

〔原著〕 松本歯学 22 : 26~37, 1996

key words : 多孔質 — HA 溶射 — インプラント — 組織学的観察

多孔質ハイドロキシアパタイト溶射インプラント体界面の組織学的観察

磯部晴彦, 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)

伊藤充雄

松本歯科大学 総合歯科医学研究所・生体材料開発部門 (主任 伊藤充雄 教授)

Histological Observation of the Interface of Porous Hydroxyapatite Coated Implant

HARUHIKO ISOBE and KAZUO SUZUKI

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

MICHIO ITO

*Department of Biomaterials, Institute for Dental Science,
Matsumoto Dental College
(Chief : Prof. M. Ito)*

Summary

Implantation of the hydroxyapatite-coated implant into the jaw has been available for some time. However, the success rate of this implant does not seem to be high in comparison with other osseointegrated type implants.

So attention was paid to the characteristic biocompatibility of the porous HA coated implant. Therefore, the purpose of this investigation was to observe the histological study of interface of porous HA coated implant under the light microscope and the scanning electron microscope during and experiment with Japanese monkeys.

In the histological findings 3 months after implantation, newly formed bone tissue was observed surrounding the implant at the light microscope level. The porous HA coated implants were encapsulated with the newly formed bones. On the other hand, the implant was surrounded with newly formed bone tissue, but the surface of newly bone was adjacent

to the macrophage-like giant cell without an inflammatory reaction at some parts.

At 6 months after implantation, a large amount of newly formed trabecular bone was seen on the surface of HA coated layer of implant. Immature osteoid tissue was found in the interstice of the HA coated layer at 6 months after implantation.

However, it seemed that interstitial collagenous tissue at 12 months after implantation.

Those results suggest that the porous HA coated implant must be stabilized to external forces.

緒 言

歯科医療において、人工歯根を顎骨に植立し、顎の機能機構のひとつとする口腔インプラント法が導入されて長年経過している。顎骨内や顎骨骨膜下にインプラント体を埋入し、咀嚼機能に関与せしめるにあたり、生体の異物排除機序のみならず、インプラント体の材質や形態による生体不適應の問題がしばしば生じ、インプラント法の失敗につながってきた。

骨内インプラント法では、インプラント体は顎骨内で強い維持固定が要求され、インプラント体と周囲組織、とくに骨組織との親和性が必要とされる。このためにインプラント体素材やインプラント体の様々な形状が研究開発されている。インプラント体に使用される材料として、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。これによりインプラント素材として生体不活性(bio-inert)な材質から生体活性(bio-active)の強い材質の素材を使用するようになってきた。インプラント体と周囲骨組織の界面構造は、インプラント体と周囲骨組織の間に線維性結合組織が介在することなく、インプラント体に骨組織が接触・結合する状態をオステオインテグレーションとされている。

しかし、最近になり骨組織がインプラント体に直接接するオステオインテグレーションに変わってきた。骨内インプラント体では、材料として周囲組織との組織親和性が必要とされる一方、骨内での強い維持固定を要求され、種々の形態や素材、特にチタン・ブレード型インプラント表面に、プラズマ溶射によるハイドロキシアパタイトの被膜状の溶射層を施す、インプラント体の材料としての優劣を判断する目的で周囲骨組織について詳細な組織学的観察をおこなった¹⁻⁴⁾。骨内及び骨膜下インプラント体にハイドロキシアパタイトセラ

ミックス素材で被覆したインプラント体は、チタンなどの金属を素材とするインプラント体に比べより優れた生体適合性を持っている。さらに、ハイドロキシアパタイトで被覆したインプラントは、他のセラミックスを被覆したものとは比べてより骨親和性の優れた結果を示す。プラズマ溶射によるハイドロキシアパタイトの被膜は、焼結体と比較して気孔率は高い。これにより骨組織との結合は、物理的に結合は強い。多孔質な材料を使用する目的はインプラント体と結合する骨により維持力を向上することにある。しかし、使用するインプラント体の材料が生体内で活性なものであるべきか、不活性なものであるべきか、インプラント体と接する組織の反応により、結合維持力は異なる。すなわち生体内活性の強い材料では、インプラント体周囲組織の活性や骨組織の形成能を高め、骨組織との結合は強くなり、さらに骨基質の主成分であるハイドロキシアパタイトでは化学的な結合をし、強い固定維持がえられる。多孔質な、ハイドロキシアパタイト溶射層では、骨との界面状況および骨組織の形成状況について組織学的観察による検討をおこなった。これにより多孔質ハイドロキシアパタイト溶射インプラント体と骨組織との界面状況について興味ある知見を報告する。

材料および方法

1) 実験材料

埋入した多孔質ハイドロキシアパタイト・アルミナ混合粉末溶射インプラント体(以後多孔質HA溶射インプラントと略す)は、厚さ1.3mmで、チタン・ブレード型インプラント体の表面にハイドロキシアパタイト(HA)80%・アルミナ20%混合粉末を溶射したブレード型インプラント体である。溶射方法はチタン素材インプラント体を500℃にて10分間加熱、TiO₃13粉末を約2 μm

の厚さで溶射し、さらにその酸化チタン溶射膜の上に40%量の食塩を加えたハイドロキシアパタイトとアルミナの混合粉末を約80 μm の厚さで溶射した。溶射後インプラント体を流水中に浸漬、溶射層中の食塩を融解脱却させて、溶射層は気孔径100 μm の連続した気孔にて気孔率約30%とした。これにより溶射インプラント表面の粗さは $10.7 \pm 0.9 \mu\text{m}$ となった^{5,6)}(図1, 図2)。

2) 実験方法

ニホンザル (*Macaca Fuscata*) の下顎小白歯を抜歯後、抜歯窩の治癒をまって実験材料のインプラント体の頸部を口腔内に露出した状態で植立し、単独植立状態にて上部構造物を装着し、咀嚼機能を加えた状態で飼育した。

