

PEMA と アネトール を 主成分 とする 仮着材 の 開発

生体材料学講座

林 幹太

(指導教員 岡田英俊)

Development of temporary luting material consisting
of PEMA and Anethole

Department of Biomaterial Science, Ozu university
school of dentistry

Mikita Hayashi

(Director 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.

The experiments were conducted on the physical and biological properties of the materials, their bond strength to the test pieces of abutment shape, the remaining area of the temporary luting materials on the abutment materials, the bond strength of luting cement on abutment material surface after removal of temporary luting materials. In addition, the differences by mixing methods of the trial materials were also investigated. The mixing methods were: 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 trial material was observed on the abutment materials after removal of a 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

この研究の目的は操作性に優れ支台材料からの分離も良好な仮着材を開発することである。

この研究では試作材に PEMA とアネトールを用いた。実験は物理学的、生物学的諸性質、支台形態での接着強さ、仮着材の支台材料上の残存、仮着材除去後の支台材料と合着材の接着強さについて行った。また、試作材については練和方法の違いについても検討した。練和方法は練和紙とプラスチックパチュラ(PAP)、ダッピングラスとプラスチックパチュラ(PAD)とした。対照は市販仮着材とした。

以下に結果を示す。試作材の物理的性質は対照材料と同等だった。試作材の生体親和性は対照材料よりも高かった。試作材の溶出は対照材料よりも大きかった。試作材のレジン冠と支台金型の接着強さは対照材料よりも小さかった。試作材はレジンブロック撤去後に支台材料上の残存が認められなかった。全ての仮着材は仮着材を使用しなかった条件よりもレジン添加型ガラスイオノマーセメントと支台材料との接着強さが小さかった。試作材は仮着材を使用しなかった条件と同等のレジンセメントと支台材料との接着強さを示し、また、市販仮着材よりも高い接着性を示した。試作材の接着性については練和方法の PAP と PAD で同等だった。

キーワード：仮着材，PEMA，アネトール，練和方法

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 μm 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，ダッピングガ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 μm 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 μm 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）ダッペンガラスとプラスチックスパチュラを用いて攪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 $^{\circ}\text{C}$ ，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のガラス板を上を被せ，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。その後，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)によるレジン冠を作製した(図 3)。レジン冠は仮着材の被膜厚さが約 $100\mu\text{m}$ となるように箔厚 $20\mu\text{m}$ 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、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°C 、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 $0.5\text{mm}/\text{min}$ で行った(図 3)。

8) 仮着したレジンプ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)にてレジンプロックを作製した。支台材料であるキャストイングシルバー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プ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 条件を負荷し、さらにTC条件を負荷した後、レジンプ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. 仮着したレジンブロック撤去後の支台材料上における仮着材の残存率

仮着したレジン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 はプラスチックス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 ではダッペングラスとプラスチックスパチュラにより，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 $75\ \mu\text{m}$ 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 $150\ \mu\text{m}$ の PEMA を基材に用いた岡田ら⁹⁾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 $30\ \mu\text{m}$ 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ブ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，試作材はレジンブ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ションを重要視し，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が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。

利益相反

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.,
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，中畠 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，中畠 裕，西山典宏，宮崎 隆，米
山隆之編) 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
ションのレジン床義歯に及ぼす影響．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：ガ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.

図表の説明

- 図 1 溶出率の測定に用いた試料
- 図 2 試作材の引張試験
- 図 3 支台金型とレジン冠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
- 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料
- 図 7 硬化時間
- 図 8 稠 度
- 図 9 被膜厚さ
- 図 10 溶出率 (24h)
- 図 11 溶出率 (TC)
- 図 12 試作材の引張強さ (24h)
- 図 13 試作材の引張強さ (TC)
- 図 14 細胞生存率
- 図 15 支台金型とレジン冠の接着強さ (24h)
- 図 16 支台金型とレジン冠の接着強さ (TC)
- 図 17 仮着したレジンブロック撤去後の支台材料上における仮着材の残存率
- 図 18 仮着材除去後の ME と REG の接着強さ
- 図 19 仮着材除去後の RE と REG の接着強さ
- 図 20 仮着材除去後の DE と REG の接着強さ
- 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

