

PEMAとアネトールを主成分とする仮着材の開発

林 幹太 石田喜紀 岡田英俊

Development of Temporary Luting Material Consisting of PEMA and Anethole

Mikita HAYASHI, Yoshinori ISHIDA and Hidetoshi OKADA

The purpose of this study was to develop a temporary luting material with excellent handling and good separation from the abutment material. The trial material used in this study consisted of PEMA and anethole.

Physical and biological properties of the materials, their bond strength to the test pieces of abutment shape, residues of the temporary luting materials on the abutment materials, the bond strength of luting cement on abutment material surface after removal were examined. The trial materials were mixed with two different methods : a mixing pad and a plastic spatula (PAP), and a dappen glass and a plastic spatula (PAD). The commercial temporary luting materials were used as controls. The following results were obtained : the physical properties of the trial materials were comparable to those of the control materials. The biocompatibilities of the trial materials were higher than those of the control materials. The elution of the trial material was higher than that of the control materials. The adhesion of the resin crown and abutment mold of the trial material was lower than that of the control materials. No residue of the trial material was observed on the abutment materials after removal of the resin block. The bond strength of the resin-modified glass ionomer cement to the abutment materials, after removal of each temporary luting material, tended to decrease in comparison with the condition in which no temporary luting material is used. The bond strength of the resin cement to the abutment materials after removal of the trial material were higher than those of the commercial temporary luting materials, and were not significantly different from the value measured without temporary luting material. The adhesion properties of the trial materials mixed in manner of PAP were almost equal to those mixed with PAD.

Key words : temporary luting material, PEMA, anethole, mixing method

緒 言

歯科臨床の歯冠修復において、間接法により修復物を作製する場合には仮封材や暫間被覆冠が必要となる。暫間被覆冠の支台装置に対する固定は

撤去することを前提とした仮着材での固定となる。また、歯科用インプラントによる治療ではメンテナンスの関係から、上部構造とアバットメントの固定に仮着材を用いる場合もある。

仮着材は合着材と異なり、支台から修復物を撤

受付：平成28年3月30日，受理：平成28年5月11日
奥羽大学歯学部生体材料学講座

Department of Biomaterial Science, Ohu University
School of Dentistry

去する前提で用いる材料である。支台装置に対し、暫間被覆冠や補綴装置を一定期間固定するだけの接着性を有し、そして撤去操作が容易なことが望まれる。とくに暫間被覆冠の撤去後は、支台装置に仮着材が残存しないことが望まれる。暫間被覆冠の撤去後における、仮着材の支台装置における残存状態は、後に合着を行う補綴装置と支台装置の接着強さに大きく影響を及ぼす因子である¹⁻⁴⁾。

これまで岡田らは PEMA とユージノール^{5,6)}、龍方らは PMMA とユージノールおよびリモネンを用いた仮着材を試作し⁷⁾、メタクリレート系ポリマーと有機溶媒を基材とする仮着材は、支台材料からの分離も良好であり、また、支台材料と合着材の接着強さに及ぼす影響が少ないことを明らかにした。しかし、液成分であるユージノールは生体為害性があるとの報告⁸⁾もある。そこで岡田ら⁹⁾はより優れた歯科用仮着材の開発を目的に、平均粒径が $150\mu\text{m}$ となる PEMA と、液成分に食品添加物としても用いられるアネトールを基材にして仮着材を試作し、さらに材料の物性や性能に影響を及ぼす操作法^{10,11)}に関して、プラスチックスパチュラと紙練板による練和方法だけではなく、ダッペングラスとプラスチックスパチュラによる練和方法も追加して検討した。その結果、粉末の基材である PEMA の粒径をさらに小さくする必要のあることを報告した⁹⁾。本研究では岡田ら⁹⁾が試作した仮着材をさらに発展させることを目的に、PEMA の粒径を $75\mu\text{m}$ とし、歯科用仮着材として重要となる項目を追加して実験を行い、市販仮着材と比較検討した。

材料および方法

1. 実験材料と試作材の練和方法

実験材料の成分、粉液比およびコードを表 1 に示す。試作材の基材は粉末に平均粒径が $75\mu\text{m}$ の PEMA を、液にはアネトールを用いた。対照として市販仮着材であるカルボキレートセメント系（以後 TES）1 種とグラスアイオノマー系（以後 IPT）1 種を用いた（表 1）。

試作材の練和は紙練板とプラスチックスパチュラで行った条件（1 分間、120 回：以後 PAP）ダッペングラスとプラスチックスパチュラを用いて攪

表 1 実験材料

仮着材	粉末成分	液成分	粉液比	コード
試作仮着材	PEMA	アネトール	2.0	PAP PAD
市販仮着材 カルボキレート セメント系	酸化亜鉛	ポリアクリル酸 水溶液	2.2	TES
グラスアイオノマー セメント系	酸化亜鉛 シリカ ガラス粉末	アクリル酸-トリ カルボン酸 共重合体水溶液	1.8	IPT

支台材料	メーカー	コード
キャストイングシルバー S	GC	ME
ユニフィルコア	GC	RE
牛 歯		DE

合着材	メーカー	コード
レジグラス	松風	REG
バナビア F2.0	クラレ	PAN

拌するように練和する条件（1 分間、120 回：以後 PAD）の 2 条件とした。実験の試料数は各条件 10 個とした。

2. 実験方法

1) 硬化時間

内径 20mm 、深さ 10mm のガラス管に各材料を填塞し、温度 37°C 、湿度約 100% の恒温恒湿槽中においてビカー硬度計で試料表面に対し繰り返し圧接して、圧痕がつかなくなった時間を硬化時間とした。