3) 観察試料および方法

インプラント体を埋入後3カ月, 6カ月, 12カ月経過した動物をネブタール麻酔下において、総頸静脈より10%のホルマリン溶液を注入し、灌流固定を行いつつ屠殺し、下顎骨を摘出した。

下顎骨を摘出した後に軟X線にてX線撮影を行い、X線像によりインプラント長軸に定めて、その長軸にそって細断し、厚さ3 mmの薄切片を作った。細断試料は実体顕微鏡によって切断面を観察した。実体顕微鏡にて観察した試料はさらに光学顕微鏡および走査電子顕微鏡での観察試料とした。

a. 研磨標本についての観察

薄切試料をエポキシ樹脂 (エポマット27-771) にて包埋し、低速裁断機 (BUEHLER 社 ISOMET) により30 μm に薄切し、さらに約10 μm の研磨標本として光学顕微鏡により観察した。

b. 脱灰標本についての観察

細断した一部試料はEDTAにて脱灰、通法に従い60%から100%段階アルコールにて脱水の後、低重合樹脂 (techonovit-7100) に包埋、厚さ7 μm 連続薄切標本を作製し Haematoxyline-Eosin 染色およびトルイジン青染色を施し、光学顕微鏡にて観察を行った。

c. 走査型電子顕微鏡 (SEM) による観察

走査電顕による観察試料は厚さ3 mmに細断した試料表面を超音波洗浄器にて洗浄し、エタノール脱水後、ブチルアルコールに置換し凍結乾燥機 (1 D 2 型エイコー) にて乾燥し、乾燥後、

試料は金イオンスパッタコーティングを施し、走査電子顕微鏡 (日本電子 JCXA-733型, 加速電圧10 KV ビーム電流 2×10^{-11} A, 作動距離11 mm) にて観察を行った。走査電顕による観察後、試料をエポキシ樹脂 (エポマット27-771) に包埋、100 μm に薄切し、厚さ20~30 μm の研磨標本を作製、光顕にて観察した。

結 果

実施した多孔質 HA 溶射インプラント10例中1例では、6カ月経過後周囲骨には極度の骨吸収がみられ、正常な骨内での植立と思われなかった。他の9例は特異的な異常は示さず、観察時まで健全に経過した。

a. X線所見

上部構造物を装置することなく、インプラント体頸部を口腔内に露出した状態で顎骨内インプラント体を植立し、6カ月間経過した後のX線像では、骨内に埋入された部では広範囲に肥厚した骨梁による粗造な骨梁網によるX線不透過像が観察される。この埋入されたインプラント体周囲にはX線透過像はみられない。しかし、インプラント体植立時に埋入部位が浅く、歯槽骨縁より上方に位置した部の肩部上方には骨はみられず、骨縁上にインプラント体が露出した状態となっている (図3)。

上部構造物を装着せず、非機能の状態で経過した例では肥厚した、不規則な骨梁網の像が観察された。この状態は12カ月経過した後の例でも大きな相違はみられなかった。

上部構造物を装着し、咀嚼機能による荷重をインプラント体に加え、12カ月経過した機能例では、インプラント体周辺にみられる骨梁網の像は非機能例より密であり、やや肥厚した骨梁が密集した状態にみられる。また12カ月経過例ではインプラント体周囲を取り囲む白線が観察される。この白線の像は6カ月経過例や非機能例では観察されない。植立時の埋入位置が浅く、歯槽骨縁上にインプラント体が位置していた部では、その上方には骨はみられず、一部では骨の吸収像と思われる像が観察された (図4)。このような骨のみみられない部の像や骨吸収像はインプラント体が骨内に完全に埋入された例ではみられなかった。

b. 実体顕微鏡による観察

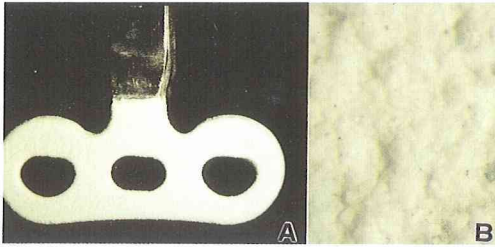


図 1 :

A : 多孔質 HA 溶射インプラント

B : 多孔質 HA 溶射表面の実体顕微鏡像

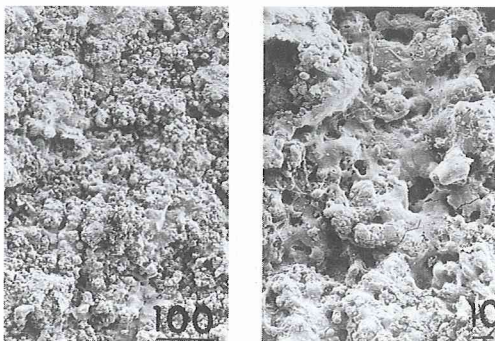
[気孔径100 μm とし気孔率約30%]

図 2 : 多孔質 HA 溶射インプラント体表面の走査電子顕微鏡像

試料の細断面を実体顕微鏡により観察すると、インプラント体と周囲骨との間にはインプラント体を被包する線維性結合組織はみられず、海绵骨の既存骨梁からのびる骨梁は緻密な骨梁網としてインプラント体を取り囲んでいる。新生骨梁はインプラント体に近接する部では緻密で、あたかも皮質骨を構成する緻密骨の様相を示している。インプラント体表面に接する骨組織はインプラント体表面の HA 溶射層の表面に境界なく密着して接触している。インプラント体の全周をみると、骨組織がインプラント体に直接接触する部のみでなく、骨髓腔の結合組織がインプラント体表面に接する部も観察される(図5)。インプラント体埋入後3カ月より周囲の既存骨より増殖する新生骨がインプラント体表面に接するようになり、月齢が増すに従い、インプラント体表面に接する新生骨量は増し、インプラント体埋入後12カ月経過ではインプラント体全周は緻密な骨組織で包まれるような状態となる。この緻密な骨組織とインプラ