表 1 実験材料

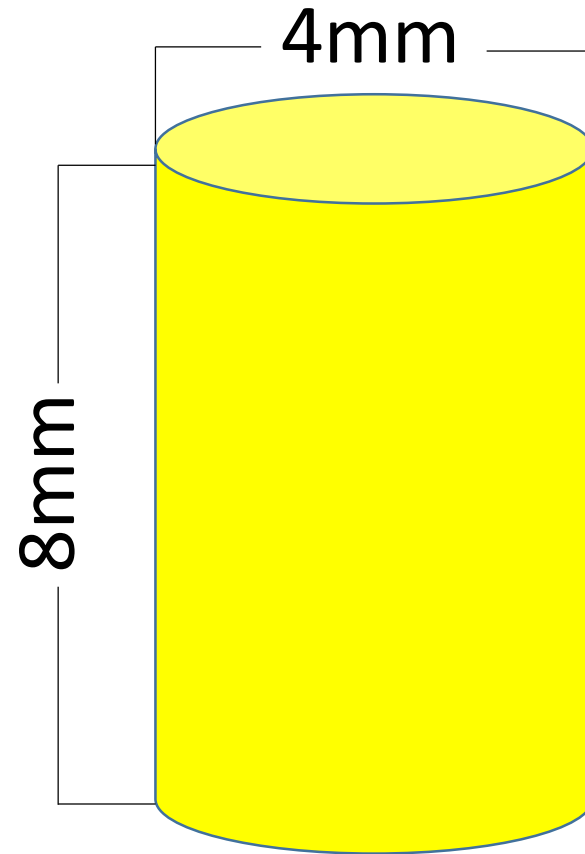


図1 溶出率の測定に用いた試料

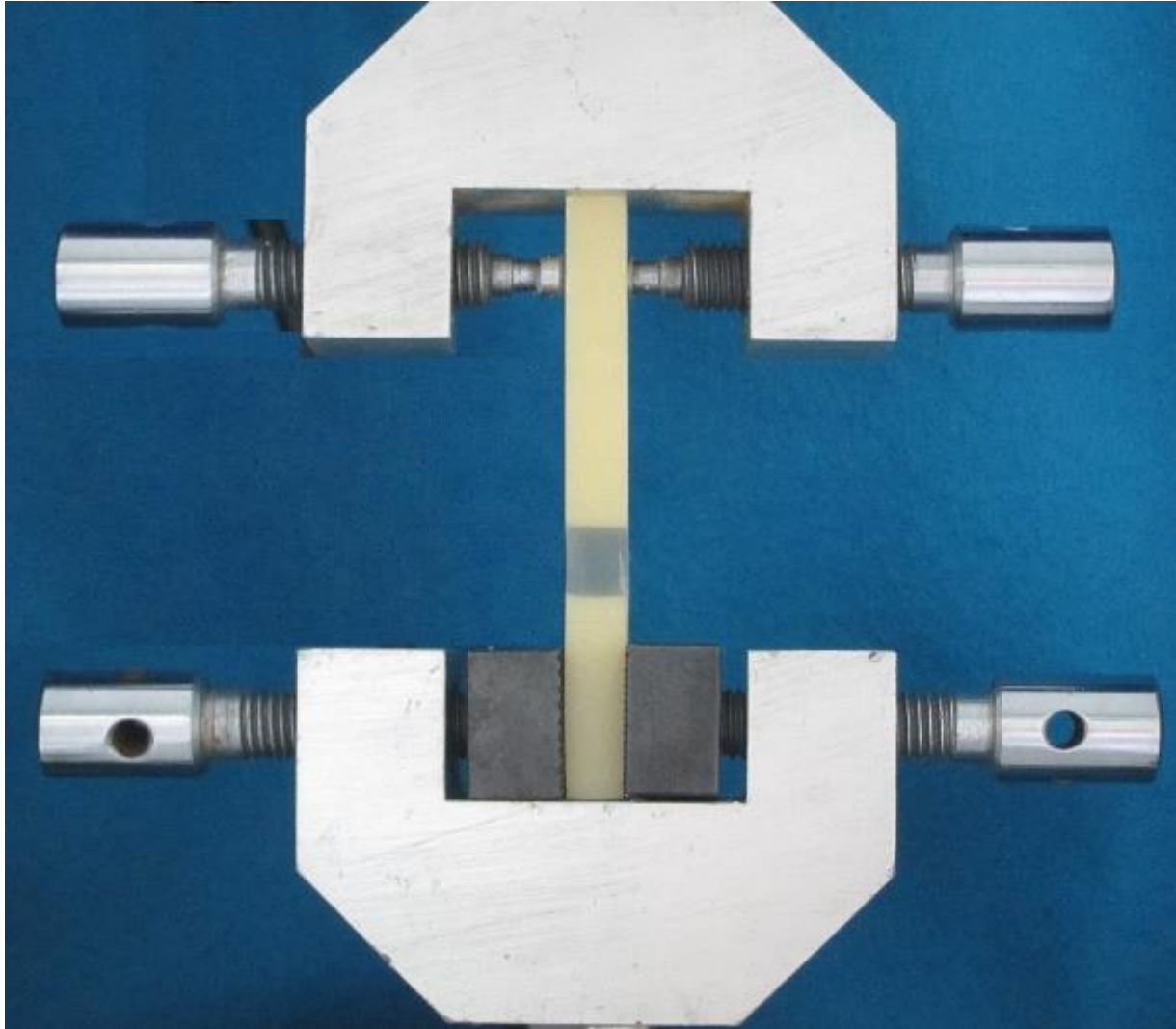


図2 試作材の引張試験

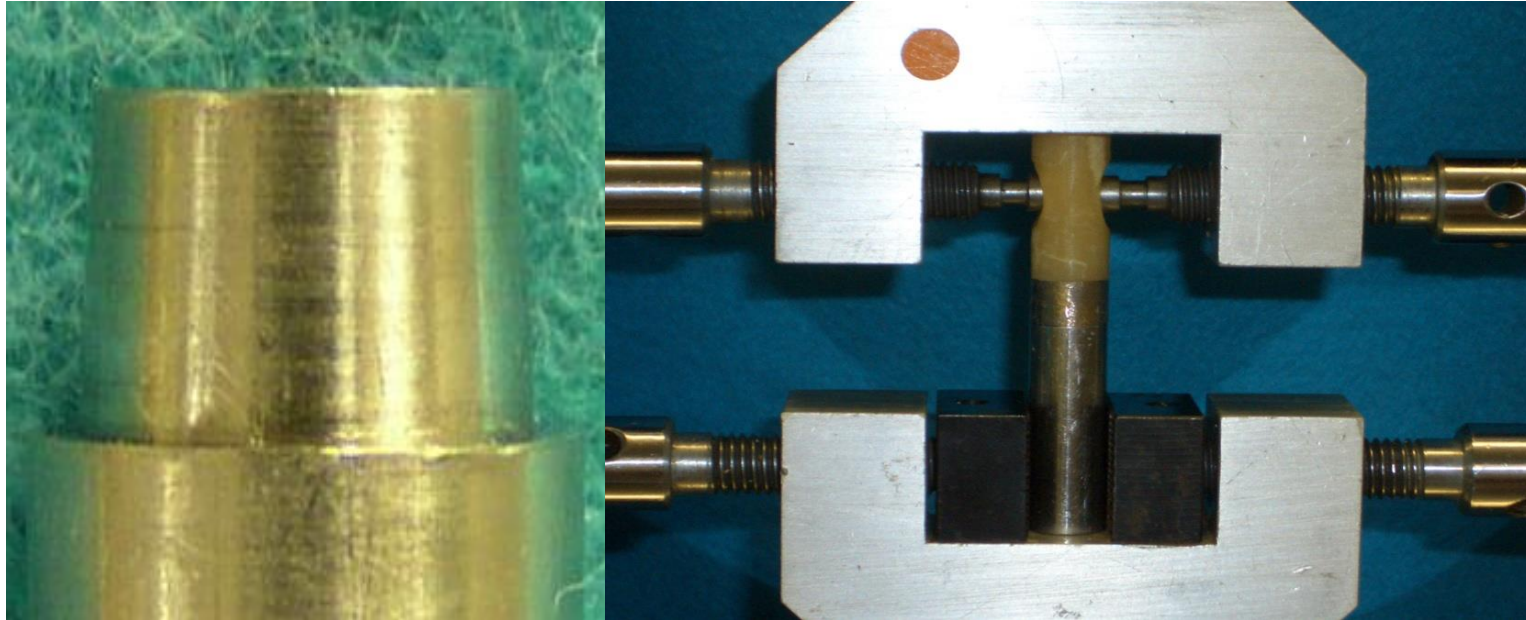


図3 支台金型とレジン冠を仮着した試料の設置

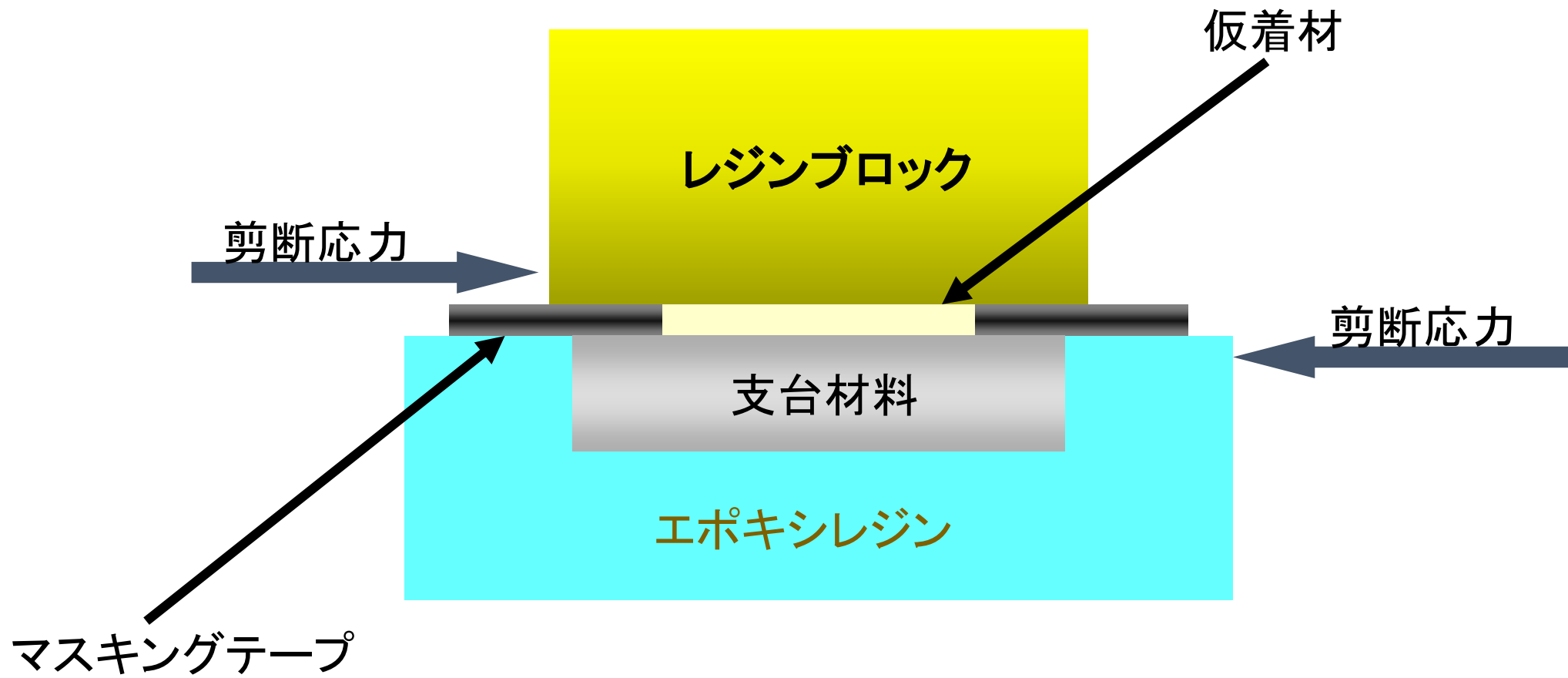


