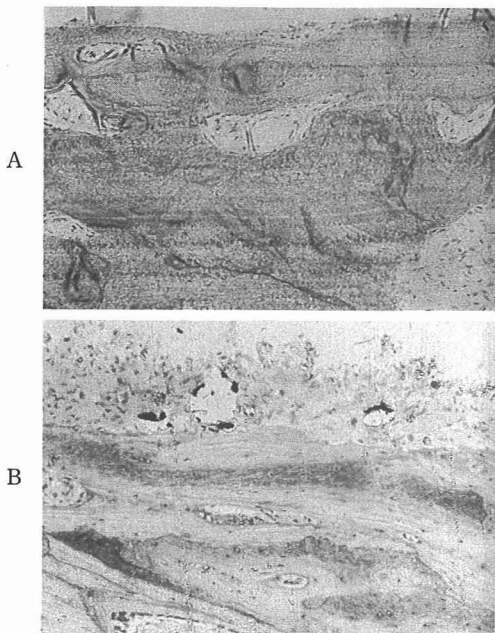


図24: HAP 溶射インプラント体と骨組織の界面構造の光顕像 (H・E 染色)

- A 通常 HAP 溶射インプラント体 (スミシコン[®])
 B 多孔性 HAP 溶射インプラント体

- reactions. *J. Oral Implant.* 8: 33-41.
- 13) Johanson, B., Sennerby, L. and Albrektson, T. (1991) A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and vitallium implants. *Int. J. Oral & Maxillofacial implants.* 6: 437-441.
 - 14) Bränemark, P. I., Hansson, B. O. and Adell, R. (1969) Intra-osseous anchorage of dental prostheses. (I). Experimental studies. *Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.* 3: 81-100.
 - 15) 福与碩夫 (1985) 形状記憶インプラント. 日本医療文化センター, 東京.
 - 16) 神谷光男, 鷹股哲也, 福与碩夫, 橋本京一 (1985) 形状記憶効果をもつ骨内インプラントの臨床治験成績およびその評価. 松本歯学, 11: 129-135.
 - 17) 吉澤英樹, 鈴木和夫, 福与碩夫, 西連寺永康 (1984) 形状記憶インプラントの生体組織反応について. 歯界展望, 63: 1127.
 - 18) 福与碩夫 (1987) 新形状記憶インプラント. 日本医療文化センター, 東京.
 - 19) Nagahara, K., Isogai, M., Shibata, K. and Meenaghan, M. (1992) Osteogenesis of hydroxyapatite and tricalcium phosphate use as a bone substitute. 7: 72-79.
 - 20) 伊藤充雄, 高橋重雄 (1986) プラズマ溶射法を用い, アパタイトコーティングした複合材料の製作について. 歯材器, 5: 727-733.
 - 21) 青久昭, 重浦英生, 鈴木和夫 (1984) アパタイト溶射骨内インプラントについての組織学的観察 (第1報). *Dental Implant,* 9: 7-13.
 - 22) 青久昭 (1988) ヒドロキシアパタイトおよびアルミナ溶射インプラント周囲組織についての組織学的観察. 松本歯学, 4: 19-40.
 - 23) 鈴木和夫, 吉澤英樹, 荒木信清, 高橋重雄, 伊藤充雄 (1987) プラズマ溶射インプラントの周囲組織についての組織学的観察. 松本歯学, 13: 222-235.
 - 24) 山崎安晴 (1984) 人工骨としての多孔質アパタイト-顎骨補填実験一. 口病誌, 51: 372-399.
 - 25) 伊藤充雄, 原基, 塩谷晴重, 興秀利, 山岸利夫 (1991) プラズマコーティングした多孔質ヒドロキシアパタイトの機械的性質について. 歯科材料・器械, 10: 179-185.
 - 26) Suzuki, K., Yoshizawa, H. and Ito, M. (1988) Histopathological study of shape memory alloy implant and plasma coated implant. The 3rd International Congress of Implantology and Biomaterials in Stomatology, Abstract No. A 35: 70.
 - 27) Suzuki, K., Yoshizawa, H. and Ito, M. (1990) Histological observation of the hydroxyapatite coated implant. The 5th Biennial Congress of International Association of Oral Pathologists (Satellite symposium) Abstract No. 4: 7-8.
 - 28) Gottlander, M. and Albrektsson, T. (1991) Histomorphometric study of hydroxyapatite coated and uncoated CP titanium threaded implants in bone. *Int. J. Oral & Maxillofacial implants.* 6: 399-403.
 - 29) Roberts, W., Smith, K., Ziberman, Y., Mozsary, P. and Smith, R. (1984) Osseous adaptation to continuous loading of rigid endosseous implants. *Am J. Orthod,* 86: 95-111.
 - 30) Porter, D., Friedland, B., Watson, P. et (1988) A histological evaluation of a functional endosseous porous surface titanium alloy dental implant system in the dog. *J. Dent. Res.* 67: 1190-1198.