原	著
---	---

各種セメントの被膜厚さと合着力と 表面接着力について

円谷多喜男

東京医科歯科大学歯学部第1歯科保存学教室（指導：総山孝雄教授）

（1982年1月26日 受付）

Relationship Between Film Thickness, Retentive Strength and Surface Adhesion of Three Kinds of Cement

Takio Tsuburaya

Department of Operative Dentistry, School of Dentistry

Tokyo Medical and Dental University

(Director: Prof. Takao Fusayama)

The relationship between the film thickness, retentive strength and surface adhesion was investigated using a HY Agent-added polycarboxylate cement, a conventional polycarboxylate cement and a zinc phosphate cement. The cement film thickness under varying load was determined with the cement sandwiched between the two brass plates. The retentive strength was determined by the shearing Au-Ag-Pd alloy cast plates cemented to the enamel and dentin of the bovine and human teeth. The surface adhesion to the tooth substance and dental alloys was determined by the tensile test. The findings were as follows:

- 1) The cement thickness decreased with the increasing load, without any significant difference between the three kinds of cement.
- 2) The cement thickness did not affect the retentive strength except in the case of the HY Agent-added cement which showed a maximum retentive strength at about a thickness of $40\mu\text{m}$ only during adhesion to the dentin.
- 3) The zinc phosphate cement showed little adhesion to either the tooth substance or the cast alloys. The conventional polycarboxylate cement adhered strongly only to the tooth substance. The HY Agent-added cement showed a strong adhesion to both the tooth substance and cast alloys.
- 4) The adhesion to the dentin was weaker than to the enamel with all kinds of cement tested.
- 5) The HY Agent-added cement showed a retentive strength several times higher than that of the other kinds of cement.

結 論

リン酸セメントは1878年 Rostaing 兄弟によって発明され、以後インレーやクラウンの合着材として歯科の臨床に1日も欠くことのできないものとして、広く使用されてきた。本セメントの合着力はその大半が嵌合効力によるといわれ、総山¹⁾はその要素を分析したところ、嵌合効力が87%、表面接着力が13%であると報告した。

このように本セメントはいわゆる接着力が期待できないばかりか、液が高濃度の正リン酸であるので、練和当初はかなり強い酸性反応を示し、このために歯髄に若干の刺激を与えることが欠点とされてきた。そこで合着用セメントとして十分な物性を具備するとともに、歯髄に対して無刺激でかつ強力な接着性を有するものの開発が試みられ、レジンセメントやいわゆる強化ユージノールセメント²⁾が現れたが、必ずしも満足できるものではなかった。

ところが1968年に Smith³⁾ によって発明されたカルボキシレートセメントは、在来のリン酸セメントの液をポリアクリル酸で置き換えたものであるが、これに含まれる COOH 基が歯質の Ca とキレート結合するのみならず、蛋白とも結合するので、歯質に対して化学的に強く接着し、歯髄も刺激しないので、今やリン酸セメントに取って代わりつつある。

さらに最近では、山賀が開発した HY 剤を配合した新しいカルボキシレートセメントも開発されたが、HY 剤はその成分中のタンニンと亜鉛が歯質の有機成分を、またストロンチウムとフッ素が無機成分を強化する 予防歯科材料である^{4,7)}とされているので、本セメントの性能が注目されている。

歯科用セメントが合着に用いられる際には、その被膜がなるべく薄くなる必要がある。セメント被膜が厚くなると、修復物が浮き上がって形態や寸法が不正確になるばかりでなく、溶解抵抗の低いセメントがいわゆるセメントラインとなって口腔内に広く露出し、これが溶かされて汚物のたま

る凹みを作り、二次ウ蝕発生の原因となるからである。ところがセメント粉末の粒子が粗大であったり、均質で流動性に富む練和物にならないと、この被膜が厚くなり、修復物を正しく合着することが不可能となる。そこで JIS 規格および ISO 規格では、合着用セメントはある条件下で試験されたとき、それぞれ30 μ m、25 μ m以下になることを要求している。

