骨結合型インプラントのヒト口腔内電位と その酸化水による変動

海老原直樹* 高岡克典* 西田哲也*
伊藤公一*,** 村井正大* 野元成晃*³

*日本大学歯学部保存学教室歯周病学講座
(主任：村井正大教授)

**日本大学歯学部総合歯学研究所プロジェクト研究部門口腔インプラント研究室
(主任：茂呂 周教授)

*³日本大学歯学部化学教室
(主任：野元成晃教授)
(平成10年7月15日受付)

Electrode Potential of Osseointegrated Implant in the Human Mouth and Effects of Oxidized Water

Naoki Ebihara*, Katsunori Takaoka*, Tetsuya Nishida*
Koichi Ito*,**, Seidai Murai* and Shigemitsu Nomoto*³

*Department of Periodontology
(Chief : Prof. Seidai Murai)

**Department of Laboratory of Dental Implantology Dental Research Center
(Chief : Prof. Itaru Moro)

*³Department of Chemistry
(Chief : Prof. Shigemitsu Nomoto)

Nihon University School of Dentistry

1-8-13 Kanda-Surugadai, Chiyoda-ku, Tokyo 101-8310, Japan

The aim of this study was to measure electrode potential of osseointegrated implants in the human mouth. The electrode potentials of osseointegrated implants (hydroxyapatite-coated cylindrical implants and titanium threaded implant) in the mouths of patients were measured with a simple device used in conjunction with a platinum micro-probe. In addition, the electrode potentials of the implants were measured after mouth-rinsing with oxidized water. The subjects were of 6 patients aged 42~67 years. The electrode potentials of 22 osseointegrated implants in the mouths were within the range of $-30 \sim -230$ mV (SCE) and were not influenced by the stages of implantation (12~27 months after fixture placement, 2~17 months after

connection of transgingival component, and 0~13 months after connection of the superstructures). Comparisons of the electrode potentials of the implants between, maxilla and mandible, male and female, and between materials of the superstructure showed no excessive change in the patterns of distribution.

Mouth-rinsing with oxidized water which contained electrolytically generated chlorine is known to inhibit dental plaque formation and growth, but in this study it also shifted the electrode potential of metallic restorations in the mouth toward noble values. However, this shift in the electrode potential of implants was smaller than that of restorations made of gold alloys or pal-

ladium alloys, and is indication of the stability of in the mouth.
the electrode potential of osseointegrated implants

Key words: Electrode potential, Osseointegrated implant, Oxydized water

要旨: 本実験の目的はインプラント材の耐食性評価の基準となるヒト口腔内電位および酸化水洗口による電位変化をあわせて測定することである。そこで日本大学歯科病院歯周病科におけるインプラント適応患者の骨結合型インプラント（チタンスレッドインプラントとハイドロキシアパタイトコーテッドシリンダーインプラントを含む）の口腔内電位を、白金プローブを連結した装置を用いて測定した。

6名の被験者（年齢42~67歳）の22例の1次手術後12カ月以上の骨結合型インプラントの上部構造物を撤去した後の口腔内電位は-30~-230 mV (SCE) の範囲内にあった。この範囲内で1次手術後の経過月数, 2次手術後の経過月数および上部構造物装着後の経過月数で特に傾向ある偏りを示さず, また, 上下顎, 性差, 上部構造物の有無および上部構造物材料（金銀パラジウム合金, 金合金, 陶材焼付金合金）による偏りも特に認められなかった。

また, 酸化水はその殺菌効果から含嗽によりプラーク形成抑制効果が報告されている。しかし, その酸化水の持つ有効塩素濃度から金属修復物の腐食に影響することが懸念されるが, 酸化水洗口によるインプラントの電位上昇は既存の金合金補綴物などと比較して低い場合が多く, インプラントの口腔内電位が比較的安定であることを示した。

