

マイクロ波を利用した歯牙診断の研究

二 川 佳 央*

Study on Diagnosis of Tooth Using Microwave

Yoshio NIKAWA

Abstract: It has been revealed that dental caries are significantly lossy than sound tooth in microwave and millimeter waves. In order to diagnose dental caries noninvasively, transmission coefficient of infected tooth is measured and compared to that of sound tooth. The change of transmission coefficient shows that the caries can be detected by millimeter waves. The simulated results using the Finite Difference Time Domain (FD-TD) method confirm the possibility of diagnosis of the caries by microwave and millimeter wave. It is concluded that millimeter waves can be used for dental medical diagnosis.

Key words: Dental diagnosis, microwave application, millimeter wave, transmission coefficient, FD-TD method

要 旨：マイクロ波を歯科医療分野に応用する可能性を探るために、マイクロ波・ミリ波領域における歯牙の複素誘電率を測定した。得られた結果から象牙質う蝕の電気的特性が健全部と比較して大きく異なることが明らかとなった。これにより象牙質う蝕の特性を利用した診断が、マイクロ波の透過係数の測定により可能であることを、FD-TD法を用いたシミュレーションおよび実験によって確認した。

1. はじめに

電磁波の医療応用および電磁波の生体に対する影響を検討するためにRF・マイクロ波に対する生体内各組織の電気的特性が数多く報告されてきた[1]–[7]。しかし歯牙の電気的特性に関しては報告例が見あらず、電磁波の歯科医療応用などに関しては、これまであまり議論されてこなかった。高齢化社会の到来に伴い、より科学的、非侵襲的診断・治療法が歯科医療分野では望まれており、あらゆる角度から、新たな診断・治療法の研究を進めることが望まれている。

本研究では、RF・マイクロ波が歯科医療分野に応用できる可能性を探るために、基礎的データとして、歯牙の複素誘電率測定を行った。これらの結果から象牙質う蝕の電気的特性が健全部と比較して大きく異なることを明らかにし、次に象牙質う蝕の特性を利用して、マイクロ波の透過係数測定による象牙質う蝕の診断可能性について理論的、実験的に検討した。

2. 歯牙の構造

歯牙は、大別すると、歯茎から突出している歯冠部

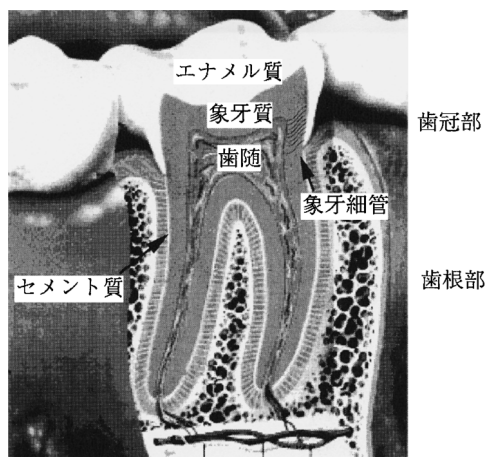


図1 歯牙の構造

と、歯茎の中にある歯根部に分けられる。歯冠部は、外側から、エナメル質、象牙質、歯髄の3重構造となっている。一方歯根部では、エナメル質がなく、その代わりにセメント質があり、歯冠部同様3重構造になっている。歯牙の概略図を図1に示す。また歯牙の組成は表1に示される通りである[8]。う蝕は、一般的に虫歯と呼ばれ、歯表面に付着した歯垢に含まれる微生物と、炭水化物の存在から生ずる有機酸によって惹起されるものであり、無機質の脱灰現象に有機質の崩壊を随伴す

* 工学部電気電子工学科 教授 工学博士
Department of Electrical and Electronics Engineering, Faculty of Engineering, Professor, Ph.D.