2) 稠度の測定

各材料の練和泥 0.5ml をガラス板中央に置き、練和開始から 3 分後に 120g のガラス板を上に乗せ、練和開始から 10 分後の広がり直径を 3 箇所測定し、その平均値を稠度とした。

3) 被膜厚さの測定

予めガラス板 2 枚を合わせた厚さをデジタルマイクロメーター（ニコン）で測定した後、各材料の練和泥をガラス板の間に挟み、練和開始から 3 分後に定荷重試験器にて荷重 15kg をかけ、7 分間保持した後、デジタルマイクロメーターで厚さを測定し、得られた 2 つの測定値の差をとり、被膜厚さとした。

4) 溶出率の測定

内径 4mm 、長さ 8mm の円柱状金型に各材料の

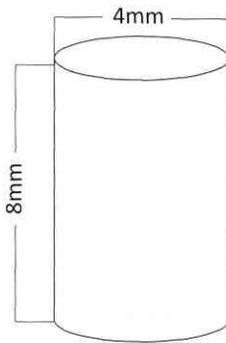


図1 溶出率の測定に用いた試料

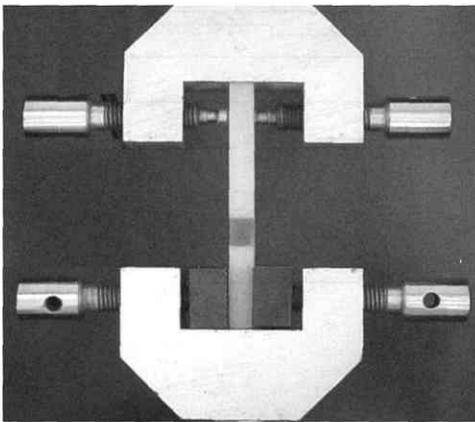


図2 試作材の引張試験

練和泥を充填し、練和開始から10分後に金型から試料を外した(図1)。直ちに試料はシリカゲルの入ったデシケータに移し、24時間後電子天秤にて重量を測定した(A)。その後試料は水中浸漬条件(37℃, 24時間水中浸漬:以後24h)とサーマルサイクル条件(冷温槽5℃:30秒⇄高温槽55℃:30秒 100回:以後TC)について耐久性試験を行った。各耐久性試験終了後、試料は水分を拭き取り、再びシリカゲルの入ったデシケータに移して24時間保管した。24時間後、電子天秤にて重量を測定した(B)。溶出率(%)は $(A-B) \times 100/A$ にて算出した。

5) 試作材の強度試験

試作材の強度試験については、常温重合型メチルメタクリレートレジンを用いて加工した2つの棒状試料の間に試作材(縦8mm, 横16mm, 高

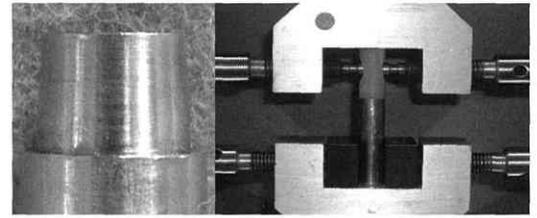


図3 支台金型とレジンを仮着した試料の設置

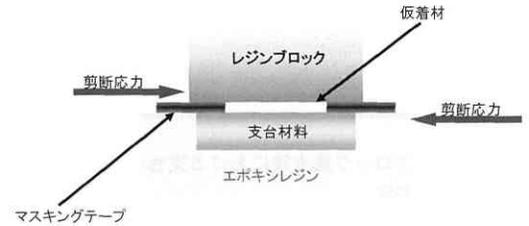


図4 暫間補綴装置と支台材料の仮着をシミュレートした試料

さ10mm)を介在させ硬化させたものを試料とした(図2)。実験は24h条件とTC条件について耐久性試験を行った後、小型万能試験機にて引張試験を行った。

6) 細胞毒性試験

細胞毒性試験はヒト皮膚線維芽細胞由来組織モデル(MATREX, TOYOBO)を用いた。実験試料は練和開始から10分後に円筒状金型(内径4mm, 長さ8mm)から外した後、24h条件とTC条件で耐久性試験を行った。各条件の実験試料の80mgをヒト皮膚線維芽細胞由来組織モデルに直接作用させて、MTT法により呼吸酵素活性を測定し細胞生存率を判定した。各材料を作用させた培養細胞について、フォルマザン色素を抽出し、分光光度計を用いて色素を定量した。蒸留水を作用させた試料をコントロールとして比較し細胞生存率を算出した。

7) レジン冠と支台金型の接着試験

外径11mm, 内径9mm, テーパー8°のステンレス製支台金型を用いて常温重合レジン(テンプロン, GC)によるレジンを仮着した(図3)。レジンは仮着材の被膜厚さが約100μmとなるように箔厚20μmのパラジウム箔(松風)を支台に繰り返し圧接してマトリックスを作製した後、