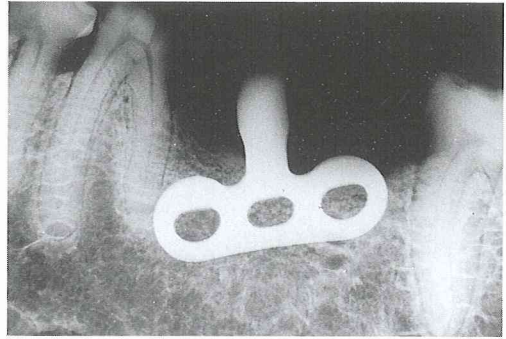


図 3 : 多孔質 HA 溶射インプラント体植立後6カ月のX線写真(非機能例)

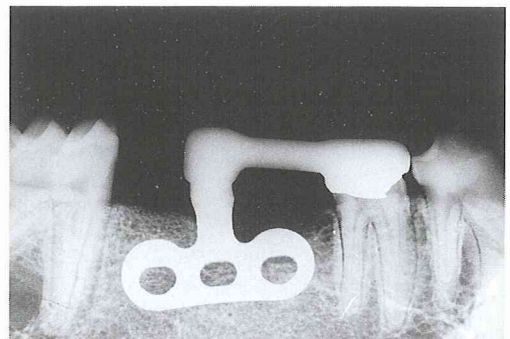


図 4 : 多孔質 HA 溶射インプラント体植立後12カ月のX線写真(機能例)

ント体との接触は、接触間には線維性結合組織の介在はみられない(図6)。

c. 光学顕微鏡による観察

未脱灰研磨標本を観察すると、インプラント体表面層に溶射されている HA 溶射層の表面に不規則な層板構造をもつ増生骨が付着している。この HA 溶射層と骨組織の間には線維性結合組織など他の組織の介在なく、直接接触している。HA 溶射層表面に骨組織が直接接触する部をみると骨組織は HA 溶射層とに確かな境界層なく、骨癒合(ankylosis)の様相をもって接触する様子がみられる(図7)。インプラント体埋入後6カ月経過した試料を研磨標本をトルイジン青で染色し、観察するとインプラント体表面の HA 溶射層と骨組織は線維性結合組織など他の組織を介在することなく、融合した状態で接触している。しかし HA 溶射層内にはトルイジン青に染色される細胞や結合組織線維が観察される(図8)。さらに拡大観察すると、不規則な骨層板を有する骨組織は HA 溶射



図5：インプラント体埋入後，6カ月経過した試料の
 断面の実体顕微鏡像 ×10

層に融合・移行し，HA 溶射層内にはトルイジン青に濃染する核を有する細胞の散在がみられ（図7），骨組織とHA 溶射層移行部には多核の細胞もごく少数観察される（図9，図10）．インプラント体埋入後12カ月経過した試料の相近接する未脱灰研磨標本と脱灰標本につき光学顕微鏡により比較観察すると双方に明らかな重複した構造がみられた．すなわち，未脱灰研磨標本ではHA 溶射層内には複雑な黒い陰影像がみられ，脱灰，トルイジン青染色標本では，この陰影像がみられた同じ部位に増生骨が観察される（図11）．

未脱灰研磨標本で観察されたHA 溶射層の表面および溶射層内にみられる結合組織や骨組織の形成状況を光学顕微鏡にて観察するとインプラント埋入後3カ月ではインプラント体と既存骨組織の間には類骨組織がみられる．既存骨表面の所々に骨吸収像がみられ，吸収窩付近には多核の破骨細胞もみられると同時に，多くの吸収窩には骨組織のリモデリング像も観察される．溶射層側では多くの毛細血管も存在するとともに，溶射層の気

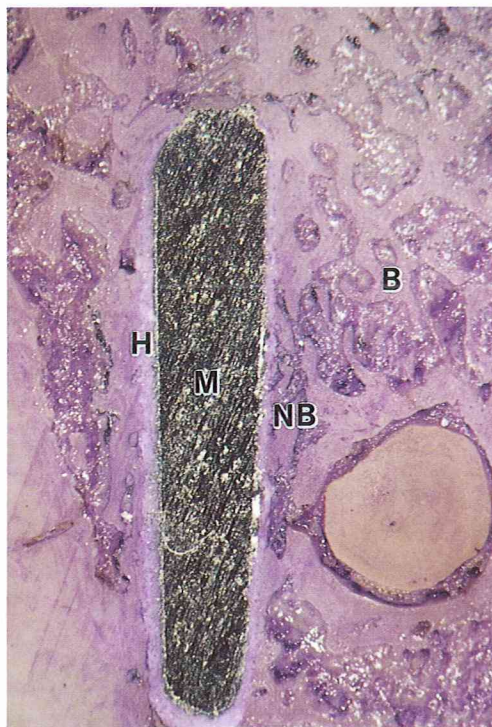


図6：インプラント体埋入後，6カ月経過した試料の
 断面の実体顕微鏡像 ×15

M チタン合金
 H HA溶射層
 NB 新生骨
 B 既存骨

孔内に進入する類骨組織がみられる（図12）．吸収窩を拡大観察すると，吸収窩付近には多くの破骨細胞と考えられる多核細胞が存在するとともに窩底には骨芽細胞がみられ，窩底部の骨組織にはリバスラインが観察される（図13）．

インプラント体埋入後6カ月ではインプラント体のHA 溶射層表面に接していた類骨組織は石灰化が進むとともに不規則な骨層板を有する新生骨となる．新生骨とHA 溶射層との界面をみると新生骨の界面は不規則な鋸歯状を呈し，HA 溶射層の気孔内に新生骨が侵入している像と考えられる．この新生骨の増殖，侵入は溶射層表層にのみ観察され，深部への増殖・侵入はみられない（図14）．