口腔内で実際に生ずるセメント被膜の厚さは加圧する力によって大きく変わり、圧力を増せば当然膜厚は小さくなるが、岩本⁸⁾は30 μ m を越えて圧縮しようとする、流動抵抗が急激に増大し、ことに20 μ m 以下に圧縮するためには極端に大きな力を必要とするが、最大合着力を得るためには最適のセメント被膜厚さがあることを発見し、リン酸セメントでは被膜厚さが30~40 μ m のときに最大の合着力が得られることを報告した。しかし現用のカルボキシレートセメントについては、これらの関係が明らかにされていない。またこのセメントの最大の長所である接着性が、その合着力にいかなる影響を与えているのかもいまだ不明である。

そこで本研究では、各種セメントの被膜厚さと合着力と表面接着力との関係を検討し、興味ある知見を得た。

実験材料および方法

現在市販されている3種のセメント、すなわちカルボキシレートセメントとしては、HY 剤が配合されたハイボンドセメント（以下 HY セメントと略す）と、代表的な在来型の水硬性カルボキシレートセメントのユニデント（以下 CB セメントと略す）を、リン酸セメントとしては Crown Bridge & Inlay セメント（以下リン酸セメントと略す）を使用した(表1)。

セメントの練和はクールトロン（デントロニクス社製）を用いて、付属のガラス練板上で指示温度20℃で行った。すなわち ADA 規格^{9,10)}に基づき、カルボキシレートセメントでは粉末の全量を分割することなく30秒間、リン酸セメントでは分

表 1 実験に用いられたセメント

種 類	製 品 名 (製 造 者)	Batch No.	略 称	粉 : 液
HY 剤含有 カルボキシレートセメント	ハイボンド カルボセメント (松風陶歯機)	粉 088012 液 088014	HY セメント	2.2 g : 1.0 g
在 来 型 カルボキシレートセメント	ユニデント (三金工業機)	107-787	CB セメント	3.8 g : 1.0 cc
リン酸亜鉛セメント	CROWN BRIDGE & INLAY CEMENT (而至歯科工業機)	粉 040811 液 EC29	リン酸セメント	3.0 g : 1.0 cc

割して 1 分 30 秒間で均一に練和した。なお、製品に指示された粉液比による練和物の稠度が ADA 規格^{9,10)} の標準稠度に合致することを、あらかじめ確認した。実験はすべて室温 23℃, 相対湿度 50 ± 10% の室内で行った。

被膜厚さの測定

厚さ 3.5mm, 表面積 25mm² (5 × 5 mm) の 2 枚の真鍮板を用意し、両平面が完全に平行で、均等な厚みになるように仕上げ、砥石 (中央砥研材社製) で研磨した。準備された真鍮板の四隅の組み合わせを決めて正確に 2 枚重ね合わせ、指示マイクロメーターでその中央部および四隅の計 5 箇所の厚さを測定して、その平均値を算出した。

ついで、練和したセメント泥を四隅の組み合わせを変えことなく真鍮板の間にとり、練和終了 30 秒後に荷重を加えた。セメント練和開始 20 分後に、同様に 5 箇所の厚さを測定し、セメント泥挿入前後の厚さの差をもって被膜厚さとした。

加圧には定荷重合着装置 (図 1) を考案して使用した。すなわち加圧棒の先につるした鉛玉を増減することによって、加圧子に 50, 100, 250, 500, 1,000, 1,500 および 2,000 g の荷重がかかるようにした。各セメントにつき各荷重それぞれ 5 個の試片が用いられた。

合着力の測定

試片の調整

被験歯として、水中保管されたウシの抜去歯が用いられた。エナメル質および象牙質被着面とし

図 1 定加圧合着装置

a : 加圧棒, b : 荷重, c : 加圧子

図 2 合着力測定試片の作製過程

左: 石膏ブロック中の被合着面 (歯質) と金属合着体 (金銀パラジウム合金)

中: 標線をガイドとして 5 × 5 mm² の面積で合着

右: 合着部をゴムバンドで固定

て、ウシの切歯の唇面をグラインダーで削って平坦にするとともに、切縁をこの面と直角に削除した。これを岩本が用いた石膏ブロック調整用金属

枠中に硬石膏で埋没保持して、石膏ブロックとした。この際平坦な唇面および削除した切縁面が一端の中央部に露出するようにした(図2-左)。ついでエナメル質および象牙質面を仕上げ砥石を用いて注水下で研磨した。このように準備された被着面は室温水中に保管され、合着直前にアルコール綿球で拭って気銃で乾燥した。

