

〔原著〕 松本歯学 17 : 189~200, 1991

key words : チタンおよびチタン・ニッケル合金 - 生体親和性 - 組織学的観察

## チタンおよびチタン・ニッケル合金の 生体親和性に関する組織学的観察

崔 峻宇, 吉沢英樹, 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)

鷹股哲也, 福与碩夫

松本歯科大学 歯科補綴学第1講座 (主任 鷹股哲也 助教授)

### The Histological Observation of the Biocompatibility of Titanium and Nickel-Titanium Alloy

JOONWOO CHOI, HIDEKI YOSHIZAWA and KAZUO SUZUKI

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

TETSUYA TAKAMATA and SEKIO FUKUYO

*Department of Complete and Partial Denture Prosthodontics, Matsumoto Dental College*  
(Chief : T. Takamata)

#### Summary

In this study we observed the biocompatibility of titanium and Ti-Ni alloy (Shape Memory alloy). Slide glass, a piece of nickel, a piece of Ti-Ni alloy, and a shape memory alloy root type implant were embedded in the mandibule of Japanese monkeys. The results were that, although nickel is a detrimental material in vivo, the titanium-nickel alloy (Shape Memory alloy) is a biocompatible one. When the Shape Memory Implant was inserted, the trabecular bones surrounded the implant and the bone tissues adhered tightly to it without the fibrous connective tissues. Because of the in situ of the oxidized membrane on the titanium-nickel alloy, we come to a unanimous conclusion about the use of titanium-nickel alloy. The titanium-nickel alloy implant (shape Memory Alloy Implant) is a useful implant for the dental implant system.

## 緒 言

医学，歯科医学において生体内で接触して用いられる材料を一般にバイオマテリアルと呼ばれている。この新しいバイオマテリアルは，人工臓器や歯科用材料で多く用いられている。この開発・利用にあたっては，材料と生体機能との相互作用を基礎科学的に検索する必要がある。とくに生体適合性については重要視されなければならない。このバイオマテリアルの開発・発展ともなって，歯科医学の分野では多くの新しい材料や技術が台頭をみるようになった。

歯科医学領域で用いられるバイオマテリアルは大別して金属，セラミックスおよび高分子材料に分けられる。近年，歯科医料ではCo-Cr合金，Ni-Cr合金，純TiあるいはTi合金が多く使用されるようになった<sup>1)~3)</sup>。生体に利用される金属材料には優れた耐蝕性と機械的性質とともに生体親和性が求められる。しかし，これら金属材料中には生体に対して生物学的に好ましくない元素も含まれていることが多くある。金属材料の生体為害性や細胞毒性の主な原因は，金属材料から溶出する有害な微量成分や金属イオンに基づくものである。

歯科医療ではインプラントが盛んに行われるようになり，インプラント材として金属やセラミックスが使用されている。インプラント材としては

細胞や組織に対して為害性をもたないのみならず，生体適合性の高いことが望まれるようになってきた。

チタンは表面に酸化層を有し，生体親和性が強く，生体内で安定しているとして歯科用インプラント材，人工関節など多くの人工臓器に使用されている。また，形状回復特性を利用した形状記憶効果をあらわすNi-Ti合金は耐蝕性，超弾性や振動減衰性能をもつのみでなく，細胞や組織レベルでの優れた生体親和性があり，バイオマテリアルのひとつとして注目を浴びている<sup>4)</sup>。

筆者は，チタン，ニッケルおよび形状記憶効果をもつチタン・ニッケル合金に対する生体組織反応について知るため，ニッポンザル下顎骨歯槽部にチタン，ニッケル，チタン・ニッケル合金を埋入し，組織学検索を行い，興味ある知見を得た。また，チタン・ニッケル合金により，顎骨内挿入後形状記憶効果により先端が屈曲する歯根型インプラント(Perio-root)を作製し，ニッポンザル下顎骨内に挿入，非機能および咀嚼による荷重を加えた機能時のインプラント周囲組織について組織

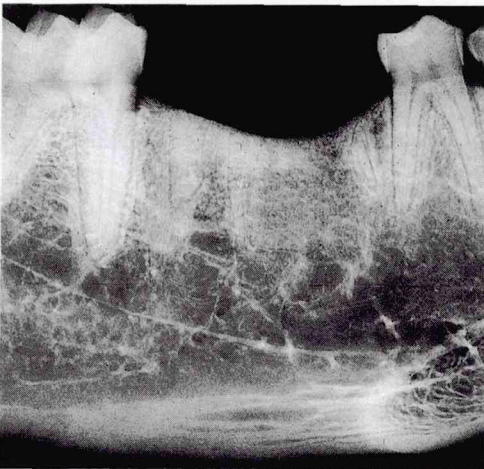


図1：硼硅酸ガラス埋入X線像  
埋入後6カ月，(↑印はガラス埋入部位)