図4 暫間補綴装置と支台材料の仮着をシミュレートした試料

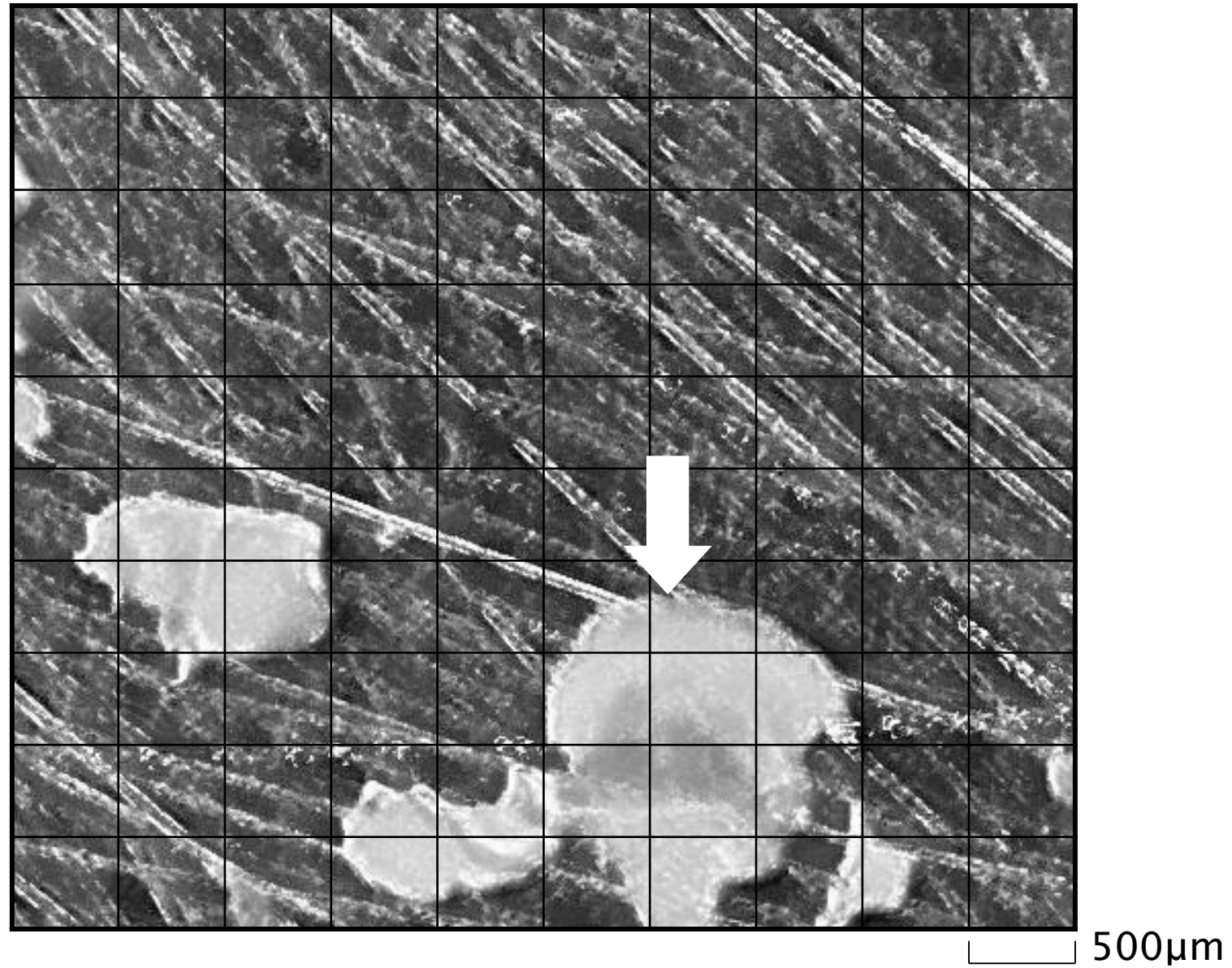


図5 レジンブロック撤去後における支台材料上の仮着材残存の測定

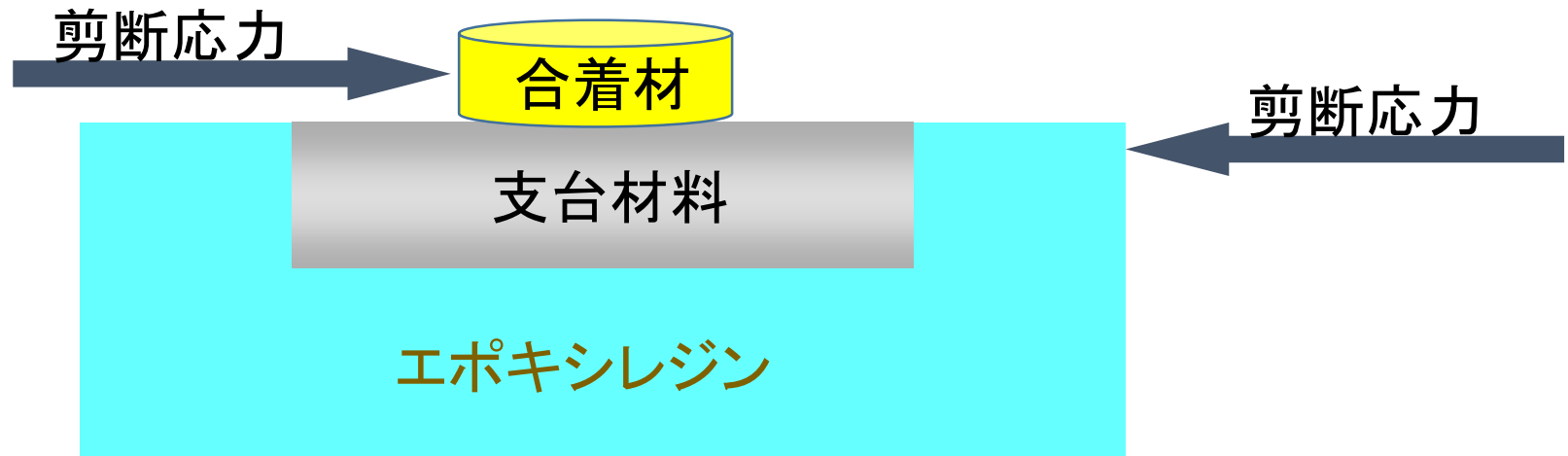


図6 仮着材を除去した後の支台材料と合着材の接着試料

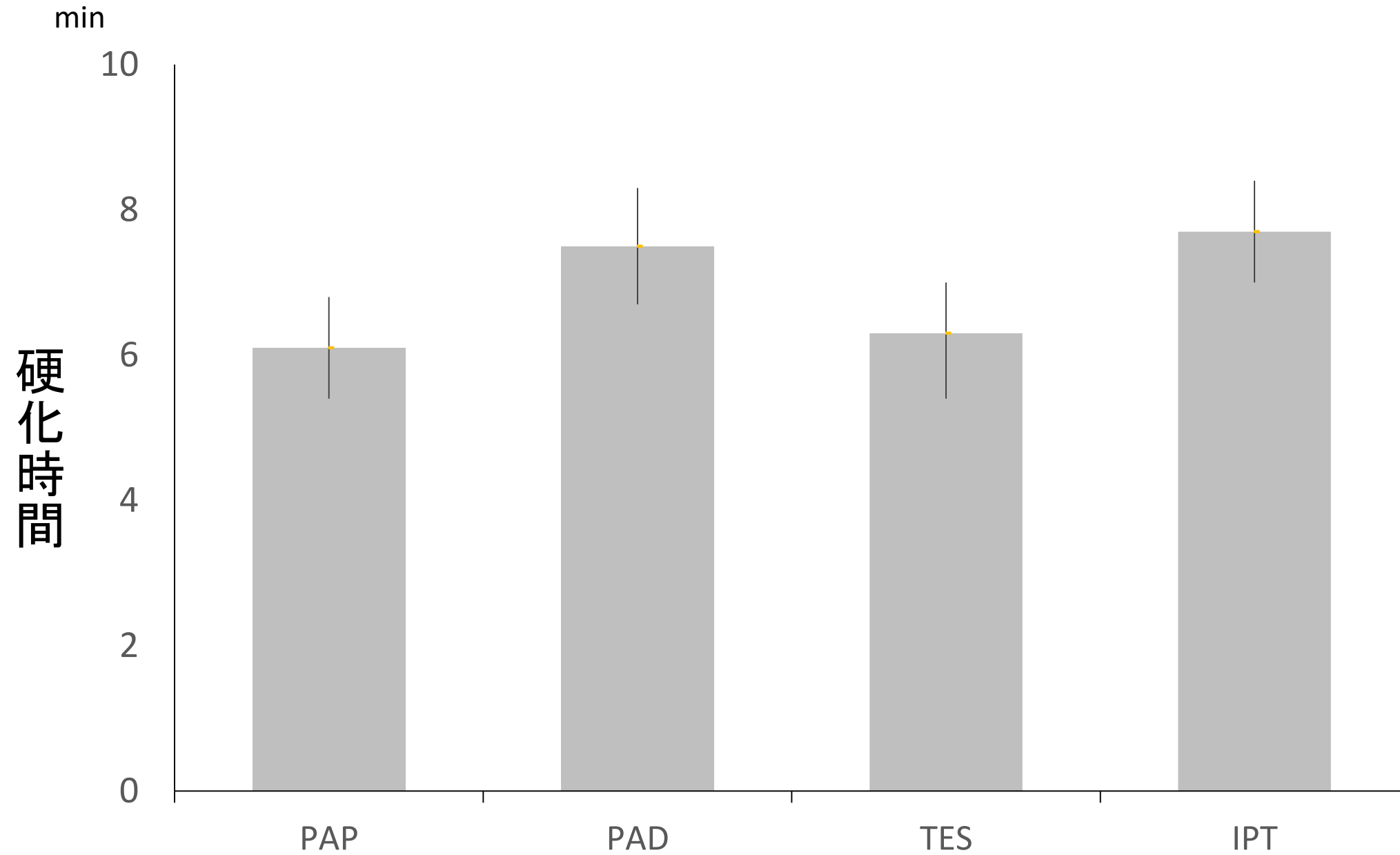
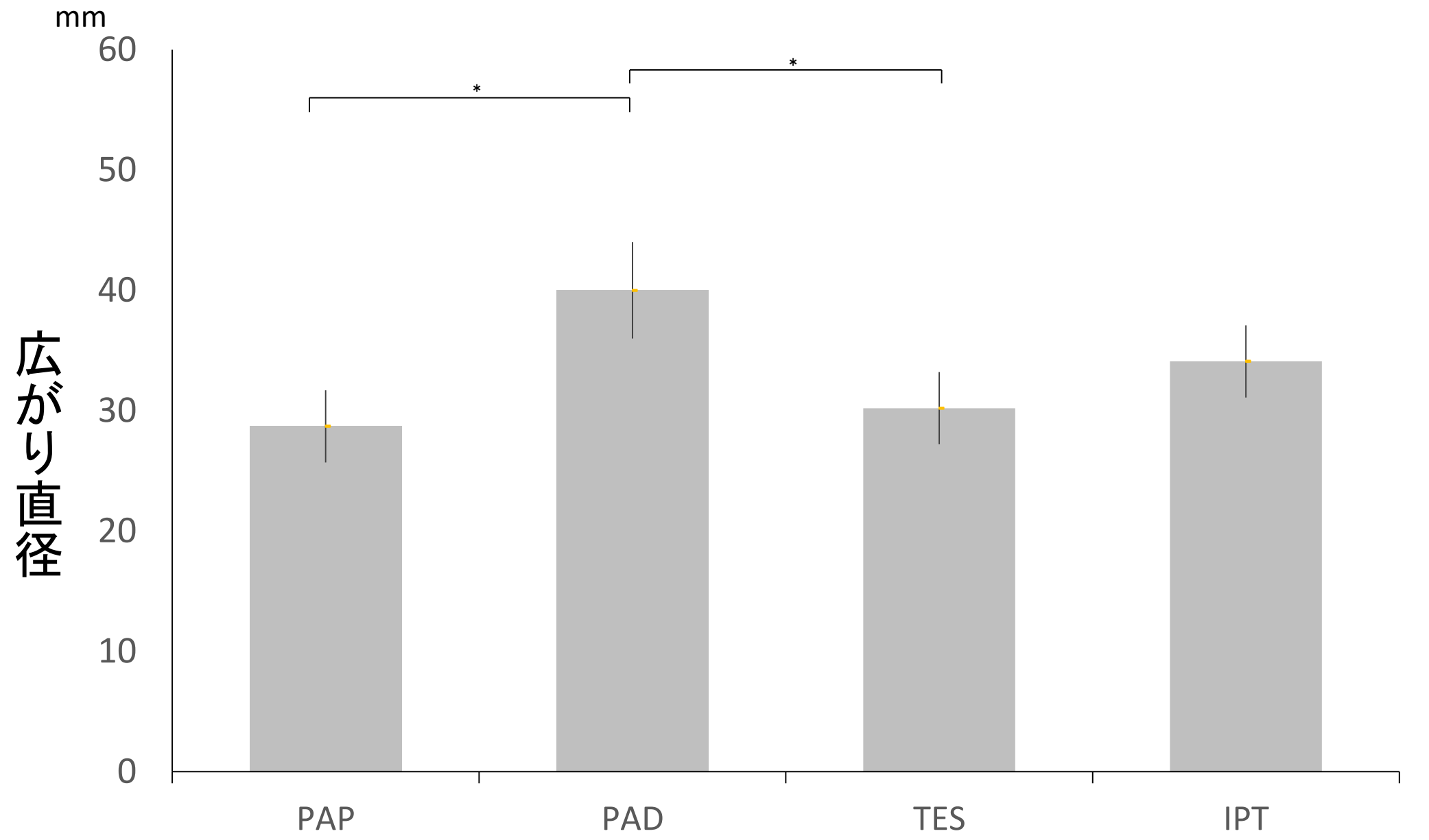


