



匠から科学へ、そして医学への融合

歯科用エッチング材

# Zero Flow Etchant

ゼロフローエッチャント

## 製品レポート

エナメル質にピタッと留まる  
脱灰深度を制御したリン酸エッチャント





# 目次

1. はじめに.....	2
2. 歯質へのエッチングについて.....	4
2.1. エナメル質の構造と組成.....	4
2.2. エナメル質の脱灰.....	4
2.3. リン酸エッチング材の有効性.....	5
3. 「ゼロフローエッチャント」のコンセプト.....	7
3.1. 垂れないペースト性状.....	7
3.2. リン酸によるエナメル質粗造化と操作時間.....	7
3.3. コントロールされた脱灰深度.....	10
4. 「ゼロフローエッチャント」の特徴および注意点.....	13
4.1. pH 評価.....	13
4.2. 象牙質の過脱灰について.....	15
4.3. 歯科修復物のクリーニング.....	17
4.4. 水洗時間について.....	20
4.5. 使い分けできるニードルチップ.....	22
5. 操作方法.....	23
6. 臨床例.....	24
7. 終わりに.....	30

## 監修

ヤマキン博士会 (50 音順)

安楽 照男 博士 (工学)	糸魚川博之 博士 (理学)	加藤 喬大 博士 (工学)
坂本 猛 博士 (薬学)	佐藤 雄司 博士 (学術)	田中 秀和 博士 (工学)
林 未季 博士 (医学)	松浦理太郎 博士 (農学)	水田 悠介 博士 (工学)
溝渕 真吾 博士 (工学)	山添 正稔 博士 (歯学)	山本 裕久 博士 (学術)

ヤマキン博士会 相談役

山田 文一郎 博士 (工学)

## ヤマキン博士会とは？

ヤマキンのさまざまな専門分野のエキスパート集団であり、おのこの知識や経験、技術を融合することで、イノベーションを継続的に発生させる原動力となっている。

## ゼロフローエッチャント 製品レポート

有機材料開発課 主幹研究員 博士（工学） 水田 悠介  
有機材料開発課 主任エンジニア 修士（学術） 一柳 浩輝  
取締役 主席研究員 博士（工学） 加藤 喬大

### 1. はじめに

近年の歯科接着技術の進化は著しく、1ステップ1液型のボンディング材や、そこからさらに発展したユニバーサルアドヒーズ型のボンディング材などのように、高い接着力だけでなく操作の簡略化を実現した接着材料が多くのメーカーから発売されている。これらの製品の使用頻度は今後もさらに高くなるものと予想される。

このような技術の進化が進む中で、歯科用エッチング材の立ち位置や役割も徐々に変化していると思われる。例えば、3ステップエッチ&リンスシステム（3-E&R）においては、接着の前処理として歯科用エッチング材を使用することが必須であった。しかしながら、1ステップ1液型のボンディング材への進化とともに、歯科用エッチング材の使用を省略することが可能となった。この変化は治療の簡易化をもたらしたが、同時にコンポジットレジン充填箇所のマージン部の着色に関するトラブルの顕在化などが懸念される。

このマージン部の着色は、治療後の歯の外観を損ねるだけでなく、患者の満足度や信頼を失うリスクがある。そのため、簡易化の追求と治療の質のバランスを考慮すると、歯科用エッチング材の再評価とその必要性が改めて注目される時期に来ていると考える。

YAMAKIN 株式会社（以下、ヤマキン）では、歯科用エッチング材（歯科セラミックス用接着材料）として「マルチエッチャント」を2017年に発売した。「マルチエッチャント」はあらゆる材料や材質をクリーニングでき、歯質に塗布することでエッチング処理をおこなうことができる。マイルドタイプなのでエナメル質だけでなく、象牙質も同時に使用できる。適用可能な材料の多さが、「マルチエッチャント」の最大の強みである。

一方で、「マルチエッチャント」は象牙質にも使用できるよう、酸性度が比較的低い設計のマイルドエッチングを採用しているため、エナメル質に対しての脱灰性が、一般的なリン酸エッチング材と比べて弱くなるという短所があった。上述のとおり、エナメル質へのエッチングを見直さなければならない状況と認識されたため、ヤマキンにおいては、エナメル質へのエッチングに特化した歯科用エッチング材が必要という結論に至った。

したがって本製品「ゼロフローエッチャント」は、エナメル質への脱灰に特化して開発されたセレクトティブエッチング用のエッチング材である。ゼロフローという名前のとおり、塗布後は垂れることなく塗布した場所に留まるため、エナメル質のセレクトティブエッチングが容易になり、象牙質に付着することによる過脱灰のリスクを低減できると考えている。さらに、歯面を素早く粗造化し、ボンディング材との接着性を向上できるという特長に加え、「歯を溶かしすぎない」という特徴的な性能を有している。

本レポートでは、歯科用エッチング材の歴史および本製品の物性を詳細に検証し、その真の価値と必要性を解説する。「術者の利便性と、歯を大切にしたいという患者の想いの両立」という本製品に込めた想いをご理解いただき、本製品を手にとっていただければ幸いです。

## 2. 歯質へのエッチングについて

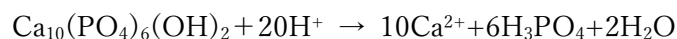
### 2.1. エナメル質の構造と組成

歯の硬組織は、もっとも外側のエナメル質とその内側の象牙質で構成されている。ここでは、リン酸エッチング材の適用対象であるエナメル質に着目する。エナメル質の95%は無機質のハイドロキシアパタイト ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ )であり、ほかに数種類のタンパク質と、ごく微量の炭水化物、脂質および水分で構成される<sup>1,2)</sup>。

エナメル質の構造単位はエナメル小柱という3~5 $\mu\text{m}$ 程度の緻密な構造体であり、この小柱が束をなしてエナメル質と象牙質の境からエナメル質表面まで達する。また、エナメル質最表層には約30~100 $\mu\text{m}$ の耐酸性の高い無小柱エナメル質構造が存在することが知られている<sup>1,2)</sup>。

### 2.2. エナメル質の脱灰

エナメル質は、エッチング材に含まれている酸性成分から放出されるプロトン( $\text{H}^+$ )と $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ と反応し、この反応が脱灰(demineralization)と呼ばれている。特に歯科用エッチング材に限れば、その酸性成分は基本的にリン酸であり、30~40%程度が含有されている。これだけの高濃度の酸性溶液がエナメル質表面に接触する界面には多量のプロトン( $\text{H}^+$ )が供給され、以下のような反応が進行すると考えられる<sup>1)</sup>。



※周囲のpHによってリン酸の解離分率が異なるため、実際はもっと複雑である。

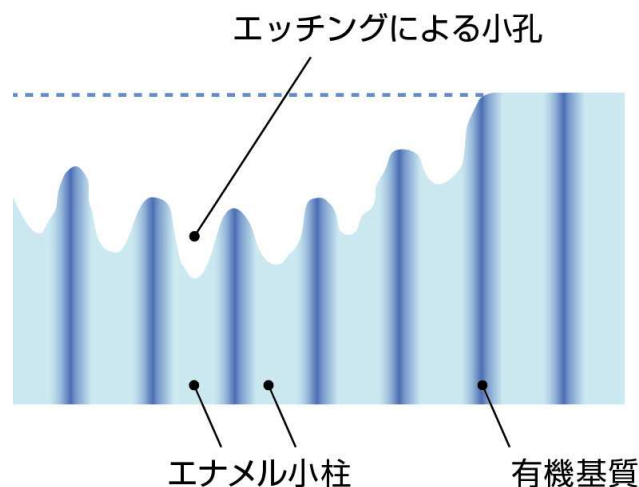


図 2-2-1 エナメル質の脱灰

リン酸を作用させた表面は、エナメル小柱に由来する規則的な組織構造（エッチングパターン）が得られる。また、そのエッチングパターンの凹凸は、適用するエッチング材の酸性度の高さによって影響を受ける（3.2.項にて述べる）。歯科用接着材との接着強さ発現には、化学的相互作用の役割だけでなく、このような組織構造への機械的な嵌合というマクロな視点も非常に重要になってくると考えられる。

### 2.3. リン酸エッチング材の有効性

エナメル質表面が無処理の状態であれば、歯科充填用コンポジットレジンを充填したとしても、ほとんど接着強さを得ることはできない。歯質とレジンとの接着を実現していく歴史の中で注目すべき進歩は、1955年に Buonocore の見出した高濃度リン酸水溶液を用いるエナメル質の表面処理（エッチング処理）によるレジンとの結合強化である<sup>3)</sup>。これは歯科接着の原点であり、レジンと歯質の接着における表面処理の有効性が示されたが、その時点ではモノマー、プライマー、さらに重合開始剤もまだまだ改良の余地があった。そこから、材料と歯質との間の化学的・物理的相互作用を利用した歯科用接着材が発展していくことになる。接着材の発展過程では、接着に先立ちエッチングとプライミングをおこない、各操作の後に、洗浄をおこなう方法（3-E&R）から、エッチングと（プライミング+接着）の2段階でおこなう方法（2-E&R）や、これらの機能の一部（2-SER）あるいはすべてを集約し簡略化した1ステップ1液型接着材（1-SER）が開発されている（表2-3-1）<sup>4-7)</sup>。

表 2-3-1 歯科接着材の分類

エッチング-リンスの操作 (etch-and-rinse)	成分		
	エッチング剤	プライマー	接着レジン
3段階E & R (3-E&R)	酸	溶媒, モノメタクリレート, 開始剤, 安定剤など	ジメタクリレート, 水溶性メタクリレート, 開始剤, 安定剤, (フィラー) など
2段階E & R (2-E&R)	酸	溶媒, モノメタクリレート, ジメタクリレート, 水溶性メタクリレート, 開始剤, 安定剤, (フィラー) など	
自己エッチングの操作 (self-etching)	成分		
	自己エッチングプライマー		接着レジン
2段階SEA (2-SEA)	溶媒, 水, 酸メタクリレート, 水溶性メタクリレート, 開始剤, 安定剤など		ジメタクリレート, 水溶性メタクリレート, 開始剤, 安定剤, (フィラー) など
1段階SEA (1-SEA)	溶媒, 水, モノメタクリレート, ジメタクリレート, 水溶性メタクリレート, 開始剤, 安定剤, (フィラー) など		

特に1ステップ1液型接着材は、操作の簡略化だけでなく、術者の技術レベルによる接着操作への影響を低減できるというメリットもある。一方で、「セルフ」に「エッチング」という機能を発揮しなければならないことから、接着材成分として水を含有させる必要がある。なぜなら、2.2.項に記載のとおり、歯質への接着ではプロトン(H<sup>+</sup>)による脱灰反

応が進行しなければならないからである。さらに詳細に述べると、プロトンは正に帯電した水素イオン(H<sup>+</sup>)であり高い反応性を示すが、極性の高い溶媒中でより安定に存在させることができる。そのため、接着材に含まれている接着性モノマーのリン酸基やカルボキシ基からプロトン(H<sup>+</sup>)を効率的に解離させるためには、水という高い極性をもった溶媒の存在が必須になる。しかしながら、ボンディング層に残存した水は、適用後(光照射後)の長期的予後に悪影響を与えると考えられることから、一切の水が除去されていることが理想である。これが1ステップ1液型接着材の難しさである。そのためか、多段階の接着と比べると接着強さが劣ることがあり、長期的予後の観点で課題も明らかになっている<sup>8)</sup>。