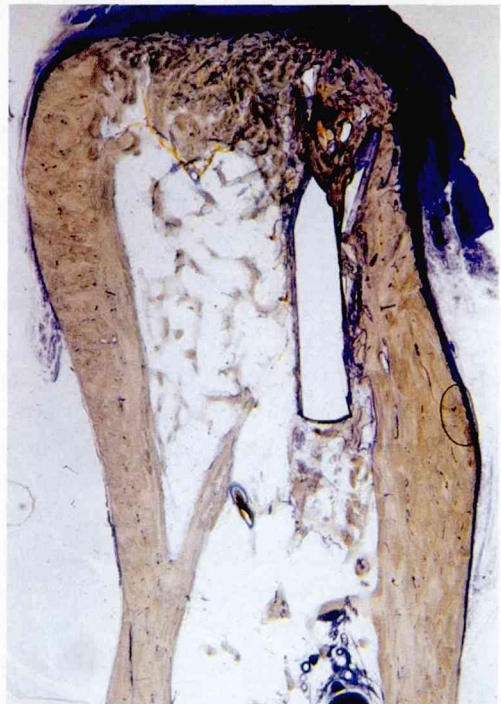


図2：硼硅酸ガラス埋入下顎骨研磨標本  
埋入後6カ月，(トルイジン青染色)，×5

学的観察を行った。これにより、Ni-Ti 形状記憶合金素材のインプラントは優れた生体適合性をもつ結果を得たので報告する。

材料および方法

チタン、ニッケルおよびチタン・ニッケル合金の組織反応について観察し、それら金属の組織親和性について検索を行うため、各金属試料を顎骨内に埋入し、6 カ月間経過したものにつき試料周囲の組織構造について組織学的観察を行った。さらに、形状記憶合金歯根型インプラント (Ni-Ti 合金インプラント) を挿入し、荷重を加えない非機能例および咀嚼圧による荷重を加えた機能例のインプラント周囲組織について組織学的観察を行った。

1. 実験試料 (埋入材料) 10 mm×10 mm×1.3 mm

- 1) 硼硅酸ガラス板 (培養用ガラス)
- 2) 純ニッケル板 (表面酸非処理)
- 3) ニッケル・チタン合金板 (表面酸非処理)
- 4) ニッケル・チタン合金板 (表面弗硝酸処理)

5) インプラント

- (1) ニッケル素材ブレード型インプラント
- (2) ニッケル・チタン合金歯根型インプラント (形状記憶合金歯根型インプラント)

組成率: ニッケル51.42%, チタン48.47%

2. 実験方法

ニッポンザル下顎両側小白歯部を抜歯後約3 カ月飼育し、X線フィルム上にて抜歯窩の治癒および歯槽部海綿骨の健全状態を確認し、実験動物として使用した。

通常の骨内インプラント挿入術式に従い、試料を下顎骨両側歯槽部に完全に埋入した。とくに試料埋入のための骨溝形成にあたっては、火傷など骨組織に障害を与えないよう、1,800 r. p. m. 低速エンジンにて滅菌生理的食塩水の注水下で骨の切削を行った。

試料埋入後6 カ月間飼育、健康に経過した各試料2例につき光学顕微鏡および走査電子顕微鏡にて観察を行った。

さらに、弗硝酸にて表面処理をしたニッケル・チタン歯根型インプラントを顎骨歯槽縁下2 mm

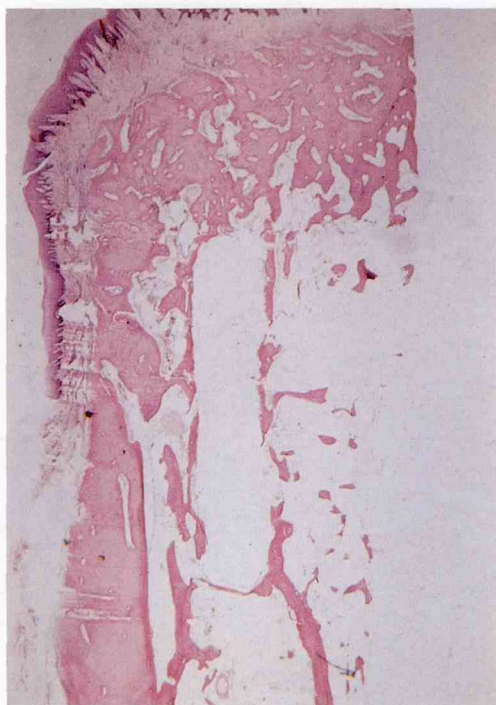


図3: 硼硅酸ガラス埋入下顎光顕像  
埋入後6カ月, H.E.染色, ×10

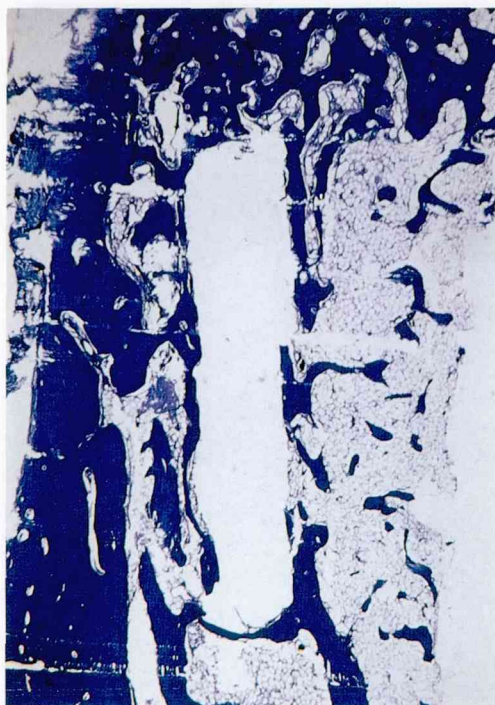


図4: 硼硅酸ガラス埋入下顎光顕像  
埋入後6カ月, トルイジン青染色, ×13

歯槽骨内に完全に埋入した非機能例、インプラント頭部に上部構造物として固定架工義歯を装置し、咀嚼機能を加えた機能例およびニッケル素材ブレード型インプラントを挿入し、咀嚼機能を加えた例について、通常臨床使用と同様の術式で挿入を行い、6カ月間飼育し、基礎実験と同様に光学顕微鏡および走査電子顕微鏡により組織学的観察を行った。