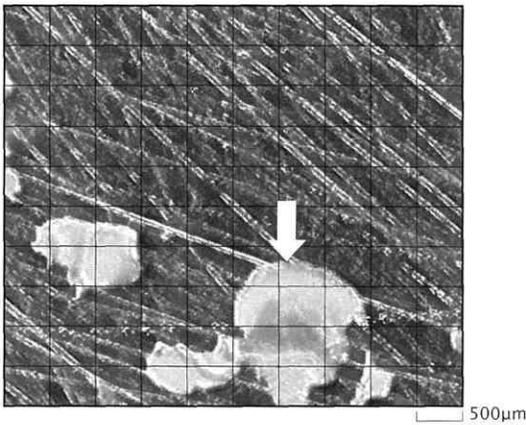


図5 レジンブロック撤去後における支台材料上の仮着材残存の測定



図6 仮着材を除去した後の支台材料と合着材の接着試験

レジンを築造、成形し、さらに適合試験材（フィットチェッカー、GC）を用いて、各部の厚さをデジタルマイクロメーターで確認しながら調整した。支台金型とレジン冠の仮着は温度37℃、湿度100%中において7kgの荷重下で10分間保持した。接着試料は24h条件とTC条件について耐久性試験を行った。その後、引張応力にて接着試験を万能試験機（1310W、アイコーエンジニアリング）にて、クロスヘッドスピード0.5mm/minで行った（図3）。

8) 仮着したレジンブロック撤去後の支台材料表面に残存する仮着材の観察

常温重合レジン（テンプロン、GC）にてレジンブロックを作製した。支台材料であるキャストインシルバー-S（以後ME）、ユニフィルコア（以後RE）は板状に作製し、牛歯（以後DE）は象牙質面を露出させた後、包埋用レジンを用いて包埋した。耐水研磨紙を用いて#120まで研削したレジンブロックと支台材料をマスキングテープにて、被着面積を縦5mm、横5mmに規定して仮着した（図4）。仮着した試料は、まず24h条

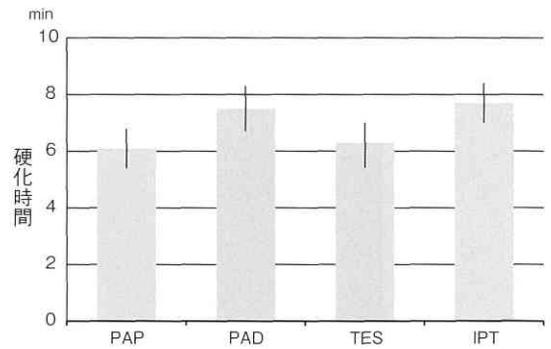


図7 硬化時間

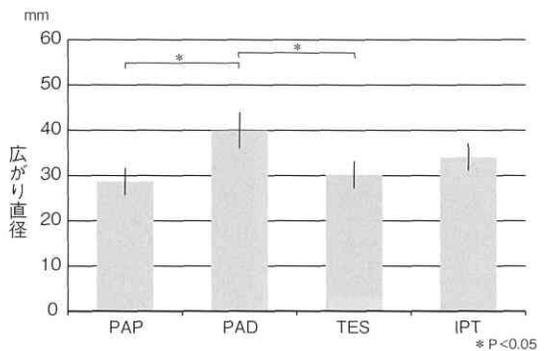


図8 稠度

件を負荷し、さらにTC条件を負荷した後、レジンブロックを剪断応力にて撤去した。その後、支台材料被着面を光ファイバー式顕微鏡（スコープマン、モリテックス）にて撮影した。撮影した画像上で被着面を100のセグメントに分割した。仮着材が残存しているセグメントをカウントし、残存率（%）を算出した（図5）。

9) 仮着材除去後の支台材料に対する合着材の接着強さ

支台材料被着面において肉眼的に確認できる部位に残存した仮着材を、歯科用インスツルメントを用いて除去し、その後、脱脂綿と蒸留水によりその部位を清掃した。被着面には内径6mmのコア用プラスチックチューブを用い、レジン添加型ガラスアイオノマーセメント（以後REG）とレジンセメント（以後PAN）の厚さが2mmとなるように充填して接着させた（図6）。仮着材を用いずに各被着体に直接合着材を応用した条件をコントロール（以後CON）とした。試料は24h

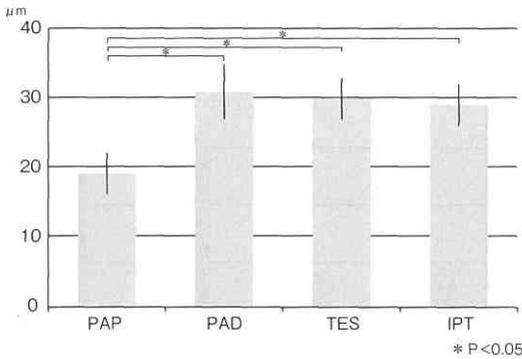


図9 被膜厚さ

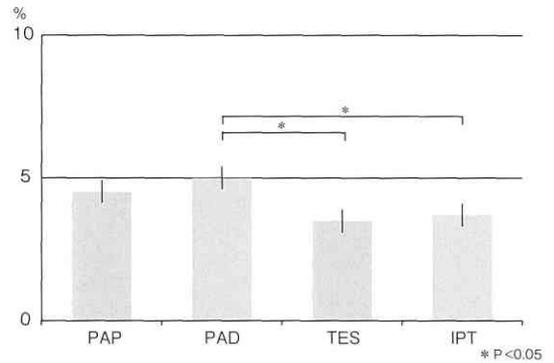


図11 溶出率 (TC)