また、象牙質にも適用することに着目すると、ボンディング材自体の酸性度を高くしすぎない方が望ましい。酸性度が高すぎると象牙質のコラーゲン繊維周囲に存在するハイドロキシアパタイトを過度に脱灰してしまうために、接着性モノマーとハイドロキシアパタイトとの化学的接着が低減してしまうことが問題として報告されている<sup>9-11)</sup>。そのため、現在の1ステップ1液型接着材は、酸性度が低いものが多い<sup>2)</sup>。

上記のように、一般的に1ステップ1液型接着材の酸性度は低くエナメル質のエッチングが不十分になるリスクがあるため、マージン部のエナメル質に対してあらかじめ歯科用エッチング材を適用すること(セレクトティブエッチング)で、接着をより強固にすることが有効だと知られている<sup>12-14)</sup>。いくつかの報告においては、セレクトティブエッチングの有無で成功率(脱離、う蝕の発生、リペアを必要とするマージントラブル)に違いはないとされているが、セレクトティブエッチングをおこなうことで同時にマージン着色の発生を抑えられていることも報告されている<sup>15, 16)</sup>。裏を返せば、1ステップ1液型接着材の使用頻度が高くなればなるほど、マージン着色で発生するトラブルの頻度も高くなることが予想される。

近年、1ステップ1液型接着材はレジンセメントのプライマーとしての役割を担うなど、簡便性と汎用性が向上し続けている。今後の使用率の増加が予想される中で、当社では治療の質の向上を目的として、セレクトティブエッチングに適したリン酸エッチング材「ゼロフローエッチャント」を開発した。



### 3. 「ゼロフローエッチャント」のコンセプト

#### 3.1. 垂れないペースト性状

「ゼロフローエッチャント」はその製品名である「ゼロフロー」のとおり、ペーストが垂れないことをコンセプトにしている。4.2.項にて詳細を記載するが、リン酸エッチング材が象牙質に適用された場合には過脱灰になり接着性が低下するリスクがあることから、エナメル質のみに限局して適用できるようなペーストの粘性に設計する必要があった。

図 3-1-1 は本製品を採取後 60 秒間静置(水平, 垂直)した図である。本製品は垂れることなくその場に留まっており、セレクトイブエッチングに適したペースト性状となっていることが分かる。

一方、「マルチエッチャント」はリン酸モノマーによるマイルドエッチングが可能な製品であり、エナメル質と象牙質の両方に使用可能という特徴がある。より広範囲に塗布しやすいよう流動性を高く設計している(図 3-1-2)。写真を比較すると両者には大きな違いあることが分かる。



図 3-1-1

「ゼロフローエッチャント」の性状



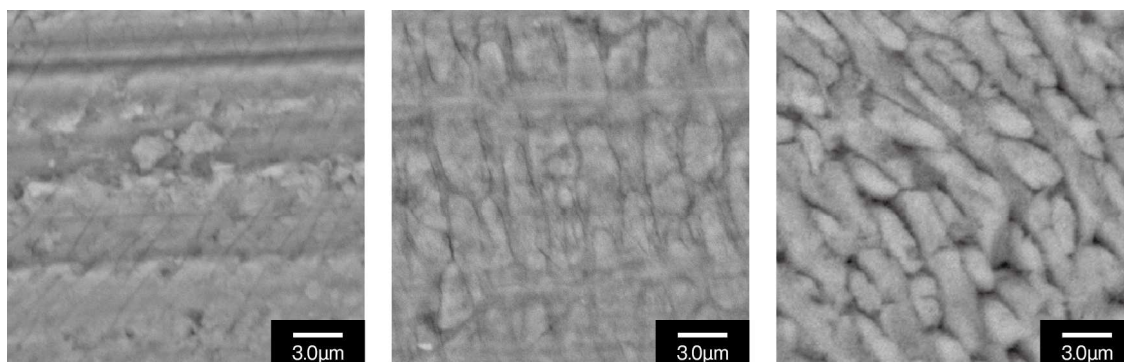
図 3-1-2

「マルチエッチャント」の性状

#### 3.2. リン酸によるエナメル質粗造化と操作時間

「ゼロフローエッチャント」は塗布後直ちに歯面を粗造化し、ボンディング材と歯質間の機械的接着性を向上させることが可能である。

図 3-2-1 は、P600 の耐水研磨紙で研磨をおこなった牛歯エナメル質であり、それぞれエッチング未処理、「マルチエッチャント」処理、「ゼロフローエッチャント」処理をおこなった牛歯エナメル質の SEM 写真である。写真から、「マルチエッチャント」より酸性度の高いリン酸エッチング材である「ゼロフローエッチャント」の方がエッチングパターンの凹凸が深く、しっかりとエナメル質を粗造化していることが確認できる。



エッチング未処理

「マルチエッチャント」処理

「ゼロフローエッチャント」処理

- ・走査型電子顕微鏡「TM3030」（株式会社 日立ハイテクノロジーズ）にて撮影
- ・エッチング時間：「マルチエッチャント」20秒、「ゼロフローエッチャント」15秒

図 3-2-1 牛歯エナメル質表面の SEM 写真

次に塗布時間による粗造化の影響について検討する、広範囲の歯面処理では、エッチング材を「塗り始めた箇所（開始点）」と「塗り終えた箇所（終了点）」でエッチング時間に差が出てくることが想定される（図 3-2-2）。



塗布開始点と終了点の  
エッチング材の接触時間は異なる



もし、塗布に 30 秒がかかった場合  
洗浄するまでの接触時間は

**開始点：45 秒**

**終了点：15 秒** となる

写真提供：竹内歯科医院（香川県綾歌郡宇多津町）竹内 一貴 氏

図 3-2-2 エッチング材の歯質との接触時間

このエッチング材の接触時間の差が接着性を与える影響について次のとおり検証した。

平面になるように研磨した牛歯エナメル質に「ゼロフローエッチャント」を塗布し、既定の時間（5、15、60 秒間）静置し、水洗および乾燥をおこなった。その後、直径 2mm の穴があいたマスキングテープを貼り、接着面を限定した。接着面にボンディング材「TMR-アクアボンド 0-n」（ヤマキン）を塗布してから 5 秒後（脱灰時間）に、塗布面をエア-

ブローで乾燥した。照射後、直径 4 mm×高さ 4 mm のチューブを設置し、歯科充填用コンポジットレジン「ア・ウーノ」(ヤマキン) を充填硬化し、試験体とした。試験体は 37℃ の水中で 1 日保管後、1 mm/min の速度でコンポジットレジンの支柱を接着面に対して水平方向にせん断する試験をおこない、破断時の応力よりせん断接着強さをもとめた。

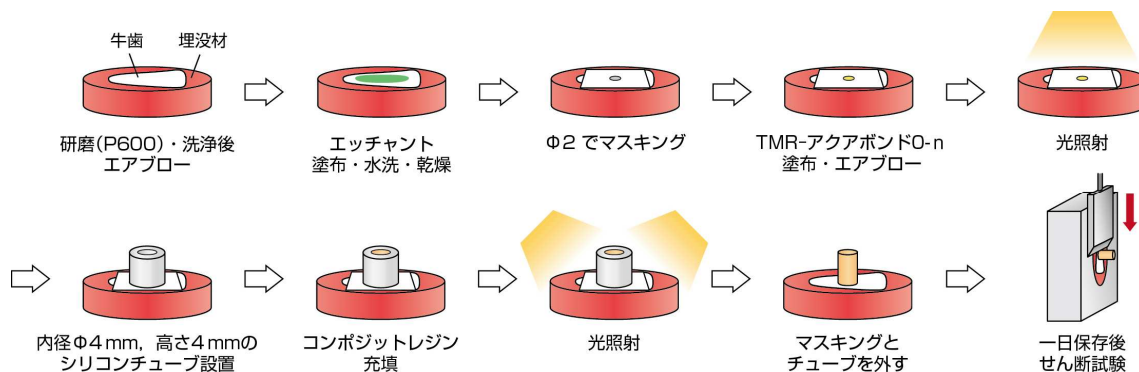


図 3-2-3 せん断試験手順

図 3-2-4 にエッチング時間を変えたときのボンディング材のエナメル質に対するせん断接着強さの結果を示す。エッチング時間を変えても接着強さへの影響はほとんど認められないことから、余裕をもった処理が可能だと考えられる。また、当社指定のエッチング時間は 15 秒ではあるものの、5 秒という短い時間であっても接着強さに影響がみられないことから、エッチング時間が短くなった場合のリスクは低いと考えることができる。

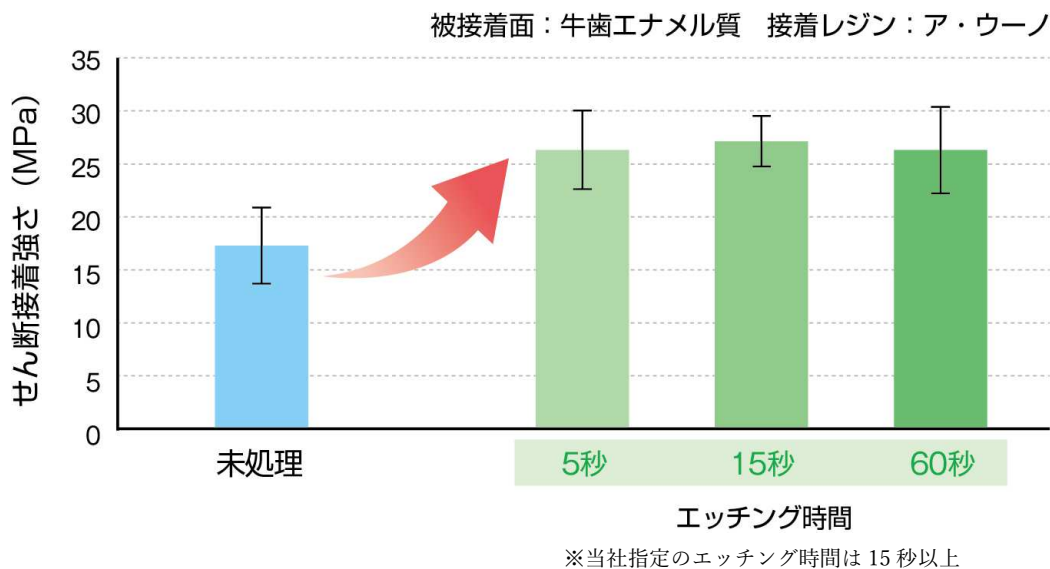


図 3-2-4 「ゼロフローエッチャント」のエッチング時間ごとのせん断接着強さ

1 ステップ 1 液型接着材とリン酸エッチング材を使用した報告の中には、エッチング時間は 3 秒以上であれば接着強さに影響はないとするものもあり<sup>17)</sup>、本試験結果と類似している。おそらく、3~5 秒の接触時間において十分に表面粗造化が進んでいるものと推測される。なお、当社においてはこの点について留意はしつつも、未切削エナメル質のような耐酸性の比較的高い表面などを想定するために、15 秒という余裕をもったエッチング時間を推奨している。

### 3.3. コントロールされた脱灰深度

2.3.項で述べたように、1955 年に Buonocore らはリン酸水溶液を用いることで、エナメル質とレジンとの接着強さが向上することを報告した<sup>3)</sup>。このときに用いられたリン酸の濃度は 85%であり、非常に高濃度酸であった。その後は徐々にリン酸の濃度が下げられていき、近年では 40%程度のリン酸を使用したエッチング材の報告が多くなっている<sup>2)</sup>。さらに、3.2.項でも触れた 3~5 秒という短いエッチング時間においても、十分な接着性が得られることを考慮すると、適切なリン酸濃度について考察する余地があるように思われる。なお、「ゼロフローエッチャント」のリン酸濃度は 26%であり、上記で報告されているものと比べると低い設計である。