合着体としては金銀パラジウム合金(サンキンパラトップ12インレー用、三金工業社製)の鑄造体が用いられた。蠟原型採得用金型にパラフィンワックスを軟化圧接して、厚さ1 mm, 幅5 mm, 長さ10 mmの蠟型を採得した。この際圧接面の裏面には合着面積が正確に 25mm^2 ($5 \times 5\text{mm}$) になるように、端から5 mmのところの細い標線を引くとともに、引っ張り試験の際フックをかける孔をあけておいた(図2-左)。

これらを改良加熱膨張法¹¹⁾によって埋没鑄造した。ついで圧接面を仕上げ砥石で研磨した。このように準備された合着体を合着直前に超音波洗浄した後、気銃で乾燥した。

合着法

合着にあたっては、準備された被着面と合着体とを練和したセメントで接合し、合着体上面の標線をガイドとして合着面積が正確に $5 \times 5\text{mm}^2$ になるように整置した。これを定荷重加圧装置に装して、セメント練和終了30秒後に50, 100, 250, 500, 1,000, 1,500および2,000 gの荷重で合着部中央を15分間加圧した(図1)。

合着が終了したら溢出したセメントを注意深く除去した後、ゴムバンド(セメダイン通商 K.K. 製 No. 16)を四重に巻いて固定した(図2-右)。これらを加圧終了5分後より37℃水中に24時間保管した。

引っ張り試験

水中より取り出した合着試片を、先に総山¹²⁾により考案された引っ張り試験装置に装して、これをオートグラフ S-500(島津製作所製)にセットし、クロスヘッドスピード 0.8 mm/min で引っ張り試験を行った(図3)。本試験は一種の Shearing Test であるので、合着体が引きはがされること

図3 オートグラフに装した
引っ張り試験装置

がないように、ゴムバンドで固定したまま合着体が被着面に沿って平行に引っ張られるように注意した。得られた値を単位面積あたりに換算して合着力とした。各セメントの各荷重あたり5個の試片が用いられた。

なお、ヒトの抜去歯についても同様な合着力試験を各群5例ずつ行ったが、ヒトの歯は最近入手が困難なので、各セメントにはほぼ同様の被膜厚さを生ずる合着荷重として250 g と1,500 g の場合のみ測定し、比較確認のための参考資料とした。この場合象牙質面としては、切歯では十分な面積が得られないので大白歯を用いた。

表面接着力の測定

被着面として、水中保管されたウシの抜去切歯のエナメル質、および象牙質と金銀パラジウム合金、および金合金(K20、石福金属興業社製)の鑄造体を用いられた。エナメル質および象牙質面は、唇面をグラインダーで平坦に削除した後、仕上げ砥石を用いて注水下で研磨した。鑄造体面は、パラフィンワックスをガラス練板に軟化圧接して縦10 mm, 横15 mm の蠟型を採得し、改良加熱膨張法によって埋没鑄造した。鑄造体の圧接面を仕上げ砥石を用いて研磨した後、超音波洗浄を行った。

アルコール綿球で拭って、気銃で乾燥された被

着面上に、一方の端が刃状に仕上げられた内径 5 mm、高さ 4 mm の銅環をのせ、ユーティリティークラックスで固定した。練和したセメントを銅環中に無圧で充填し、その上部から引っ張るためのフックを埋めた。試片はセメント練和終了 20 分後に 37℃ 水中に入れて保管した。24 時間後に、合着力の測定と同様の引っ張り試験を行った。得られた値を単位面積あたりに換算して表面接着力とした。各セメント各群 5 個の試片が用いられた。

成 績

被膜厚さ

各セメントはすべての荷重が増大するにつれて、被膜厚さを減少した(表 2, 図 4)。HY セメントと CB セメントはほぼ同様な被膜の厚さを示したが、リン酸セメントのそれは各荷重下です

表 2 各種セメントの被膜厚さの合着荷重による変化

合着荷重 (g)	被 膜 厚 (μm)		
	HYセメント	CBセメント	リン酸セメント
50	48.7 (3.2)	47.0 (4.7)	56.0 (5.5)
100	41.0 (3.7)	41.0 (3.9)	49.0 (3.9)
250	37.0 (3.5)	36.8 (2.2)	38.7 (2.4)
500	30.3 (2.4)	33.1 (2.1)	35.0 (1.5)
1,000	26.7 (2.6)	25.7 (2.8)	30.7 (2.1)
1,500	22.7 (3.4)	22.3 (2.7)	25.3 (1.1)
2,000	16.7 (1.7)	19.0 (1.6)	20.7 (1.9)