図7 硬化時間



* P<0.05

図8 稠度

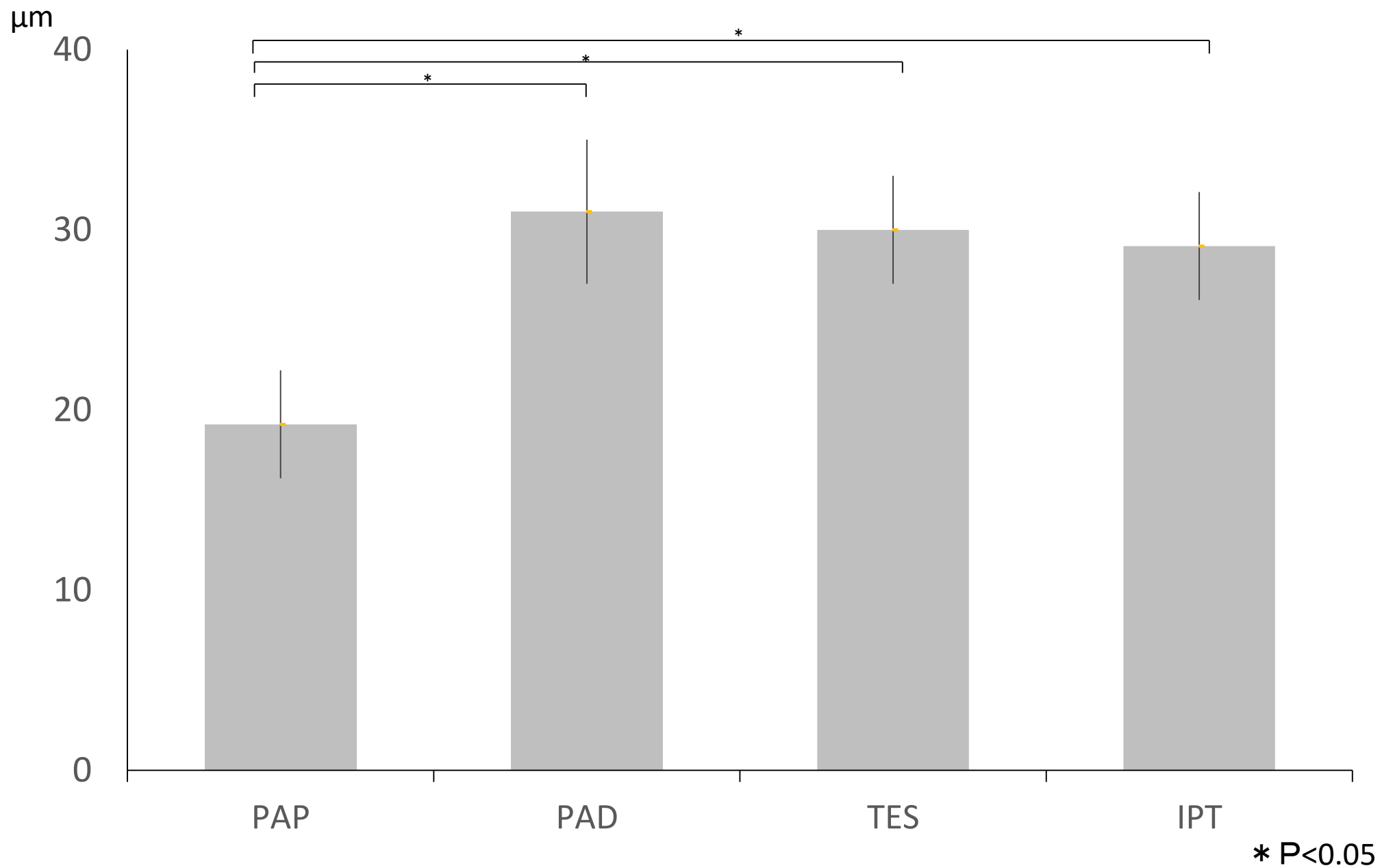


図9 被膜厚さ

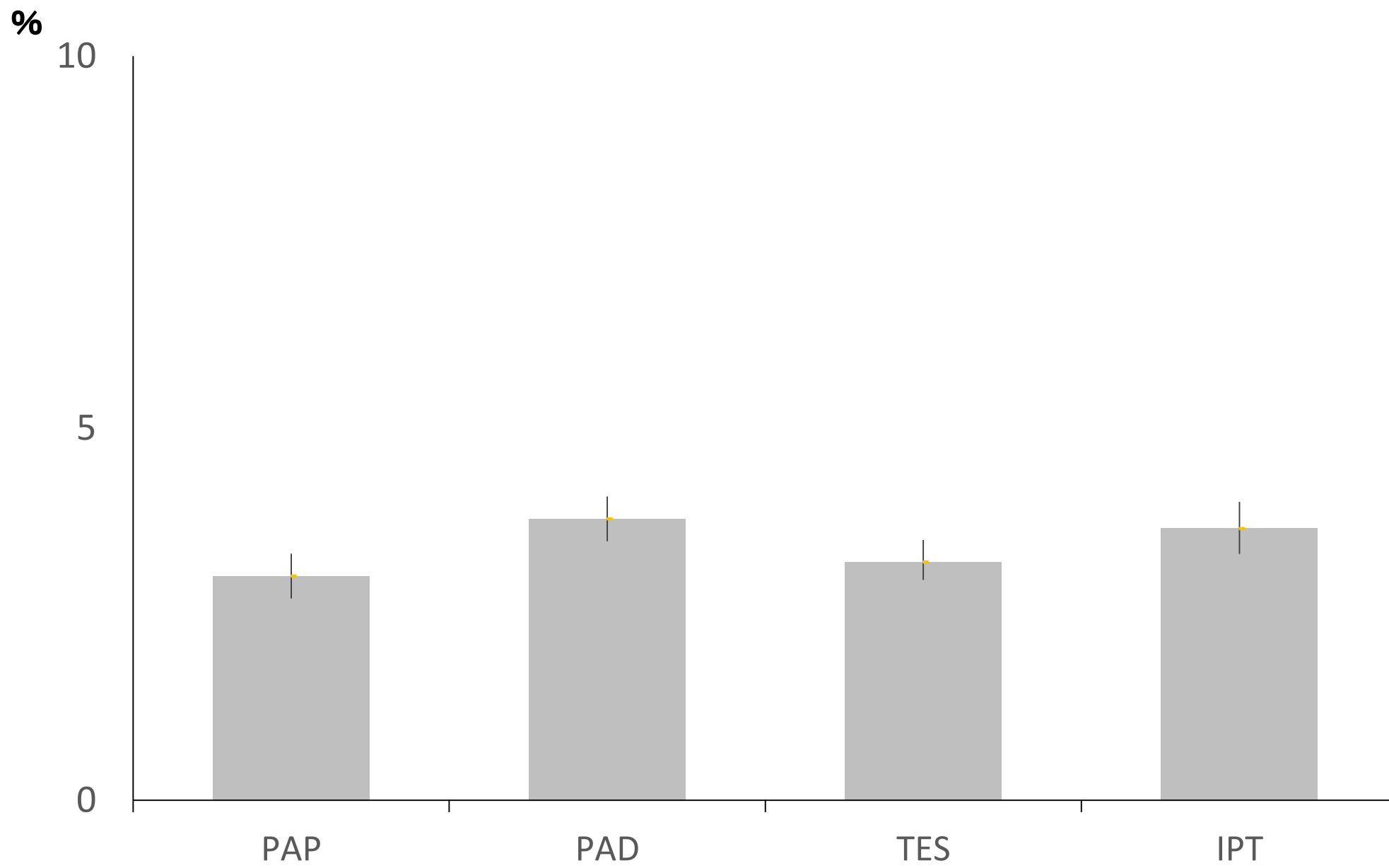


图10 溶出率(24h)

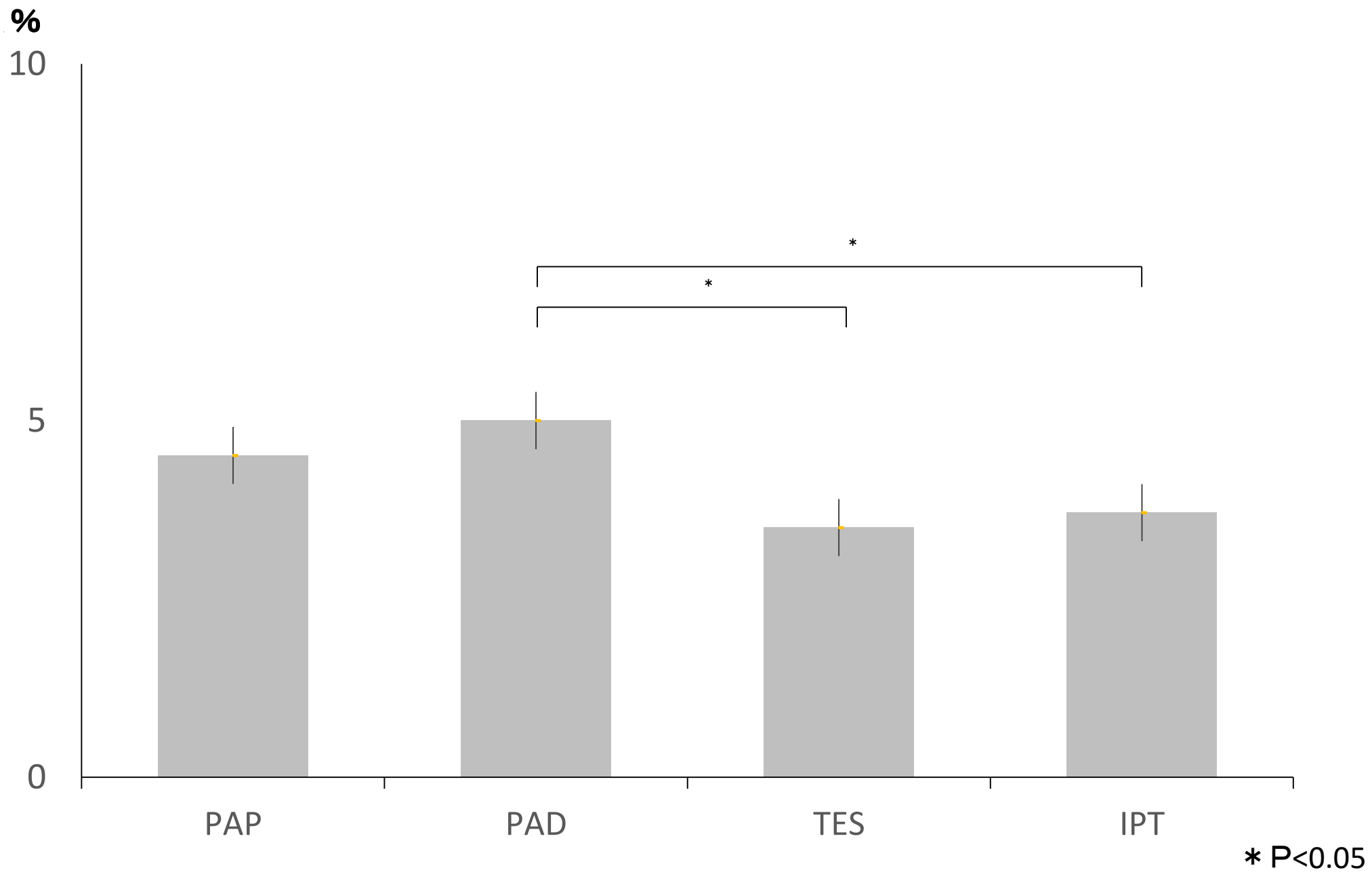


图11 溶出率(TC)

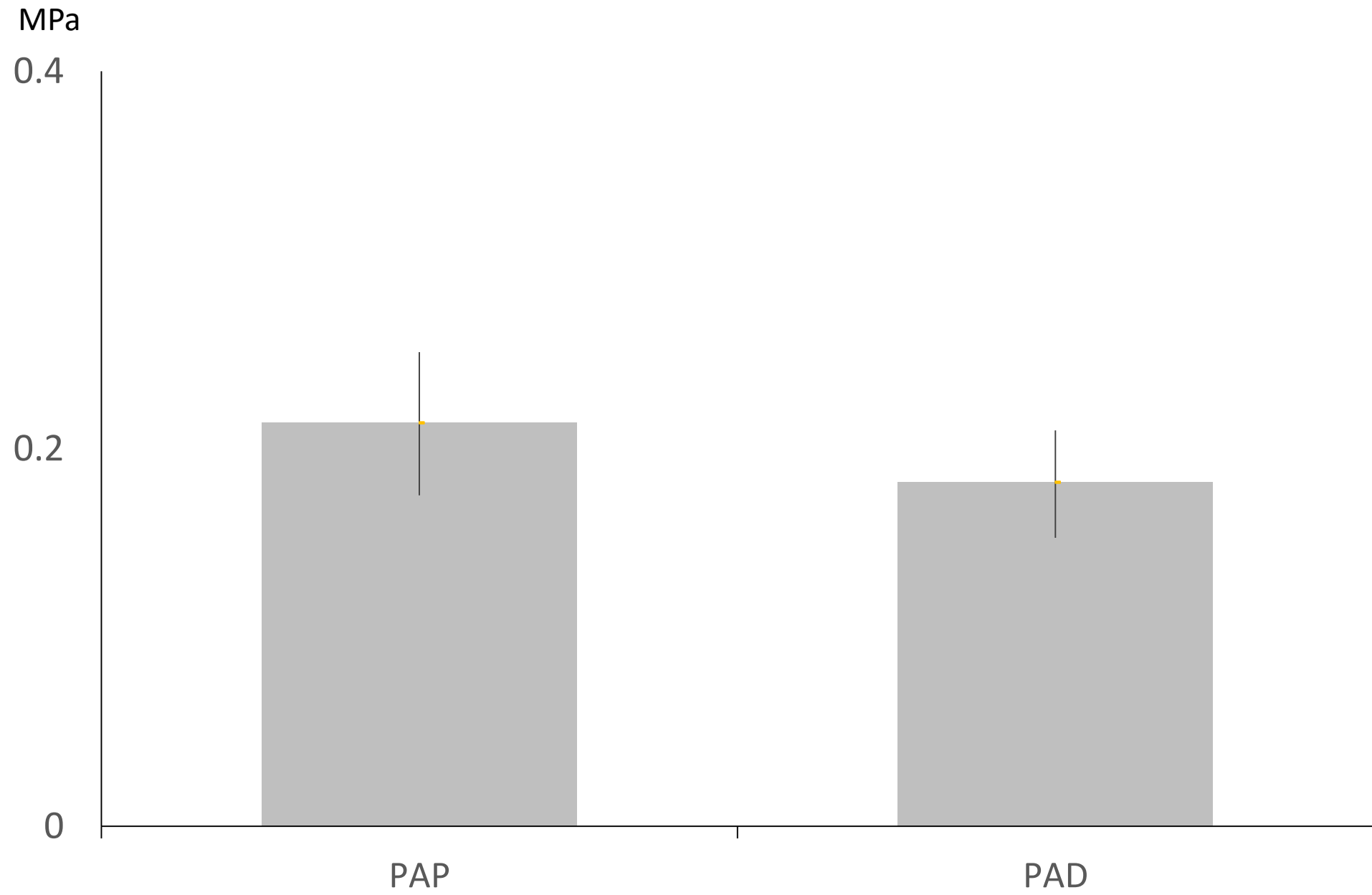


図12 試作材の引張強さ(24h)