ここで考慮したいことは、Buonocore らはもちろんのこと、リン酸エッチング材を使用している術者は「歯を溶かすため」にリン酸を使用しているのではなく、「歯面をレジン接着に適した表面に改質するため」にやむをえず歯を溶かしていることである。

つまり、十分な接着性が得られるのであれば、歯を溶かす量はできる限り少なくすることが理想である。矯正歯科のように、健全な歯質に対して処置をおこなうのであれば、特にこの考え方は重要と思われる。

ここで、本製品の脱灰深度（歯を溶かす量）を以下のように検証した。

平面になるように研磨した牛歯エナメル質に「ゼロフローエッチャント」もしくは比較対象（26%リン酸水溶液）を塗布し、既定の時間（5~60 秒間）静置し、水洗および乾燥をおこなった。その後、表面粗さ計「SURFTEST SV-600」（株式会社ミットヨ）を用いた測定をおこない、脱灰深度を算出した。

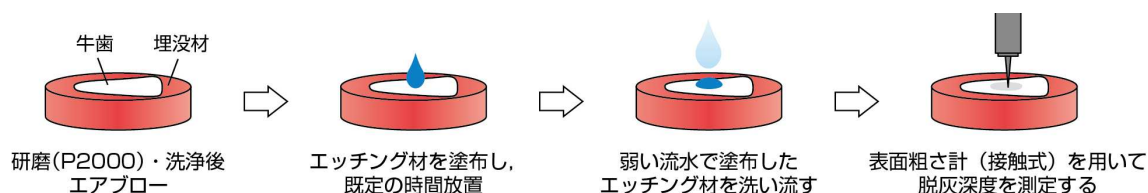


図 3-3-1 脱灰深度評価手順

図 3-3-2 にエッチング時間を変えたときのエナメル質の脱灰深度を示す。エッチング時間が長ければ長いほど、脱灰深度もより深くなる傾向が示されている。リン酸エッチング材と歯質との脱灰反応は、塗布されたリン酸がすべて消費されるまで進行し続けると考えられる。本試験における最長エッチング時間である 60 秒においても脱灰深度が飽和せず増大し続けていることから、実際の臨床においてもエッチング材が歯面に接触し続ける限り、その箇所歯質は溶け続けていると推測される。

ここで注目したいのが、「ゼロフローエッチャント」とリン酸水溶液との比較である。同じリン酸濃度 (26%) に調整しているにも関わらず、エッチング時間 15 秒において「ゼロフローエッチャント」は約 1  $\mu\text{m}$ 、リン酸水溶液は約 4  $\mu\text{m}$  と大きな差が生じている。これは、溶液の粘性が影響している可能性が高い。「ゼロフローエッチャント」の粘性は 3.1. 項で記載したとおり「垂れない」設計であるが、リン酸水溶液の粘性はほとんど水と同じである。歯面の脱灰反応が進行すると歯面に凹凸が生じるが、さらに反応が進行するためにはエッチャントが深部へ浸透する必要があると考えられる。「ゼロフローエッチャント」はその粘性の高さから、歯質への浸透速度が遅く、脱灰深度が必要以上に大きくならないようにコントロールされていると推測できる。

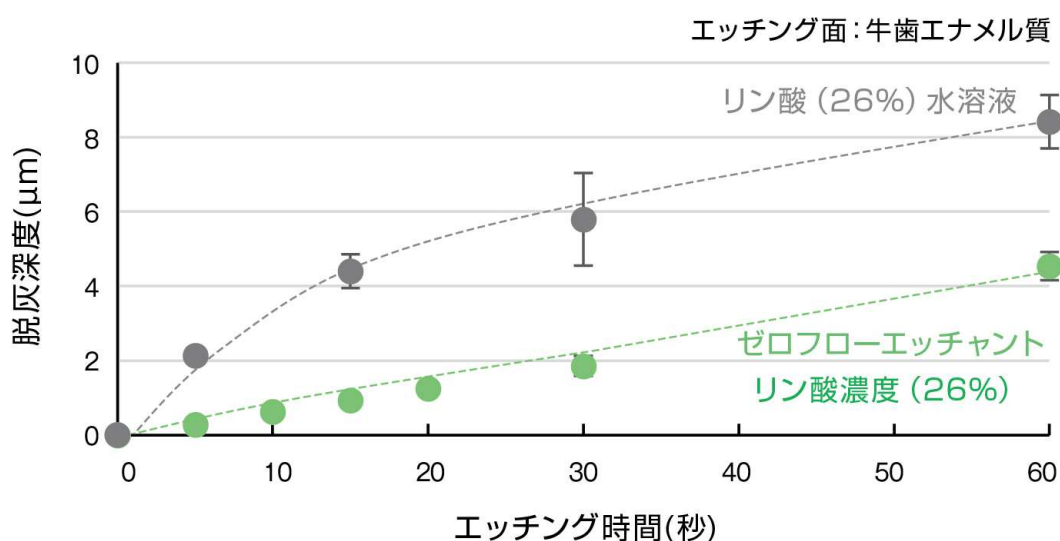


図 3-3-2 エッチング時間と脱灰深度

「ゼロフローエッチャント」の脱灰深度はリン酸水溶液と比べると低いものの、3.2. 項で述べたようにエッチング時間が 5 秒 (脱灰深度: 約 0.3  $\mu\text{m}$ ) でも十分な接着性が得られている。よって、臨床においても十分な性能を発揮すると想定される。エッチング時間の影響に関する研究によれば、エッチング処理を施した歯面の表面自由エネルギー<sup>\*</sup>は、未処理の歯面よりも高いことが報告されている<sup>17)</sup>。一方で、エッチングにより表面自由エネルギーは増大するものの、エッチング時間を 3 秒から 15 秒へ延長しても、表面自由エ

エネルギーは増大しない結果も示されている<sup>17)</sup>。これらの研究結果と前述の脱灰深度に関するデータを総合的に考慮すると、エッチング時間の延長は歯質の溶解を促進するものの、表面の接着性に対する影響は限定的と考えられる。したがって、「ゼロフローエッチャント」の脱灰深度のコントロールは、臨床応用において大きなメリットとして案内できると判断した。

※表面自由エネルギーに関する補足

図3-3-3に示すように、歯質とボン드가接している状態を考える。ボンドと歯質の界面自由エネルギーを「 $\gamma_{\text{ボンド-歯質}}$ 」、ボンドと歯質の表面自由エネルギーを「 $\gamma_{\text{ボンド}}$ 」、「 $\gamma_{\text{歯質}}$ 」とする。両者が接している状態から引き離すエネルギーを接着仕事（ $W_a$ とする）といい、デュブレ式によれば以下のように表現される<sup>18)</sup>。

$$W_a = \gamma_{\text{ボンド}} + \gamma_{\text{歯質}} - \gamma_{\text{ボンド-歯質}}$$

この式に従えば、エッチング処理した歯質の表面自由エネルギー「 $\gamma_{\text{歯質}}$ 」が増大すると、接着仕事（接着強さに影響を与える1つの要因）も増大するという理論である。

実際の歯質とボンディング材においては、エッチングパターン形成による機械的接着や接着性モノマーによる化学的接着も影響することから、さらに複雑化することに留意したい。

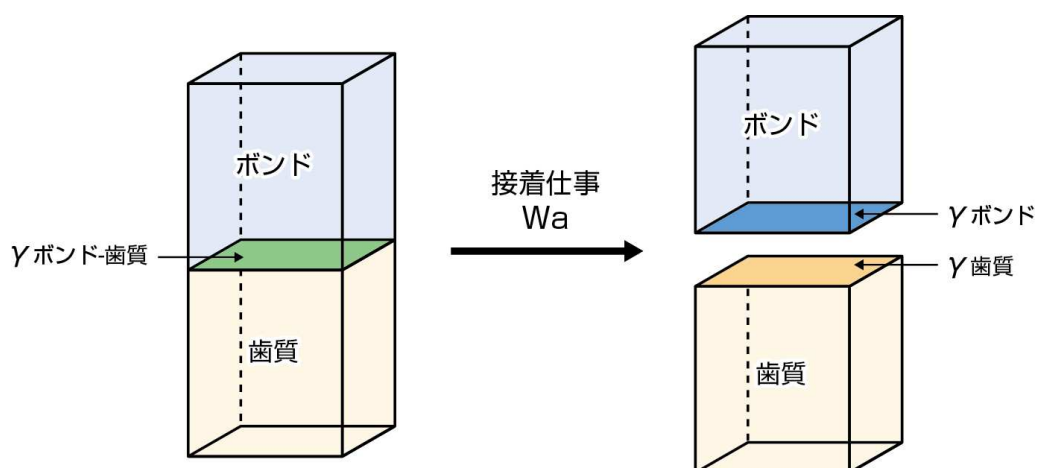


図 3-3-3 接着仕事

## 4. 「ゼロフローエッチャント」の特徴および注意点

### 4.1. pH 評価

pH とは水溶液中のプロトン(H<sup>+</sup>)水素イオン濃度を表す指数（下式）であり、ちょうど pH=7 を中性とし、それ未満を酸性、それよりも大きい値だと塩基（アルカリ性）とするものである。

$$\text{pH} = -\log_{10} (\text{プロトン(H}^{\text{+}})\text{濃度})$$

pH を測定する方法としてはリトマス試験紙や中和滴定なども考えられるが、いずれも歯科用エッチング材への適用は不適合である。その理由は、いずれの製品も口腔内で目視できるように着色されており、色に基づく判別が難しいからである。

当社では、pH メーター「F-55」（株式会社堀場製作所）を使用して pH 評価をおこなっている。この装置は、標準水溶液と測定水溶液との電位差を測定し、pH 値を算出するものである。

「ゼロフローエッチャント」および比較対象として「マルチエッチャント」を測定した結果を表 4-1-1 に示す。また、リン酸エッチング材にはリン酸や水以外にも多数の成分が含まれており、一般的な水溶液での pH 測定よりも複雑になっている可能性が考えられることから、測定値については慎重に取り扱う必要がある（本レポートではおおよその値を示す。また、厳密な比較は困難であることに留意が必要である）。そこで、参考値として蒸留水にて 100 倍希釈した結果も記載する。

表 4-1-1 各製品の pH

製品名 酸性成分 化合物濃度	酸性度 (pH)	
	希釈なし	100倍希釈
ゼロフローエッチャント リン酸 26%	約0	1.9
マルチエッチャント リン酸モノマー (M-TEG-P®) 6%	約1	2.9

いずれの結果においても、「ゼロフローエッチャント」は「マルチエッチャント」と比べて pH が低く、より高い酸性度を示している。前述のとおり単純な比較は難しく、あくまで計算上での話であるが、ハイドロキシアパタイトの脱灰反応を進めるために必要なプロトン(H<sup>+</sup>)の濃度に約 10 倍の差があることになる。この酸性度の差によって、「ゼロフローエッチャント」はセレクトィブエッチング、「マルチエッチャント」はマイルドエッチングと

いう異なる特性が得られている。

ここで、各エッチング材で処理したエナメル質の接着性について次のとおり検証した。

平面になるように研磨した牛歯の研磨面に直径 3 mm の穴があいたマスキングテープを貼り、接着面を限定した。接着面をエアブローで乾燥後、当社試作ボンディング材を塗布してから 20 秒後（脱灰時間）、塗布面をエアブローで乾燥し、光重合後、歯科充填用コンポジットレジジン「ア・ウーノ」を充填硬化した。この硬化面にレジンセメントを用いてステンレス成型棒を固定して試験体を作製した。試験体は 37 °C の水中で 1 日間保管後、1 mm/min の速度でステンレス成型棒を接着面に対して垂直に引っ張る試験をおこない、破断時の応力より引張接着強さを求めた。なお、エッチング材の効果・影響をより明確にするために、ここでは接着性の低い試作ボンディング材をあえて使用している。

