原著論文

歯科骨内インプラント法への微小電流刺激の応用

第1報 微小電流刺激装置および電極の試作

守屋 光孝 田中 久敏

Experimental Study on the Application of Direct Current to the Intra-Osseous Implant

Mitsutaka Moriya and Hisatoshi Tanaka

Abstract : The purpose of this study is to investigate the effect of the direct current electrical stimulation on surrounding tissue of the intra-osseous implant. The implant was composed of a peripheral hydroxyapatite layer and a central metal which was used as electrodes, and applied 10 μ A constant direct current. They were implanted in femuls of four guinea pigs. These results were as follows :

1. When the bone marrow is stimulated electrically with 10 μ A direct current for 28 days, large amount of bone formation around the implant was seen in wide area.
2. There was a different reaction surrounding tissue between cathode and anode. Around the cathode, bone formation on the surface of the implant was recognized remarkably. Around the anode, little amount of bone formation on the surface of the implant was recognized.
3. The electrical stimulation, with newly developed power unit and electrode, accelerated new bone formation.

Key words : direct current, electrode, dental implant, bone formation

I. 緒 言

近年、歯科領域では歯の喪失による咀嚼機能障害を回復するために、補綴治療として歯科インプラント法が応用されつつある¹⁻³⁾。骨内インプラント法を成功させる

ためには、埋植当初にインプラント周囲が骨によって初期固定が十分になされること、さらに最終的にインプラントに加わる機能的負荷を支持するだけの骨量がインプラント周囲に存在しなければならないとされている⁴⁾。しかし現在、インプラント周囲の骨を早期にしかも積極的に緻密化する試みは少ない⁴⁻⁶⁾。

1953年に保田は、骨に荷重を加えることにより圧縮部が電氣的に陰性となり⁷⁾、同部に骨の添加形成が生じることを報告し⁸⁾、1955年には家兎の大腿骨に、数週間持続的に微小電流刺激を与えることにより電極周囲に骨が添加形成されることを報告した⁹⁾。その後、骨に対し微小電

岩手医科大学歯学部歯科補綴学第一講座（指導：田中久敏教授）

Department of Removable Prosthodontics, School of Dentistry, Iwate Medical University (Director : Prof. Hisatoshi Tanaka)

平成元年 10 月 9 日受付

図 1 FET を用いた定電流回路

D. ドレイン; G. ゲート; S. ソース; R. 抵抗

流刺激を与えた多くの研究がなされ¹⁰⁻²³⁾、微小電流刺激を与えない場合と比較して、微小電流刺激を与えた陰極周囲に顕著な骨形成がみられることが確認された。これらの研究結果をもとにして、整形外科領域では骨折治療に微小電流刺激が臨床応用されるにいたっている²⁴⁻²⁶⁾。

そこで、著者らは早期にインプラント周囲に骨形成が望まれる骨内インプラント法に、微小電流刺激を応用することを考えた。微小電流刺激を与える電極は、インプラント適用部位に直接刺入されることが望ましいが、歯の欠損部位にインプラントが埋入されるため同部には電極を直接刺入できない。したがって著者らは、微小電流刺激を骨内インプラント法に適用するにあたり、電極とインプラントを一体化した構造のインプラント体と狭小な口腔内に装着できる小型の微小電流刺激装置を試作した。この電極を兼ね備えたインプラント体をモルモットの大腿骨に埋植し、微小電流刺激を与え、微小電流刺激がインプラント体周囲の骨形成にどのような影響を及ぼすかについて、病理組織学的に検索を行ったので、その結果を報告する。なお、本論文ではインプラント体を顎骨に挿入し、粘膜下に植立することを埋植するとし、埋植するために形成した窩を埋植窩という。

II. 実験材料

1. 微小電流刺激装置およびインプラント体の試作

1) 微小電流刺激装置

微小電流刺激装置は Friedenberg ら¹⁰⁾の装置を参考にし、field effect transistor (以下 FET と略す) を用いて定電流回路とした (図 1)。電源には 1.55 V の酸化銀

図 2 基板を用いた回路 (右) と実際に作製した回路 (左)

A. 酸化銀電池; B. FET; C. 抵抗

図 3 レジンに包埋した微小電流刺激装置 A と連結前の電極 (インプラント体) B

電池を用い、150 kΩ の抵抗を接続し 10 μA の刺激電流とした (図 2)。また微小電流刺激装置は矯正用レジン (三金工業社製) を用いて包埋し、絶縁を行った (図 3)。その結果、装置は重量約 5 g で、9×13×18 mm 程度の大きさとなった。