索引用語: 口腔内電位, 骨結合型インプラント, 酸化水

緒 言

チタンおよびチタン合金は, その優れた耐食性¹⁾, 生体適合性²⁾および骨結合性³⁾から広く骨内インプラントに活用されている。その生体適合性の向上をめざして, 現在でも表面形態, 表面性状, 金属組成およびハイドロキシアパタイト被覆法などの検討⁴⁾が行われているが, 耐食性評価の基準となるヒト口腔内における骨内インプラントの口腔内電位は実測されていない。したがって, インプラント材の耐食性評価において材料の優劣を比較する妥当な電位域などが不明であり, また, 上部構造との接触によるガルバニ腐食の検討においては少なくともインプラント材の電位が口腔内と同じになる環境の選択が必要であるが, その指標となる口腔内電位が不明の現状と思われる。インプラント材の口腔内電位はその置かれた環境の酸化還元力を反映するので, プラーク構成細菌とも関連すると考えられ, 耐食性評価のみならずプラークコントロール, あるいは, インプラント周囲炎などの観点からも知る必要があるように思われた。

本報では, 骨結合型インプラント適用患者の口腔内電位を実測する機会が得られたので, その成績を報告する。著者らは電解で調製した塩素水（酸化水）がプラークコントロール用洗口液として有効であることを認め⁴⁻⁶⁾, 細菌学的検討^{7,8)}, 歯硬組織におよぼす影響⁹⁾, 口腔内補綴金属におよぼす影響¹⁰⁻¹²⁾などに関する検討を重ねている。酸化水は, その酸化力によって

口腔内金属補綴物の電位を上昇させる作用があるので^{11,12)}, ここではインプラントの口腔内電位の安定性を知るため酸化水洗口による電位変化も検討した。また, インプラント適応患者の既存の金属補綴物の口腔内電位は既報の成績¹¹⁻¹⁶⁾と比較することにより患者口腔内の状態を知る重要な参考値となるので, あわせて測定した。

材料および方法

1. 被験者

被験者は, 日本大学歯科病院歯周病科のインプラント適用患者で, 測定に協力の意を示した患者である。被験者は, 年齢42~67歳（平均56歳）の男性2名, 女性4名である。

2. 被験インプラント

被験インプラントは骨結合型インプラント（Steri-Oss®, Yorba Linda, CA, U.S.A.）で, チタンスレッドインプラント1本およびハイドロキシアパタイトコーテッドシリンダーインプラント21本, 計22本である。これらの基材であるチタン合金はTi-6Al-4V合金である。フィクスチャー直径3.25および3.8 mm, 長径8.0~14.0 mm, アバットメント直径3.25および3.8 mm, 長径2.0および3.0 mmを用いた。フィクスチャー埋入手術（以下, 1次手術と略す）から電位測定までの経過月数は12~27カ月であり, アバットメント連結のための手術（以下, 2次手術と略す）から電位測定までの経過月数は2~17カ月であっ

た。上部構造物装着から電位測定までの経過月数は、6本のインプラントを除いて3～13カ月、2本のインプラントは上部構造物装着後2日、4本のインプラントは上部構造物装着前に測定を行った。

3. 電位測定装置

口腔内電位の測定は野元らの装置を改良した装置¹¹⁻¹⁸⁾を使用した。すなわち、白金プローブとして先端部露出面積が約 10^{-3}cm^2 のものを使用し、電圧計(9100 EA, 三和電気, 東京)と参照電極(銀・塩化銀脳波電極, 45336 B, および脳波電極糊, 0513-1017, 日本電気三栄, 東京)を用いて測定した。この参照電極は飽和カロメル極に対し -30mV であり、以下実測した口腔内電位は全て飽和カロメル電極に換算し、 mV 単位を用い mV (SCE) と表示した。

4. 酸化水

洗口液として用いた酸化水は市販製造器(アクアチッド NDX-60 KMW, オムコ, 埼玉)により、 $\text{pH } 2.9 \pm 0.2$ 、酸化還元電位 1100mV (3.3M 塩化銀電極基準)以上の酸化水を調製し、調製後ただちに測定に供した。

5. 電位測定

インプラント上部構造物を脱着し、上部構造物およびアバットメント部分を診査した後、唾液の貯留を指示し、インプラントを含む口腔内の金属補綴物の全てについて、順次白金プローブを接触させ、電圧計を読み取り、その値を被験物の電位として記録した¹¹⁻¹⁸⁾。次いで、酸化水 10ml で10秒間激しく洗口させ、洗口液吐出直後に電位を測定した。これらをそれぞれ洗口前の電位、洗口後の電位とした。洗口後の電位測定後、被験者の好むように水道水による洗口を