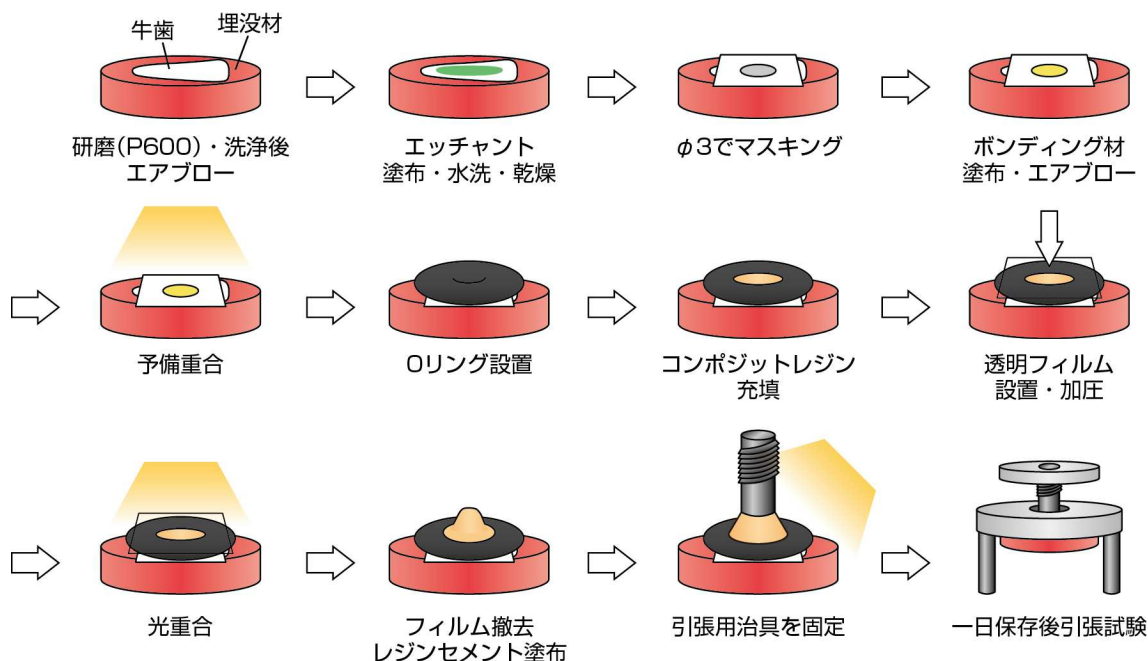


図 4-1-1 試験手順

引張試験の結果を図 4-1-2 に示す。エナメル質への接着に対しては、「マルチエッチャント」および「ゼロフローエッチャント」を適用することで接着性が高くなることが示された。また、酸性度の高い「ゼロフローエッチャント」の方が、接着性向上の効果は顕著であった。



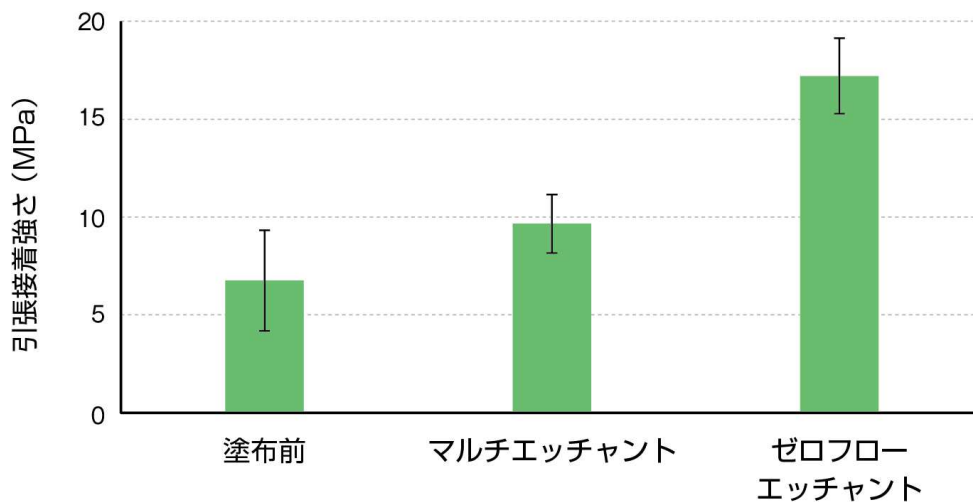


図 4-1-2 エナメル質にエッチング材を使用したときの引張接着強さ

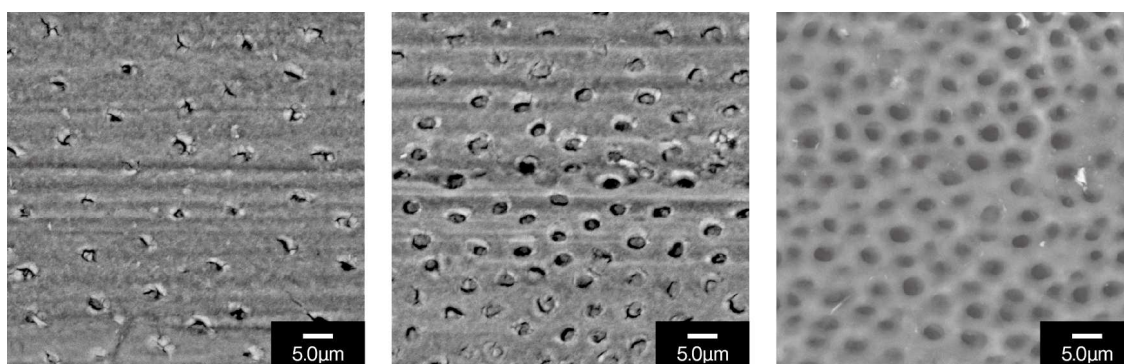
#### 4.2. 象牙質の過脱灰について

歯冠部の構造は 2.1.項で述べたエナメル質と象牙質から構成されている。歯冠部の欠損は、エナメル質と象牙質の混合窩洞となることも多いので、歯科用接着材の適用範囲はこの二つの組織が中心となる。しかし、両者とも歯の硬組織であるが、組成と構造が大きく異なっている。象牙質は、容積の約 30%がコラーゲン繊維という有機質からなり、このコラーゲン繊維にヒドロキシアパタイトの板状結晶が密に付着している。さらに歯髄から象牙質の表面に向かう象牙細管が放射状に存在している<sup>1)</sup>。

象牙質にリン酸エッチング処理をおこなうと、コラーゲン繊維周囲のヒドロキシアパタイトが完全に除去されてしまう。このような表面に対しては、ボンディング材等の成分が浸透しきれない可能性が報告されており、基本的に象牙質へのリン酸エッチング材の適用は避けるべきであると考えられている<sup>19,20)</sup>。

図 4-2-1 は、P600 の耐水研磨紙で研磨をおこなった牛歯象牙質であり、それぞれエッチング未処理、「マルチエッチャント」処理、「ゼロフローエッチャント」処理をおこなった牛歯象牙質の SEM 写真である。

マイルドエッチングである「マルチエッチャント」を適用した象牙質は、切削屑で封鎖されていた象牙細管が開き、より接着に適した表面に改質されていることが推察される。一方で、比較的酸性度の高い「ゼロフローエッチャント」を適用すると過脱灰と考えられる表面状態の大きな変化が示されている。従って、「ゼロフローエッチャント」の適用箇所はエナメル質に限局している。



エッチング未処理

「マルチエッチャント」処理

「ゼロフローエッチャント」処理

- ・走査型電子顕微鏡「TM3030」にて撮影
- ・エッチング時間：「マルチエッチャント」20秒、「ゼロフローエッチャント」15秒

図 4-2-1 牛歯象牙質表面の SEM 写真

また、過脱灰となった場合の象牙質の接着性を調べるため、4.1.項と同様の方法で引張試験をおこなった。

引張試験の結果を図 4-2-2 に示す。「ゼロフローエッチャント」を適用すると接着強さは低下傾向にあり、過脱灰による影響が懸念される。「マルチエッチャント」においては、過脱灰のリスクを最小限にしつつスミア層を除去できるため、エナメル質と象牙質ともに区別なく処置することが可能である。

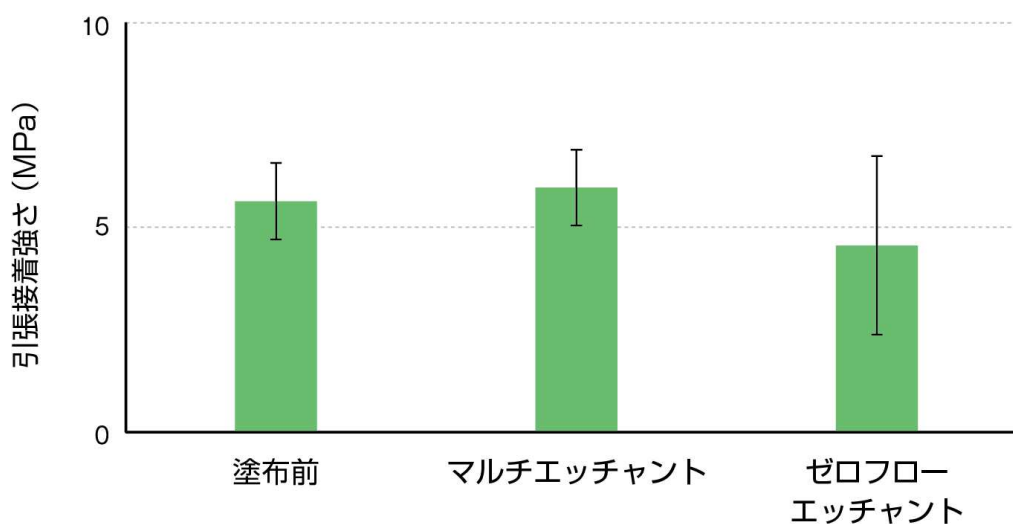


図 4-2-2 象牙質にエッチャントを使用したときの引張接着強さ

### 4.3. 歯科修復物のクリーニング

歯科修復物を口腔内に装着する際には、同時に使用されるレジンセメントの効果を阻害しないように清浄であることが理想である。しかしながら、試適をおこなうと唾液や血液の付着（場合によっては止血剤による処理）は避けられないため、リン酸エッチング材による洗浄処理をすることがある。「ゼロフローエッチャント」の止血剤に対する洗浄能について以下のように検証した。

平面になるように研磨したレジンブロック「KZR-CAD HR ブロック2」（ヤマキン）をサンドブラスト処理し、アルコール中で超音波洗浄をおこなった。止血剤「ビスコスタット」（ULTRADENT JAPAN 株式会社）を塗布し、5分静置後、エアードライした。次に、洗浄として、「水洗処理のみ」の試験体は水洗、乾燥をおこない、「エッチング材洗浄」の試験体はエッチング材塗布、水洗、乾燥をおこなった。その後各試験体にプライマー「マルチプライマーリキッド」（ヤマキン）を塗布、乾燥をおこない、表面改質を施した。なお、「コントロール」として止血剤による汚染をおこなっていない試験体も用意した。それぞれ、接着面を規定（直径 3 mm、厚さ 0.5 mm）し、レジンセメント「KZR-CAD マリモセメント LC」（ヤマキン）を適用し、照射をおこなった。さらにレジンセメントを硬化面に適用し、ステンレス棒を装着した。試験体は 37 °C の水中で 1 日間保管後、1 mm/min の速度でステンレス成型棒を接着面に対して垂直に引っ張る試験をおこない、破断時の応力より引張接着強さを求めた（図 4-1-1 参考）。