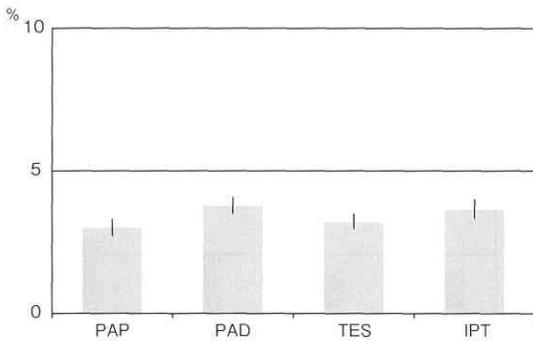


図10 溶出率 (24h)

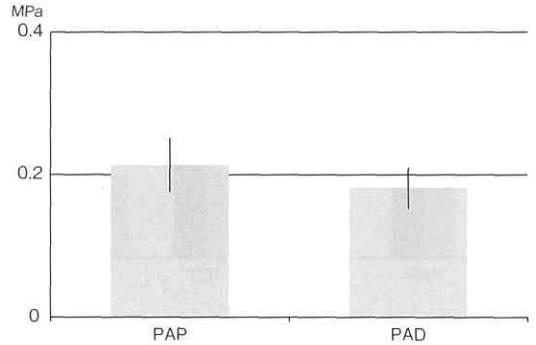


図12 試作材の引張強さ (24h)

条件を負荷した後、剪断接着試験を万能試験機にて、クロスヘッドスピード0.5mm/minで行った。

10) 統計処理

各実験の統計処理について、硬化時間、稠度、被膜厚さ、溶出率、支台金型とレジン冠の接着強さおよび仮着材除去後の被着体と合着材の接着強さの項目は One way ANOVA ($P < 0.05$) により有意差検定を行った。試作材の引張強さについては t 検定により行った ($P < 0.05$)。細胞生存率については Two way ANOVA および Tukey's HSD test により有意差検定を行った ($P < 0.05$)。

結 果

1. 硬化時間

硬化時間の結果を図7に示す。全ての材料間で有意差が認められなかった。

2. 稠 度

稠度の結果を図8に示す。PADの広がり直径の値はPAP、TESよりも有意に大きかった。

PAP、TES および IPT 間では値に有意差は認められなかった。

3. 被膜厚さ

被膜厚さの結果を図9に示す。PAPは他の材料よりも有意に値が小さかった。PADと対照材料間の値に有意差は認められなかった。

4. 溶 出 率

溶出率の結果を図10, 11に示す。24hの条件では全ての材料間で値に有意差が認められなかった(図10)。TCの条件について、PADとPAPの値に有意差は認められなかったが、PADはTES、IPTよりも有意に値が大きかった(図11)。

5. 試作材の引張強さ

引張強さの結果を図12, 13に示す。24h条件、TC条件ともにPAPとPADの値に有意差は認められなかった。

6. 細胞毒性試験

細胞生存率の結果を図14に示す。24h、TC条件ともにPAPとPAD間の値に有意差は認めら

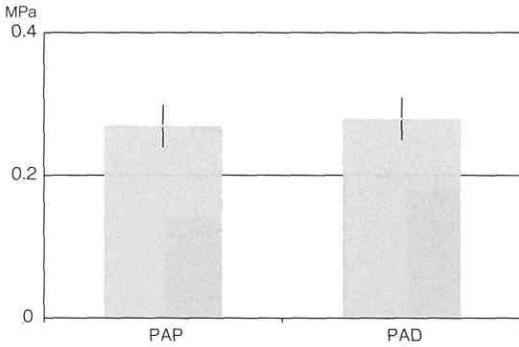


図13 試作材の引張強さ(TC)

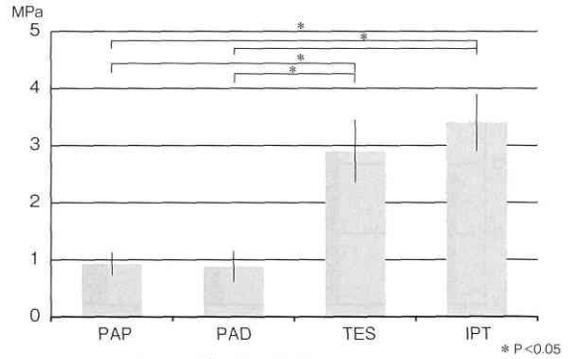


図15 支台金型とレジン冠の接着強さ(24h)

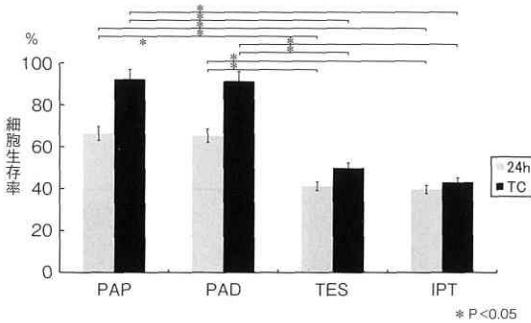


図14 細胞生存率

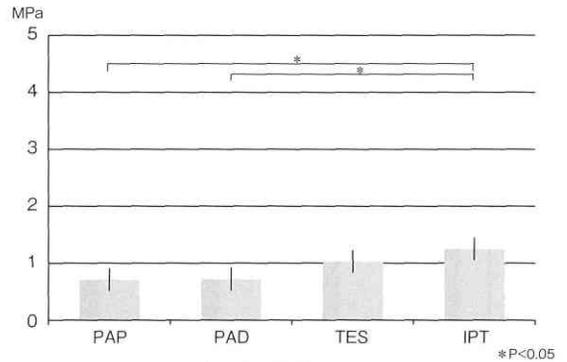


図16 支台金型とレジン冠の接着強さ(TC)