自由に行わせ、洗口後の電位測定から3分経過後にもう1度電位を測定し、これを洗口3分後の電位とした。なお、上部構造物装着前の1人の被験者については、そのまま他の被験者と同じように測定した。

成 績

1. 酸化水洗口による電位変化

図1～4に酸化水洗口による電位変化の測定例を示した。図1はインプラントの電位変化が少ない例で、既存の白金加金補綴物が酸化水洗口によって大きな電位上昇を示すのに対し、インプラントの電位は 100mV 以下の上昇であった。図2はインプラントの電位変化が大きな例を含む例である。部位44と45のインプラントは上部構造物装着後2日の例で、1次手術および2次手術後の月数およびフィクスチャーとアバットメントの寸法、上部構造物(陶材焼付冠)など治療方法と材料が全く同一であるが、電位変化が大きい例と小さい例に別れた。

図3および図4は同一の被験者で3カ月の期間を置いて測定できた例であり、その間の治療経過は両図の金属補綴物の相異に示される通りである。

図3のインプラントは上部構造物装着後約9カ月における測定1回目の成績であるが、本測定で洗口前の電位が最も貴(50mV (SCE))になった例であり、部位36のインプラントのみがチタンスレッドインプラントであるが3例ともほとんど同一の電位および電位変化を示した。測定1回目から3カ月後(図4)におけるインプラントの電位は -100mV (SCE) 付近となり、わずかではあるが3例がそれぞれ異なる電位

図1 酸化水洗口による電位変化(患者1, 女性, 64歳)

図中の記号・数字は以下の略とする。

Ti: インプラント体, Ptl: 白金加金インレー; PtC: 白金加金クラウン

数字は歯式(FDI方式)を示す。

図2 酸化水洗口による電位変化 (患者2, 女性, 43歳)
記号・数字は図1に同じ。

図3 酸化水洗口による電位変化 (患者3, 測定1回目, 女性, 42歳)

図中の記号, PdC: パラジウムクラウン MB: 陶材焼付用合金の略とし, 他の記号・数字は図1に同じ。

図4 酸化水洗口による電位変化 (患者3, 測定2回目, 女性, 42歳)

図中の記号・数字は図1・図3に同じ。

図 5 一次手術後の経過月数と E_1 図 6 一次手術後の経過月数と ΔE 図 7 二次手術後の経過月数と E_1 図 8 二次手術後の経過月数と ΔE

になった。部位 16 の金銀パラジウム合金鑄造冠および部位 33 の陶材焼付鑄造冠の電位は 3 カ月を経過してもそれほど変わっていなかった。以下の集計では 1 被験者 1 回の測定に統一するため、図 3 の患者 3、測定 1 回目の成績は除外し、被検インプラント数の多い図 4 の測定 2 回目の成績のみ使用した。

なお、全被験者の口腔内清掃状態は良好であり、インプラントへの著明なプラークの蓄積がなく、周囲組織の肉眼所見も異常を認めなかった。

2. 手術後の経過月数と電位および電位変化

洗口前の電位を E_1 として、1 次手術後の経過月数との関係を図 5 に示した。洗口前の電位は $-120 \sim -180$ mV (SCE) を中心に分散し、特に経過月数による傾向ある変化は認められなかった。図では上下顎のインプラントを分けて示したが、上顎と下顎とのインプラントの電位で、特別な電位に偏る傾向は認められなかった。

洗口による電位変化を見るため、洗口後の電位を E_2 として、次式により洗口前後の電位差 ΔE を求め、 $\Delta E = E_2 - E_1$

経過月数との関係を図 6 に示した。酸化水による洗口

によって電位が貴になるが、電位変化 (電位差 ΔE) は 150 mV 以下の場合が多かった。この電位変化についても、上下顎で特別に偏る傾向は認められなかった。

同様に、洗口前の電位と 2 次手術後の経過月数との関係を図 7 に、また、洗口による電位差と 2 次手術後経過月数の関係を図 8 に示したが、いずれの場合も特別な傾向ある変化はなかった。図では男女別に分けて示した。洗口前の電位 (図 7) については男女差はないが、洗口による電位変化 (図 8) については男性の電位変化が大きい傾向があった。