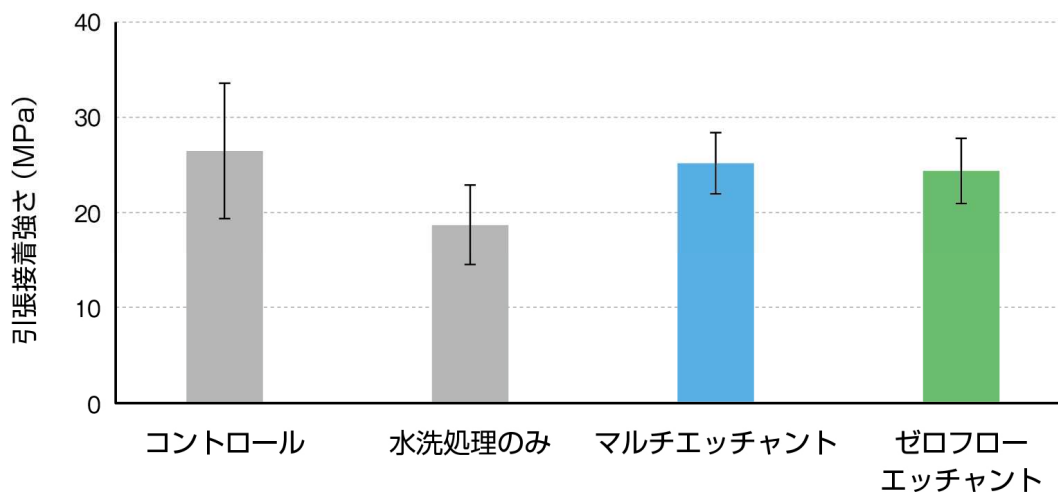


図 4-3-1 止血剤で汚染/洗浄後のレジンブロックとレジンセメントの引張接着強さ

図 4-3-1 に示すように、エッチング材にて洗浄したことで、水洗のみで洗浄をおこなうよりも接着性が向上する傾向が示された。

しかしながら、例えばジルコニア製の歯科修復物の場合、リン酸エッチング処理による洗浄は不適であるという指摘が散見される<sup>21-24)</sup>。これはリン酸が、洗浄後もジルコニア表面に結合し残留してしまうことで、その後に使用されるレジンセメントの接着性が十分に発揮されないことが理由である (図 4-3-2)。

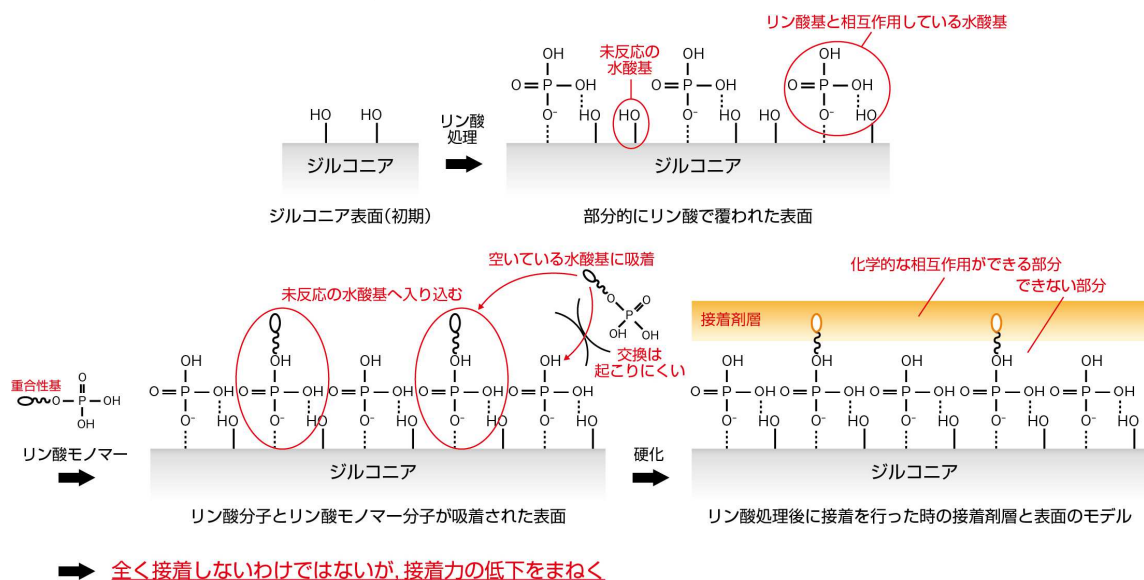


図 4-3-2 リン酸によるジルコニア表面の接着阻害モデル

また、リン酸は金属に対しても同様に接着阻害を招く懸念がある。歯科用金属接着性プライマーの研究において、接着性リン酸モノマーである 10-メタクリロイルオキシデシルジハイドロジェンホスフェート (MDP) の純金属への接着増強効果が検証されている<sup>25)</sup>。具体的には、MDP は Au, Fe, Co, Cu, Ni に対しては明確な接着増強効果を示さず、Ag, Pt, Pd, Cr, Ti では接着強さ向上が認められた。これらの結果より、MDP が接着する Ag, Pt, Pd, Cr, Ti の表面に対しては、類似の化学構造を有しているリン酸も結合してしまい、ジルコニアと同様の原理で接着力低下を招くことが考えられる。そこで、「ゼロフローエッチャント」を用いてジルコニアおよび金属を前処理すると接着低下を招く材料への検証を以下の手順で実施した。

平面になるように研磨した各材料 (ジルコニア、チタンおよび銀合金) をアルコール中で超音波洗浄をおこなった。エッチング材を塗布し、水洗、乾燥をおこなった。なお、「コントロール」としてエッチング材処理をおこなっていない試験体も用意した。接着面を規定 (直径 3mm, 厚さ 0.5mm) し、セルフアドヒーシブタイプのレジンセメントを適用し、荷重を加えたのちに光照射をおこなった。さらにレジンセメントを硬化面に適用し、ステンレス棒を装着した。試験体は 37°C の水中で 1 日間保管後、1mm/min の速度でステンレス棒を接着面に対して垂直に引っ張る試験をおこない、破断時の応力より引張接着強さを求めた (図 4-1-1 参考)。

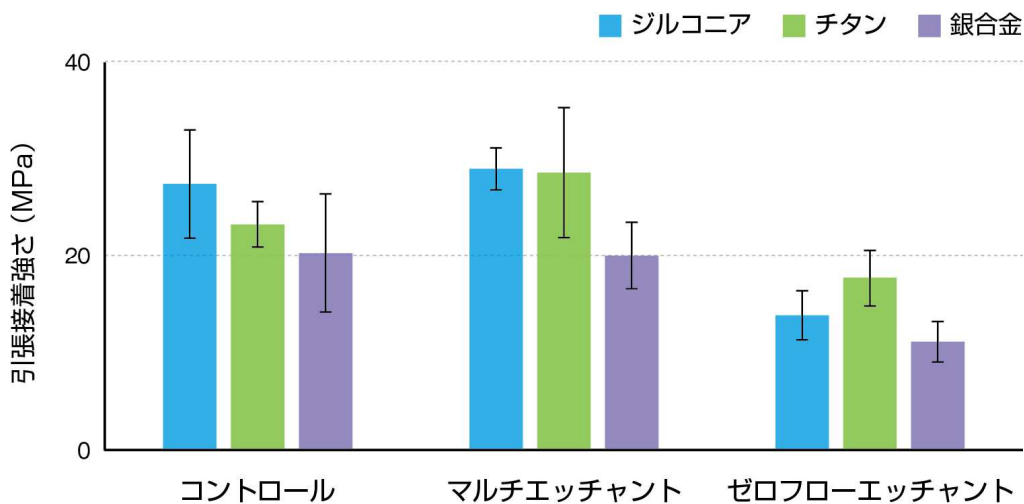


図 4-3-3 エッチング材処理の有無による各材料（ジルコニア，チタンおよび銀合金）のレジンセメントの引張接着強さ

図 4-3-3 に示すとおり、「ゼロフローエッチャント」を使用すると、コントロール（未処理）と比べてレジンセメントの接着強さが低下することが確認された。この結果より、「ゼロフローエッチャント」だけでなく、リン酸を含んだエッチング材によるこれらの材料への処理は、避けるべきと考えられる。一方、「マルチエッチャント」処理は低下傾向を示すことはなかった。

以上のことから「ゼロフローエッチャント」によって洗浄をおこなえる対象材料は表 4-3-1 を推奨している。Au のように接着性リン酸モノマーが接着増強を示さない純金属も存在するため<sup>25)</sup>、「ゼロフローエッチャント」を適用可能な金属材料の存在は否定しきれないが、術者への案内が非常に複雑になってしまうことが予想された。さらに「マルチエッチャント」を使用すれば、材料の性質の違いに起因するリスクを最小限にしつつ、簡単に区別なく洗浄をおこなえることから下表のような案内としている。

表 4-3-1 洗浄におけるエッチング材別の適用材料

製品	対象			
	貴金属 非貴金属	ジルコニア	ガラス セラミックス	レジン
ゼロフローエッチャント	×	×	○	○
マルチエッチャント	○	○	○	○

※○：適用，×：適用不可

#### 4.4. 水洗時間について

リン酸エッチング処理後の歯面は十分に水洗され、清浄であることが求められる。エッチング材の水洗が不十分になってしまい、接着界面にエッチング材由来の成分が残存してしまった場合、その後に使用する接着材の接着強さが低下することが報告されている<sup>2,26)</sup>。そこで、「ゼロフローエッチャント」の水洗時間に関する検証を以下の手順にて実施した。

平面に研磨した牛歯エナメル質にエッチング材を塗布し、15 秒間静置した（図 4-4-1）。その後、既定時間（2, 5, 10 秒）水洗をおこなった。得られた試験体は目視およびマイクロ스코プ「VHX-6000」（株式会社キーエンス）にて観察をおこなった。



図 4-4-1 エッチング材を塗布した牛歯の外観

表 4-4-1 に結果を示す。水洗時間が 2 秒の場合、水が当たらなかった部分を中心に目視でも確認できる程度のエッチング材成分の残存を認めた。5 秒水洗すると目視では残存成分は確認できないものの、マイクロSCOプによる 100 倍拡大像にて残存物を認めた。10 秒以上洗浄をおこなえば、残存物を認めなかったことから、「ゼロフローエッチャント」の水洗は 10 秒以上を推奨している。



図 4-4-2 水洗時間を変えたときの歯質表面のマイクロSCOプ画像

表 4-4-1 水洗時間を変えたときの歯質表面の評価

	水洗時間		
	2秒	5秒	10秒
評価結果	成分の残存が目視でも確認できる	100倍拡大でわずかに色素の残存を認める	残存成分は認められない

また、図 3-2-3 で示したせん断試験の、エッチング材の水洗時間を変更して得られた結果を図 4-4-3 に示す。意外にも各条件での有意差(有意水準 5%)は認められなかったものの、水洗時間が短いと標準偏差が大きくなる傾向が示唆されていることから、臨床への影響が懸念される。リスクを低減し、効果的な接着を実現するために、余裕をもった水洗時間 10 秒以上を確保することが望ましい。また、適用面積が大きい場合などは必要に応じて水洗時間を延長する必要性についても考慮したい。