表 1 歯牙の組成

	無機質	有機質	水分
エナメル質	97.2%	0.3%	2.5%
象牙質	65%	20%	15%

る。う蝕は、病変の出現、進行する歯質の種類によってエナメル質う蝕、象牙質う蝕、セメント質う蝕に分けられる。それぞれのう蝕には、異なる特性が見られるが、本研究で注目しているのは、軟化し水分を多く含むことによって、電気的特性が変化することが予想される象牙質う蝕とする。従ってここでは、象牙質う蝕についてのみ説明する。象牙質は有機質に富んでいるため、かなり脱灰が進行しても軟化象牙質として比較的后まで残存している。この軟化象牙質は2つの層に分類され、それぞれ軟化象牙質第1層、第2層と呼ばれている。軟化象牙質第1層は、う蝕病巣の主要な部分であり、十分に成熟した歯垢に匹敵する1g中約 10^8 個もの微生物を含んでいる。一方第2層は、部分的に脱灰された象牙質の部分であって、そこでは象牙細管の走行が乱れているものの細管構造は維持されている。細管の乱れの程度はその表層部で著しく、第2層の前縁に進むに従って少なくなっていく。この層は1g当たり約 10^5 個の繁殖可能な微生物を含み、それは第1層における数の0.1%以下である。第2層に見いだされる細菌は、第1層が除去されたり、う蝕原生の歯垢との接触を断たれたならば、それらは生存しない[9]。また、それら病原因子から隔離されれば再石灰化が可能な層である[10]。

う蝕の診断は、数種類の診察方法を併用して行われることが多い。その中でも、一般的に行われているのは患者の自覚症状を聞く、問診、外観や触感で、う蝕の場所や程度を診察する視診、触診、そして、X線写真によるX線診査である。問診、視診、触診は、歯科医の知識、経験が重視される診察方法であり、歯科医により診断結果が異なる場合がある。一方、X線診査は、前者とは異なり科学的診察方法といえる。X線診査は有効な手段であり、臨床の場においても広く使われている。しかし、小さなう蝕の場合は、問診、視診、そして触診による結果を基に、う蝕があることを念頭に置いて撮影しなければ、見逃してしまうことがある。X線による撮影は科学的ではあるが、それを利用した診察はやはり知識や経験に依存するところが大きい。また、X線撮影には、X線暴露による人体への悪影響という大きな問題もある。このように、知識、経験に依存するところの大きい診察方法ばかりでは、誤診を招く恐れがある。そのため、知識や経験に依存しない、新たな診察方法が望まれている。

本研究では、まず電磁波に対する歯牙の電気的特性を複素比誘電率を測定することにより明らかにする。そし

て、その特性から考えられる、電磁波の歯科応用を解析的及び実験的検討により考察する。広範な歯科医療の中で、今回注目するのは象牙質う蝕に関するものであり、電磁波を用いた新たな診断の可能性を検討する。

3. 歯牙の誘電率測定

周波数0.04~40 GHzのRF・ミリ波帯において、歯牙の複素比誘電率を測定する。試料をエナメル質、象牙質そして象牙質う蝕に分け、それぞれの試料に対して同軸プローブによる反射係数を測定し、誘電率を求めた。なお、反射法による測定の際に標準物質としてアセトンを使用した。アセトンの誘電率は水に比べ歯牙の誘電率に近いために、水を標準物質に選ぶよりも精度の高い校正が可能である。

象牙質う蝕の状態は、その程度により電気的特性が変化すると考えられる。電気的特性は、象牙質う蝕中の水分含有量に大きく依存する。そのため、象牙質う蝕中の水分量の大小に従って3種類のものを準備し、水分量の大きいものから順にType 1, 2, 3と区別した。また、エナメル質、象牙質共に10回測定を実施し、その平均値で特性を比較した。なお、測定に用いる歯牙は、成人の抜去歯で、抜歯後2週間から3ヶ月、チモールに保管したものであり、測定中は生理食塩水中で保存する。保存液である生理食塩水の複素比誘電率は図2に示す通りである。

測定したエナメル質、象牙質の複素比誘電率の平均値は、図3の通りである。図3より、エナメル質と象牙質の複素比誘電率が異なることが明らかとなった。まず ϵ'_r を比較すると、一般的にエナメル質の値の方が大きくなっていることが分かる。マイクロ波、ミリ波領域では、双極子の配向分極が ϵ'_r の値に大きく寄与する。この双極子の配向には強い粘性抵抗が作用し、生体内の組織では、有機質の増加に伴う粘性抵抗の増加が認められる[7]。粘性抵抗が増加すると、誘電緩和時間が大きくなり、結果として ϵ'_r は小さくなる。有機質を多く含んだ象牙質の誘電緩和時間はエナメル質に比較的大きくなることが予想される。その結果、象牙質の ϵ'_r がエナメル質よりも小さくなっているものと考えられる。次に ϵ''_r を比較すると、一般的に象牙質の値の方が大きくなっていることが分かる。生体組織のようにイオン水を多く含んだ組織の場合、導電率の増加に伴う ϵ''_r の増加が認められる。歯牙においても同様であり、象牙質の方が水分を多く含んでいるため、導電率が増加し ϵ''_r が大きくなっているものと考えられる。