2) 電極およびインプラント体

実験に用いたインプラント体の構造は、インプラントとしての機能のほかに周囲組織に微小電流刺激を与える電極の機能を兼ね備えたものを考案した。すなわち、電極には、直径 1 mm、長さ 5.5 mm の歯科用白金加金線 (Au 66.0%, Pt 11.0%, Pd 6.0%, Ag 6.0%, Cu 9.5%) を用いた。この電極の両端各 1 mm を残し、中央部 3.5 mm の周囲を厚さ 1 mm の相対密度 99% 以上のハイドロキシアパタイト (旭光学社製) で覆い (図 4)、図 5 に示すように全体を直径 3 mm の円柱状のインプラント体とした (図 5)。各インプラント体の一端を微小電流刺激装置からの電線とろう着し、2 本のインプラント体を 15 mm の間隔で矯正用レジンを用い絶縁し、それぞれを連結して陽極と陰極とした (図 6, 7)。

図4 電極（インプラント体）の寸法図

図5 電極（インプラント体）部の拡大

III. 実験方法

1. 実験動物

実験には、十分に成長したと思われる20週齢のHarley系雄性モルモット（体重800g前後）4羽を用いた。

2. インプラント体の埋植および微小電流刺激装置の装着

インプラント体の埋植および微小電流刺激装置の装着にあたっては、Pentobarbital 38 mg/kg 腹腔内注射により麻酔を施した。その後、モルモットを仰臥位に固定して大腿部皮膚および筋組織を切開剥離し、大腿骨を露呈させた。ついで、骨膜を剥離した後、大腿骨骨幹部中央に15 mmの間隔を開けて2カ所に直径3 mm、深さ3.5 mmのインプラント体埋植窩を形成した。埋植窩の形成は、直径2.9 mmのトレパンおよびフィッシャーバーを300 rpm以下の回転数で、生理食塩水を注水しながら骨

図6 連結した電極と微小電流刺激装置

図7 骨内に植立した電極周囲の模式図

に発熱を起こさないよう注意して行った。インプラント体は大腿骨の近位端側の埋植窩に陽極を、遠位端側の埋植窩に陰極を手圧にて埋植した。また、埋植初期の動揺や脱落を防ぐため、連結したインプラント体と大腿骨の周囲を絹糸で結紮固定し（図8）、創部を縫合した。なお、微小電流刺激装置は皮下を通して背部に装着した（図9）。

3. 観察期間

微小電流刺激装置と接続したインプラント体を埋植し、微小電流刺激を行ったものを実験群とし、インプラント体を埋植したのみのものを対照群とした。観察期間は、インプラント体埋植後28日目とした。また、骨動態の変化を経時的に観察する目的で、テトラサイクリンとカルセインを2回投与した。投与時期は、インプラント体埋植後14日目にテトラサイクリンを30 mg/kg、1%水溶液として背部皮下に1回注射し、インプラント体埋植後21日目にカルセインを8 mg/kg、3%水溶液として背部皮下に1回注射した（表1）。

4. 観察項目

1) 組織学的観察

組織学的観察は非脱灰研磨標本で以下のように行った。各動物をエーテルの過剰吸収にて屠殺した後、ただ

図 8 大腿骨と電極（インプラント体）の結紮固定

図 9 微小電流刺激装置の背部皮下への装着

ちに大腿骨を摘出し、2羽は、10% 中性緩衝ホルマリンで固定し、2羽は Villanueva bone stain 溶液中で固定およびブロック染色を行った。固定完了後、インプラント体の植立方向を確認するために軟X線装置 (Sofron) を使用し、FUJI X-RAY FILM を用いて、加速電圧 35 kV、管電圧 5 mA、露出時間 3 分の条件で、軟X線写真の撮影を行った。その後、大腿骨骨幹部を切り出し、水洗、脱水した後に、樹脂で包埋し、研磨標本を作製した。各標本の厚さは 150 μm とした。ついで、軟X線装置を使用し、Spectroscopic Safty Film を用いて、加速電圧 15 kV、管電流 5 mA、露出時間 20 分の条件で、contact microradiograph (以下 CMR と略す) の撮影を行った。さらに、各標本を 80 μm まで再研磨し、顕微鏡用標本を作製後、光学および蛍光顕微鏡にて観察した。