() 内は標準偏差

図 4 金属板間における各種セメントの被膜厚と荷重の関係

べて他のセメントよりやや大きかった。しかしそ

表 3 金銀パラジウム合金鑄造体を牛歯エナメル質に合着した場合の合着荷重と各種セメントの合着力

合着荷重 (g)	合 着 力 (kg/cm^2)		
	HYセメント	CBセメント	リン酸セメント
50	21.00 (2.08)	5.20 (1.84)	3.92 (1.64)
100	18.00 (3.16)	6.08 (2.24)	5.12 (2.00)
250	20.04 (9.00)	6.96 (1.32)	5.52 (1.96)
500	18.04 (5.52)	5.40 (1.92)	5.28 (0.48)
1,000	16.76 (4.00)	5.48 (2.48)	5.08 (3.32)
1,500	17.84 (4.08)	5.48 (1.32)	4.88 (1.32)
2,000	18.32 (3.40)	4.72 (1.24)	4.80 (3.04)

() 内は標準偏差

表 4 金銀パラジウム合金鑄造体を牛歯象牙質に合着した場合の合着荷重と各種セメントの合着力

合着荷重 (g)	合 着 力 (kg/cm^2)		
	HYセメント	CBセメント	リン酸セメント
50	16.24 (2.80)	4.40 (2.76)	4.12 (1.68)
100	25.24 (8.96)	4.20 (0.52)	4.92 (0.92)
250	25.84 (5.08)	4.40 (0.72)	5.32 (2.64)
500	23.00 (6.92)	5.48 (2.16)	5.88 (1.64)
1,000	18.88 (3.32)	6.84 (3.24)	8.64 (3.48)
1,500	16.64 (4.64)	8.16 (2.12)	7.20 (1.96)
2,000	13.12 (3.40)	7.92 (1.76)	7.00 (1.16)

() 内は標準偏差

図 5 金銀パラジウム合金を牛歯エナメル質に合着した場合の被膜厚さと各種セメントの合着力

図6 金銀パラジウム合金を牛歯象牙質に合着した場合の被膜厚さと各種セメントの合着力

の差は統計学的には有意ではなかった。

合着力

各種合着荷重に応ずる各セメントの牛歯エナメル質、および象牙質に対する合着力の成績(表3, 4)を調べ、そのうちの合着荷重を上記実験の成績に従って被膜厚さに換算し、被膜厚さと合着力との関係(図5, 6)を調べた。

HYセメントのエナメル質に対する合着力には、その被膜厚さが変わっても明瞭な差が認められなかったが、象牙質に対しては被膜厚さ40μm

前後で最大の合着力が認められた。

CBセメントの合着力にも被膜厚さの大きさによる変化は認められなかったが、エナメル質に対しては35μm前後で、象牙質に対しては20μm前後で比較的大きな合着力が認められた。

リン酸セメントの合着力についても、被膜厚さの大きさによる明瞭な変化は認められなかったが、とくに象牙質に対しては30μm前後で比較的に明瞭な最大の合着力が認められた。

HYセメントのエナメル質および象牙質に対する合着力はともに著しく大きく、他のセメントの約2~5倍であり、その差は統計学的にも明らかに有意であった。CBセメントとリン酸セメントとの間には合着力の差が認められなかった。

ヒトの歯に対する合着力(表5)は合着荷重250gと1,500gの場合についてのみ測定したが、これらの荷重による被膜厚さはいずれのセメントについても、それぞれ37~38μmおよび23~25μmで、だいたい同じであった。

このような2種類の合着荷重に対する合着力は、いずれのセメントによっても大差なく、平均値では1,500gの方がやや大きかったが、統計学的には有意差でないことが多かった。