## 結 果

挿入後6カ月経過した例について試料周囲の骨組織および結合組織を主として観察を行った。

### 1. 硼硅酸ガラス板

#### 1) X線所見

ガラス板埋入部の陰影付近には、菲薄な骨梁像と思われる白線がこまかな網目状となってみられる。この白線の一部は点状に肥厚してみられる像が一部観察される(図1)。

#### 2) 光学顕微鏡所見

研磨標本について観察すると、僅かであるが試料に接する微細な骨梁がみられる。試料の周囲に

は試料を輪状に囲む菲薄な線維性結合組織膜の介在がうかがわれる(図2)。

H. E.染色標本で観察すると、試料周囲にみられる微細な骨梁はハバース管はみられず、骨層板もない幼若な骨組織の感を呈する(図3)。

Toluidine blue 染色ではインプラントと骨組織の間に線維性結合組織の介在がみられる(図4)。これらの結果からガラス板周囲の骨組織の新生は遅く、殆ど骨組織の新・増生はみられていないと思われる。

### 2. 純ニッケル板

#### 1) X線所見

試料を取り囲む骨梁あるいは試料に接する肥厚した骨梁像の白線はみられない。しかし、試料を取り囲むX線透過隙や骨吸収を示すX線透過像はみられない(図5)。

#### 2) 光学顕微鏡所見

研磨標本では、試料周囲には結合組織が介在したと思われる間隙がみられ、一部ではToluidine blue に染る結合組織が観察される。試料基底部に広い間隙がみられる。脱灰、薄切、H. E.染色を

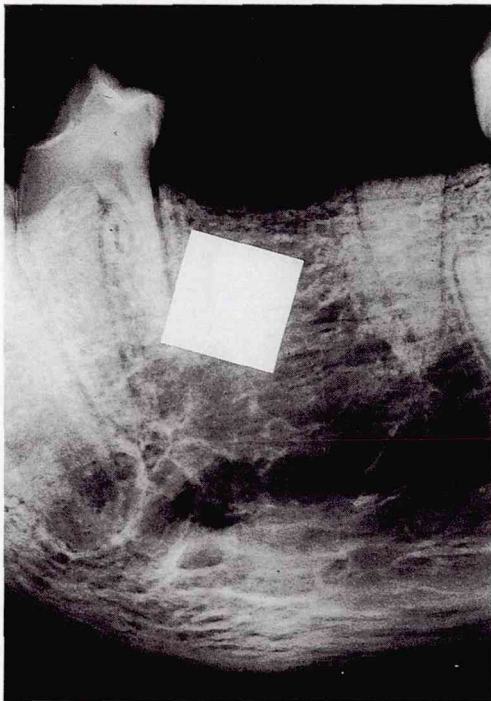


図5：ニッケル板埋入X線像  
埋入後6カ月

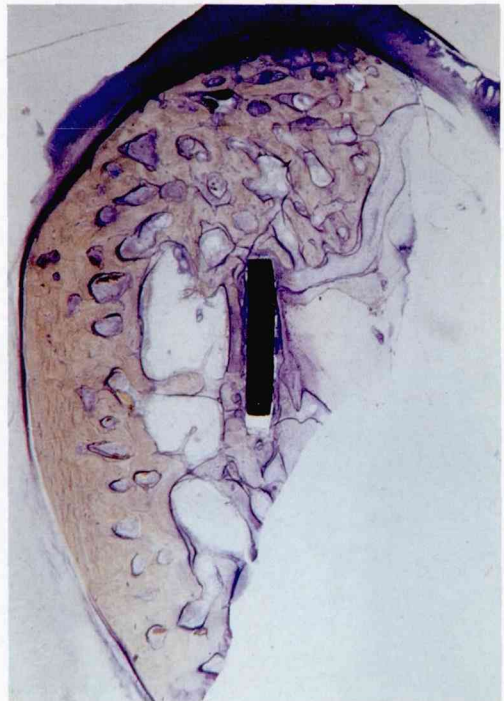


図6：ニッケル板埋入下顎骨研磨標本  
埋入後6カ月、(トルイジン青染色), ×5

観察すると、試料周囲には新生骨はみられず、壊死した結合組織がみられる。また基底部には膿瘍がみられ、その外周には壊死層があり、さらに厚い炎症性細胞浸潤層がみられる。これはニッケルイオンにより試料周囲の障害、膿瘍形成の所見である(図7, 8)。

3. チタン・ニッケル合金板(表面酸非処理)

1) X線所見

試料埋入部歯槽部骨梁はやや肥厚して、他の部より骨梁は太さを増した感がある。試料の周囲には試料を取り囲む菲薄な骨梁像がみられる。これら骨梁は試料と接し、試料周囲にはX線透過隙はみられない(図9)。

2) 光学顕微鏡所見

研磨標本について観察すると、試料周囲は肥厚した骨梁による骨梁網で囲まれ、この骨梁網は結合組織を介在することなく、試料と接している。この骨梁網の増生状態は皮質骨に近接する側では、皮質骨より増生する骨梁により緻密な骨梁網を形成するが、骨髄側では、この骨梁網は少なく、試料に接する一層の骨梁によって作られているの

みである(図10)。

これを、脱灰、T. B. 染色標本について観察すると、皮質骨から増生する骨梁は直接試料と接し、骨組織と試料の間には結合組織の介在はみられない。この部の骨梁にはハバース管がみられる。一方、骨髄側ではほとんど骨組織の新・増生は観察されず、試料付近は脂肪髄となっている。またこの部では試料に接する菲薄な線維性結合組織の被膜がみられる(図11, 12)。

4. チタン・ニッケル合金板(表面弗硝酸処理)

1) X線所見

試料周辺には、緻密な骨梁網がみられ、骨梁像の白線の太さや配列は不規則である。酸による表面非処理チタン・ニッケル合金試料埋入像と比較して、試料周囲の骨梁網はより緻密な観を示す(図13)。

2) 光学顕微鏡所見

研磨標本について観察すると、試料を取り囲む骨梁網は緻密で、肥厚した骨梁が骨に配列し、試料は一塊の骨組織中に埋入した状態となっている。これら骨組織の結合組織を介在することなく、