2) 電源および電極に関する検討

試作した微小電流刺激装置は 42 日間、37 度の恒温槽内の生理食塩水中に浸漬し、出力電流の低下や漏電等がないことを確認した。また、各モルモットを屠殺した後、電源部を摘出し、実験開始時の電流値と比較した。

なお、今回の動物実験終了後に、微小電流刺激を行った際の、電極の金属腐食の程度を検討するために、in

表 1 テトラサイクリンおよびカルセインの投与時期

				days
	14	21	28	
Im	TC	CL	SC	
Im : Implantation				
TC : Tetracycline				
CL : Calcein				
SC : Sacrifice

図 10 対照群のインプラント体周囲組織 (HE 染色) $\times 10$

vitro にて実験を行った。腐食の程度は、生理食塩水に微小電流刺激装置および電極を浸漬し、37°C の恒温槽内で 28 日間、10 μA の通電したのちに、電極および生理食塩水の着色の状態を観察することにより判断した。

IV. 実験結果

1. 病理組織学的所見

1) 対照群について

インプラント体埋植後 28 日のインプラント体側壁上部と、既存の皮質骨との間隙ならびにその周囲には、比較的疎に新生骨が形成されていた (図 10)。また、CMR によればインプラント体の側壁下部には、島状に散在した新生骨が形成されていた (図 11)。

2) 実験群について

陰極周囲：インプラント体埋植後 28 日のインプラント体の周囲全域に、対照群と比較して広範囲に多量の梁

図 11 島状に形成された対照群の骨梁配列を示す CMR ×10

図 13 放射状に形成された陰極の骨梁配列を示す CMR ×10

図 12 陰極のインプラント体周囲組織 (HE 染色) ×10

図 14 新生骨梁のほぼ全域がテトラサイクリンに標識された蛍光顕微鏡所見 (villanueva bone stain) ×20

状新生骨の形成がみられ、新生骨とインプラント体の間には線維性結合組織層の介在は認められなかった（図12）。

また、CMR によりインプラント体周囲の骨梁の配列を観察すると、インプラント体表面近くの骨梁はインプラント体に平行に形成される傾向にあった。さらに、イ

ンプラント体底部にも緻密に配列した梁状の新生骨を認め、その骨梁はインプラント体底部に対して平行に配列する傾向にあった。また、底部の突出した電極に対しては垂直な方向に梁状新生骨が形成されており、電極を中心として放射状にみられた（図13）。このように、インプラント体周囲の新生骨は対照群と比較して広範囲に、そして多量に形成されるのみならず、その形成される骨梁の配列方向も異なっていた。

新生骨の石灰化の状態を蛍光顕微鏡により観察すると、インプラント体周囲に形成された梁状新生骨は、ほぼ全体が実験開始14日目に投与したテトラサイクリンに標識されており、実験開始21日目に投与したカルセ

図 15 線維性結合組織に覆われた陽極のインプラント体 (HE 染色) $\times 10$

図 16 陽極のインプラント体周囲の CMR $\times 10$

インに標識された部位は、ほとんどみられなかった (図 14)。なお、インプラント体と既存の皮質骨との間には埋植時にかなりの間隙を生じてしまったものもあったが、このような例でもその間隙は新生骨により完全に満たされていた。

陽極周囲：皮質骨とインプラント体との間隙には、対照群でみられたような新生骨はみられず、線維性結合組織の介在がみられた。この結合組織はインプラント体側壁下部まで続き、インプラント体底部ではより厚い線維性結合組織の層となっていた (図 15)。このように、陰極周囲ではインプラント体表面に直接骨が接していたのに対し、陽極ではインプラント体周囲に線維性結合組織がみられた。また、CMR にて観察すると、インプラント体周囲の線維性結合組織の外周には対照群に比して緻密な梁状骨が、広範囲に形成されていた (図 16)。

2. 電源部および電極に関する観察結果

各モルモットを屠殺した後、微小電流刺激装置からの電流が実験当初のものと大きく変化していないことを確認するために、電源部を摘出し、刺激電流値を測定した結果、 $9\mu\text{A}$ から $10\mu\text{A}$ の間であり、実験開始時と大きな変化はなかった。

また、電極の材料としてチタン線と歯科用白金加金線を用い、これら 2 つの金属における酸化の程度を電極お

図 17 $10\mu\text{A}$, 28 日間通電後の電極の腐食状態

よび生理食塩水への着色の程度で比較した。その結果、歯科用白金加金線はチタン線に比較して電極および生理食塩水への着色の程度が強かった (図 17)。陰極においては、電極表面で大きな変化はみられなかったのに対し、陽極においては、2 つの金属間で変化がみられた。すなわち、歯科用白金加金線からなる陽極は、電極自体の形態は変化していなかったが、電極表面に茶褐色の着色がつよくみられた。チタン線からなる陽極には、電極自体の形態の変化および電極表面への着色はほとんどみられなかった。