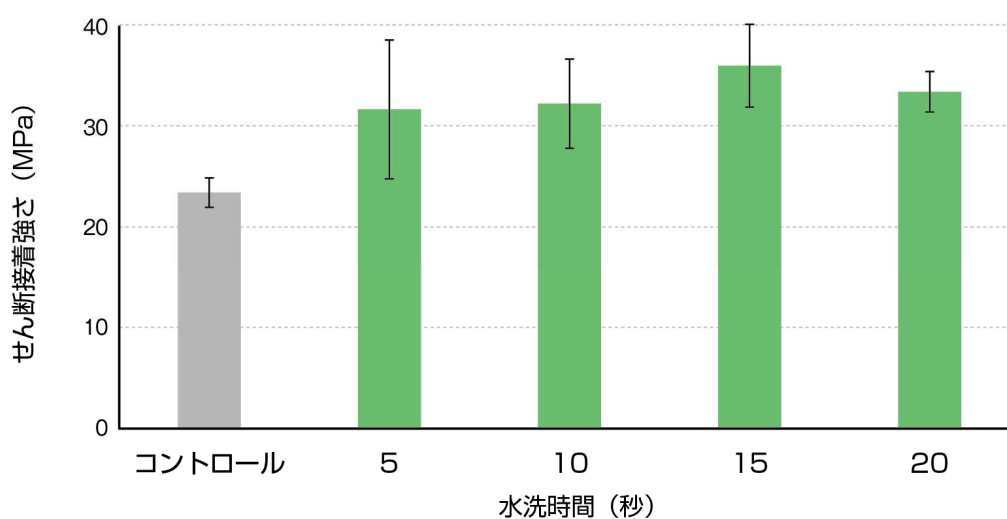


図 4-4-3 「ゼロフローエッチャント」の水洗時間を変えたときのせん断接着強さ

#### 4.5. 使い分けできるニードルチップ

「ゼロフローエッチャント」には 2 種類のニードルチップをラインアップしている（表 4-5-1）。1 つが青色の 25ga（ゲージ）（内径 0.3 mm）のニードルチップである。極細ノズルになっており、限局した塗布が必要な場面で活用できる。もう 1 つが緑色の 21ga（内径 0.6 mm）のニードルチップである。ノズル内径が青色の 2 倍となっており、6 項の「V 級窩洞（浅い窩洞）を修復した症例」のように広範囲の塗布が必要な場面で活用できる。また、粘性の高さが本製品のコンセプトの一つであるが、それゆえに射出時にピストンが重たいと感じる術者がいる可能性がある。そのような場合にも、この 21ga のニードルチップをお勧めしたい。

表 4-5-1 ニードルチップ

	ゲージ	内径	色	特徴
	25ga	0.3 mm	青	セレクトティブエッチングに適した極細ノズル
	21ga	0.6 mm	緑	<ul style="list-style-type: none"><li>・ 広範囲の塗布に適する</li><li>・ 25gaだとピストンが重たいと感じる場合に使用</li></ul>



## 5. 操作方法

4項で記載した本製品の特徴および注意点を踏まえ、操作手順を下図のように案内している。

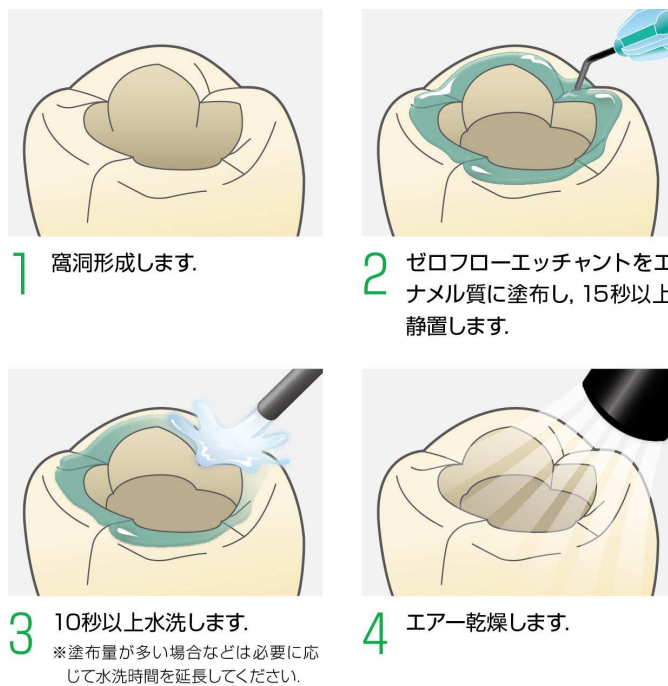


図 5-1 「ゼロフローエッチャント」の操作手順

## 6. 臨床例

「ゼロフローエッチャント」を使用した症例を示す。

### ■ I 級窩洞を修復した症例

併用製品:「TMR-アクアボンド0-n」, 歯科充填用コンポジットレジジン「TMR-ゼットフィル10.」  
フロー (ヤマキン), 「ア・ウーノ」ユニバーサル ノーマル



治療前



「ゼロフローエッチャント」塗布



水洗・乾燥後



フロアブライニング  
「TMR-ゼットフィル10.」 A3.5 フロー



「ア・ウーノ」ユニバーサル ノーマル  
充填



治療後

写真提供: 竹内歯科医院 (香川県綾歌郡宇多津町) 竹内 一貴 氏

■ I 級窩洞を修復した症例

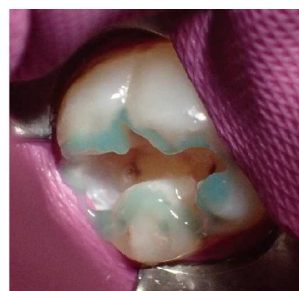
併用製品：「TMR-アクアボンド0-n」, 「ア・ウーノ」フロー ノーマル



治療前



窩洞形成後



「ゼロフローエッチャント」  
塗布



フロアブライニング  
「ア・ウーノ」フロー ノーマル



治療後

写真提供：医療法人ふじしま歯科医院（山形県鶴岡市藤浪）原 剛志 氏

### ■ III級窩洞を修復した症例

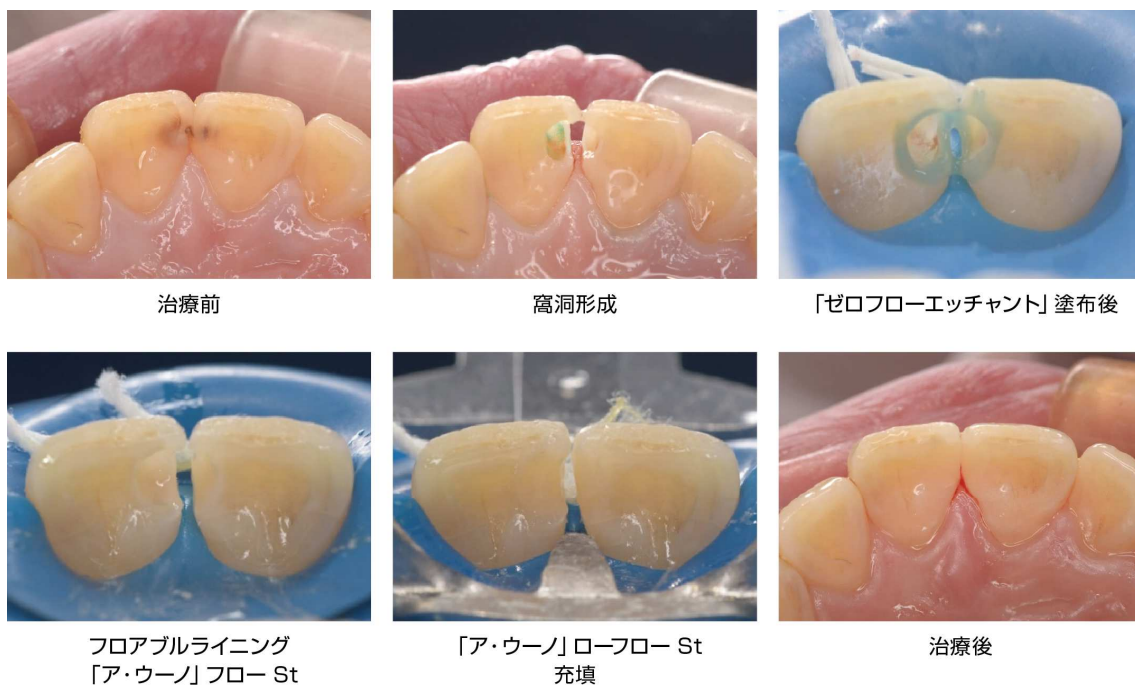
併用製品：「TMR-アクアボンド0-n」, 「ア・ウーノ」ローフロー ノーマル



写真提供：竹内歯科医院（香川県綾歌郡宇多津町）竹内 一貴 氏

### ■ III級窩洞を修復した症例

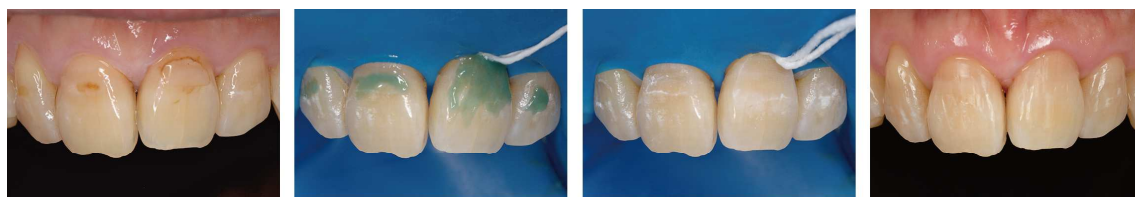
併用製品：「TMR-アクアボンド0-n」, 「ア・ウーノ」フロー St, 「ア・ウーノ」ローフロー St



写真提供：竹内歯科医院（香川県綾歌郡宇多津町）竹内 一貴 氏

■ V級窩洞（浅い窩洞）を修復した症例

併用製品：「TMR-アクアボンド0-n」、「ア・ウーノ」ローフロー ノーマル



窩洞形成後

「ゼロフローエッチャント」塗布

水洗・乾燥後

治療後

写真提供：竹内歯科医院（香川県綾歌郡宇多津町）竹内 一貴 氏

■ V級窩洞を修復した症例（オーバーマージンエッチング※）

併用製品：「TMR-アクアボンド0-n」、「ア・ウーノ」フロー St



治療前

窩洞形成中

「ゼロフローエッチャント」塗布



水洗後



「ア・ウーノ」フロー St 充填



治療後

写真提供：竹内歯科医院（香川県綾歌郡宇多津町）竹内 一貴 氏

■正中離開を閉鎖した症例

併用製品：「TMR-アクアボンド0-n」、「ア・ウーノ」フロー St、「ア・ウーノ」ユニバーサル St



治療前



「ゼロフローエッチャント」処理



「TMR-アクアボンド0-n」処理



「ア・ウーノ」フロー St充填



治療後

写真提供：竹内歯科医院（香川県綾歌郡宇多津町）竹内 一貴 氏

■アタッチメントの装着

併用製品：「TMR-アクアボンド0-n」、「ア・ウーノ」フロー St



装着前



「ゼロフローエッチャント」塗布後



水洗・乾燥後



「TMR-アクアボンド0-n」塗布



専用マウスピースにてアタッチメント装着  
「ア・ウーノ」フロー St



装着後

写真提供：竹内歯科医院（香川県綾歌郡宇多津町）竹内 一貴 氏

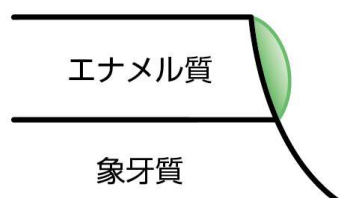
### ※オーバーマージンエッチングとは？

セレクトティブエッチングのターゲットはエナメル質であり、エッチング材で処理することで、その後に使用する接着材の接着強さが向上するという点を2項で述べた。近年ではさらに、どこのエナメル質をエッチングするべきかという議論がある<sup>27)</sup>。本来の定義で言えば、窩洞内のエナメル質側面(図6-1左)である。しかしながら、実際はリン酸エッチング材を適用対象外の象牙質に塗布してしまい過脱灰となり、接着低下を招いてしまうケースがある。また、エナメル質(窩洞内側面)であってもエッチング材で処理することで脆弱化してしまい、ホワイトマージンなどのトラブルの要因になる可能性も指摘されている<sup>28)</sup>。一方で、2.3.項で述べたマージンの着色のリスクを低くするためにはエッチング処理が必要であることから、「エッチング材の使用」と「切削エナメル質の脆弱化の防止」の両立が求められる。