エナメル質と象牙質の間にも著明な合着力の

表5 金銀パラジウム合金をヒトの歯に合着した場合の各種セメントの合着力

歯面	合着荷重 (g)	合着力 (kg/cm²)					
		HYセメント		CBセメント		リン酸セメント	
		被膜厚 (μm)		被膜厚 (μm)		被膜厚 (μm)	
エナメル質	250	37.0	23.08 (3.66)	36.8	4.68 (0.73)	38.7	3.00 (0.91)
	1,500	22.7	22.92 (4.24)	22.3	5.72 (0.23)	25.3	4.80 (0.66)
象牙質	250	37.0	20.92 (4.28)	36.8	5.32 (1.24)	38.7	2.80 (1.10)
	1,500	22.7	24.92 (4.32)	22.3	6.88 (1.38)	25.3	2.92 (1.38)

() 内は標準偏差, 下線および傍線はその両端の群の成績の間に Newman-Keul's sequential range test の結果, 有意差があったことを示す

表6 各種セメントの歯質および金属に対する表面接着力

被 着 面		表 面 接 着 力 (kg/cm ²)		
		HYセメント	CBセメント	リン酸セメント
牛 歯	エナメル質	26.6 (2.0)	23.3 (9.2)	3.1 (6.8)
	象牙質	17.7 (2.5)	15.0 (7.4)	4.1 (3.6)
歯科用 合 金	金銀パラジ ウム合金	19.7 (1.2)	0	0
	金 合 金	24.6 (1.5)	0.3 (0.8)	0

() 内は標準偏差, 下線および傍線はその両端の群の成績の間に Newman-Keul's sequential range test の結果, 有意差があったことを示す

差は認められなかったが, セメント間には明瞭な差があり, HY セメントは CB セメントの 4～5 倍, リン酸セメントの 5～8 倍の合着力を示した。

表面接着力

各セメントのウシの歯質および歯科用金属に対する表面接着力を比較した(表6)。歯質に対する接着力はHYセメントとCBセメントとの間では, 平均値では前者の方がやや大きかったものの統計学的有意差はなく, 両者ともエナメル質に対しては象牙質に対するその約 1.5 倍の接着力を示した。リン酸セメントの接着力はそれらセメントの数分の一しかなかった。

歯科用金属への接着力については, HY セメントのみが著明な接着力を示し, CB セメントおよびリン酸セメントの接着力はほとんどゼロであった。HY セメントは金銀パラジウム合金より金合金の方により強い接着力を示した。

考 察

合着荷重と被膜厚さと合着力について

本実験において, 各セメントは荷重が増大するにつれて, その被膜の厚さを減少した。この相関関係を示す曲線の形態はリン酸セメントを用いた岩本⁸⁾, 照井¹³⁾の報告にほぼ一致しており, カル

ボキシレートセメントもリン酸セメントと同様な傾向を示すことが判明した。

岩本⁸⁾はまた, リン酸セメントの合着力はその被膜厚さによって変化し, 30～40 μ m の厚さのときに明瞭なピークをもって最大の合着力を示し, これによりあまり薄くなってもまた厚くなっても合着力は小さくなると報告した。本実験で得られたリン酸セメントの合着力の値は総じて岩本のそれより小さく, かつ最大合着力を示す被膜の厚さについては明瞭なピークを示さなかった。

これは, 先の岩本⁸⁾の実験では合着体を強く圧接した状態で引っ張ったので, セメントの圧縮強さに基づく嵌合効力が強く影響したが, 今回の実験ではゴムバンド程度の圧力しか加わらず, このために嵌合効力の影響が極めて少なく, しかもリン酸セメントと金属の間には接着力がほとんどなかったので, セメントが金属の凹凸を越えて容易にすべったためと思われる。

したがって, この関係は金属にほとんど接着しないCBセメントでも同様に認められ, やはり合着力が全般に小さく, 最大合着力を示す被膜厚さのピークを明瞭に示さなかった。

しかしながら, 金属に接着する HY セメントでは合着力が極めて強く, とくに象牙質では明らかに被膜厚さ30～40 μ m で最大合着力を示し, 岩本

のリン酸セメントによる結果とだいたい一致していた。セメント被膜が著しく薄いと合着力が弱くなるのは、水分を多く含む象牙質では、その影響によるセメントの材質の低下がセメント被膜が薄いほど著しくなるためと思われる。