象牙質う蝕の複素比誘電率は図4の通りである。象牙質う蝕の誘電率は含水率の高いものほど高く、含水率の低下と共にその値は健全部に近くなっていくことが分かる。これは、象牙質う蝕が軟化し水分を多く含んでいるため、水分の影響を受けることにより値が大きくなっ

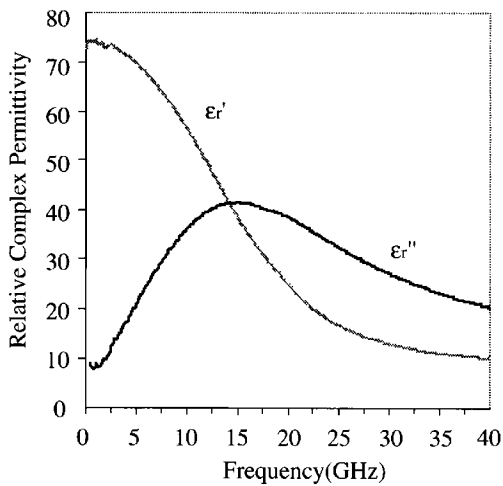


図2 歯科保存液の複素誘電率

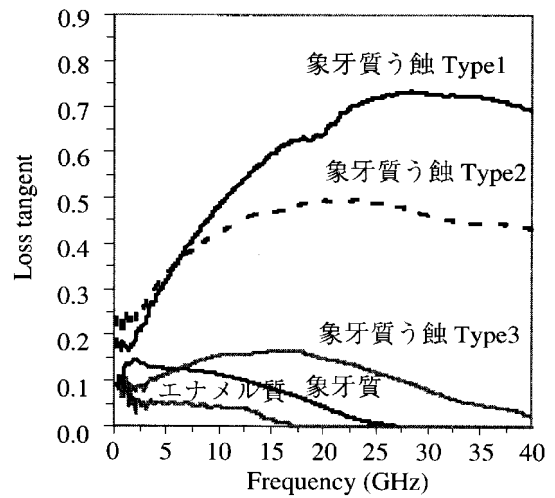


図5 歯牙の損失正接

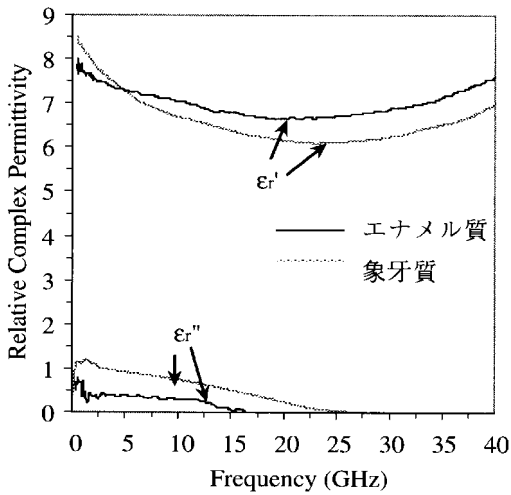


図3 エナメル質・象牙質の複素比誘電率

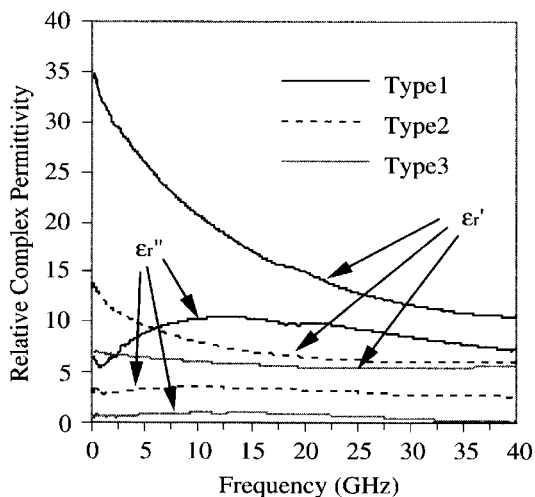


図4 象牙質う蝕の複素比誘電率

の誘電正接を示すが、象牙質う蝕に続き、健全象牙質、エナメル質の順に誘電正接が小さくなっていることが明らかとなった。

4. 歯牙の伝搬特性シミュレーション

歯牙の複素誘電率の違いから、健全歯およびう蝕を含む歯牙モデルに対して、FD-TD法を用いてマイクロ波の伝搬特性に関する比較シミュレーションを行う。

解析に用いる周波数は、象牙質う蝕の誘電正接が象牙質よりも十分高く、解像度がある程度見込める周波数として35 GHzとした。解析モデルを図6に示す。解析空間を30×46×20のセルで構成し、各セルの大きさを、表2に示す通りとする。歯牙内部と外部とは波長が異なっており、安定条件を満たすために、各部のセルサイズを変化させる必要がある。そこでΔyのみ可変セルを用いΔtを0.2p秒とした。各媒質の複素比誘電率は、表3に示す。構造を単純にするため、健全歯の値はエナメル質と象牙質の値の平均値とした。

図6に示すような2つのモデルを作成し、健全な歯牙のモデルをModel A、象牙質う蝕を含む歯牙のモデルをModel Bとする。実験では、試料と導波管開口面とのギャップによる影響をなくすために、シリコーンゴムを導波管開口面に接触させる。そのため、シミュレーションにおいても解析モデル内にシリコーンゴムを導入した。送信導波管内に、TE₁₀モードを励振し、歯牙内部の電界分布及び透過係数を求めた。