V. 考 察

骨内インプラント法において、インプラント周囲の骨は埋入当初の初期固定に十分であり、最終的にはインプラントに加わる機能的負荷を支持しうることが必要である⁴⁾。このように、インプラント周囲の骨は早期に形成されることが望ましいが、インプラント体周囲の骨形成を促進するための積極的な試みは少ない⁴⁻⁶⁾。そこで、骨形成を促進する¹⁰⁻²³⁾と思われる微小電流刺激を骨内インプラント周囲に応用することを考えた。また、微小電流刺激を効果的にインプラント周囲組織に与えるために、電極を兼ね備えたインプラント体の試作および微小電流刺激装置の小型化を行った。これらの装置を用いてモルモットの大腿骨に微小電流刺激を与え、その微小電流刺激が、インプラント体周囲の骨形成に及ぼす影響について病理組織学的に検討した。

1. 実験方法および装置について

微小電流刺激装置およびインプラント体は、微小電流刺激を骨内インプラント法に応用するにあたり、口腔内の条件を想定して作製した。まずはじめに、口腔内の狭小な位置に微小電流刺激装置を置くために、装置の小型化を行った。この小型化は電源部とFETの部位で行った。すなわち、電源部ではボタン状の小さな電池を用いた。また、ボタン状電池の選択にあたっては、水銀電池および酸化銀電池を用いて、それぞれの微小電流刺激装置を37°Cの恒温槽内の生理食塩水中に浸漬し出力電流値の測定を行った。その結果、実験当初は10 μ Aの電流値であったのに対し、6週後に測定すると酸化銀電池を用いた微小電流刺激装置は、ほぼ10 μ Aの電流値を示したが、水銀電池を用いた場合は、2~3 μ Aまで低下していることが判明した。このことから、本実験装置には電圧の低下までの期間が長い酸化銀電池を使用した。また、適用した刺激電流値が抵抗の変化する骨内でも維持されるように、FETを用いた定電流回路¹⁰⁾を用いた。定電流回路においては、2つのFETが一体となったdual FETが主に用いられているが、市販されているdual FETはやや大きめのサイズとなるため、本実験では単独のFET2個をろう着してdual FETとし、市販のものよりも小型なものとした。また、装置の組み立てにあたっては、小型化のために回路用の基板は用いないで行った。その結果、装置は重量約5gで、9×13×18mm程度の大きさとなり、小型化がなされたと思われる

た。

刺激電流の大きさに関して保田は、刺激電流における電気エネルギーの大きさの違いにより、電極周囲には異なる組織反応がみられ、エネルギーが小さいときには骨性の反応を生じ、大きいときには線維性の反応がみられると報告した⁹⁾。さらに、骨性の反応を生じさせるための微小電流刺激の至適電流に関する研究がなされ、1~20 μ Aと幅をもった値が示されている^{10,12,18,20)}。本実験では骨内インプラント法への応用を考え、線維性の反応を引き起こさないように、至適電流値のなかではやや低めかと思われる10 μ Aを適用して骨髓内部から微小電流刺激を行った。また、微小電流刺激を与える電極は、インプラントと埋植窩壁との間隙になるべく近い部位に刺入することが望ましいため、インプラントと電極を一体化した構造のものを新たに考案した。すなわち、インプラント体の外壁はHAPで覆い、電極の絶縁体の役目と同時に骨内インプラントとしての役目も兼ね備えたものとした。このことにより、埋植部位に直接電極を刺入することが可能となり、インプラント体埋植と同時に電極が骨内に挿入されるため、電極刺入のための手術を必要としない電極とした。また、微小電流刺激による組織反応はFriedenbergら¹¹⁾により電極周囲に限られると報告された。このことから刺激部位を骨髓内とするため、皮質骨部は電極周囲を絶縁体であるHAPで覆い、骨髓内部で1mmの電極を露出する形態とした。

次に、刺激電流の材料としては入手が容易で、周囲をHAPで覆う作業に耐え得る硬さを有する歯科用白金加金線を試験的に用いた。しかし、標本作製時に電極周囲を肉眼で観察すると、陽極周囲が茶褐色に変色していた。この理由として陽極の金属腐食が疑われたので、電極の材料として歯科用白金加金線と表面が不動態化されやすい²⁷⁾チタン線を選択し、生理食塩水中で金属腐食の程度を比較した。その結果、チタン線のほうが金属腐食が少ないと思われた。これらのことから電極としては歯科用白金加金線よりチタン線の方が適していると思われる、現在、検討中である。