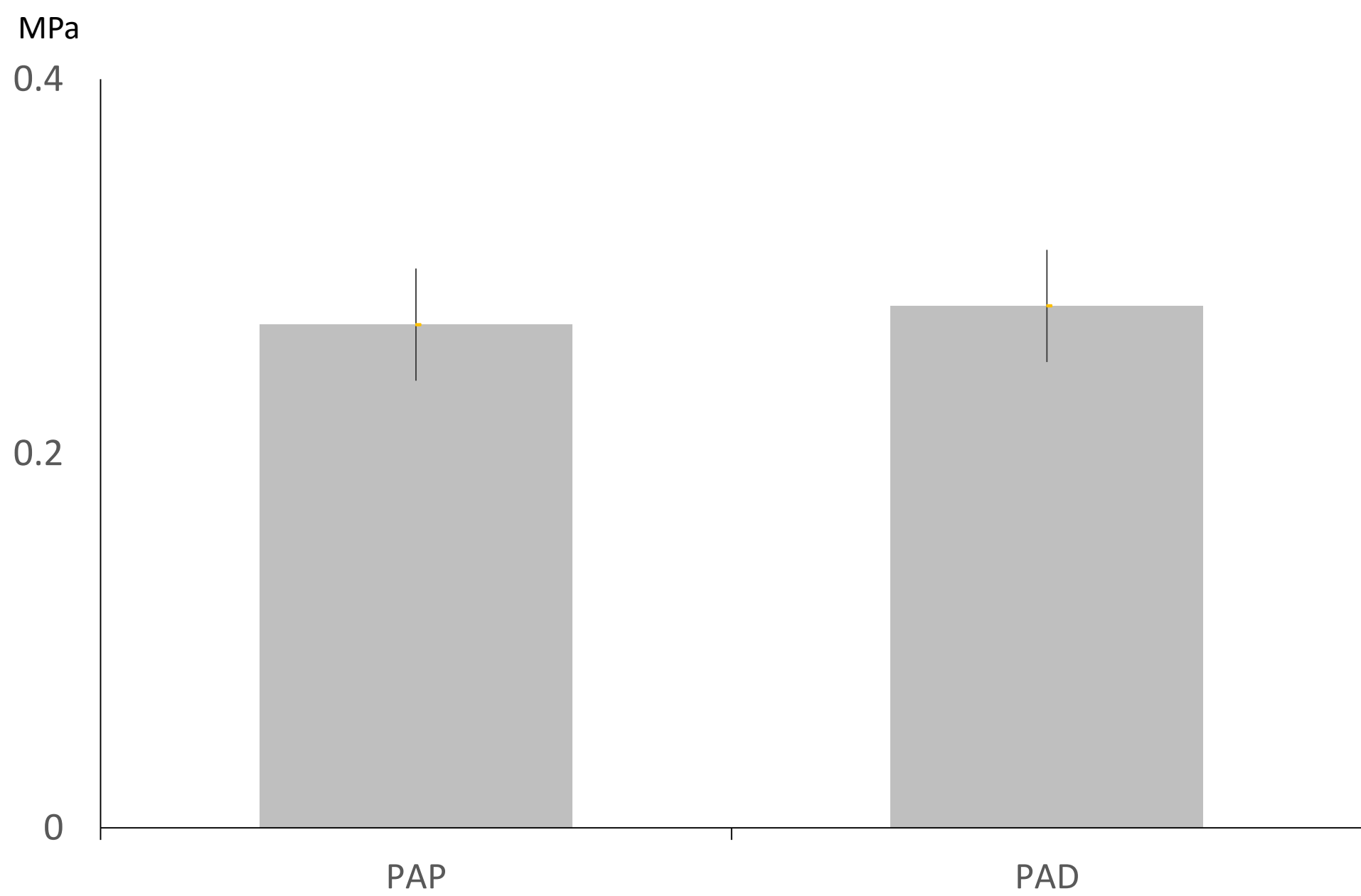
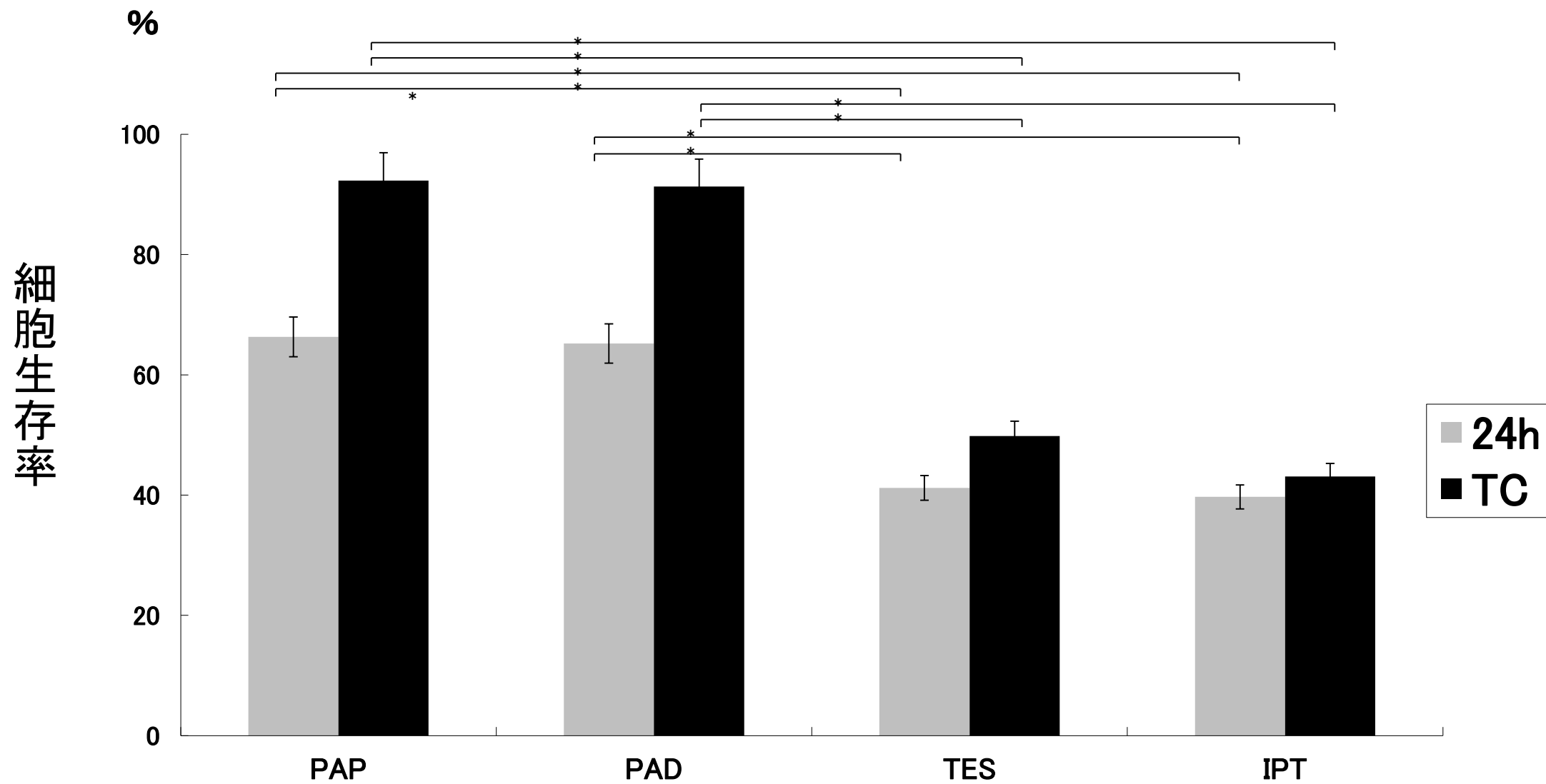


図13 試作材の引張強さ(TC)