インプラント体埋入後10カ月以降では既存骨とインプラント体の間の類骨組織は石灰化が進むとともに12カ月になると溶射層の気孔内にみられた

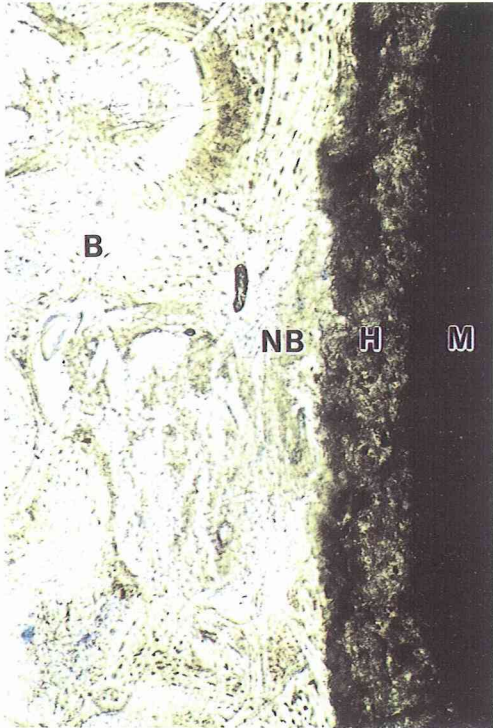


図7：インプラント体埋入後，6カ月経過した試料の
未脱灰研磨標本 ×25
M チタン合金
H HA溶射層
NB 新生骨
B 既存骨

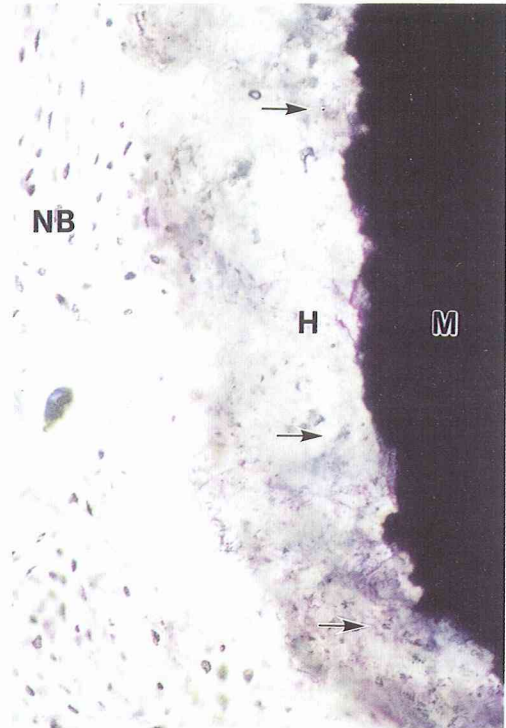


図8：未脱灰研磨標本 ×50
M チタン合金
H HA溶射層
NB 新生骨
→ 骨芽細胞

類骨組織も基質が石灰化して幼若な骨組織になる。この結果から12カ月経過すると溶射層内に骨組織がみられるようになる(図15)。

d. 走査型電子顕微鏡による観察

多孔質 HA 溶射インプラント体と骨組織の界面を走査型電子顕微鏡像で観察すると、骨基質は HA 溶射層に境界なく移行している。インプラント体埋入後3カ月では塊状あるいは顆粒状の HA 塊は骨基質に融合している。この塊状の HA 塊の間には気孔として連なる隙が網状に広がっている。少量であるが細線維が気孔内にみられる(図16)。インプラント体埋入後では HA 塊の間に増殖した骨組織が観察され、HA 溶射層全面に広がる細線維がみられる。この細線維は HA 塊を包むように広がるとともに一部は増生する骨基質内に入り、基質線維となっている。HA 溶射層と骨組織の境界には毛細血管がみられる(図17)。インプラ

ント体表面と新生骨との境界部で注意深く切断・分離し、インプラント体表面を SEM で観察すると、新生骨表面をみると多数の突起をもつ骨芽細胞が散在し、この細胞突起は隣接する細胞の突起と接合する様子が観察される。さらに深部に線維網や骨基質がみられる(図18)。インプラント体の HA 溶射層には切断・分離表面に網状に広がる細線維がみられるとともに、気孔内に深部に入る線維束が観察される(図19)。インプラント体埋入後12カ月経過したインプラント体の表面を拡大観察すると、HA 塊間の気孔内に線維束が侵入し、深部にみられる骨基質線維のひとつとなっている様子がみられる(図20)。