れなかった。PAPとPADはTES, IPTよりも有意に値が大きかった。また、全ての材料で24hよりもTCで有意に大きな値を示した。

7. レジン冠と支台金型の接着強さ

レジン冠と支台金型の接着試験の結果を図15, 16に示す。24h条件について、PAPとPADはTES, IPTよりも有意に値が小さかった(図15)。PAPとPAD間では値に有意差は認められなかった(図15)。TCの条件について、PAPとPADはIPTよりも有意に値が小さかった(図16)。また、PAPとPADおよびTES間の値に有意差は認められなかった(図16)。また、接着試験後の試料において、PAP, PADでは全ての試料が金型側で界面破壊を生じ、レジン冠側に全て付着していた。TES, IPTの試料では破断面が混合破壊を呈していた。

8. 仮着したレジブロック撤去後の支台材料上における仮着材の残存率

仮着したレジブロック撤去後の支台材料上における仮着材の残存率の結果を図17に示す。PAP

とPADはME, REおよびDE表面に残存が認められなかった。TESとIPTはME, REおよびDEに多く残存していた。

9. 仮着材除去後の支台材料に対する合着材の接着強さ

合着材と支台材料の接着試験の結果を図18~23に示す。REGの結果について、仮着材を作用させていないCONがME, REおよびDEで最も大きな値を示した(図18~20)。MEに関して、PAP, PADおよびTESはIPTよりも有意に大きな値を示した(図18)。REに関して、PAPはIPTよりも有意に大きな値となり、PADはTESとIPTよりも大きな値を示した(図19)。DEに関しては仮着材間での値に有意差は認められなかった(図20)。PANの結果について、仮着材を作用させていないCONがME, REおよびDEで最も大きな値を示したが、PAP, PADとの値に有意差は認められなかった(図21~23)。MEに関しては仮着材間での値に有意差は認められな

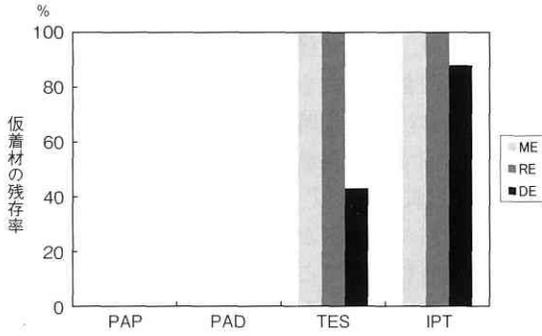


図17 仮着したレジンプロック撤去後の支材材料上における仮着材の残存率

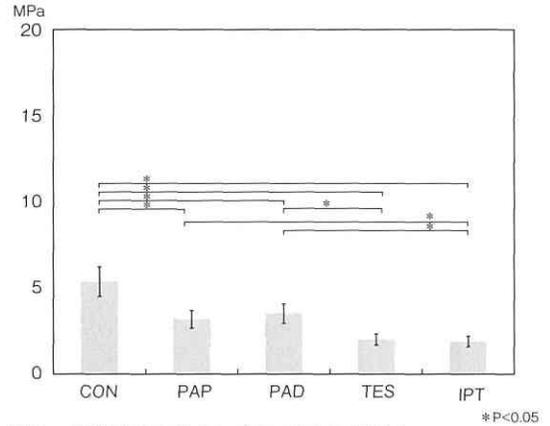


図19 仮着材除去後のREとREGの接着強さ

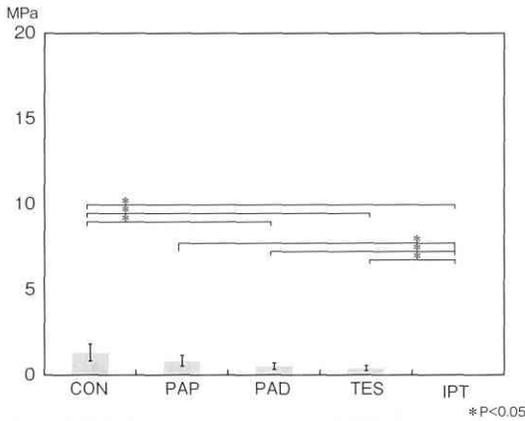


図18 仮着材除去後のMEとREGの接着強さ

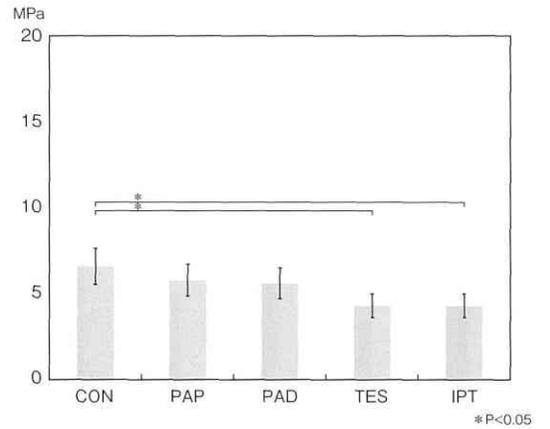


図20 仮着材除去後のDEとREGの接着強さ

かった (図21)。REに関して、PAPとPADはTESよりも有意に大きな値を示した (図22)。DEに関して、PAPとPADはTES、IPTよりも有意に大きな値を示した (図23)。