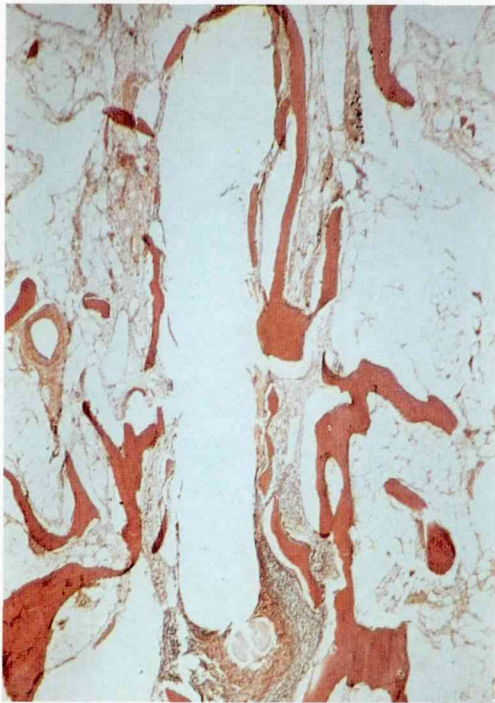


図7：ニッケル板埋入下顎光顕像  
埋入後6カ月，(H.E染色)，×13



図8：ニッケル板埋入下顎光顕像  
埋入後6カ月，H.E染色，×40

試料に密接している（図14）。

脱灰，T. B. 染色標本について観察すると，肥厚した太い骨梁は密な骨梁網を形成し，骨組織は直接試料に接した状態を示す。一部，骨の新・増生の悪い部では，試料と微細な骨梁の間に菲薄な線維性結合組織の被膜が観察される（図15）。

試料に密接する骨組織の部位を拡大してみると，既存の骨組織より連続して増生する新生骨はやや幼若な様子を示すが，不規則に散在するハバース管が観察される（図16）。

#### 5. ニッケル素材ブレード型インプラント

純ニッケル板によるブレード型インプラントを挿入し，固定の目的をもって上部構造物を装着，咀嚼機能を加え，6カ月間経過した例につき観察を行った。

##### 1) X線所見

インプラント周囲には全面に巾広いX線透過隙がみられ，その外側にはやや密な骨梁網が透過隙を取り囲む像がみられる。インプラント頸部から肩部上方に広がる骨吸収による漏斗状のX線透過

隙が観察される（図17）。

##### 2) 光学顕微鏡所見

脱灰，H. E. 染色標本で観察すると，インプラント周囲は非常に厚い結合組織層で囲まれている。この結合組織に面する骨組織の一部に骨吸収像も観察される。

インプラントを囲む結合組織層はインプラントに接する層は無構造な組織構造となり壊死層となっている。この壊死層の外側は炎症性細胞浸潤層でこの付近には膿瘍の形成は観察されない（図18）。

#### 6. チタン・ニッケル合金素材歯根型インプラント

##### 1) X線所見

インプラント先端は骨内で屈曲している様子がみられ，インプラント周辺はX線非透過像が広がっている。このX線非透過像を拡大して観察すると，非常に緻密な骨梁網よりなっている様子がみられる。完全に骨内に埋入した例では，上部構造物を装着して，咀嚼機能を加えた例より骨梁網

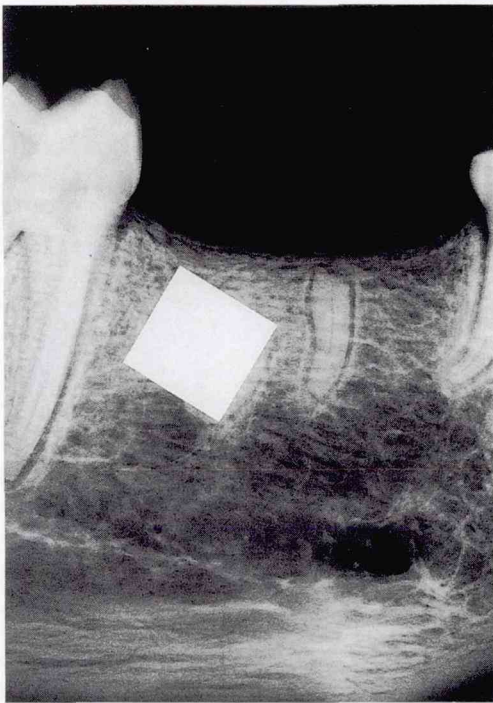


図9：Ti-Ni板（表面酸非処理）埋入下顎X線像  
埋入後6カ月

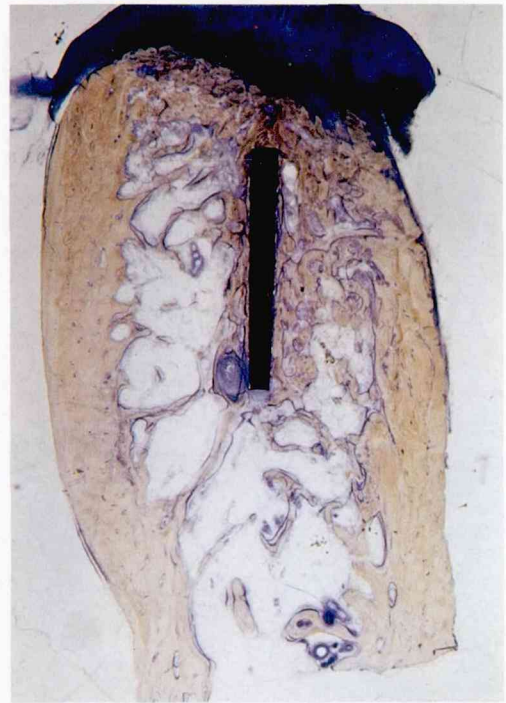


図10：Ti-Ni板（表面酸非処理）埋入下顎骨研磨  
標本  
埋入後6カ月，（トルイジン青染色），×5

は緻密であり、骨梁の配列、走行が不規則な観を呈する(図19, 20).