5. 実験

シミュレーションと同様に周波数35 GHzにおいて、歯牙の透過係数を測定した。1対の導波管(Wiltron 35WR28KF 26.5-40 GHz)を用いミリ波を歯牙に照射した。透過波はネットワーク・アナライザ(Wiltron 360B)で透過係数を測定した。試料と導波管開口面の

ているものと考えられる。また象牙質う蝕の誘電正接についても含水率の最も大きいものほど高く、含水量が小さくなるに従って、低くなってゆく。また図5に歯牙

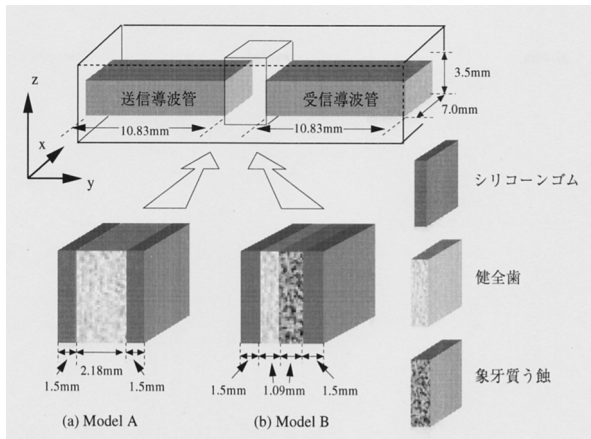


図6 解析モデル

表2 各媒質のセルサイズ

	Δx (mm)	Δy (mm)	Δz (mm)
導波管・自由空間	0.35	0.72	0.35
シリコーンゴム		0.5	
健全歯・象牙質う蝕		0.22	

表3 各媒質の複素誘電率

	ϵ_r'	ϵ_r''
健全歯	6.83	0.02
象牙質う蝕	6.04	2.64
シリコーンゴム	2.7	0.01

ギャップの影響を極力少なくするために、解析モデルと同様にシリコーンゴムを挿入した。本測定では、象牙質う蝕と健全部の透過係数を比較するが、個体差による影響をなくすために、一つの歯牙を2等分し、う蝕が含まれる側および健全部についての透過係数を比較した。試料は Sample 1 から Sample 5 の5種類である。尚、Sample 1 のみ等分した歯牙の両方にう蝕が含まれていたが、進行の少ない部分を健全部とした。測定は各部3回とし、その平均値を示すこととする。なお、用いた5種類の試料は、すべて成人の抜去歯である。

各測定値を比較評価するために、測定した試料の透過係数を1mm当たりの値に変換し求めた。結果を図7に示す。図7より Sample 2 から Sample 5 までの象牙質う蝕を含む試料の透過係数が、健全部に比べ約1dB/mm 低くなっていることがわかる。また、Sample 1 の結果は、象牙質う蝕の程度により透過係数が変化することを示しており、進行が激しいものほど、透過係数が小さくなることがわかる。なお、進行が激しい象牙質う蝕の透過係数は、健全部に比べ約3dB/mm 低下していることが分かる。