またセメントが金属に強く接着する場合には、剪断試験でセメントが金属の凹凸を越えてすべりにくいので有効な嵌合効力を生ずるが、その嵌合効力は両接着面の距離が大きくなるほど弱くなる¹⁴⁾。40 μ m を越えた厚さで合着力が下がったのはそのためと思われる。

表面接着力と合着力について

歯質に対する接着力については、リン酸セメントのそれは先に総山ら¹⁾がヒトの歯で測定した値より著しく小さかった。これは総山らが試料作製の際、加圧接着法を用いたのに対し、本実験では無圧接着法¹²⁾を用いたためと考えられ、同様な方法で測定した山田ら¹⁵⁾の成績とはよく一致していた。

カルボキシレートセメントは歯質に化学的に強く接着すると報告されており¹⁶⁾、本実験においてもHYセメントとCBセメントは、ともに歯質に対してリン酸セメントより大きな接着力を示した。その中でもHYセメントは平均値では常にCBセメントより大きな接着力を示したが、この差は統計学的には有意でなく、その理由は明らかでない。

またいずれのセメントでも象牙質よりもエナメル質に対して大きな接着力を示した。これはエナメル質の材質が堅固なことから、象牙質のように水分の浸透による弛みやセメントの弱化を生じにくいためと考えられる。

歯科用合金に対する接着力については、他のセメントの接着力がほとんどゼロであったのに、HYセメントのみが大きな接着力を示した。これはカルボキシレートセメントにHY剤、すなわちタンニン⁷⁾や弗化亜鉛¹⁷⁾が加えられたためと考えられるが、その作用機序は明らかでない。このような接着力の増加は金属面との化学的結合の増加と考えざるをえないが、賤金属の含有量が少な

い金合金が、金銀パラジウム合金よりもかえって大きな接着力を示しており、その理由は不明である。

HYセメントが合着力において、他のセメントよりも格段に大きな力を示したのは、このような金属に対する大きな接着力のためと考えられる。CBセメントは歯質に対しては、HYセメントとほぼ変わらない接着力を有するが、金属にはほとんど接着しない。したがって歯質と金属とをこのセメントで合着しても金属面から容易に剥がれ、そのために歯質に対する接着力をはるかに劣るリン酸セメントと同程度の合着力しか発揮できなかったものと考えられる。

これまでセメントの合着力はその大半が嵌合効力によるとされ、岩本⁸⁾はリン酸セメントの合着力は鑄造体面への結合力、ないし嵌合力の強さによって支配されると報告している。しかしながら、HYセメントのように歯質のみならず金属に対しても大きな接着力を示すセメントにおいては、合着力の成分として接着力のほうがいっそう重要な要素となる可能性がある。

また本セメントが金属のみならず、酸蝕していないエナメル質面に化学的に接着することには大きな意義があると考えられる。すなわち、これまで矯正術¹⁸⁾や動揺歯固定のために歯面を酸蝕して¹⁹⁾ブラケットその他を接着することが行われてきたが、酸蝕された歯面は粗造になり、この粗造が口中ではいつまでも残るので²⁰⁾、ウ蝕に対する抵抗が低下する恐れがある。このような場合のために、酸蝕しないで強い接着力を発揮するこのセメントの応用を試みることは有意義であろう。

総括ならびに結論

歯科用セメントの被膜厚さと合着力と表面接着力との関係を知るために、3種の合着用セメント、すなわちHY剤を配合したカルボキシレートセメント(HYセメント)、在来型のカルボキシレートセメント(CBセメント)、およびリン酸セメントを用いて、荷重の変化による被膜厚さを測定した後、金銀パラジウム合金鑄造体を牛歯

およびヒトの歯に各種荷重下で合着して、合着力とセメントの被膜厚さとの関係を検討した。また各セメントの歯質および歯科用合金に対する表面接着力を測定し、つぎのような結果を得た。

(1) 各セメントはすべて荷重が増大するにつれて、被膜厚さを減少させたが、セメント間の被膜厚さの差は認められなかった。

(2) 金銀パラジウム合金を牛歯に合着したとき、セメント被膜の厚さは一般に合着力の強さに明らかな影響を与えなかったが、HY セメントで象牙質面に合着したときにのみ $40\mu\text{m}$ 前後で明瞭に最大合着力を示した。