* P<0.05

図14 細胞生存率

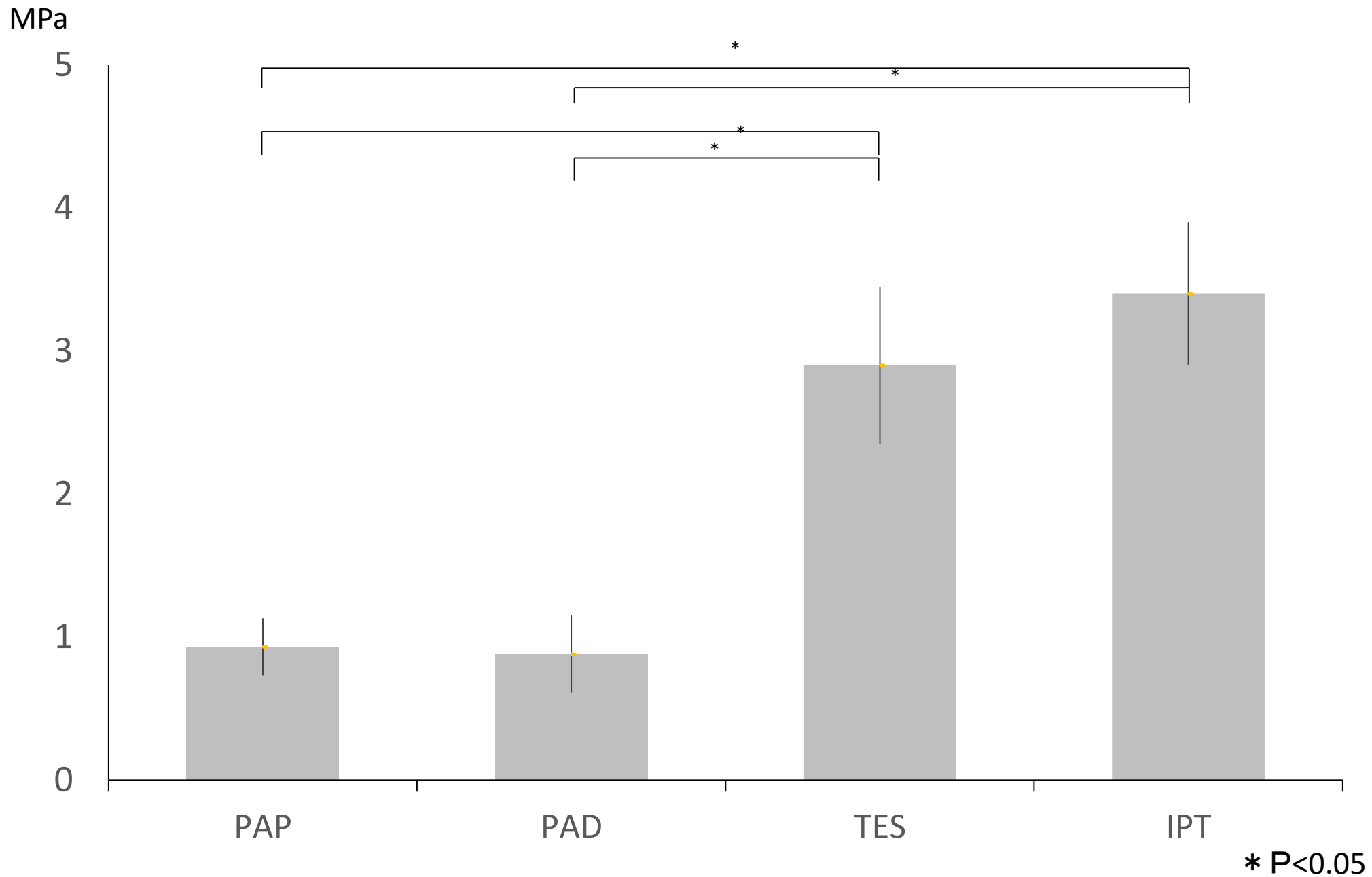


図15 支台金型とレジン冠の接着強さ(24h)

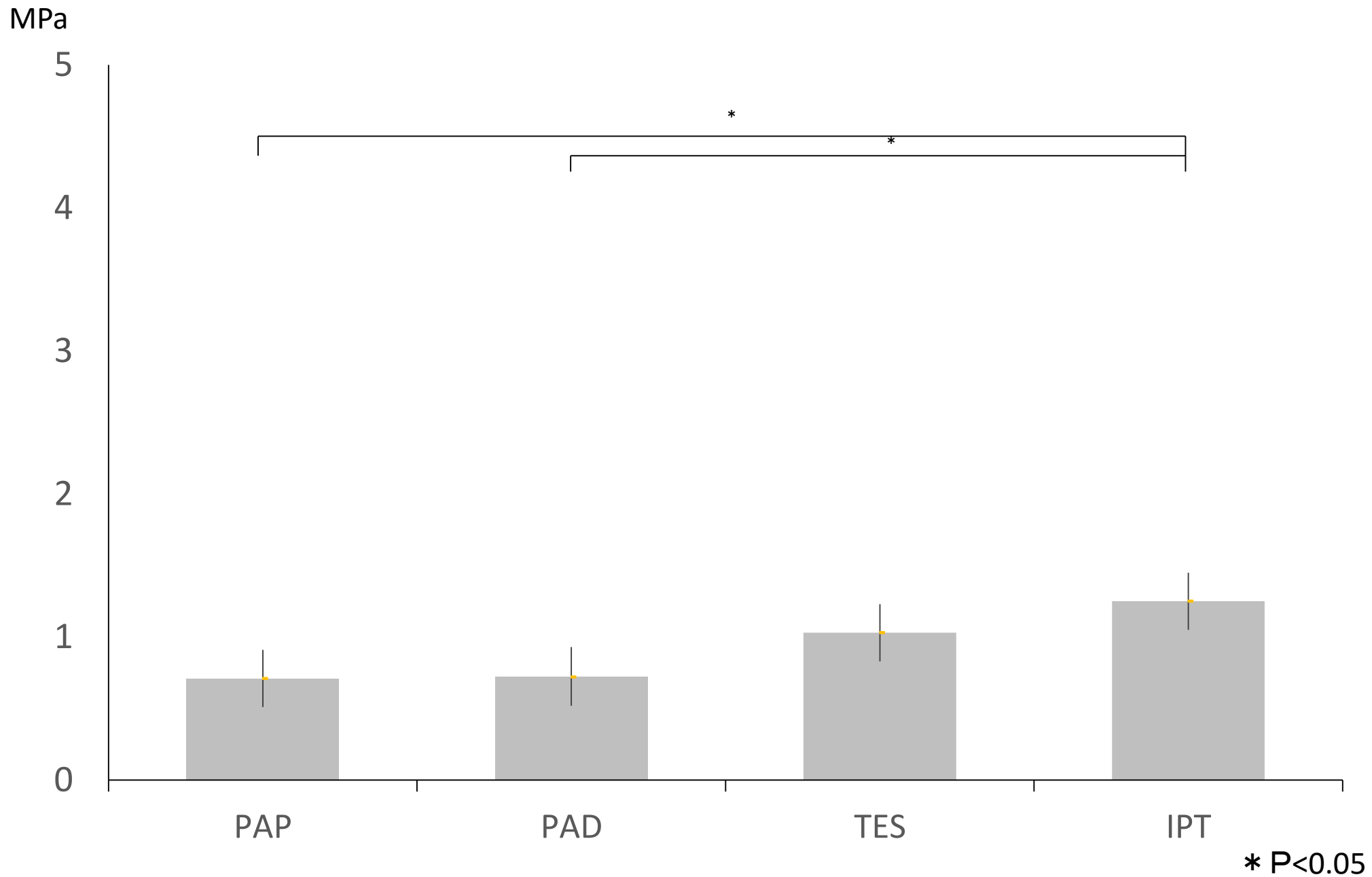


図16 支台金型とレジン冠の接着強さ(TC)

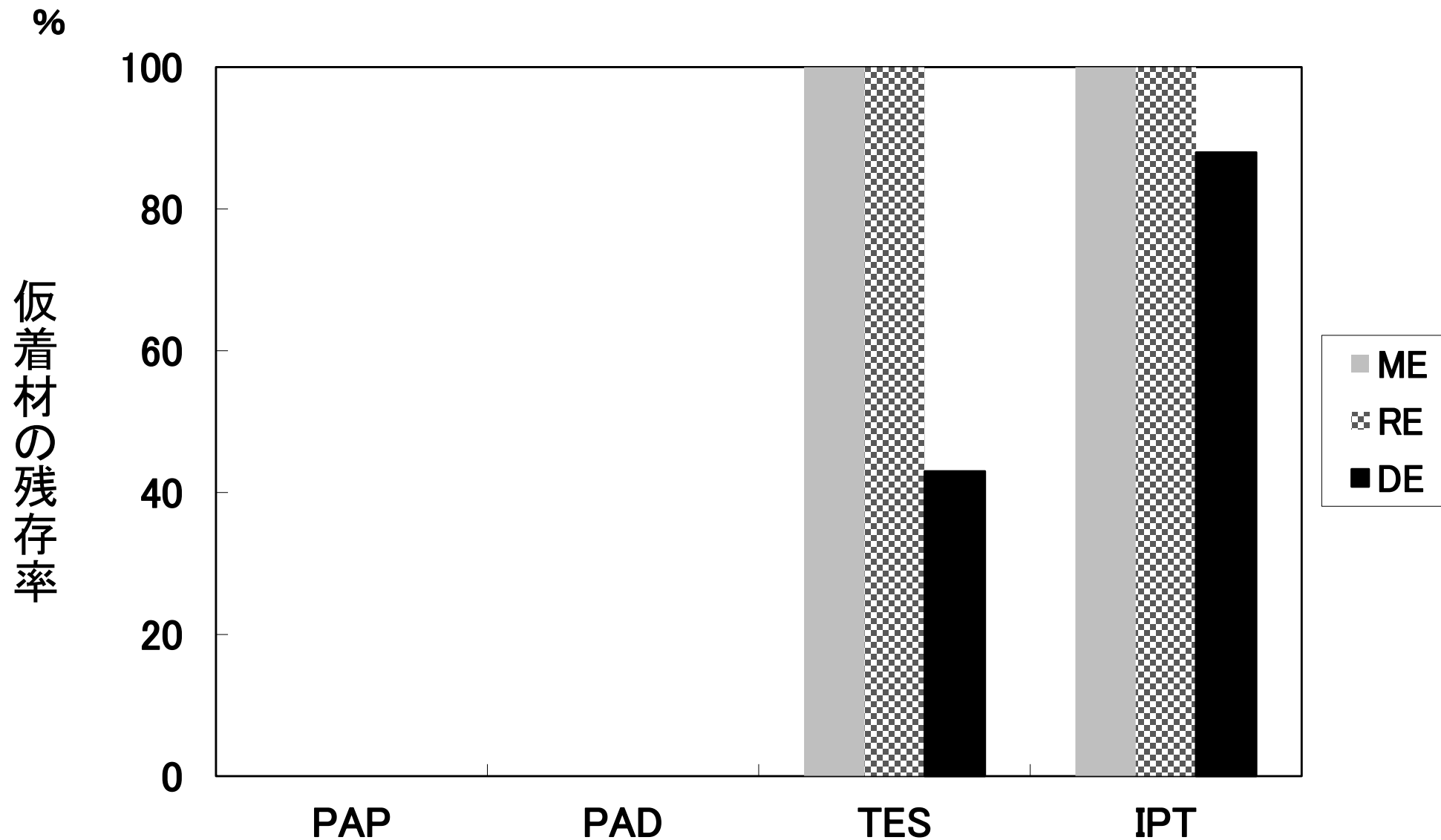
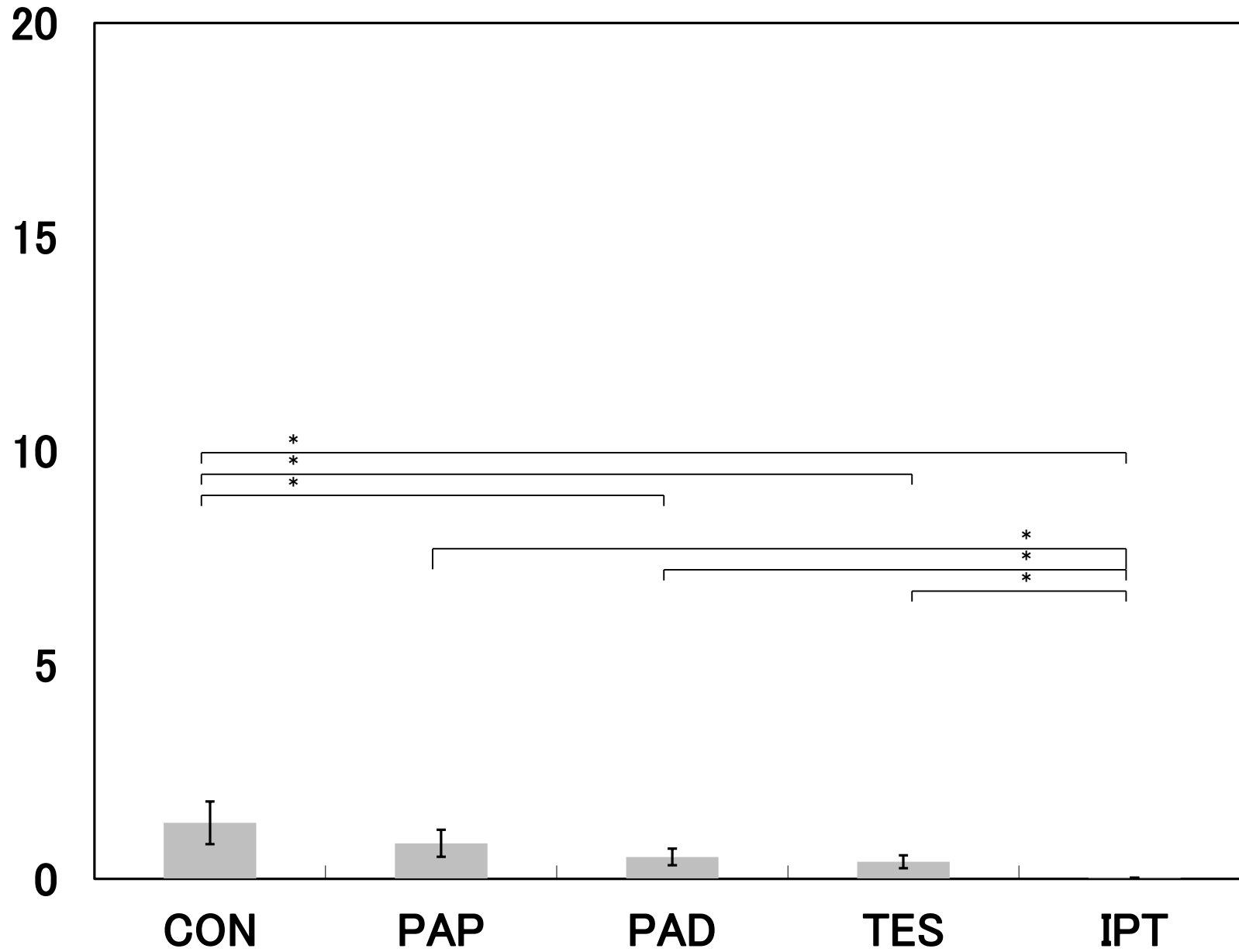