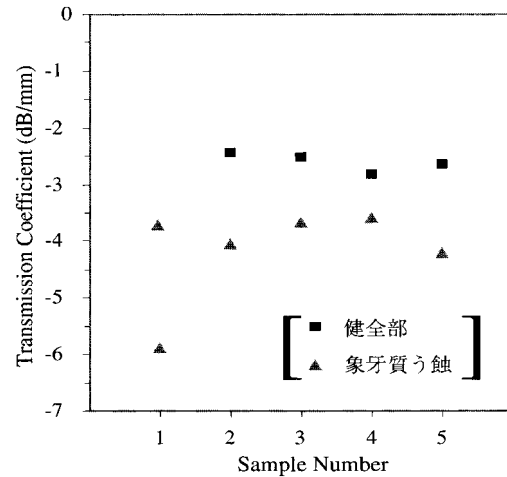


図7 ミリ波の透過係数 (35 GHz)

6. 結果および考察

図8にシミュレーションにより得られた解析空間内の電界分布を示す。得られた電界分布より透過係数を求め、実験値との比較を行った。シミュレーションにおいて用いた象牙質う蝕の複素誘電率は、う蝕の程度により変化するため大きくばらついている。そこで、複素比誘電率を図9のようにプロットし、その範囲内の値を用いてシミュレーションを実施し、透過係数を算出した。シミュレーションに用いた複素誘電率を表4に示す。う蝕を含むシミュレーションのモデルは3通り作成した。Model Aに象牙質う蝕 Type 2の値を、Model Cに象牙質う蝕 Type 3の値をそれぞれ用いた。また、Model Bには、象牙質う蝕 Type 2、Type 3の中間値を用いた。健全歯については、測定値のばらつきは非常に小さく、表3に示す値をそのまま用いた。

モデル中に健全歯のみが含まれる場合について、および3種類のう蝕を含むモデルについてシミュレーションを行い、1mm当りの透過係数を算出した。実験値との比較を行った結果、健全歯のみを含むモデルの場合は透過係数が-2.43 dB/mm となりほぼ一致した結果が得られた。またう蝕を含むモデルでは透過係数は-3.02 dB/mm から-6.12 dB/mm となり、実験値の-3.61 dB/mm から-5.9 dB/mm と良い一致が得られた。

シミュレーションにおいても、図7に示した実験結果同様に、う蝕を含む場合は、健全部に比べ透過係数が約3dB/mm 低下していることが分かった。

7. 結 論

定量的なう蝕診断を行うために、マイクロ波を使用した透過係数の測定による診断の可能性について検討した。マイクロ波・ミリ波領域における歯牙の複素誘電率を測定し、得られた結果から象牙質う蝕の電気的特性が健全部と比較して大きく異なることが明らかとなった。