2. 病理組織学的観察結果について

微小電流刺激やインプラント体埋植によって形成が促された新生骨梁を、既存の骨梁と区別して観察するために、実験部位として生理的状態では、ほとんど海绵骨はみられないモルモットの大腿骨骨幹部中央付近を用いた。今回の実験における対照群のインプラント体周囲には、島状に散在した新生骨がみられた。このことからイ

ンプラント体埋植によってのみでも、インプラント体周囲の骨形成はある程度引き起こされたと思われる。一方、島状に新生骨が形成された対照群に比較して実験群では、陰極・陽極ともインプラント体周囲の梁状新生骨が著明に多く認められた。このことから微小電流刺激はインプラント体周囲の骨形成を促進したと思われる。また、形成された梁状骨を蛍光顕微鏡により観察すると、ほぼ全域がインプラント体埋植後 14 日目に投与したテトラサイクリンに標識され、カルセインにはほとんど標識されていなかった。このことから新生骨梁の形成は、主にインプラント体埋植後 14 日前後に行われていたと思われる。この結果は、松永らが家兎を用いて 3 日から 56 日までの電気刺激を行い 14 日には ALP 活性値が著明に増加し、電気仮骨をみたという報告²²⁾と一致する。

また、新生骨は陰極・陽極ともに電極を中心として放射状に形成されており、片岡¹⁷⁾や大野²³⁾が報告したように、髓腔の新生骨梁は電気力線の方向に影響を受けていたと思われる。このように実験群では、微小電流刺激により広範囲に多量の骨形成がなされたのみならず、その形成の方向も対照群と異なっていた。

陽極周囲と陰極周囲の骨形成に関して比較すると、陰極のインプラント体には緻密に配列した新生骨梁が直接接していたのに対し、陽極のインプラント体周囲には、線維性結合組織を介して緻密に配列した新生骨梁がみられた。この線維性結合組織の介在により、周囲の緻密な骨梁は、インプラント体の支持組織としての働きはなされないと考えられた。このことから、骨内インプラントのように外力を骨に伝達する目的をもったインプラント体周囲に微小電流刺激を応用するにあたっては、刺激電極として陰極のみを用い、陽極は軟組織内に置くなどの処置が必要であると思われ、この点は今後の研究課題とされる。以上の結果から、微小電流刺激を骨内インプラント法に应用することにより骨形成を促進させる可能性が示唆された。

VI. 結 論

今回試作した電極を兼ね備えたインプラント体をモルモットの大腿骨に埋植し、小型化した微小電流刺激装置を用い、電流刺激をあたえ、インプラント体周囲の骨形成を促進させる実験を行った。その結果、以下の結論が得られた。

1. 微小電流刺激によりインプラント体周囲には、対照群に比較して広範囲に多量の骨形成がみられた。

2. 微小電流刺激により形成された新生骨の骨梁の配列は対照群と異なり、インプラント体に近接した部位ではインプラント体に平行に、そしてインプラント体から離れるに従い、電極を中心として放射状であった。

3. 陰極と陽極における骨の形成状態を比較すると陰極では、線維性結合組織が介在することなくインプラント体表面に緻密な梁状新生骨が認められたのに対し、陽極では、インプラント体周囲に線維性結合組織がみられ、その外周に緻密な梁状の骨が認められた。