また、洗口前の電位と上部構造物装着後の経過月数との関係を図 9 に、洗口による電位差と経過月数の関係を図 10 に示した。図で経過月数 0 は上部構造物装着前の 4 例と装着後 2 日の 2 例の成績を含む。この場合も特別な傾向ある変化は認められなかった。フィクスチャー寸法およびアバットメント寸法による比較も行ったが、特別な傾向ある変化はなく、その成績は省略した。

3. 電位と電位変化

電位測定時に、上部構造物は撤去されているが、洗

図 9 上部構造装着後経過月数と E_1 図 10 上部構造装着後経過月数と ΔE

図 11 上部構造材料別電位変化散布図

図 12 上部構造装着前と装着後(材料: 20% 金銀パラジウム合金)の電位変化散布図

図 13 インプラント体の電位変化散布図

口前の電位 E_1 と洗口による電位変化(電位差 ΔE)の関係を上部構造物の材料(あるいはその有無)別に図 11 および図 12 に示した。図中の鎖線はその電位変化によって達した電位を示す。

上部構造物は金銀パラジウム合金が多く、洗口前電位および電位変化は広い範囲に分布し、その他の材料はその範囲内に入る成績であった。

図 13 には男女別の成績を示した。各種履歴のインプラントの口腔内電位は $-30 \sim -230$ mV (SCE) の範囲に入り、平均 -152 mV (SCE)、標準偏差 58 mV である。酸化水洗口による電位変化は男性が大きい傾向があり、最大で 370 mV (SCE) であるが電位変化後の電位は 200 mV (SCE) を越えないことを示す成績である。

図 14 は既存の金属補綴物について同様に、まとめた成績である。16 例の金合金の電位範囲は $80 \sim 100$ mV (SCE)、3 例の金銀パラジウム合金の電位範囲は $-20 \sim -100$ mV (SCE)、3 例の陶材焼付用金合金

図 14 既存の金属補綴物の電位変化散布図

の電位範囲は 40～10 mV (SCE) であった。既存の金属補綴物は、洗口によって 150 mV 以上の電位変化を示したのに対し、インプラントの電位変化は 150 mV 以下が多いのが特徴的であった。

考 察

被験者 6 名の 1 次手術後 12 カ月以上の、1 本のチタンスレッドインプラントと 21 本のハイドロキシアパタイトコーテッドシリンドラーインプラントを含む 22 本の骨結合型インプラントの酸化水洗口前の口腔内電位は $-30 \sim -230$ mV (SCE) (平均 -152 ± 58 mV (SCE)) の範囲内にあった (図 13)。この範囲内で 1 次手術後の経過月数 (図 5)、2 次手術後の経過月数 (図 7) および上部構造物装着後の経過月数 (図 9) で特に傾向ある偏りを示さず、また、上下顎 (図 5)、性差 (図 7)、上部構造物の有無 (図 9, 11)、あるいは、上部構造物材料 (図 11, 12) による偏りも特に認められなかった。さらに、成績は省略したが、フィクスチャー寸法およびアバットメント寸法による差も認められなかった。

このチタンインプラントの口腔内電位は、主線をニッケル・チタン合金線とする矯正装置の口腔内電位^{18,19)}に対して電位およびその電位範囲についてほぼ一致した。また、本測定の電位範囲に入るチタンおよびチタン合金の実験室的測定値は極めて多い²⁰⁻³⁰⁾。これらのことは、本測定のチタン系合金インプラントが、生体内あるいは骨内に埋入されているということ、ハイドロキシアパタイト被覆されていること、さらに、正常に機能していることから荷重が負荷された経験があることなどの影響をそれ程受けることなく、通常のチタン、あるいは、チタン系合金の電位を示す