考 察

1. 試作材の歯科材料学的性質

試作材の硬化は修復材料として用いるメチルメタクリレートレジジンとは異なり、粉末成分のPEMAを溶解後に重合するわけではなく、液成分のアネトールがPEMAの表層を溶解し、PEMA粒子が相互に凝集結合することで硬化すると考えられている¹²⁾。本研究では試作材の練和について2種の方法を採用した。PAPはプラスチックパチュラと紙練板により、液と粉末をすり潰すように練和を行った。PADではダッペンガラスとプラスチックパチュラにより、液と粉

末を混和した状態で攪拌するように練和した。PAPとPADにおいて、硬化時間は有意差が認められなかったものの、流動性と被膜厚さはPADの方が有意に大きな値を示した。PAPは練和時に粉末に荷重をかけながら練和するのに対し、PADは攪拌するように行うため、液体に対する溶解性はPAPの方が大きいものと推察された¹³⁾。このことから、PADではPAPよりも粉末粒子の溶解が少なく、PEMA粒間の結合度も小さいため、流動性が大きくなったと考えられた。また、今回の実験には平均粒径が75 μmのPEMA粒子を用いたが、粒子の未溶解部分が被膜厚さに反映され、PAPよりもPADで値が大きくなる結果になったと推察された。しかし、PADにおいて平均粒径150 μmのPEMAを基材に用いた岡田ら⁹⁾

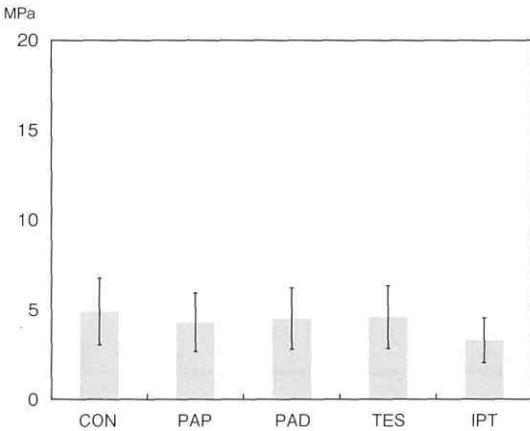


図21 仮着材除去後のMEとPANの接着強さ

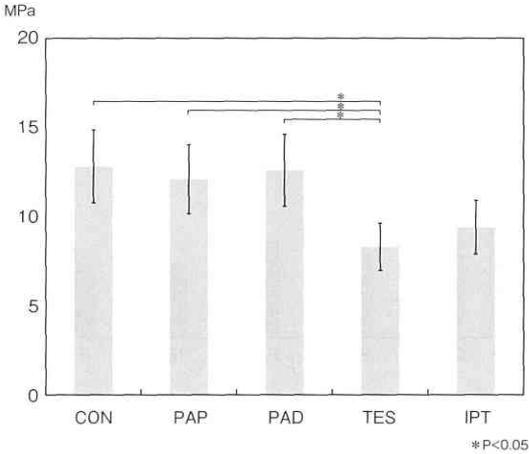


図22 仮着材除去後のREとPANの接着強さ

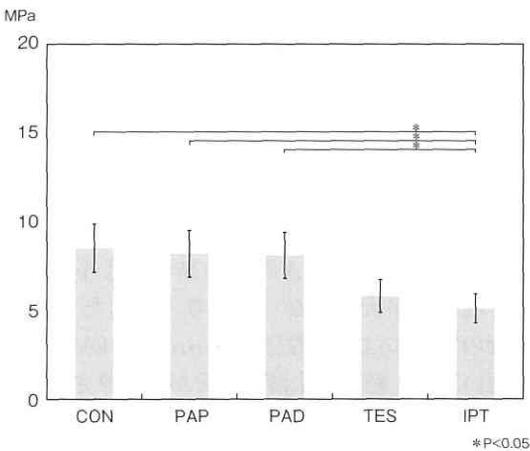


図23 仮着材除去後のDEとPANの接着強さ

の報告と比較すると本研究では約50%の値となっており、粉末粒径を小さくすることで被膜厚さの値は改善されたものと考えられた。歯科用セメントにおける硬化時間の規格値は4~8分、被膜厚さに関する規格値は30 μ m以下、広がり直径の規格値は30mm以上であること、さらに市販の対照材料との比較から考慮すると、試作材は歯科用の仮着材としてこれらの項目については要件を満たしているものと考えられた。

溶出率について、24h条件では材料間の値に有意差は認められなかったが、TC条件ではPADの値が大きくなっていった。試作材は硬化体が弾性体であり、粉末の基材にメタクリレート系ポリマーを用いていることから、対照材料よりも熱膨張係数が大きいと推察される¹⁴⁾。そのため、熱変化による膨縮が酸化亜鉛やシリカを基材とする対照材料よりも大きいことが推察されることから、このような結果になったと考えられた。