考 察

口腔インプラントに用いられる素材はインプラント体と接する組織の反応によって生体許容性

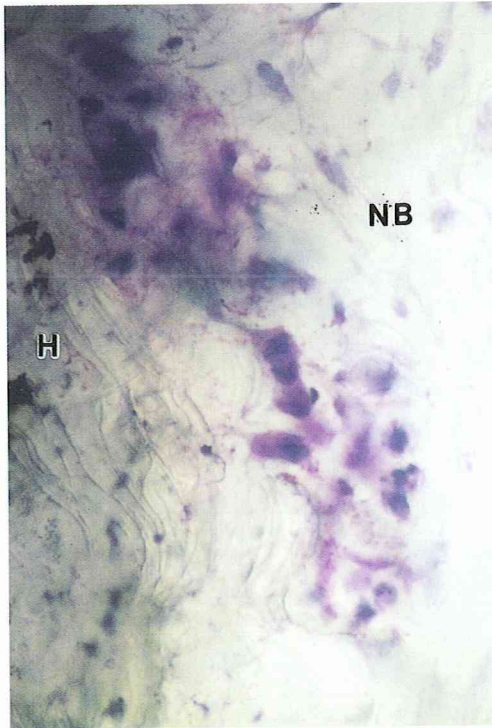


図9：未脱灰研磨標本 トルイジン青染色 ×75
NB 新生骨
H HA溶射層
HA 溶射層内に多数の細胞がみられる。

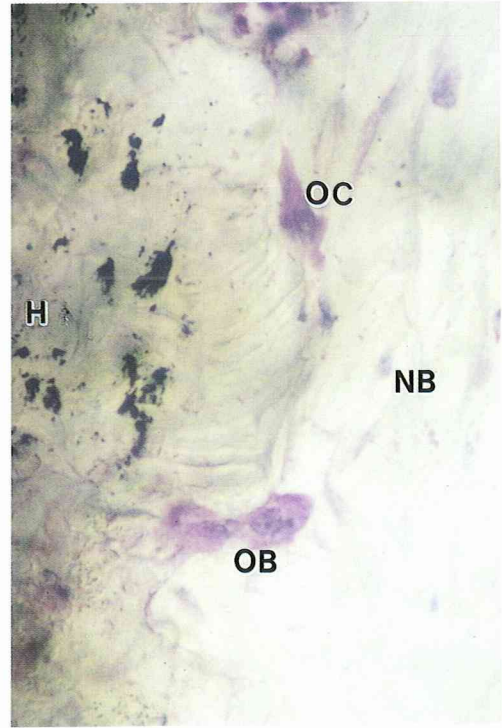


図10：未脱灰研磨標本 トルイジン青染色 ×100
NB 新生骨
H HA溶射層
OC 破骨細胞
OB 骨芽細胞

(biotolerant), 生体不活性(bioinert), 生体活性(bioactive)に分けられている⁷⁾. 生体許容性をもつ材料によるインプラント体では植立後早期に咀嚼・咬合による荷重が加わると周囲に線維性結合組織が形成され, インプラント周囲の骨形成が阻害される. 咀嚼・咬合などの機能下でインプラント体が顎骨内に固定維持されるためには, インプラント体に骨が直接接することが必要とされている. ハイドロキシアパタイトを素材として利用するインプラント体は, 直接骨組織と接し, 骨性癒合様の化学結合を示している^{4,8,9)}.

顎骨内に植立されているインプラント体は大部分は海綿骨を構成する骨梁から増生する骨組織が接して固定支持されている. ハイドロキシアパタイトなどの生体活性材料を素材とするインプラント体では, 実体顕微鏡による観察では骨は緊密に接し, 線維性結合組織は介在していない. Cook ら(1987)¹⁰⁾は, 非機能下においてハイドロキシアパ

タイトをコーティングしたインプラント体の表面と骨組織は強固な結合力をもって接合していると述べている. 鈴木¹¹⁾の光学顕微鏡および走査電子顕微鏡によるハイドロキシアパタイト溶射インプラントの観察でハイドロキシアパタイト表面は骨組織と骨癒合(ankylosis)様結合を示していると述べている. しかし, 実際にはこのような結合はインプラント体に強度の荷重が加わった場合には溶射層の破壊や長期間の過大の咬合圧が加わると周囲骨組織が破壊される. これを解決し, より機能的にインプラント体と骨の結合が求められる. ハイドロキシアパタイト溶射層を多孔質とし, この気孔内に結合組織を侵入させることがより緩衝機能をもたすこととなると考えられる.

ハイドロキシアパタイト顆粒など HA 燃結体周囲の骨新生については藤井ら(1992)¹²⁾は低温焼成水酸化アパタイトコーティング水酸化アパタイト(以降 HAP-Coated HAP と略す)をラット

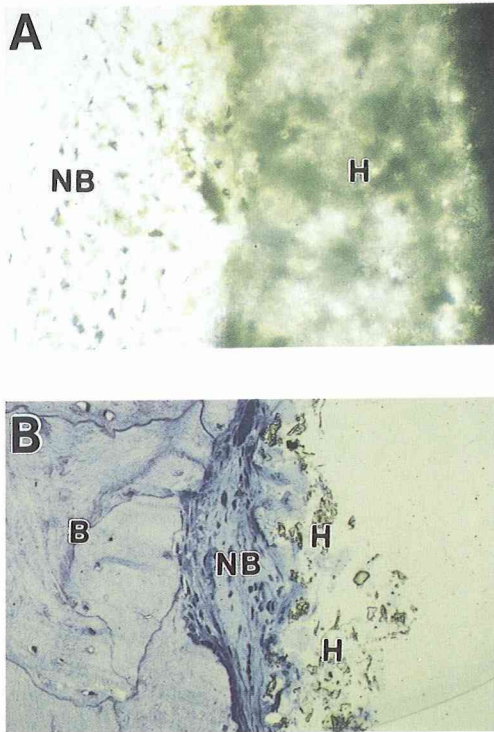


図11：

A：未脱灰研磨標本

NB 新生骨

H HA溶射層

B：脱灰薄切標本 トルイジン青染色

B 既存骨

NB 新生骨

H HA溶射層

下顎骨内に埋入した実験において、L. HAP-Coated HAP の顎骨埋入初期より活発な骨芽細胞の増殖、新生骨形成が観察され、最終的には骨梁内に血管や線維性結合組織を含む成熟層板骨ができる。このことから L. HAP-Coated HAP は骨形成能を有すとしている。また骨内に埋入されたハイドロキシアパタイトは新生骨形成を促すとともに、その界面で骨組織とは直接化学的に結合すると山室（1989）¹³⁾は述べている。

今回の実験では HA 溶射層表面に多数の骨芽細胞がみられ、HA 溶射層に接した新生骨は化学的結合様の強固な骨と HA 溶射層の癒合がみられる。この部の界面の付近や骨と HA 溶射層癒合部には骨芽細胞や貪食細胞がみられ、貪食細胞の存在する部では骨のリモデリングが観察された。白須賀ら（1988）¹⁴⁾は、L. HAP-Coated HAP 周囲