## 2) 光学顕微鏡所見

骨内に完全に埋入した非機能時例を研磨磨本について観察すると、微細な骨梁から作られる骨梁網はインプラント周囲を取り囲んでいる。この骨梁網は広範囲に広がり、骨梁は皮質骨や付近の既存骨骨梁と連続している。インプラントと骨組織の間には Toluidine blue に染る結合組織の介在がみられる(図21)。

インプラントに固定の目的をもって固定架工義歯を装着し、6カ月間咀嚼機能を加えた例では、インプラント周囲は肥厚した骨梁よりなる骨梁網で囲まれている。この骨梁の組織構造は付近の海綿骨骨梁と大差はみられない。

機能例の骨梁網は非機能例の骨梁網に比較して非常に粗造である。しかし、骨梁の配列・走行は機能例では応力の分散に一致した様相を示す(図22)。

以上の観察よりチタン・ニッケル合金素材インプラントな生体親和性も良好で、形状記憶効果に

より優れた初期固定が得られるために、インプラント周囲骨組織の新・増生がよく、長期間にわたるインプラント周囲骨組織によるインプラントの維持固定が期待される。

## 考 察

歯科領域における口腔インプラントは、金属やセラミックス材料を顎骨内に挿入するため、その材料と生体組織との親和性が問題となる。

最近、インプラント材をはじめとし、多くの歯科材料として利用されているチタンは、膨張係数が小さく、比重は4.6で歯牙の比重に近く、弾性率は貴金属に近似し、物理的、化学的に優れ、歯科材料として適当であるとされている。また、このチタンの特性は耐蝕性、耐磨耗性に優れているのみでなく、表面に酸化被膜を作り、不動態化して内部のチタンイオンを溶出し難いことである。このためにタンタルと同様に生体内で安定である。

チタンの組織親和性についてはアルミナセラミックスやジルコニアのようなセラミックスと同様に骨組織と接触する組織反応を示す<sup>5)</sup>。

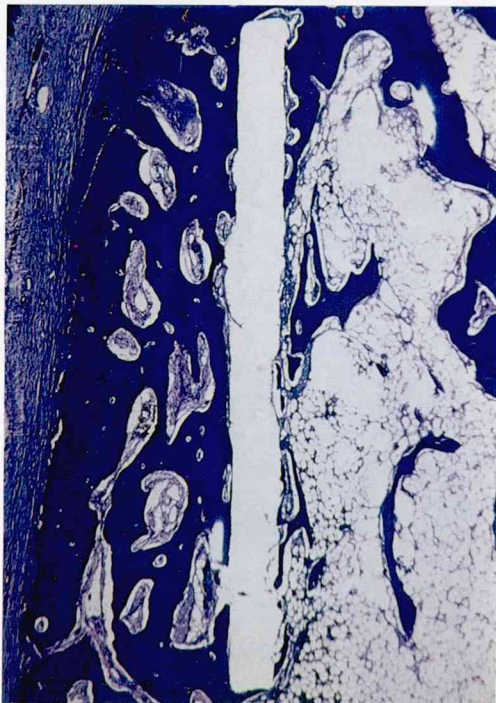


図11: Ti-Ni板(表面酸非処理)埋入下顎光顕像  
埋入後6カ月,(トルイジン青染色),×8



図12: Ti-Ni板(表面酸非処理)埋入下顎光顕像  
埋入後6カ月,(トルイジン青染色),×40

藤本<sup>6)</sup>(1986)は、*in vitro*の細胞毒性試験で、細胞毒性の強さは $Cr^{6+} > Co^{2+} > Ni^{2+} > Ti^{4+}$ の順であり、チタンはタンタルと同様細胞毒性の小さいものであるとしている。この点からもチタンは組織為害性のないものと考えられる。

チタンの生体軟組織に対する適合性について、Leverthal<sup>7)</sup>(1951)は家兎背部皮下にチタン試料片を埋入し、経日的観察の結果、チタンは生体適合性に優れているとしている。若松<sup>8,9)</sup>(1953)、(1954)はチタン板を家兎大腿骨に埋入し、埋入後8週までの経過観察を行った。これによると、後の時期になるほどチタン板周囲の新生骨梁が著明に増殖して、チタン板と骨の間に介在する結合組織の層は少なくなり、新生骨梁は次第にチタン板に接するようになる。しかし、完全に結合組織が消滅することはないと報告している。鈴木<sup>10)</sup>(1976)、村松<sup>11)</sup>(1982)は、チタン素材インプラントを成犬やサル下顎骨に挿入した実験で、チタン素材インプラント周囲は骨組織が取り囲み、インプラントと骨組織内の間には機能的線維性結合

組織が介在し、この結合組織層はインプラントの長期間の機能的では厚さが増大すると述べている。

藤本<sup>6)</sup>(1986)は、チタンは組織埋入後金属表面に酸化被膜を形成しチタンイオンの溶出は抑制され、このために埋入2週間目より軽度の炎症性細胞浸潤層と菲薄な線維性結合組織層を認めるが、埋入16週間目までの期間中、XMA分析により溶出チタンイオンは検出されなかったと報告している。

チタンと骨組織あるいは線維性結合組織は密着した状態で界面している。埴<sup>12)</sup>(1989)は、チタンと生体との界面について、タンパク質においてはアミノ末端がチタン表面皮膜と吸着し、皮膜中の化学種と結合して見掛け上 $NH_2$ となるとし、タンパク質がチタン表面皮膜に吸着するときの結合点は極性のアミノ酸残基、アミノ末端およびカルボキシル末端であるとしている。