試作材硬化体の引張試験ではPAP、PAD間の値に有意差は認められなかった。練和開始からの短時間では稠度試験や被膜厚さ試験の結果のように、粉末の溶解度の違いからPAPとPADの値に差異が生じることも考えられるが、24h条件は練和開始から24時間後、TC条件はサーマルサイクルを100回負荷しており、1サイクルあたり80秒であることから、引張試験まで2時間以上の時間が経過することから、粉末の溶解も進行し、硬化体の状態もPAP、PADで近似してくるため値に差異が生じなかったものと推察された。

ヒト皮膚線維芽細胞由来組織モデルを用いた細胞毒性試験においてPAP、PADは対照材料よりも生体親和性の高いことが明らかとなった。試作材の基材であるアネトールは食品添加物として用いられているように¹⁵⁾、市販仮着材の液成分であるカルボン酸系の水溶液よりも細胞に及ぼす影響が少なかったものと考えられた。

試作材の練和方法の違いが諸性質に及ぼす影響について、流動性と被膜厚さではPAPとPADに有意差が認められた。しかし、両者ともにセメントのいずれの規格値にも適合していることから、物理的、生物学的性質について、今回採用した練和方法の違いが及ぼす影響は小さいと考えられた。

2. 試作材の被着体に対する接着性

今回の研究では、試作材と市販仮着材における支台金型と、レジン冠の接着強さとレジンプロックを撤去した後の支台材料上の仮着材の残存について検討した。その結果、試作材は市販仮着材よりも支台金型とレジン冠の接着強さは小さく、金型側で界面破壊を生じていた。また、試作材はレジンプロック撤去後における支台材料上の残存は肉眼的、そして撮影した画像上からは認められなかった。支台金型、支台材料側に対する試作材の界面破壊が大きくなった要因としてはMMAレジンとPEMAレジンが高い親和性^{16,17)}を所要していることが挙げられる。PEMAは粘膜調整材にも用いられる。粘膜調整材ではPEMAをエチルアルコールで溶解するのに対し、試作仮着材はアネトールで溶解させるが、両者ともに混和後のPEMAはメチルメタクリレートレジンと結合しやすい状態にあると考えられる^{16,17)}。さらに、岡田ら¹⁸⁾が報告しているように、有機溶媒にて溶解したPEMAの硬化体は弾性を有している。接着試料は常温重合型メチルメタクリレートレジン、仮着材、支台材料から構成されるが各々の機械的性質は異なる¹⁴⁾。したがって、試料に外力が負荷された場合、ひずみ量の違いから仮着材と被着体の接着界面には応力が集中すると考えられる¹⁹⁾。試作材の場合は硬化体が弾性を有するため、対照材料よりもその傾向が顕著に生じると推察された。このことから、より親和性が小さい金型や支台材料の界面で接着の破壊が生じたため、試作材は対照材料よりも支台金型や支台材料との分離が良好であったと考えられた。

3. 仮着材が支台材料と合着材の接着強さに及ぼす影響

今回はチェアサイドでのシミュレートを重要視し、支台材料からの仮着材の除去を肉眼的に行い、その後、レジン添加型グラスアイオノマーセメント(REG)とレジン系セメント(PAN)を用いて、支台材料と合着材の接着強さについて実験を行った。その結果、試作材はCONと比較してREGでは接着強さの値が有意に小さくなった条件も認められたが、PANでは有意差が認められなかった。PANについては前処理として、MEにはメ

タルプライマーを、DEには歯面処理剤を用いた。被着面に表面処理剤を用いると、暫間的に用いた材料の影響が生じにくくなるといった報告もある²⁰⁾。しかし、表面処理剤を用いていないREの条件においても、試作材とCONの接着強さの値に有意差は認められなかった。PMMAとユージノール、リモネンを基材とする試作材を用いた龍方ら⁷⁾は、肉眼的に仮着材を除去した後にRE上を電子顕微鏡像で観察したところ、TES、IPTよりも試作材での残存が少ないことを報告している。このことから、基材が近似しているPAP、PADでも同様な傾向を示すことが推察され、PANとREの接着強さに及ぼす影響が少なかったものと考えられた。

以上のことから、PEMAとアネトールを基材とする試作材は、歯科用仮着材として、稠度や被膜厚さなどは規格値を満たし、撤去時には市販仮着材よりも支台材料からの分離に優れ、さらに支台材料と合着材の接着強さに対する阻害も小さいことが明らかとなった。レジン冠と支台金型の接着強さについて、試作材は24h条件では市販仮着材よりも有意に低い値を示したが、TC条件ではカルボキシレート系仮着材との有意差が認められなかった。支台と暫間被覆冠における仮着の強度について、適正な指標を示した報告はない。仮着の強度が小さすぎれば容易に暫間被覆冠が脱落することになり、強度が大きすぎれば、撤去作業も含めたチェアサイドの一連の操作で支障を来す。今後は実験結果を踏まえて、この点についてもさらなる検討が必要と考えられた。また、今回採用した2種の練和方法について、市販仮着材の実験結果とセメントの規格値との比較から、いずれの練和方法を採用したとしても、各性質に及ぼす相違は少ないことが明らかとなった。歯科材料において操作性は重要な項目である。今後は臨床医に使用感のアンケートを実施するなどして、練和方法も確定する必要のあることが示唆された。