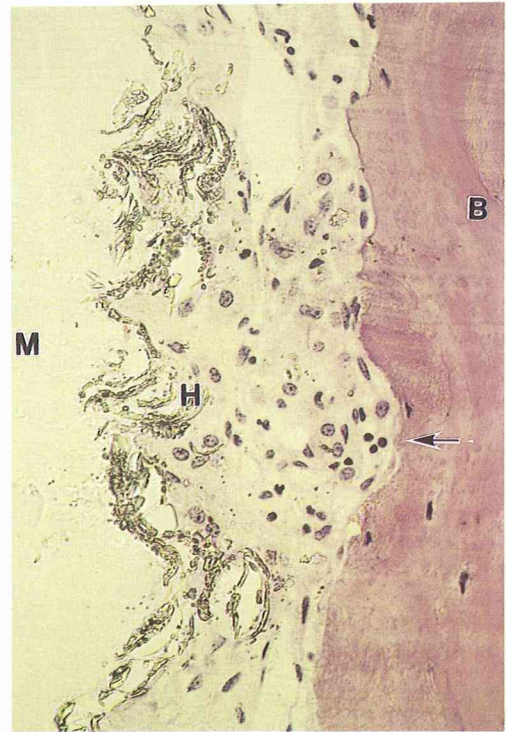


図12：脱灰薄切標本光学顕微鏡像 H・E 染色 ×70

M チタン合金

H HA溶射層

B 既存骨

→部 吸収窩

に骨芽細胞と貪食細胞の出現を観察し、貪食細胞の反応は骨芽細胞の機能に比して低調であるとしている。

Paula ら（1995）¹⁵⁾は、培養骨芽細胞を用いて、チタンインプラント体界面における骨基質の形成を光学顕微鏡および走査型電子顕微鏡にて観察している。この観察では培養骨芽細胞はチタンインプラント表面には付着し、コラーゲンの分泌および骨基質の分泌形成をしていることをみている。

中道ら（1993）¹⁶⁾は、多孔性インプラントは気孔内への骨組織の侵入による interlocking 効果により骨内での維持・固定がなされる特徴が現れるとしている。中川ら（1991）¹⁷⁾は、基礎的実験においてインプラント体埋入後4カ月で骨組織はすでにインプラント体気孔内に侵入していることを認めている。本実験においても、インプラント体埋入後6カ月から線維性結合組織は気孔を通して HA 溶射層内に侵入する。インプラント体埋入後