4. 電極の材料としての適性を歯科用白金加金線、チタン線において金属の溶出の程度から比較した結果、チタン線の方が優れていた。

5. 以上の結果から今回試作した微小電流刺激装置とインプラント体は、骨内インプラント法に应用できる可能性が示唆された。

文 献

- 1) Adell, R., Lekholm, U. and Rockler, B. et al : A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, *Int J Oral Surg*, 10 : 387~441, 1981.
- 2) 小木曾誠, 金田浩之, 塩田 真ほか : Apatite 2-piece implant, 第 3 報 臨床治験について, *補綴誌*, 32 : 523~533, 1988.
- 3) 添島義和 : ITI インプラント法 (一回法) の適応と思われる臨床ケース, *オーラル・マキシロフェイシャル・インプラント*, 2 : 381~388, 1989.
- 4) 益田高行 : Apatite implant 適用を目的とした顎骨内部構造の改善に関する実験的研究, *口病誌*, 56 : 289~313, 1989.
- 5) 井上 孝, 下野正基, 山村武夫 : インプラントと歯根膜, *歯界展望*, 7 : 1027~1037, 1986.
- 6) 魚島勝美 : Apatite implant 適用を目的とした顎堤形態の改善に関する実験的研究, *口病誌*, 56 : 314~346, 1989.
- 7) 保田岩夫, 加藤常行, 佐多徹郎ほか : 骨の圧電気現象, *日本外科学会雑誌*, 54 : 449, 1953.
- 8) 保田岩夫, 原 治, 岡田 皖ほか : 仮骨形成に関する力学的考察, *日整会誌*, 27 : 224~225, 1953.
- 9) 保田岩夫, 野口和彦, 飯田 暉 : 電氣的仮骨の応用, *日整会誌*, 29 : 351~353, 1955.
- 10) Friedenberg, Z.B., Andrews, E.T. and Smolenski, B.I. et al : Bone reaction to varying amounts of direct current, *Surg Gynecol Obstet*, 131 : 894~899, 1970.
- 11) Friedenberg, Z.B., Roberts, P.G. and Didizian, N.H. et al : Stimulation of fracture healing by direct current in the rabbit fibula, *J Bone Joint Surg [Am]*, 53-A :

- 1400~1408, 1971.
- 12) Friedenberg, Z.B., Zemsky, L.M. and Poliis, R.P. : The response of non-traumatized bone to direct current, J Bone Joint Surg [Am], 56-A : 1023~1030, 1974.
- 13) Liboff, A.R., Rinaldi, R.A. and Lavine, L.S. : On electrical conduction in living bone, Clin Orthop, 106 : 330~335, 1975.
- 14) Stefan, S., Sansen, W. and Mulier, J.C. : Experimental study on the electrical impedance of bone and effect of direct current on the healing of fractures, Clin Orthop, 120 : 264~267, 1976.
- 15) 高橋栄明, 外川 裕, 今野俊幸ほか: 微小電流による骨の吸収への影響, 整形外科基礎科学誌, 4 : 145~154, 1977.
- 16) Yasuda, I. : Electrical callus and callus formation by electret, Clin Orthop, 124 : 53~56, 1977.
- 17) 片岡 護 : 電流が仮骨形成, 細胞の代謝性と仮骨の性状に及ぼす影響, 神奈川歯学, 15 : 540~560, 1981.
- 18) 大野朝也 : 微小電流刺激が顎骨骨欠損創の治癒経過に及ぼす影響に関する実験的研究, 歯科学報, 82 : 1323~1353, 1982.
- 19) 久保田浩三 : 歯槽骨の人工的骨欠損におよぼす微小電流刺激の影響に関する実験的研究, 九州歯会誌, 36 : 64~81, 1982.
- 20) 外川 裕 : 長管骨骨皮質の Internal remodeling に及ぼす微小直流電流の影響に関する実験的研究, 日整会誌, 57 : 817~835, 1983.
- 21) Takahashi, H., Togawa, Y. and Hanaoka, T. et al : The effects of various types of microelectrical current waveform on bone formation in internal remodeling in dogs, edited by Fukada, E. et al, Bioelectrical repair and growth, 184~190, Nishimura, Niigata, 1985.
- 22) 松永俊二, 酒匂 崇, 吉国長利ほか: 微弱直流電気刺激による髄内仮骨, 電気仮骨部アルカリフォスファターゼ活性値の経時的変化について, 生体電気刺激研究会誌, 2 : 67~71, 1988.
- 23) 大野 敬 : 骨原性細胞株 MC3T3-E1 に対する微小電流刺激の効果, 日口外誌, 34 : 15~23, 1988.
- 24) Bassett, C.A.L., Mitchell, S.N. and Gaston, S.R. : Treatment of ununited tibial diaphyseal fractures with pulsing electromagnetic fields, J Bone and Joint Surg [Am], 63-A : 511~523, 1981.
- 25) Ascherl, R., Lechner, F. and Blumel, G. : Electrical stimulation of low frequency range in case of Pseudarthroses, Survey of 350 cases Reconstr Surg Traumatol, 19 : 106~112, 1985.
- 26) 臼井 宏, 峯崎孝俊 : 骨折に対する電気刺激療法の適応について, 生体電気刺激研究会誌, 2 : 9~12, 1988.
- 27) 川原春幸 : 生体用金属材料の毒性, 金属, 50 : 45~50, 1980.