本実験において、骨組織が被包の様相で接する線維性膜はチタンと強く接着しているが、この界

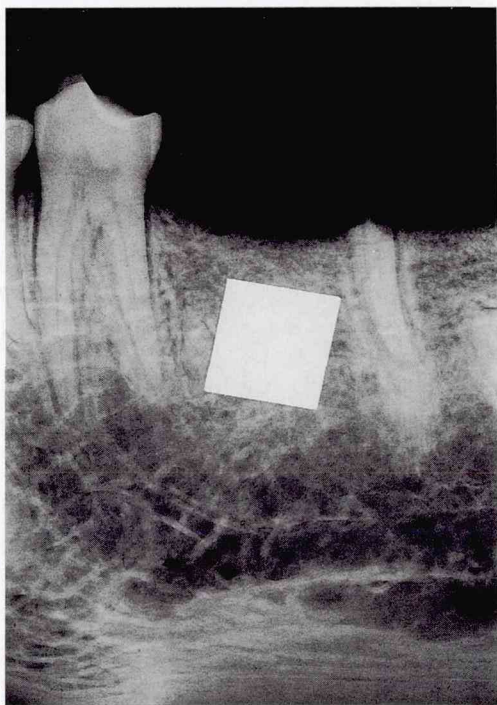


図13：Ti-Ni板（表面非硝酸酸化処理）埋入下顎  
X線像  
埋入後6カ月



図14：Ti-Ni板（表面非硝酸酸化処理）埋入下顎  
骨研磨標本  
埋入後6カ月，（トルイジン青染色），×5



面にはチタン酸化層と結合組織の界面にムコ多糖体の存在を思わせる塩基性色素に濃染する層が観察された。この層はニッケル・チタン合金との界面にもみられ、とくに表面の酸処理をした場合にはこの層は明らかに観察された。

ニッケルに対する組織反応をみると、純ニッケル板を骨内に埋入した場合には、ニッケル板周囲にはほとんど骨組織の新生はみられず、ニッケル板周囲に線維性結合組織被膜がみられ、さらに被膜の外周は脂肪髄の状態であった。またニッケル素材ブレード型インプラント周囲は、インプラント表面に厚い壊死層が接し、壊死層の外側には毛細血管に富み、炎症性細胞浸潤をみる線維性結合組織層が存在していた。結合組織層に面する骨表面の各所には骨吸収像も観察された。

藤本<sup>9)</sup>(1986)は、純ニッケル試料を皮下組織内に埋入すると、経日的に溶出ニッケルイオンは増大する。このために膿瘍形成は慢性化して壊死層も増大し、炎症性細胞浸潤も強度な線維性結合組織層も厚くなる。これは多量のニッケルイオンが

組織を融解して、膿瘍形成を促し、経日的に膿瘍、壊死層を増大させたものと考えている。また、ニッケル試料を骨内に埋入すると金属に接して菲薄な結合組織層がみられ、骨組織の新、増生は観察されず、脂肪髄の形成をみた述べている。

Heath<sup>13)</sup>(1960)はニッケルやコバルトを皮下あるいは筋肉内に埋入すると14週から20週後に膿瘍を形成したと報告している。また一部ではニッケルやベリリウムは発癌性があるとも言われている。川原ら<sup>2)</sup>(1983)はニッケルアレルギーには人種差があり、日本人は感受性が低く、歯科用金属によるアレルギーの症例はないと報告している。

このニッケルに対する組織反応については、本実験では藤本やHeathと一致しており、溶出される多量のニッケルイオンは組織為害性があると考えられる。

歯科医療に骨内インプラントが導入され、発達するに従い、材料と生体組織の界面が大きく問題視されてくる。これに伴い、材料の生体親和性とともに応力分散、緩和の問題も解決が必要となっ

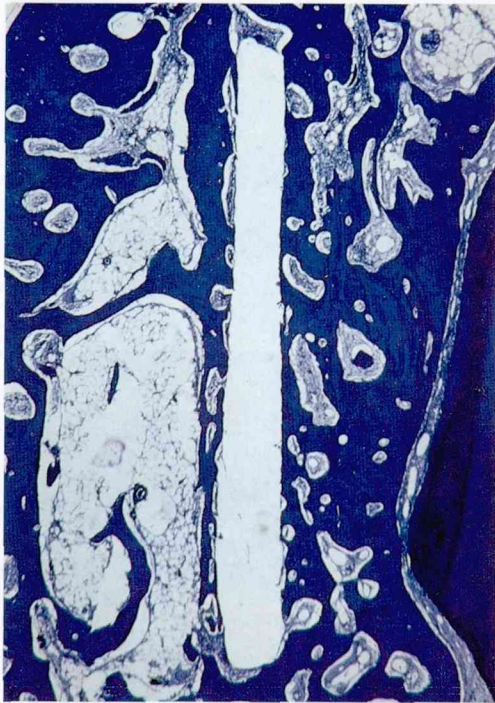


図15：Ti-Ni板（表面非硝酸酸化処理）埋入下顎光顕像  
埋入後6カ月，（トルイジン青染色），×8



図16：Ti-Ni板（表面非硝酸酸化処理）埋入下顎光顕像  
埋入後6カ月，（トルイジン青染色），×40

てくる。この問題の解消のひとつとして、ニッケル・チタン合金による形状記憶合金インプラント

の利用が注目されるようになった。古くは、ニッケルを含む合金の生体為害性が問われていた。しかし、動物実験や臨床成績では生体に対する為害作用は未だ報告されていない。金属が生体に毒性を現わすには、金属イオンが生体組織内に吸収、