以上の経緯を踏まえ、窩洞外のエナメル質(未切削部分、図6-1右)へのエッチングが、特に前歯部の修復に対して有効であると提案されており、「オーバーマージンエッチング」と呼称されている<sup>27)</sup>。

ただし、ホワイトマージンはエナメル質(レジン-エナメル質界面から30~100 $\mu$ m程度離れた箇所)で発生したクラックであって、その原因はコンポジットレジンの重合収縮とする研究報告もある<sup>29-34)</sup>。この報告に基づくと、ホワイトマージンが発生する原理として、コンポジットレジン重合時に収縮するため、歯質とボンディング材の接着強さがその収縮応力より強い場合にクラックが発生する。上記のケース(リン酸処理によって歯質内クラックが発生したケース)においては、単に歯質-ボンディング材の接着強さがリン酸エッチャントにより強化され、重合収縮応力を超えたことでクラック(ホワイトマージン)が発生したと考えることもできる。このため、オーバーマージンエッチングの実際の有効性については、今後の臨床評価を通じての報告が期待される。

#### セレクトティブエッチング



#### オーバーマージンエッチング

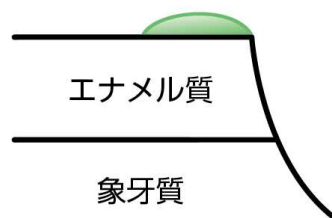


図6-1 セレクトティブエッチングとオーバーマージンエッチング

## 7. 終わりに

本レポートを通じて、「ゼロフローエッチャント」がどのような特徴と価値を有するのか詳細に解説した。セレクトィブエッチングに適した垂れない粘性だけでなく、脱灰深度をコントロールできるという特徴は、簡易かつ効果的な歯科治療へつながることが期待される。

一方、先にヤマキンから販売している「マルチエッチャント」は接着性リン酸モノマー「M-TEG-P®」を酸性成分として使用しており、比較的マイルドな酸性や洗浄能などの機能性を有している。この「ゼロフローエッチャント」と「マルチエッチャント」は同じエッチング材であり接着向上に寄与する製品ではあるものの、下記のようにその役割は相互補完の関係にある。この2製品の高い機能性が術者の接着をさらにサポートできれば幸いである。

「ゼロフローエッチャント」	：セレクトィブエッチング，エナメル質に特化
「マルチエッチャント」	：マイルドエッチング，多様な材質に適用可能

そして、今後も歯科接着分野に微力ながら貢献すべく、新しい製品・サービスづくりを続けていきたいと考えている。

## 謝辞

症例写真をご提供いただいた、竹内歯科医院 竹内 一貴 先生および医療法人 ふじしま 歯科医院 原 剛志 先生に感謝の意を表します。最後に、本レポートの編集にご協力いただいた関係者の皆様へ心から感謝と御礼を申し上げます。



## 文献

- 1) 日本接着歯学会編：接着歯学－Minimal Intervention を求めて. 2002.
- 2) Washino T., Hukunishi K., Minami M., Ishikawa T. : 今度こそわかる！接着システムの仕組みと使いこなし. QDT, 41, 68-81, 2016.
- 3) Buonocore M. G. : A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. J. Dent. Res., 34, 6, 849-853, 1955.
- 4) Yamada B. : 歯科有機材料の化学 基礎知識と応用 改訂版 (Chemistry of Dental Organic Materials). 2018.
- 5) Sakamoto T., Kimura H., Ohkawauchi K., Mizuta Y., Hayashi M. : 歯科接着材の化学 (Chemistry of Dental Adhesives). J. Adhesion Soc. Jpn., 52, 5, 152-165, 2016.
- 6) Moszner N., Salz U., Zimmermann J. : Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. Dent. Mater., 21, 10, 895-910, 2005.
- 7) Van Landuyt K. L., Snauwaert J., De Munck J., Peumans M., Yoshida Y., Poitevin A., Coutinho E., Suzuki K., Lambrechts P., Van Meerbeek B. : Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. Biomaterials, 28, 26, 3757-3785, 2007.
- 8) Heintze S. D., Rousson V., Mahn E. : Bond strength tests of dental adhesive systems and their correlation with clinical results - A meta-analysis. Dent. Mater., 31, 4, 423-434, 2015.
- 9) Van Meerbeek B., Peumans M., Poitevin A., Mine A., Van Ende A., Neves A., De Munck J. : Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. Dent. Mater., 26, 2, e100-121, 2009.
- 10) Van Meerbeek B., Yoshahara K., Mine A., De Munck J., Van Landuyt K. L. : State of the art of self-etch adhesives. Dent. Mater., 27, 1, 17-28, 2011.
- 11) Scherrer S. S., Cesar P. F., Swain M. V. : Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. Dent. Mater., 26, 2, e78-93, 2010.
- 12) Tsujimoto A., Barkmeier W. W., Takamizawa T., Watanabe H., Johnson W. W., Latta M. A., Miyazaki M. : Influence of duration of phosphoric acid pre-etching on bond durability of universal adhesives and surface free-energy characteristics of enamel. Oral Sci., 124, 4, 377-386, 2016.
- 13) Sai K., Takamizawa T., Imai A., Tsujimoto A., Ishii R., Barkmeier W. W., Latta M. A., Miyazaki M. : Influence of Application Time and Etching Mode of Universal Adhesives on Enamel Adhesion. J. Adhes. Dent., 20, 1, 65-77, 2018.
- 14) Suda S., Tsujimoto A., Barkmeier W. W., Nojiri K., Nagura Y., Takamizawa T., Latta M. A., Miyazaki M. : Comparison of enamel bond fatigue durability between universal adhesives and two-step self-etch adhesives: Effect of phosphoric acid pre-etching. Dent. Mater. J., 37, 2, 244-255, 2018.
- 15) Peumans M., De Munck J., Van Landuyt K., Van Meerbeek B. : Thirteen-year randomized controlled clinical trial of a two-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesions. Dent. Mater., 31, 3, 308-314, 2015.
- 16) Peumans M., Wouters L., De Munck J., Van Meerbeek B., Van Landuyt K. : Nine-year Clinical Performance of a HEMA-free One-step Self-etch Adhesive in Noncarious Cervical Lesions. J. Adhes. Dent., 20, 3, 195-203, 2018.

- 17) Tsujimoto A., Barkmeier W. W., Takamizawa T., Latta M. A., M Miyazaki : The Effect of Phosphoric Acid Pre-etching Times on Bonding Performance and Surface Free Energy with Single-step Self-etch Adhesives. *Oper. Dent.*, 41, 4, 441-449, 2016.
- 18) 最新の接着・粘着技術 Q&A 編集委員会 : 最新の接着・粘着技術 Q&A. 2013.
- 19) Spencer P., Wang Y., Walker M. P., Wieliczka D. M., Swafford J. R. : Interfacial chemistry of the dentin/adhesive bond. *J. Dent. Res.*, 79, 7, 1458-1463, 2000.
- 20) Miyazaki M., Onose H., Moore B. K. : Analysis of the dentin-resin interface by use of laser Raman spectroscopy. *Dent. Mater.*, 18, 8, 576-580, 2002.
- 21) YAMAKIN 博士会監修 : 歯科用 CAD/CAM ハンドブック III. 2016.
- 22) YAMAKIN 博士会監修 : 歯科用 CAD/CAM ハンドブック VI. 2017.
- 23) Yang B., Wolfart S., Scharnberg M., Ludwig K., Adelung R., Kern M. : Influence of contamination on zirconia ceramic bonding. *J. Dent. Res.*, 86, 8, 749-753, 2007.
- 24) Ishii R., Tsujimoto A., Takamizawa T., Tsubota K., Suzuki T., Shimamura Y., Miyazaki M. : Influence of surface treatment of contaminated zirconia on surface free energy and resin cement bonding. *Dent. Mater. J.*, 34, 1, 91-97, 2015.
- 25) Kojima K., Kadoma Y., Yamauchi J. : Study on adhesive Primer to Dental Metal Used for Composite Type Resin Cement. *歯材器*, 16, 4, 316-321, 1997.
- 26) Beech DR., Jalaly T. : Bonding of polymers to enamel: influence of deposits formed during etching, etching time and period of water immersion. *J Dent Res.* , 59, 7, 1156-1162, 1980.
- 27) Hosaka K., Hatayama T., Yonekura K. : 手に取るようにわかる コンポジットレジンの修復のメソッド (Anterior and Posterior Direct Composite Restration ; Step-by-Step Methods). 2022.
- 28) Tabata T., Shimada Y., Sadr A., Tagami J., Sumi Y. : Assessment of enamel cracks at adhesive cavosurface margin using three-dimensional swept-source optical coherence tomography. *J. Dent.*, 61, 28-32, 2017.
- 29) Yoshikawa T., Morigami M., Sadr A., Tagami J. : Environmental SEM and dye penetration observation on resin-tooth interface using different light curing method. *Dent. Mater. J.*, 35, 1, 89-96, 2016.
- 30) Yoshikawa T., Morigami M., Sadr A., Tagami J. : Effects of light curing method and resin composite composition on composite adaptation to the cavity wall. *Dent. Mater. J.*, 33, 4, 499-503, 2014.
- 31) Jørgensen K. D., Asmussen E., Shimokobe H. : Enamel damages caused by contracting restorative resins. *J Dent Res.* , 83, 120-122, 1975.
- 32) Kanca J., Suh B. I. : Pulse activation: Reducing resin-based composite contraction stresses at the enamel cavosurface margins.. *Am. J. Dent.*, 12, 107-112, 1999.
- 33) Yoshikawa T., Morigami M., Tagami J. : Environmental SEM observation on resin-tooth interface using slow-start curing method. *J Dent Res.* , 79, 148, 2000.
- 34) Haak R., Wicht M. J., Noack M. J. : Marginal and internal adaptation of extended class I restorations lined with flowable composites.. *J. Dent.*, 31, 231-239, 2003.