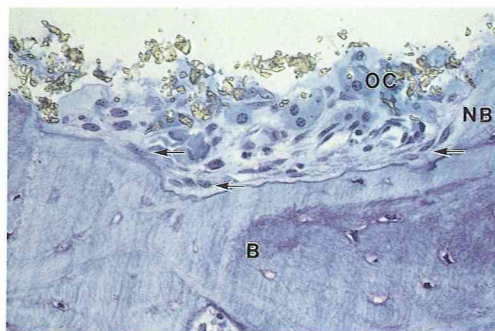


図13：吸収窩の光学顕微鏡像 トルイジン青染色
×100
B 既存骨
NB 新生骨
OC 破骨細胞
→部 骨芽細胞

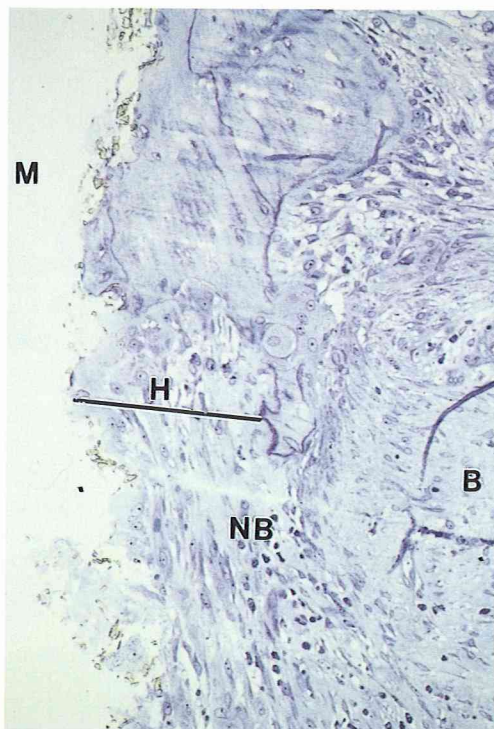


図15：溶射層内の新生骨形成の光学顕微鏡像 トルイジン青染色 ×100
M チタン合金
H HA溶射層
NB 新生骨
B 既存骨

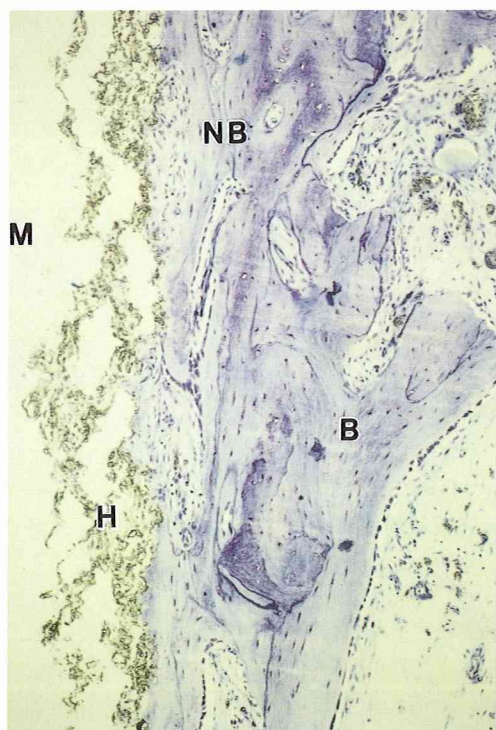


図14：埋入後6ヵ月した試料の新生骨形成の光学顕微鏡像 トルイジン青染色 ×100
B 既存骨
NB 新生骨
H HA溶射層
M チタン合金

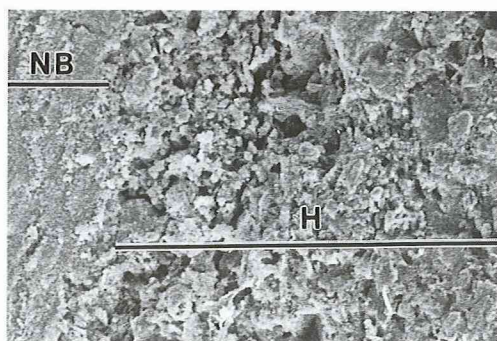


図16：インプラント体埋入後、3ヵ月経過した試料のインプラント体と新生骨との界面のSEM像 ×180
NB 新生骨
H HA溶射層

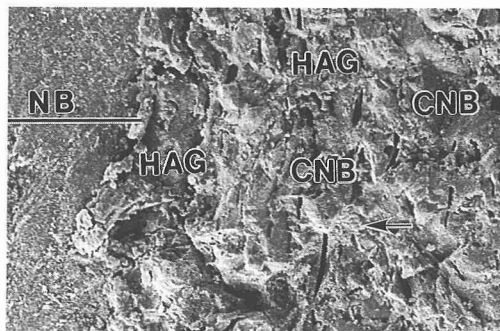


図17: インプラント体と新生骨との界面のSEM像 ×180
NB 新生骨
CNB 溶射層内の新生骨
HAG HA塊
→ 基質線維

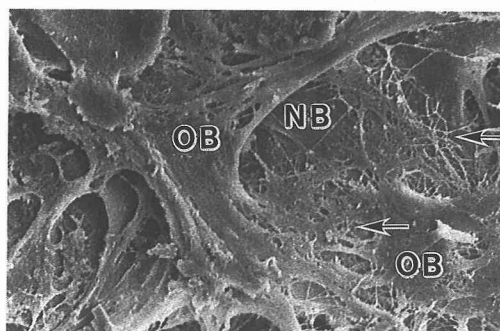


図19: インプラント体と接する新生骨の界面のSEM像 ×600
OB 骨芽細胞
→ 基質線維
NB 新生骨

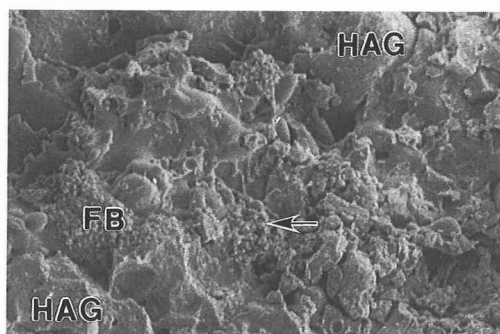


図18: 多孔質 HA 溶射インプラント体溶射層の表面のSEM像 ×280
HAG HA塊
FB 線維束
→ 線維網

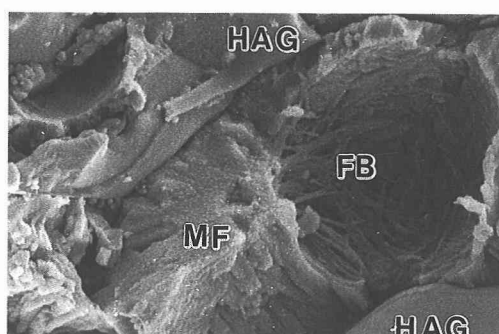


図20: 新生骨と接するHA溶射層の界面のSEM像 ×1800
HAG HA塊
FB 線維束
MF 基質線維

12カ月で気孔内より侵入した線維性結合組織は類骨組織から石灰化した骨組織となる。

山崎ら(1980)¹⁸⁾は、充実性アパタイトの顎骨歯槽部の補填についての実験で多孔体は被覆軟組織の血流が確保し易く、多孔体内部の骨形成が進行し、HAP-骨複合体となると報告している。多孔体HA顆粒内に骨形成を期待する場合、気孔率や気孔の大きさが問題となる。このために多孔体の気孔と組織侵入についての多くの報告がみられる。山崎(1984)¹⁹⁾は、多孔体内に骨が侵入するためには最小気孔径は100 μm 以下とし、気孔が連孔的であれば、一連の一部に存在する数 μm の気孔内にも骨が形成されるとしている。倉科ら(1982)²⁰⁾

は、気孔径300 μm から400 μm の気孔内に最も骨が形成されるとしている。Klawitter ら(1971)²¹⁾は、気孔径15 μm 以上あれば線維性結合組織は侵入し、類骨組織が侵入するには40 μm 以上、骨組織が気孔内に存在するには100 μm 以上必要であると述べている。

今回の実験で気孔径が100 μm 以上の連続気孔を有するHA溶射ブレード型インプラントでは埋入後3カ月で周囲骨が形成され、埋入後6カ月経過すると気孔内に類骨組織が形成されるようになり、埋入後12カ月では気孔内に不規則な骨層板をもつ骨組織がみられるようになる。この気孔内での骨形成は、気孔内で結合組織の組織分化が進

むのではなく、インプラント体表面に接する新生骨表面よりの結合組織が気孔内に侵入し、溶射層表面より深部へと骨組織が増殖して行くものと観察された。X線像とインプラント体周囲骨の組織所見では、歯槽頂部でインプラント周囲に骨のX線像がみられなくても、インプラント体が骨に埋入されている部にX線透過像がみられない場合はインプラント体 HA 溶射表面には骨が癒合した状態で結合している。さらに埋入後 6 カ月以上経過した例では、溶射層内には線維性結合組織の侵入と骨形成がみられる。インプラント溶射層表面と骨組織との界面では骨芽細胞の散在や少数の破骨細胞の存在も認められ、一部ではインプラント周囲骨のリモデリングも観察された。これらの所見から HA 溶射多孔性インプラント体は埋入初期よりインプラント体周囲に旺盛に骨形成がなされ、溶射層内への骨組織の増生侵入により強固に骨内に固着する。また通常の咀嚼機能下では周囲骨組織の改造もみられ、咬合圧に平衡した状況を保っているものと考えられた。