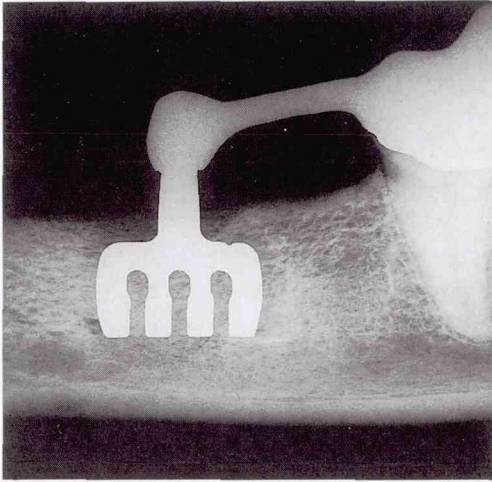


図17：ニッケル素材ブレード型インプラント挿入  
下顎X線像  
挿入後6ヵ月



図18：ニッケル素材ブレード型インプラント周囲  
組織光顕像  
埋入後6ヵ月，(H.E染色)，×10

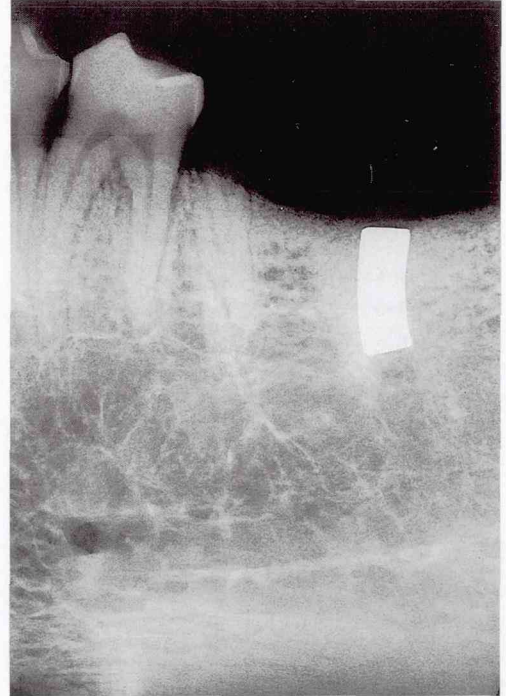


図19：チタン・ニッケル合金歯根型インプラント  
埋入X線像(非機能時)  
埋入後6ヵ月

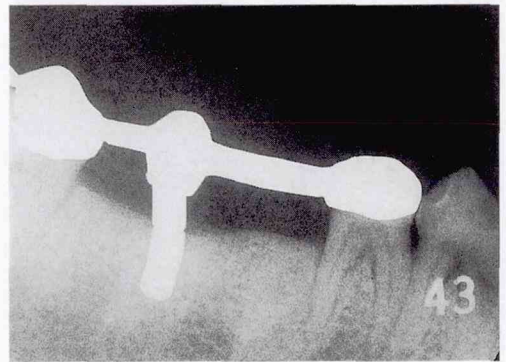


図20：チタン・ニッケル合金歯根型インプラント  
挿入X線像(機能時)  
挿入後6ヵ月

移行し、組織反応として作用されなければならない。このことからみると金属イオンの量と反応の相互作用を考えなければならない。ニッケル系合金の生体為害性が少ないか、ないのは溶出金属イオンの量に影響するものと思われる<sup>14)</sup>。ニッケルアレルギーの報告が少ないことは、米山<sup>1)</sup>(1988)

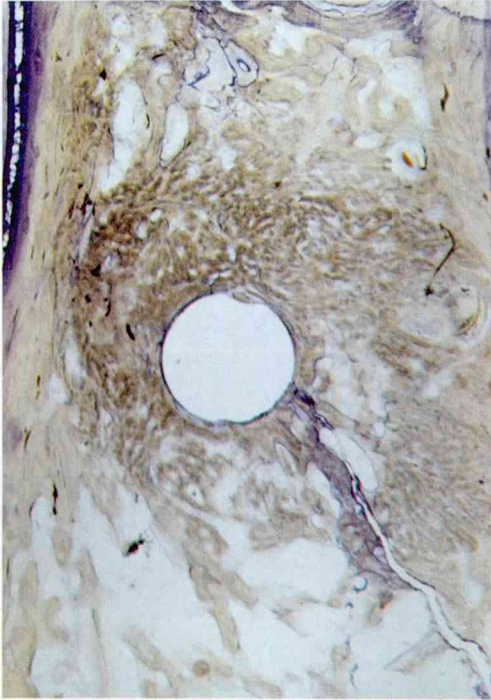


図21: チタン・ニッケル合金歯根型インプラント埋入下顎骨研磨標本(非機能時)埋入後6カ月, (トルイジン青染色),  $\times 5$

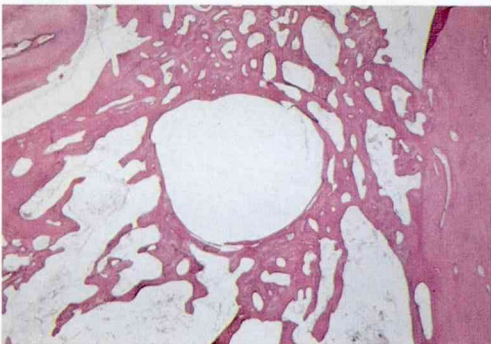


図22: チタン・ニッケル合金歯根型インプラント埋入下顎骨光顕像(機能時)埋入後6カ月, (H.E染色),  $\times 13$

や浜中<sup>3)</sup>(1987)らが報告する、チタン・ニッケル合金よりのニッケルの溶出量が非常に低い値を示したことに関係しているものと考えられる。

藤本<sup>6)</sup>(1986)は、チタン・ニッケル合金でチタン含有量が15-30%でニッケルの溶出が抑制され、チタン含有50%でニッケルの溶出はみられなくなり、ニッケルの細胞毒性はほとんど抑制されると報告している。これはチタン・ニッケル合金の表面にTiO<sub>2</sub>あるいはTiOの酸化層が形成されるためと考えられる。