図17 仮着したレジンブロック撤去後の支台材料上における仮着材の残存率

MPa



* P<0.05

図18 仮着材除去後のMEとREGの接着強さ

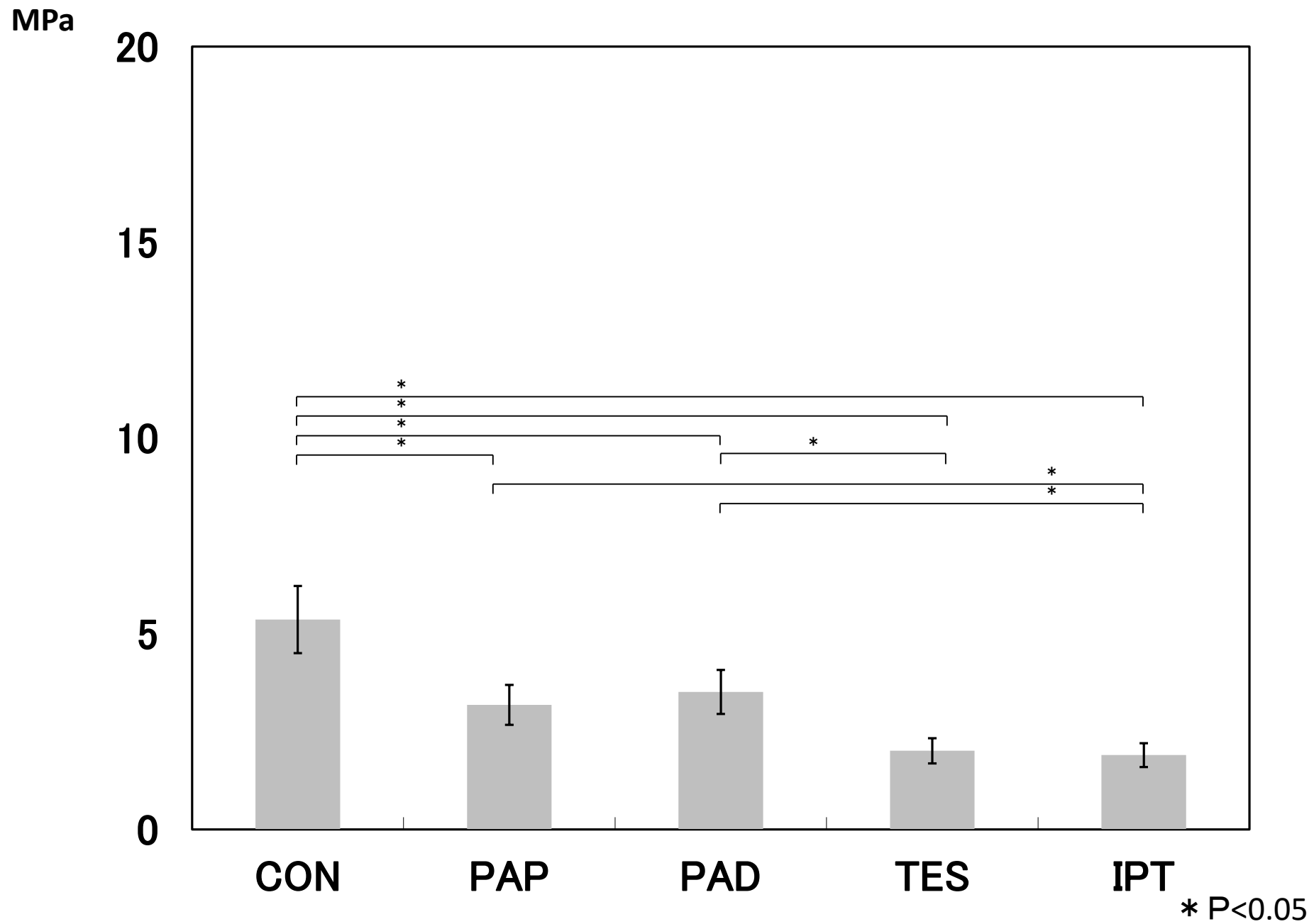


図19 仮着材除去後のREとREGの接着強さ

MPa

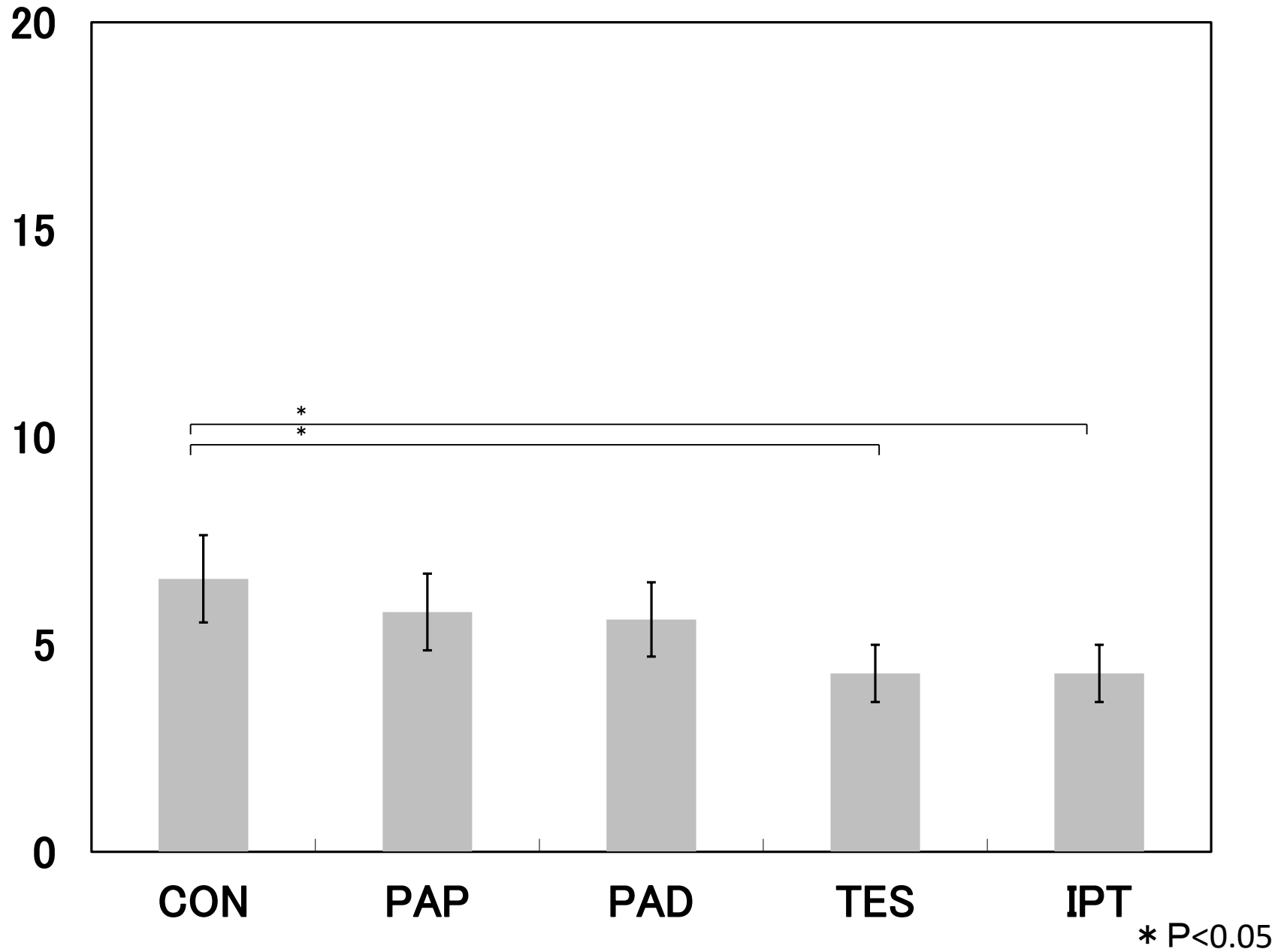


図20 仮着材除去後のDEとREGの接着強さ

MPa

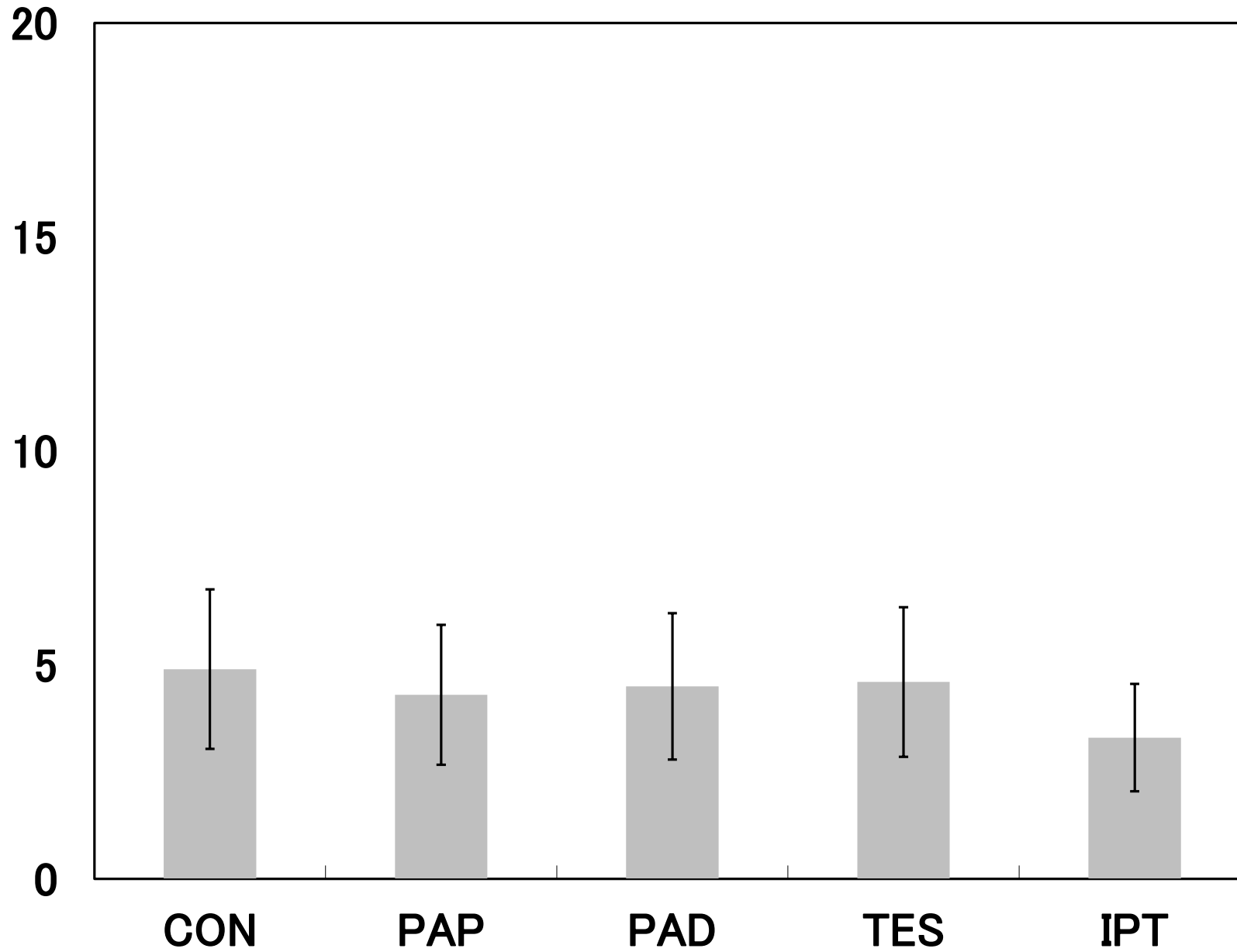


図21 仮着材除去後のMEとPANの接着強さ

MPa

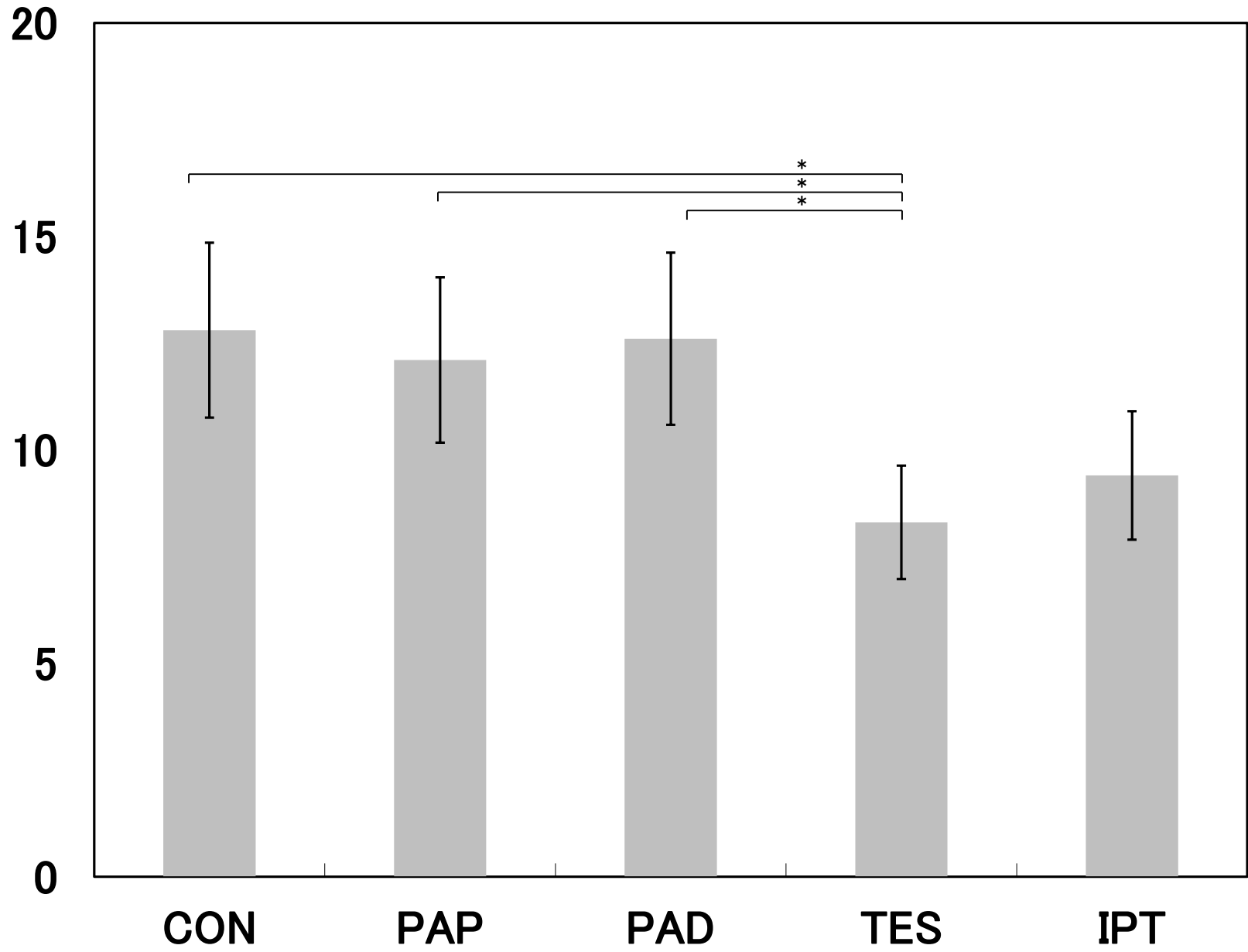