結 論

PEMAとアネトールを基材とする仮着材を試作し、物性や操作性に影響を及ぼす練和方法にも着目して、仮着材に関わる諸性質について、市販

仮着材と比較検討した。

その結果、試作材の物性は、市販仮着材と比較して同等であった。また、試作材は市販仮着材よりも支台材料に対する分離性に優れ、支台材料と合着材の接着強さに及ぼす影響は少なく、細胞に対する毒性も小さいことが明らかとなった。

試作材の練和方法の違いが物性、接着性、毒性に及ぼす影響は小さかった。

以上から、試作材は歯科用仮着材として優れた性質を多く具備していることが示唆された。

本論文に関して、開示すべき利益相反はない。

文 献

- 1) 渡部和美エリゼッテ, 鈴木一臣, 山下 敦, 繁田真人, 今井 誠, 中井宏之ほか: 象牙質と接着性レジンセメントの接着における仮着材の影響. 歯材器 15; 187-191 1996.
- 2) 渡部和美エリゼッテ, 鈴木一臣, 山下 敦, 今井 誠: 象牙質と接着性レジンセメントの接着における仮着材の影響とその改善法. 歯材器 16(特別号29); 71 1997.
- 3) 吉田 剛, 小泉寛恭, 根本美佳, 小峰 太, 棧淑行, 五十嵐孝義: 接着性レジンセメントの接着強度に関する研究—金属支台歯に仮着材ならびに清掃条件が及ぼす影響—. 接着歯学 17; 81-90 1999.
- 4) 吉田 剛, 田中秀亨, 棧 淑行, 五十嵐孝義: 接着性レジンセメントの接着強度に関する研究—セラミックコアに仮着材が及ぼす影響—. 補綴誌 43; 251-259 1999.
- 5) 岡田英俊, 石田喜紀, 野口博志, 長山克也: PEMAとユージノールを基材とした新しい仮着材の開発. 歯材器 24; 431-438 2005.
- 6) Okada, H., Ishida, Y., Noguchi, H., Ryukata, I. and Nagayama, K.: Development of a new temporary luting agent consisted of PEMA and eugenol—Residue ratio and bond strength of luting cements for abutment materials. Dent. Mater. J. 28; 261-266 2009.
- 7) 龍方一朗, 岡田英俊, 石田喜紀: ナノサイズPMMAとユージノールを基材とした仮着材の試作. 奥羽大歯学誌 39; 19-28 2012.
- 8) 柏木康志: Eugenolおよびオルト二量体 (bis-eugenol) の細胞障害性に関する研究. 明海大歯誌 29; 176-188 2000.
- 9) 岡田英俊, 及川 均, 龍方一朗, 石田喜紀, 林

幹太, 覚本嘉美, 川島 功, 八木原淳史, 遠藤 学, 大塚保光: メタクリレート系ポリマーを基材とした歯科用仮着材の開発—練和方法の違いが諸性質に及ぼす影響—. 奥羽大歯学誌 41; 9-13 2014.

- 10) 岡田英俊, 石田喜紀, 野口博志, 福井和徳, 長山克也: 各種ボンディングシステムの接着性評価(1) 象牙質について. 奥羽大歯学誌 32; 57-66 2005.
- 11) 岡田英俊, 石田喜紀, 野口博志, 福井和徳, 菊井徹哉, 長山克也: 各種ボンディングシステムの接着性評価(2) エナメル質について. 奥羽大歯学誌 33; 35-40 2006.
- 12) 菅島正栄: 膨張性仮封材の開発. 奥羽大歯学誌 31; 143-155 2004.
- 13) 久賀喜代子, 鈴木 瑛, 宮治俊幸: 機械練和によるリン酸亜鉛セメントの性質について: 第3報 規格試験成績の相互関係. 歯材器 5; 39-46 1986.
- 14) 廣瀬英晴, 榎本貢三, 中寫 裕, 西山典宏, 宮崎 隆, 米山隆之: 歯科器材の規格・SI単位系, スタンダード歯科理工学 (榎本貢三, 中寫 裕, 西山典宏, 宮崎 隆, 米山隆之の編) 第5版; 364-365 2014.
- 15) 河村フジ子, 加藤和子, 畑中としみ: カレー粉加熱香気成分の同定と調理による変化. 調理科学 20; 240-245 1987.
- 16) 早川 巖: 軟質裏装材の適応と材料の特性. 東京歯科医師会誌 39; 13-20 1991.
- 17) 寺岡文雄, 中川正史, 高橋純造: ティッシュコンディショナのレジン床養歯に及ぼす影響. DE 139; 29-32 2001.
- 18) 岡田英俊, 龍方一朗, 石田喜紀, 小磯和夫, 川島 功: インプラント用合着材の開発(2) 修復物の適合性が接着耐久性に及ぼす影響. 歯材器 27; 380 2008.
- 19) 岡田英俊: グラスアイオノマーセメントの接着耐久性に関する研究. 奥羽大歯学誌 28; 226-238 2001.
- 20) 川本義和, 檜山礼秀, 根本美佳, 金栗勝仁, 吉田 剛, 河原一茂: 接着性レジンセメントの接着強度に関する研究—裏層材に残留した仮着材影響について—. 日大歯学 75; 642-652 2001.

著者への連絡先: 岡田英俊, (〒963-8611) 郡山市富田町字三角堂31-1 奥羽大学歯学部生体材料学講座
Reprint requests: Hidetoshi OKADA, Department of Biomaterials Science, Ohu University School of Dentistry
31-1 Misumido, Tomita, Koriyama, 963-8611, Japan