元素比1:1のチタン・ニッケル合金が形状記憶効果をもつことに注目し、福与ら<sup>15)</sup>(1984)は口腔インプラントに利用した。

ブレード型形状記憶合金インプラント挿入におけるインプラント周囲組織の組織学的観察で、鈴木ら<sup>16)</sup>(1985)はインプラント挿入後3カ月頃より皮質骨や海綿骨骨梁から増生する骨組織がインプラント周囲に観察されるようになり、その骨組織はインプラント表面に密接する。インプラント挿入後12カ月になるとインプラントに接するインプラント周囲の新生骨は既存の骨と組成像や光顕像で差はみられなくなると述べている。また藤本<sup>6)</sup>(1987)のTi-Ni 2元合金の骨組織内埋入実験では、チタン含有5%以上で合金周囲に骨組織を認め、それ以上のチタン含有量では骨組織の反応性に大差は認められない。形状記憶効果をもつTi48-Ni51wt%合金では、試料埋入6カ月後で合金周囲に骨組織が認められたとしている。

本実験では、Ti48-Ni51wt%合金の骨内埋入6カ月後には、試料周囲のほとんどの部で骨組織がみられ、試料表面には骨組織が密接していた。表面を酸処理したニッケル・チタン合金と骨組織の間には介在する結合組織は少なく、骨組織は直接試料表面に密着している。

人工歯根型形状記憶合金インプラントでも試験片埋入例と同様な所見が得られたが、インプラントと骨組織の接触箇所の比率や骨の新生状態は、完全に骨内にインプラントを埋入させ荷重を加えた非機能例では上部構造物を装置し、咀嚼機能を与えた機能例より優れているように思われた。

## 結 論

チタン・ニッケル合金(形状記憶合金)の組織親和性について検討する目的で、硼硅酸ガラス板、

ニッケル板およびチタン・ニッケル合金板を顎骨内に埋入して組織反応を光学顕微鏡により観察し、次の結論を得た。

- 1) 珪酸ガラスは組織為害性がなく、試料は菲薄な骨組織で囲まれ試料と骨組織の間には僅かであるが線維性結合組織の介在がみられた。
- 2) ニッケルは、組織為害性が強く、骨組織の新・増生はみられなかった。試料周囲には壊死層がみられ、また骨髓は脂肪髄となっていた。
- 3) チタン・ニッケル合金は組織親和性に優れ、試料周囲は新生骨よりなる緻密な骨梁網に囲まれた。この骨梁は、試料との間に結合組織を介在することなく、密接していた。
- 4) チタン・ニッケル合金素材歯根型インプラント（形状記憶合金歯根型インプラント）を挿入6カ月経過した例では、インプラントは緻密な骨梁網に囲まれ、強靱に維持固定されていた。インプラントと骨組織の間の結合組織の介在は非常に僅かであるか、全く介在はみられなかった。

インプラントを完全に骨内に埋入させ、荷重を加えない非機能例は咀嚼による荷重を加えた機能例より、骨の新生が早く、骨梁網は密であった。機能例での骨梁は荷重応力の分散に従った配列、走行の様相を示していた。

#### 文 献

- 1) 米山隆之(1988) 歯科鑄造用 NiTi 系合金の基礎的研究(第2報). 歯科器, 7(2): 120-127.
- 2) 川原春幸, 武田昭二(1983) ニッケル・クロム合金の生物学的安全性について. 日本歯科医師会雑誌, 136: 350-359.
- 3) 浜中人士(1989) チタン合金および Ti-Ni 合金の歯科応用. 口病誌, 56: 453-464.
- 4) 大阪啓晴, 浜口健紀, 鍋島隆治, 宮城牧和, 鈴木雄一, 敷田卓治(1981) Ti-Ni 形状記憶合金の整形外科的応用開発に関する研究. 第3回日本バイオマテリアル学会大会論文集, 119-122.
- 5) 河野 斉(1959) ジルコニウムの組織内補填に関する実験的研究ならびにその臨床的観察. 口病誌, 26: 955-985.
- 6) 藤本和久(1986) インプラント材料としての Ni-Ti 2 元合金に関する実験的研究. インプラント誌, 7(7): 25-55.
- 7) Leventhal, G.S.(1951) Titanium a metal for surgery. J. Bone Joint Surg. 33: 473-474.
- 8) 若松英吉(1953) チタンの整形外科的利用に関する基礎的研究. 日整外誌, 27: 227-228.
- 9) 若松英吉(1954) チタンの整形外科的利用に関する基礎的研究(第2報). 日整外誌, 28: 276-277.
- 10) 鈴木和夫(1976) 骨内インプラントの実験的研究. Dental Implant, 3(1, 2): 11-15.
- 11) 村松 力(1982) 骨内インプラント周囲結合組織の組織学的研究—Peri-implant membrane の構造について. 松本歯学, 8: 197-209.
- 12) 埴 隆夫(1989) チタン表面被膜へのアミノ酸の吸着方向. 歯科材料・器械, 8: 845-857.
- 13) Heath, J.C.(1960) The histogenesis of malignant tumours induced by cobalt in rat. Br. J. Cancer, 14: 478-482.
- 14) 中山秀夫, 禾 紀子, 鈴木明宏, 堀内 聡(1987) アレルギーと歯の金属. 日本歯科医師雑誌, 40: 893-903.
- 15) 福与碩夫, 鈴木雄一, 鈴木和夫, 西連寺永康(1984) 形状記憶効果をもつ骨内インプラントの開発について. 歯界展望, 63: 1128.
- 16) 吉沢英樹, 重浦英生, 鈴木和夫, 福与碩夫, 橋本京一, 西連寺永康(1985) 形状記憶効果をもつブレード型骨力インプラントの生体組織反応. Dental Implant, 10(1): 12-17.