ことを示唆している。したがって、本測定の電位範囲は骨結合型インプラントの一製品に関する値であるが、チタンあるいは、チタン系合金を素材とする骨内インプラントでは、この電位範囲からそれ程はずれることはないものと考えられる。Steri-Oss®インプラントの特徴は、1 製品でハイドロキシアパタイトコーテッド、チタンプラズマスプレー、チタンそしてスレッドタイプ、シリンドラータイプを揃えていることである。そのうち当教室では、ハイドロキシアパタイトコーテッドシリンドラーインプラントを最も多く臨床に应用している。本研究では 21 本のハイドロキシアパタイトコーテッドシリンドラーインプラントと 1 本ではあるが、チタンスレッドインプラントに関しても測定を行った。表面形態、表面性状の違いがインプラントの電位におよぼす影響を調べる上で、各タイプのインプラント間における比較検討が必要であると思われる。今回は、症例数の多いハイドロキシアパタイトコーテッドシリンドラーインプラントに関する測定によりある程度の電位範囲が求められ、ハイドロキシアパタイトコーテッドシリンドラーインプラントとチタンスレッドインプラント間に差が認められなかったが、チタンスレッドインプラントの症例数が少なかったため、今後は症例数を増やし比較検討することを研究課題としたい。

菊地ら^{31,32)}は、チタン用ろう材の開発研究において口腔内における実際のチタン系合金の状態を知るために、その口腔内電位が必要であることから、主として実験室的測定の文献値から -60 mV (SCE) あるいは危険を見込んでも 0.0 mV (SCE) を越えることはないと推定したが、本測定の口腔内電位は彼らの推定を支持する成績である。

1 被験者 1 回の測定に統一するため、図 3 の成績は全ての集計から除外したが、図 3 の成績の洗口前のインプラントの電位は 50 mV (SCE) であり、上記電位範囲からはずれていた。新たに金属補綴物を口腔内に装着すると、装着直後は著しく貴な電位になるが^{12,33,34)}、図 3 の成績は上部構造物脱着によって新鮮な酸化被膜面が露出し、新規装着のような状態が出現したものと考えられる。2 回目 (図 4) の測定では、他のインプラントの電位範囲に入ったので、ここでは一過性の値として正常なインプラントの電位として扱わない方が妥当と考えられる。

チタンおよびチタン系合金の実験室的な電位測定では、少数の文献³⁵⁻³⁸⁾ではあるが 80 mV (SCE) を越える報告もある。その中で、Hoar ら³⁵⁾は 0.17 M NaCl および Hank 液のチタンおよびチタン系合金の電位を測定するとともに、1 例ではあるがヤギにチタ

ンを埋入し、針状のプロープを埋入チタンまで刺入してその電位を測定している。この測定はチタンの体内における電位を測定した唯一の例であるが、その成績は 200 mV (SCE) 以上であり、本測定の電位範囲から考えると異常である。この体内電位は、本研究では測定していない 2 次手術前の電位に相当するが、完全に埋入されたチタンが特に強い酸化的環境に置かれているとは考えにくい。彼らは、プロープに塩化銀を析出させた銀電極を内装して参照極にしているが、刺入時に銀電極上の塩化銀が剥離したためではないかと考えられる。

チタンあるいはチタン系合金のように不動態化して耐食性に優れた金属は微少の環境変化によって大きく電位変化することが知られ³⁵⁾、安藤³⁹⁾は Ti-6 Al-4 V 合金の電位が酸化水中で著しく貴に変化することを示した。しかし、本測定によるとインプラント (図 13) では金合金補綴物 (図 14) などと比較して酸化水洗口による電位変化が少ない (150 mV 以下) 例が多かった。酸化水洗口による電位変化は、洗口の効率などから個体差があり¹²⁾、本測定でも男性の電位変化が大きい傾向 (図 13) が認められたが、同一患者の既存の金属補綴物と比較してインプラントは、電位変化が少ない場合が多かった (図 1~4)。これは埋入された部分が安定で、口腔内に露出したアバットメント部分が酸化的環境に置かれてもインプラント全体としては電位が変わらないことを示していた。

本測定では、上部構造物を撤去して電位を測定したが、測定中における電位は比較的安定であり、上部構造物撤去による電位変化は少ないと推察された。インプラントの電位が上部構造物に支配される場合、既存の金合金あるいは陶材焼付用金合金による補綴物では 0 mV (SCE) 以上になる例が多数あるので (図 14)、インプラントの電位もそのようになるはずであるが、実測ではそのような例がなく (図 12)、インプラントの電位の安定性を考慮すると上部構造物の電位もインプラントに支配されているものと考えられた。