図22 仮着材除去後のREとPANの接着強さ

MPa

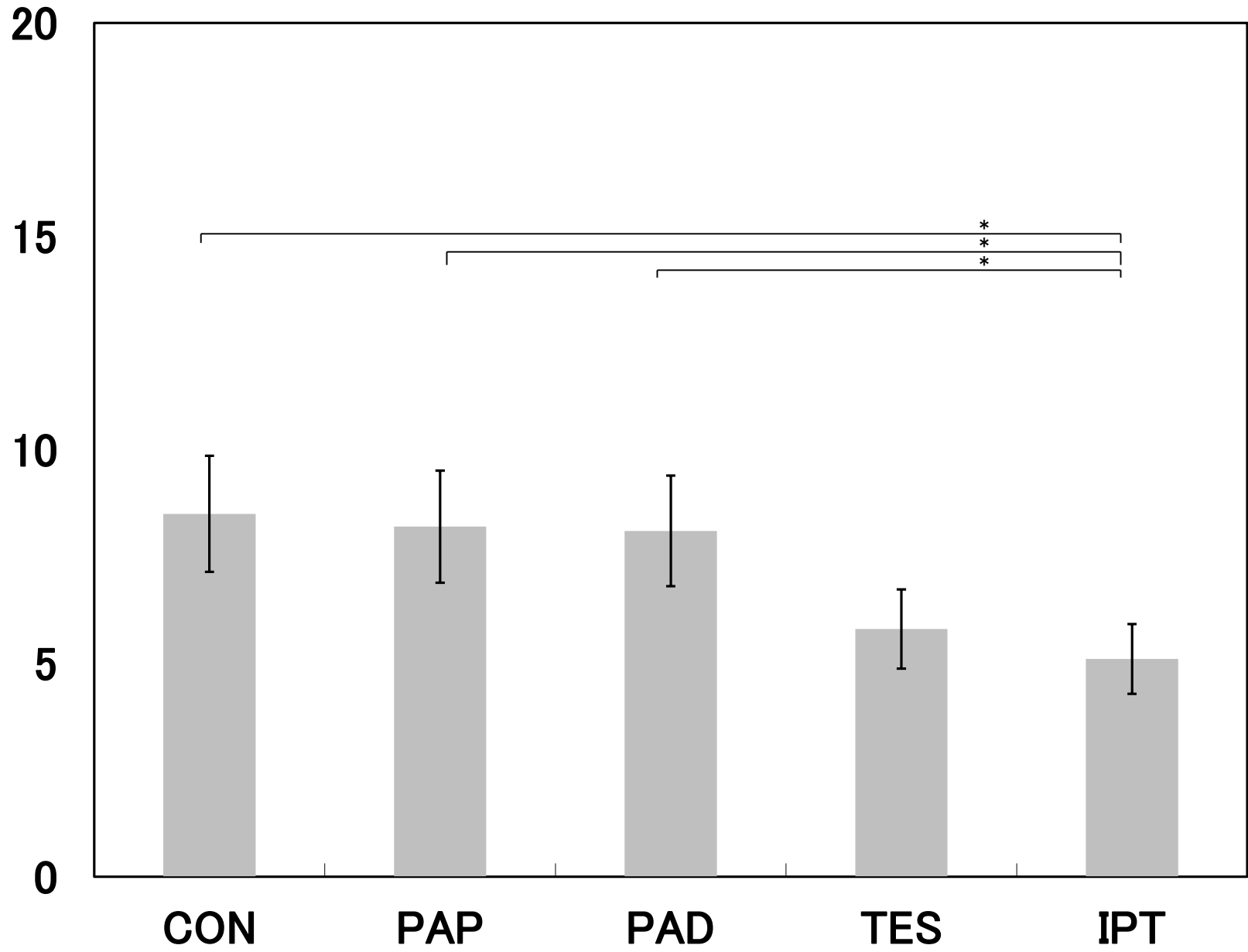


図23 仮着材除去後のDEとPANの接着強さ

表1 実験材料

仮着材	粉末成分	液成分	粉液比	コード
試作假着材	PEMA	アネトール	2.0	PAP PAD
市販仮着材 カルボキシレートセメント系	酸化亜鉛	ポリアクリル酸水溶液	2.2	TES
ガ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
キャスティングシルバー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
パナビアF2.0	クラレ	PAN