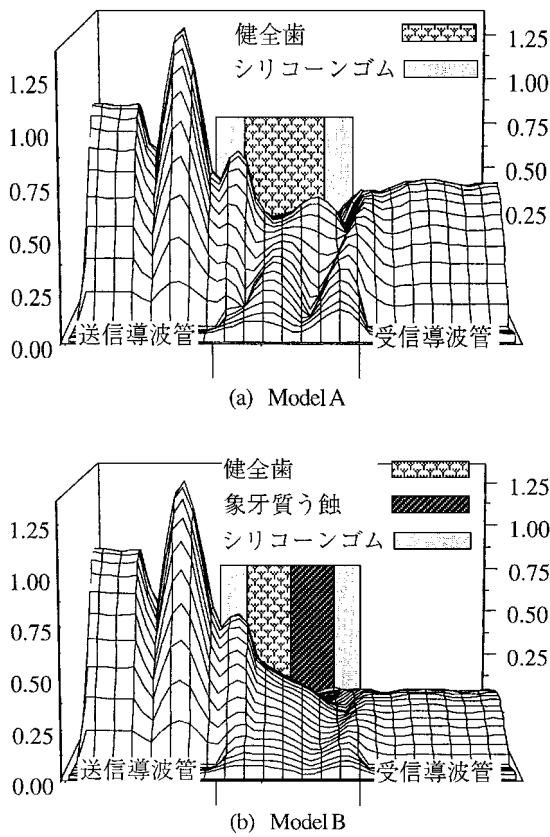


図8 解析モデル内部電界分布

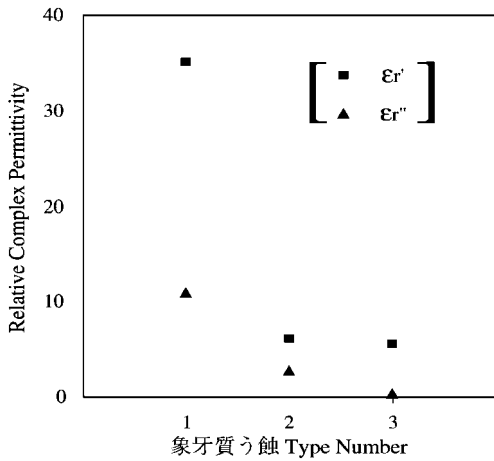


図9 象牙質う蝕の複素比誘電率 (35 GHz)

これにより象牙質う蝕の特性を利用した診断が、マイクロ波の透過係数の測定により可能であることを、FD-TD法を用いたシミュレーションおよび実験によって確認した。シミュレーションおよび実験結果から、35 GHzを使用して、透過係数の測定を行った場合、う蝕を含む歯牙では、健全歯に比べ透過係数が約3 dB/mm低下していることが分かった。シミュレーション結果と測定値との良い一致も得られた。これらのことから、マイクロ波を利用した象牙質う蝕の診断可能性が示唆された。

表4 シミュレーションに使用した複素誘電率

	ϵ_r'	ϵ_r''
健全歯	6.83	0.02
象牙質う蝕 Model A	6.04	2.64
象牙質う蝕 Model B	5.79	1.47
象牙質う蝕 Model C	5.53	0.3

表5 透過係数の比較

	透過係数 (dB/mm)			
	計算値	実験値		
		Mean	Max	Min
健全歯	-2.43	-2.63	-2.83	-2.44
象牙質う蝕 Model A	-6.12	-4.32	-5.9	-3.61
象牙質う蝕 Model B	-4.65			
象牙質う蝕 Model C	-3.03			

謝辞

本研究を進めるにあたり、歯牙試料の提供および貴重なご助言を頂きました、河合啓次歯学博士に深謝いたします。本研究の一部は文部科学省のハイテク事業による私学助成を得て行われました。

参考文献

- [1] 福村正之他, “高周波 (マイクロ波) 滅菌操作法の製剤への応用,” 防菌防黴誌, Vol. 18, No. 10, pp. 495-507, 1990.
- [2] 例えば, Abstracts of the 5th International Symposium on Hyperthermic Oncology, 1989.
- [3] Yoshio Nikawa and Masahiro Yamamoto, “A Multielement Flexible Microstrip Patch Applicator for Microwave Hyperthermia,” IEICE Transactions on Communications, Vol. E78-B, No. 2, pp. 145-151, Feb. 1995.
- [4] Daiji Kobayashi et al., “Microstrip Array Applicator Using Semi-Cylindrical Elements for Medical Application,” IEICE Transactions, Special Issue on the 3rd Asia-Pacific Microwave Conference, Vol. E74, No. 5, pp. 1313-1309, May 1991.
- [5] C. Gabriel et al., “The dielectric Properties of Biological Tissues: I. Literature Survey,” Phys. Med. Biol. 41. pp. 2231-2249, 1996.
- [6] C. Gabriel et al., “The dielectric Properties of Biological Tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz,” Phys. Med. Biol. 41. pp. 2251-2269, 1996.
- [7] C. Gabriel et al., “The dielectric Properties of Biological Tissues: III. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz,” Phys. Med. Biol. 41. pp. 2271-2293, 1996.
- [8] D. V. Provenza and W. Seibel. ed., “ORAL HISTRLOGY Inheritance and Development, 2nd ed.,” p. 265, Lea & Febiber, Philadelphia, 1986.
- [9] 池田 正ら, “齲蝕-その基礎と臨床, 第1版”, pp. 246-248, 医歯薬出版, 1984.
- [10] 石橋真澄, “歯内療法学”, pp. 99-103, 永末書店, 1992.