図 13 は酸化水によって電位が貴になってもおよそ 200 mV (SCE) 付近で止まることを示している。また、この図に含まれない図 3 の成績も酸化水洗口によって 200 mV (SCE) に漸近する成績である。この電位は Ti-6 Al-4 V 合金を酸化水に浸漬した場合の電位³⁹⁾と同じであるが、安藤³⁹⁾はこの電位で Ti-6 Al-4 V 合金が溶出しなことを示している。

金合金補綴物のこれまで測定された口腔内電位は 160~220 mV (SCE) であり^{11,12,40,41)}、本測定の金合金および陶材焼付用金合金も洗口前の口腔内電位はその電位範囲内にあった (図 14)。陶材焼付用金合金

の口腔内電位が 3 例とも 0 mV (SCE) よりも貴であるのが興味深い。陶材焼付用金合金の口腔内電位についてはこれまでの報告がなく、本測定も 3 例のみなので、その電位範囲については今後の検討を待つ必要がある。

金銀パラジウム合金補綴物のこれまで測定された口腔内電位は 120~-300 mV (SCE) であり^{11,12,16,40)}、本測定の 3 例の金銀パラジウム合金補綴物の洗口前の電位はその電位範囲内にあった。

既存の金属補綴物の電位は、酸化水洗口によって 150 mV 以上貴になった (図 14)。これは既報^{11,12)}で酸化水洗口を 3 回繰り返しても金合金および金銀パラジウム合金補綴物で 150 mV 以下が多数出現したことを考慮すると 150 mV 以下が少な過ぎる印象を受ける。この電位変化は金属の種類とその表面状態、唾液および洗口の効率などに影響を受けると考えられるが、修復履歴不明の補綴物が多く、本測定の範囲では電位変化が小さい例の出現率が低かった原因は不明である。

今回の結果から、1 次手術後 12 カ月以上の 22 本の骨結合型インプラントの上部構造物を撤去した後の口腔内電位は -30~-230 mV (SCE) の範囲内にあり、実験室的に測定されたチタンあるいはチタン系合金の電位に類似であることから、口腔内における特殊性は認められず、チタンあるいはチタン系合金によるインプラントは、その種類によらず本測定に類似の電位になると考えられた。また、酸化水洗口によるインプラントの電位上昇が既存の金合金補綴物などと比較して低い場合が多く、インプラントの口腔内電位が比較的安定であることなどが示唆された。また、酸化水洗口による硬組織への安全性⁹⁾や、口腔内金属修復物に対する安全性¹¹⁾は証明されているが、インプラント体に関する研究は行われていない。今回の結果、酸化水洗口によりインプラント体が腐食を起こすことは考えにくく、インプラント周囲炎の原因となるチタン表面の機械的損傷も考えられないことから、酸化水は、歯周病患者やインプラントを装着した患者における化学的プラークコントロールの一方法として使用できることが示唆された。

文 献

- 1) Fraker, A.C.: Corrosion on metallic implants and prosthetic devices. (ASMI Handbook Committee: Metals handbook (Corrosion; vol 13) 9th ed., Metals Park, Ohio, ASM International), 1324-1335, 1987.