(3) リン酸セメントの接着力は歯質にも金属にも極めて小さく、CB セメントは歯質のみに強く接着した。HY セメントは歯質のみならず金属面にも強く接着した。

(4) 象牙質への接着力は、いずれのセメントでもエナメル質への接着力よりは小さかった。

(5) 歯質と金属との双方に強く接着する HY セメントは、エナメル質に対しても象牙質に対しても、他のセメントの数倍の強力な合着力を示した。

謝 辞

稿の終わりに際して、終始懇切なご指導、ご校閲をいただきました東京医科歯科大学歯学部第1歯科保存学教室総山孝雄教授に心からお礼申し上げます。また種々ご援助いただいた岩久正明助教授、黒崎紀正、高津寿夫、中村昌人講師および第1歯科保存学教室員各位に深く感謝いたします。

文 献

- 1) 総山孝雄, 石橋真澄, 北崎孝雄: 即時重合レジンと燐酸セメントの合着力に関する研究. 口病誌, 23: 101-107, 1956.
- 2) Brauer, G. M.: New developments in zinc oxide eugenol cement. Ann. Dent., 26(2): 44-50, 1967.
- 3) Smith, D. C.: A new dental cement. Brit. Dent. J., 125: 381-384, 1968.
- 4) 谷崎幸司: タンニン・フッ化物配合剤による二次ウ蝕の抑制に関する基礎的研究. 日歯保誌, 21: 279-296, 1978.
- 5) 石松新太郎, 伴野和夫, 佐藤孝俊, 斎藤好広, 会田雅啓: タンニン・フッ化物 (HY 剤) を配合したユーギノールセメントの象牙質蛋白への影響. 歯材器誌, 36: 164-169, 1979.
- 6) 井上 清, 安井嘉利, 柴谷貴子, 谷崎幸司, 清水明彦, 福田和彦: タンニン・フッ化物配合剤による生活歯および抜去歯ウ蝕象牙質の Remineralization. 日歯保誌, 23: 363-369, 1980.
- 7) 月星光博: タンニン・フッ化物配合カルボキレートセメントに関する研究. 歯材器誌, 37: 260-286, 1980.
- 8) 岩本次男: 燐酸セメントの被膜厚と合着力. 歯材器誌, 4: 98-106, 1959.
- 9) ADA: American Dental Association Specification No. 8 for Dental Zinc Phosphate Cement. Guide to Dental Materials and Devices, 189-193, 1974-1975 (7th Ed.).
- 10) ADA: American Dental Association Specification No. 61 for Zinc Polycarboxylate Cement. JADA, 101: 669-671, 1980.
- 11) 総山孝雄: 鋳造修復. 永末書店, 京都, 1968.
- 12) Fusayama, T., Nakamura, M., Kurosaki, N. and Iwaku, M.: Non-Pressure Adhesion of a New Adhesive Restorative Resin. J. Dent. Res., 58: 1364-1370, 1979.
- 13) 照井保之: インレー保持に関する研究, 第3報, セメントの膜圧と保持力との関係. 日歯保誌, 16: 1-14, 1973.
- 14) 総山孝雄: 新歯科用セメント. 永末書店, 京都, 1972.
- 15) 山田敏元, 中島章富, 千葉一雄, 武井正樹, 岩久正明: HY 剤を配合した新しいカルボキレートセメントに関する研究. 日歯保誌, 24: 593-596, 1981.
- 16) Mizrahi, E. and Smith, D. C.: The Bond Strength of a Zinc Polycarboxylate Cement. Brit. Dent. J., 129: 381-384, 1969.
- 17) 谷 嘉明, 竹内正敏, 井田一夫: フッ化物混入カルボキレートセメントに関する研究, 第3報, 象牙質に対する接着性について. 歯材器誌, 34: 249-256, 1977.
- 18) Miura, F., et al.: New direct bonding system for plastic bracket. Amer. J. Orthodont., 59: 350-361, 1971.
- 19) Cuets, E. I. and Buonocore, M. G.: Sealing of pits and fissures with an adhesive resin and caries prevention: its use in caries prevention. JADA, 75: 121-128, 1967.
- 20) Carberoglis, R. and Cozzani, G.: In vivo Effect of Oral Environment on Etched Enamel: A Scanning electron Microscopic Study. J. Dent. Res., 58: 1860-1865, 1979.