結 論

気孔100 μm の気孔を気孔率約30%もつ多孔質 HA 溶射インプラント体を骨体に埋入し、3 カ月から12カ月経過した例につき、組織学的観察を行い、次の結果を得た。

1. X線所見では骨内に埋入されたインプラント体周囲は細かな骨梁網で囲まれ、インプラント体と骨との間にはX線透過像はみられなかった。
2. インプラント体埋入部の顎骨断面を实体顕微鏡で観察すると、周囲の皮質骨や海綿骨骨梁から増生する骨梁は接近し、さらにこれに続く骨板状の緻密骨がインプラント体を取り囲んでいる。この骨組織はインプラント体表面の溶射層に線維性結合組織の介在なく、結合していた。
3. 光学顕微鏡および走査型電子顕微鏡による観察では、インプラント体 HA 溶射層と新生骨の界面は化学的結合と考えられる状態で癒合していた。溶射層内の連続性気孔内には線維性結合組織、類骨組織および骨組織がみられた。走査型電子顕微鏡像ではインプラント体と骨組織との界面には骨芽細胞がみられ、これらの線維は気孔内で新生する骨組織の基質線維となっている状態が観察された。

終わるにあたり、走査型電子顕微鏡による観察に際しては多大の御協力を戴いた松本歯科大学電子顕微鏡室赤羽章司氏に深甚な謝意を表します。

文 献

- 1) 大口弘和, 青 久昭, 佐原紀行, 鈴木和夫(1986) ハイドロキシアパタイトセラミックスインプラントに関する組織学的研究 埋入と非埋入における比較. 松本歯学, 12: 181—188.
- 2) Morimoto, K., Kihara, A., Takashita, F., Akedo, H. and Suetsugu, T. (1988) Difference of bony interface between titanium blade implant and hydroxyapatite-alumina plasma-sprayed titanium. J. Oral Implantology, 14: 314—324.
- 3) 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, 14: 19—40.
- 4) 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, 14: 19—40.
- 5) 伊藤充雄, 高橋重雄 (1986) プラズマ溶射機を用いたアパタイトコーティングした複合インプラント材の製作について. 歯科材料・器材, 5: 727—733.
- 6) 伊藤充雄, 原 基, 塩谷晴重, 興 秀利, 山岸利夫 (1991) 生体材料に関する研究 (その2) プラズマコーティングした多孔質ハイ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.
- 7) Osborn, J. F. and Weiss, T. (1973) Hydroxylapatitekeramiken knochen ähnlicher Biowerkstoff. Schweiz. Mschr. Zahnheilk, 88: 1166—1172.
- 8) 小木曾誠 (1983) アパタイト表面における骨組織の形成ならびにその石灰化について. 口病誌, 50: 1—19.
- 9) 石田光輔 (1984) アパ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.
- 10) Cook, S. D., Kay, J. F., Thomas, K. A. and Jarcho, M. (1987) Interface mechanics and histology of titanium and hydroxyapatite coated titanium for dental implant application. J. Oral Maxillofac. Implants, 2: 15—22.
- 11) 鈴木和夫 (1993) 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. 松本歯学, 19: 223—235.
- 12) 藤井 宰, 小谷田宏, 黒田勝博, 井上正久, 石割祐三, 今村高行, 竹下信義, 川崎賢三 (1992) 低温度焼成水酸化アパタイトコーティング水酸化ア

- パタイトに対する骨形成反応について. 口腔インプラント誌, 5: 228—234.
- 13) 山室隆夫 (1989) 生体材料と骨形成の様式. 生体材料, 7: 19—23.
 - 14) 白須賀直樹, 栗井通泰, 龍野耕一, 中後忠男, 石田 治, 永井教之 (1988) 骨内埋入合成アパタイト界面の骨髄細胞の動態に関する電子顕微鏡的研究. 日矯正歯誌, 47: 536—548.
 - 15) Paula, K. Y., David, A. F., S, William. W. Wallace, A., Katsum, U. and Lyndon, F. C. (1995) Correlative microscopic investigation of the interface between titanium alloy and the osteoblast-osteoblast matrix using mineralizing cultures of primary fetal bovine mandibular osteoblasts. J. Oral Maxillofac Implants, 10: 655—665.
 - 16) 中道 宏, 中嶋昭雄, 中村伸也, 磯貝昌彦, 田辺隆義, 河原田幸三, 島村憲優, 永原国央, 伊藤弘昭 (1993) Porous alumina implant (single standing system) の臨床的評価. 口腔インプラント誌, 8: 32—37.
 - 17) 中川寛一, 藤井利彦, 湯澤邦裕, 吉沢正二, 有泉祐吾, 浅井康宏 (1991) 多孔質アルミナセラミックスインプラント埋入後の骨侵入状態に関する走査型電子顕微鏡的研究. 口腔インプラント誌, 4: 238—245, 1991.
 - 18) 山崎安晴, 大西正俊 (1980) Hydroxyapatite ceramics の顎骨欠損部補填に関する実験的研究. 口病誌, 29: 690—691.
 - 19) 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: 184—218.
 - 20) 倉科憲治, 小谷 朗 (1982) Ceramics 材料の臨床応用に関する研究, 第 2 報 Porous calcium hydroxyapatite ceramics に対する骨の反応. 信州医誌, 30: 174—181.
 - 21) Klawitter, J. J. and Hulbert, S. F. (1971) Application of porous ceramics for the attachment of a load bearing internal orthopedic application. J. Biomed. Mater. Res. Sym, 2: 161—229.