- 2) 宮崎 隆：インプラント材料の特性—生体適合性の向上をめざして—。日歯医会誌, 17: 110-113, 1998.
- 3) Brånemark, T.A., Hansson, H.A., Kasemo, B., Larsson, K., Lundstrom, I., Mcqueen, D.H. and Skalak, R.: The interface zone of inorganic implants *in vivo*: titanium implants in bone. *Annals of Biomedical Engineering*, 11: 1-27, 1983.
- 4) 西田哲也, 江田昌弘, 嶋田浩一, 山田潔, 伊藤公一, 村井正大: アクア酸化水のプラーク形成抑制効果。日歯周誌, 35: 692-697, 1993.
- 5) 伊藤公一, 西田哲也, 村井正大: 強酸性水の歯科領域での応用, *the Quintessence*, 13: 33-40, 1994.
- 6) 伊藤公一: 強電解酸性水の歯周病治療への応用, 芝燐彦, 村井正大, 天笠光雄, 強電解酸性水の歯科臨床, クインテッセンス出版, 東京, 1997, 120-129.
- 7) 嶋田浩一, 五十嵐建夫, 海老原直樹, 川本和弘, 吉沼直人, 郷家英二, 伊藤公一, 村井正大: ソフト酸化水, 強酸化水の保管条件の違いおよび唾液の接触による性状の変化。日歯周誌, 39: 104-112, 1997.
- 8) 嶋田浩一, 森谷良智, 五十嵐建夫, 内山壽夫, 伊藤公一, 林 邦雄, 村井正大: 塩素濃度の異なる2種類の酸化水の殺菌効果。日歯周誌, 38: 306-310, 1996.
- 9) 西田哲也, 音琴淳一, 伊藤公一, 滝川智義, 小野瀬英雄, 村井正大: 強電解酸性水のヒトエナメル質に対する影響。日歯周誌, 37: 127-133, 1995.
- 10) 西田哲也: 酸化水の口腔内金属修復物におよぼす影響—*in vitro*における酸化水の還元挙動—。日大歯学, 70: 552-566, 1996.
- 11) 西田哲也, 内山壽夫, 郷家英二, 伊藤公一, 村井正大, 野元成晃: 酸化水の口腔内金属修復物におよぼす影響—金属修復物の電位—。日歯周誌, 38: 78-87, 1996.
- 12) 野元成晃, 安藤和成, 蛭間重能, 熊谷京一, 出澤政隆, 横瀬勝美, 伊藤公一, 村井正大: 酸化水の口腔内金属修復物におよぼす影響—口腔内金属の洗口による電位変化—。日大歯学, 72: 224-234, 1998.
- 13) 野元成晃, 阿野 満, 坂井 実, 赤石哲則, 小林茂樹, 小野 章, 小野瀬英雄: 口腔内金属の電極電位測定法。日大歯学, 52: 732-738, 1978.
- 14) 野元成晃, 勝又徳昭, 坂井 実, 中田郁平, 升谷滋行, 小野瀬英雄: 口腔内充填金属の電極電位測定法。日大歯学, 52: 905-910, 1978.
- 15) 野元成晃, 滝川智義, 薄井要治, 阿野 満, 林 二郎, 河村長和, 小野瀬英雄: 口腔内金属修復物の電極電位—経日的変動および日内変動—。日歯保存誌, 21: 662-677, 1978.
- 16) 武田弘人, 松井暢孝, 鈴木信雄, 山岡 大, 横瀬勝美, 野元成晃: 口腔内金属修復物の電極電位—若年者に関する調査—。防衛衛生, 39: 65-69, 1992.
- 17) 木内一弘, 塙 慶一, 嶋崎隆壽, 清水道雄, 納村晋吉, 野元成晃: 矯正患者の口腔内電極電位(3) 矯正装置の口腔内電位変化。日大歯学, 70: 47-55, 1996.
- 18) 木内英子: 矯正患者の口腔内電極電位—矯正装置の経時的電位変化—。日大歯学, 71: 307-318, 1997.
- 19) 木内一弘, 杉 英子, 中澤 敏, 薄永哲也, 納村晋吉, 野元成晃: 矯正患者の口腔内電極電位(2) 金属修復物の口腔内電極電位。日大歯学, 66: 302-307, 1992.
- 20) 山岡 大: 異種金属接触に関する電気化学的検討—各種金属の接触電位と接触電流—。日大歯学, 68: 390-401, 1994.
- 21) 野元成晃, 横瀬勝美, 斎藤 毅, 脇 秀典: イオン導入用溶液中における各種電極の分極挙動。日大歯研紀, 20: 35-46, 1992.
- 22) Aragon, P.J. and Hulbert, S.F.: Corrosion of Ti-6 Al-4 V in simulated body fluids and bovine plasma; *J. Biomed. Mater. Res.*, 6, 155-164, 1972.
- 23) Solar, R.J., Pollack, S.R. and Korostoff, E.: *In vitro* corrosion testing of titanium surgical implant alloys: An approach to understanding titanium release from implants. *J. Biomed. Mater. Res.*, 13: 217-250, 1979.
- 24) Gittleman, L., Cocks, F.H., Darmiento, L.A., Levine, P.A., Wright, S. and Nathanson, D.: Measurement of *in vivo* corrosion rates in baboons, and correlation with *in vitro* tests. *J. Dent. Res.*, 59: 689-707, 1980.
- 25) Lucas, L.C., Bechanan, R.A. and Lemons, J.E.: Investigations on the galvanic corrosion of multialloy total hip prostheses. *J. Biomed. Mater. Res.*, 15: 731-747, 1981.
- 26) Bundy, K.J., Marek, M. and Hochman, R.F.: *In vivo* and *in vitro* studies of the stress-corrosion cracking behavior of surgical implant alloys. *J. Biomed. Mater. Res.*, 17: 467-487, 1983.
- 27) Griffin, C.D., Buchanan, R.A. and Lemons, J.E.: *In vitro* electrochemical corrosion study of coupled surgical implant materials. *J. Biomed. Mater. Res.*, 17: 489-500, 1983.
- 28) Sutow, E.J., Jones, D.W. and Milne, E.L.: *In vitro* crevice corrosion behavior of implant materials. *J. Dent. Res.*, 64: 842-847, 1985.
- 29) Zitter, H. and Plenk, H. Jr.: The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. *J. Biom. Mater. Res.*, 21: 881-896, 1987.
- 30) 小田 豊, 船坂 満, 住井俊夫: 歯科用チタン合金の耐食性に関する研究—Ti-Al, Ti-Cu, Ti-Ni 系合金について—。歯科材料・器械, 9: 314-319, 1990.
- 31) 菊地久二, 野元成晃, 沈 凌, 小野内 真, 黒谷知