## 製品ラインアップ

歯科用エッチング材



# Zero Flow Etchant

セレクトティブエッチングに最適な  
リン酸エッチャント

ゼロフローエッチャント  
管理医療機器 歯科用エッチング材  
認証番号:304AGBZX00100000

酸性成分 化合物濃度	酸性度 (pH)	用途と対象							
		歯質のエッチング				試適後の歯科修復物のクリーニング			
		セレクトティブエッチング		マイルドエッチング		貴金属・ 非貴金属 <sup>*2</sup>	ジルコニア	ガラス セラミックス	レジン <sup>*3</sup>
エナメル質 <sup>*1</sup>	象牙質	エナメル質 <sup>*1</sup>	象牙質						
<b>ゼロフローエッチャント</b> リン酸 26%	約0	○	×	—	—	×	×	○	○
<b>マルチエッチャント</b> リン酸モノマー M-TEG-P <sup>®</sup> 6%	約1	—	—	○	○	○	○ <sup>*4</sup>	○	○

\*1 シーラントの前処理には使用できません。  
\*2 貴金属：金合金（白金加金合金）、金銀（ラジウム合金、錫パラジウム合金、銀合金、メタルセラミック修復用貴金属合金  
非貴金属：チタン（チタン合金）、ニッケルクロム合金、コバルトクロム合金  
\*3 無機質フィラーを含むレジン（CAD/CAM 冠、ハイブリッドレジン、硬質レジン、コンポジットレジン等）  
\*4 クリーニングと同時にM-TEG-P<sup>®</sup>の性質により接着をサポート

## 関連製品

### 歯科用エッチング材(歯科セラミックス用接着材料)



# Multi Etchant

マルチに使えるエッチャント&クリーナー

マルチエッチャント

管理医療機器 歯科用エッチング材(歯科セラミックス用接着材料)  
認証番号:228AABZX00136000

### 歯科充填用コンポジットレジン



保険適用

# a·uno

色に合う 好みに合う

ア・ウーノ

管理医療機器 歯科充填用コンポジットレジン  
認証番号:304AABZX00013000

### 歯科用象牙質接着材



# TMR AQUA BOND 0-n

水を味方につけたゼロ秒ボンディング

TMR-アクアボンド0-n

管理医療機器 歯科用象牙質接着材  
(歯科セラミックス用接着材料, 歯科金属用接着材料,  
歯科用知覚過敏抑制材料, 歯科用シーリング・コーティング材)  
認証番号:303AABZX00049000

M-TEG-PはYAMAKIN株式会社の登録商標です。

TMR-ゼットフィル10、管理医療機器 歯科充填用コンポジットレジン 認証番号:230AABZX00066000  
マルチプライマー 管理医療機器 歯科金属用接着材料(歯科セラミックス用接着材料、歯科レジン用接着材料) 認証番号:226AABZX00069000  
KZR-CAD HR フロック2、管理医療機器 歯科切削加工用レジン材料 CAD/CAM 冠筒材料(1) 認証番号:226AABZX00171000  
ディスプレイバントニードルチップ 一般医療機器 歯科用注入器具 届出番号:13B1X10089001078

製造販売元(ディスプレイバントニードルチップ):株式会社マイクロテック 〒111-0036 東京都台東区松が谷 1-8-9

製造販売元 **YAMAKIN株式会社** 〒781-5451 高知県香南市香我美町上字大谷 1090-3

製品や模型、パッケージなどの色は、印刷インクや撮影条件などから、実際の色とは異なって見えることがあります。記載のデータは条件によって異なる場合があります。  
製品の仕様、外観や容量などは予告なく変更する場合があります。製品を使用するときは必ず最新の電子添文をご確認ください。  
Designed by TEAM-DESIGN CONTENTS in house YAMAKIN CO., LTD.

ヤマキンでは、安全性に重点をおき、科学的な機能性と医学的な安全性の両者を融合した新しい研究開発を提案している。この活動の過程で得られた知見の数々は、レポートおよび書籍として公開されている。ご興味を持たれた方は是非ご一読いただきたい。  
 ※各出版物は、歯科商店様または弊社 WEB サイトからご購入いただけます。

《専門書 既刊》



**歯科用貴金属合金の科学**  
 基礎知識と铸造の実際  
 ・発行日：2010年11月  
 ・238P  
 ・価格：本体 8,000 円+税  
 ・発行：株式会社 学建書院



**知っておきたい  
 歯科材料の安全性**  
 ・発行日：2017年2月  
 ・212P  
 ・価格：本体 4,000 円+税  
 ・発行：YAMAKIN 株式会社



**歯科有機材料の化学<改訂版>**  
 基礎知識と応用  
 ・発行日：2018年9月  
 ・200P  
 ・価格：本体 5,000 円+税  
 ・発行：YAMAKIN 株式会社

《歯科用デジタルハンドブック 既刊》



**歯科用デジタル  
 ハンドブック 1**  
 ・発行日：2019年8月  
 ・192P  
 ・価格：本体 2,000 円+税  
 ・発行：YAMAKIN 株式会社



**歯科用デジタル  
 ハンドブック 2**  
 ・発行日：2020年5月  
 ・194P  
 ・価格：本体 1,000 円+税  
 ・発行：YAMAKIN 株式会社



**歯科用デジタル  
 ハンドブック 3**  
 ・発行日：2020年10月  
 ・220P  
 ・価格：本体 1,000 円+税  
 ・発行：YAMAKIN 株式会社



**歯科用デジタル  
 ハンドブック 4**  
 ・発行日：2021年8月  
 ・150P  
 ・価格：本体 1,000 円+税  
 ・発行：一般財団法人ヤマキン  
 学術文化振興財団



**歯科用デジタル  
 ハンドブック 5**  
 ・発行日：2022年5月  
 ・172P  
 ・価格：本体 1,000 円+税  
 ・発行：一般財団法人ヤマキン  
 学術文化振興財団



**歯科用デジタル  
 ハンドブック 6**  
 ・発行日：2023年2月  
 ・160P  
 ・価格：本体 1,000 円+税  
 ・発行：一般財団法人ヤマキン  
 学術文化振興財団

## 《テクニカルレポート 既刊》

---

- ゼオセライトテクニカルレポート (2002年8月)
- ルナウィングテクニカルレポート (2007年5月)
- ツイニーテクニカルレポート (2010年7月)

## 《安全性試験レポート 既刊》

---

- Vol.1 国際水準の品質と安全を求めて (2004年12月)
- Vol.2 「ZEO METAL」シリーズ 溶出試験と in vitro による細胞毒性試験 (2005年6月)
- Vol.3 メタルセラミック修復用貴金属合金及び金合金 溶出試験と in vitro による細胞毒性試験 (2005年12月)
- Vol.4 「ルナウィング」の生物学的評価 (2006年6月)
- Vol.5 高カット金合金の物性・安全性レポート (2007年10月)
- Vol.6 歯科材料の物性から生物学的影響まで 硬質レジン, メタルセラミック修復用合金, 金合金における検討 (2008年5月)
- Vol.7 金合金「ネクシオキャスト」の物性・安全性レポート (2008年10月)
- Vol.8 ハイブリッド型硬質レジン「ツイニー」の生物学的評価 (2010年6月)
- Vol.9 貴金属合金の化学的・生物学的特性 チタンとの組み合わせによる溶出特性 (2011年2月)
- Vol.10 メタルセラミック修復用貴金属合金「ブライティス」の物性と安全性 (2011年10月)
- Vol.11 歯科用接着材料「マルチプライマー」の物性と安全性 (2014年3月)
- Vol.12 歯科用覆髄材料「TMR-MTA セメント」の安全性 (2018年1月)

## 《高分子技術レポート 既刊》

---

- Vol.1 歯科材料モノマーの重合ーラジカル重合の基礎 (1) (2009年10月)
- Vol.2 歯科材料モノマーの重合ーラジカル重合の基礎 (2) (2010年2月)
- Vol.3 歯科材料モノマーの重合ー修復材モノマー (1) (2010年3月)
- Vol.4 歯科材料モノマーの重合ー修復材モノマー (2) (2010年7月)
- Vol.5 歯科材料モノマーの重合ー酸素の影響 (2011年8月)
- Vol.6 歯科材料モノマーの重合ー開始剤と開始 (2012年10月)
- Vol.7 重合性シランカップリング剤ーメタクリロイルオキシアルキルトリアルコキシシラン (2013年6月)
- Vol.8 歯科用レジンの硬化における重合収縮 (2014年11月)
- Vol.9 歯科材料における開始剤成分としてのヨードニウム塩の利用 (2017年3月)
- Vol.10 ナノゲルの歯科レジンならびに接着材への応用 (2018年6月)

## 《オーラルサイエンスレポート 既刊》

---

- Vol.1 歯科口腔外科とビスフォスフォネート製剤 (2010年8月)
- Vol.2 活性酸素ーその生成, 消去および作用ー (2011年4月)
- Vol.3 低酸素の世界 (2012年7月)
- Vol.4 歯の再生に関する最近の進歩 (2014年2月)
- Vol.5 フッ化物応用とその影響 (2016年10月)

## 《メディカルバイオロジーレポート 既刊》

---

- Vol.1 低濃度フッ化物と口腔内細菌 (2022年7月)

## 《製品レポート 既刊》

---

- ジルコニアの基礎知識と製品レポート (2014年2月)
- チタンの基礎知識と製品レポート (2014年6月)
- CAD/CAM用ハイブリッドレジンの基礎知識と製品レポート (2014年9月)
- 歯科充填用コンポジットレジンの基礎知識と製品レポート (2015年9月)
- 歯科用ボンディング材の基礎知識と製品レポート (2016年1月)
- TMR-MTA セメント製品レポート (2017年8月)
- マルチプライマーシリーズ製品レポート (2017年10月)
- KZR-CAD HR ブロック 3 ガンマシータ製品レポート (2018年1月)
- マルチエッチャント製品レポート (2018年7月)
- 「KZR-CAD ナノジルコニア」の基礎知識と製品レポート (2018年7月)
- TMR-ゼットフィル 10. 製品レポート (2018年8月)
- TMR-アクアボンド 0 製品レポート (2018年8月)
- KZR-CAD ジルコニアグラデーションの基礎知識と製品レポート (2019年3月)
- TMR-MTA セメント ミエール製品レポート (2019年8月)
- 「KZR-CAD ワックスディスク」の基礎知識と製品レポート (2020年2月)
- KZR-CAD マリモセメント LC 製品レポート (2020年5月)
- ユニコム PT 製品レポート (2021年2月)
- ア・ウーノ製品レポート (2022年6月)
- TMR-アクアボンド 0-n 製品レポート (2023年2月)
- KZR-CAD ジルコニア Laxio 製品レポート (2023年2月)
- KZR-CAD ビーク製品レポート (2023年4月)
- Nu:le コート製品レポート (2023年6月)
- KZR-CAD ファイバーブロック フレーム製品レポート (2023年9月)

タイムリーな情報は、  
Webマガジン「ヤマキンニュース」でお知らせします。



<https://www.yamakin-gold.co.jp/yn/>

歯科材料の安全性や品質管理への取り組みはこちらから

ヤマキン 歯科

検索

<https://www.yamakin-gold.co.jp>

編集者 加藤 喬大  
発行者 山本 樹育  
発行日 2023年 9月 25日 第1版  
2023年 10月 26日 第2版

創業70周年に向けて

70

## FOUNDATION III

変化は決して発展を伴わないが、  
発展は変化なしにはありえない。

### YAMAKIN株式会社

本社：〒781-5451 高知県香南市香我美町上分1090番地3  
生体科学安全研究室：〒783-8505 高知県南国市岡豊町小蓮 高知大学医学部YAMAKIN次世代歯科医療開発講座  
大阪・東京・名古屋・福岡・仙台・高知・生体科学安全研究室・YAMAKINデジタル研究開発室  
<https://www.yamakin-gold.co.jp>

● 製品に関するお問い合わせはこちら

テクニカルサポート ☎ 0120-39-4929 (9:00~17:00)  
サンキューヨクツク