- 子, 太田 肇, 池谷正洋, 西山 實: チタンのろう付に関する研究—第2報 市販ろう材の電気化学的挙動. 日大歯学, 70 : 712-719, 1996.
- 32) 沈 凌, 菊地久二, 野元成晃, 小野内 真, 黒谷知子, 笹尾道昭, 井上太郎, 河西宗一郎, 西山 實: チタンのろう付けに関する研究—第3報 Ti-Cu-Zr 系ろう材の電気化学的挙動; 日大歯学, 72 : 218-23, 1998.
- 33) 星野 享, 泉田一蔵, 田島直孝, 山田博明, 祇園白信仁, 森谷良彦, 野元成晃: 金合金鑄造冠合着後の経月的電極電位変動. 日大歯学, 56 : 1104-1110, 1982.
- 34) 泉田一蔵, 田島直孝, 山田博明, 星野 享, 祇園白信仁, 森谷良彦, 野元成晃: 金, 銀, パラジウム合金鑄造冠合着後の経月的電極電位変動. 日補綴歯会誌, 27 : 274-279, 1983.
- 35) Hoar, T.P. and Mears, D.T. : Corrosion-resistant alloys in chloride solutions-materials for surgical implants. Proc. Roy. Soc., A 294 : 485-510, 1966.
- 36) Silva, R.A., Barbosa, M.A., Jenkins, G.M. and Sutherland, I. : Electrochemistry of galvanic couples between carbon and common metallic biomaterials in the presence of crevices. Biomat., 11 : 336-340, 1990.
- 37) Lewis, G. and Daigle, K. : Electrochemical behavior of Ti-6 Al-4 V alloy in static biostimulating solutions. J. Appl. Biomat., 4 : 47-54, 1993.
- 38) Meyer, J.M. and Reclaru, L. : Electrochemical determination of the corrosion resistance of noble dental casting alloys. J. Mater. Sci. Mater. Med., 6 : 534-540, 1995.
- 39) 安藤和成: 酸化水中における歯科診療器具用金属の電気化学的挙動. 日大歯学, 72 : 38-45, 1998.
- 40) 野元成晃, 阿野 満, 木村 寿, 伊沢三樹, 日野浦光, 黒田 隆, 小野瀬英雄: 鑄造修復物の口腔内電極電位. 日歯保存誌, 22 : 300-309, 1979.
- 41) 祇園白信仁, 山口研一, 山本克之, 草間一兵, 星野享, 森谷良彦, 野元成晃: 金合金鑄造冠の口腔内電極電位—研磨による電位変動—. 日大歯学, 55 : 845-848, 1981.

連絡先:

日本大学歯学部保存学教室歯周病学講座

〒101-8310 東京都千代田区神田駿河台 1-8-13