OUKA
The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	グラスファイバー配合強化型レジンを用いたCAD/CAMポストコア修復法の開発
Author(s)	須崎, 尚子
Citation	大阪大学, 2019, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/72248
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

学　位　論　文

グラスファイバー配合強化型レジンを用いた CAD/CAM ポストコア修復法の開発

大阪大学大学院歯学研究科

口腔科学専攻（歯科保存学教室）

指導教員：林　美加子教授

須崎　尚子

目次

I. 緒言

II. 実験方法および結果

1. グラスファイバー配合強化型レジン材料の物性の評価

1.1 方法

1.1.1 試料の作製

1.1.2 曲げ強さの測定

1.1.3 破壊靭性の測定

1.1.4 吸水率の測定

1.1.5 吸水後の曲げ強さの測定

1.2 結果

2. グラスファイバー配合強化型レジン材料の象牙質への接着性およびポストコアとしての適合性の評価

2.1 微小引張接着強さの評価

2.1.1 方法

2.1.1.1 試料の作製

2.1.1.2 微小引張接着強さの測定

2.1.2 結果

2.2 CAD/CAM ポストコアと人工歯を用いた適合性の評価

2.2.1 方法

2.2.1.1. 試料の作製

2.2.2 結果
2.3 せん断接着強さの評価
2.3.1 方法
2.3.1.1 試料の作製
2.3.1.2 せん断接着強さの測定

2.3.2 結果

3. CAD/CAM ファイバーポストコアとジルコニアクラウンで修復した牛歯の破壊抵抗性の評価

3.1 方法
3.1.1 試料の作製
3.1.2 破壊抵抗性の評価

3.2 結果

III. 考察

IV. 結論

V. 謝辞

VI. 参考文献

VII. 図表

Ⅰ. 緒言

近年，長期にわたり定期的にメインテナンスを受けている患者においては，歯根破折は歯を喪失する最も多い原因であると報告されている（Axelsson *et al.,* 2004）．また，発症すると歯の保存が難しくなる垂直破折歯 227 本を検証した結果，破折の 88%は失活歯に生じていることも報告されている（Cohen *et al.,* 2006）．このように，歯の喪失を防ぐために失活歯の歯根破折を予防することは重要な臨床課題である．

歯根破折を防止するための方策としては，健全歯質および歯髄の可及的な保存（Helfer *et al.,* 1972, Reeh *et al.,* 1989），根管治療時に歯根への応力集中や残留ひずみを残さないような手技への配慮（Tang *et al.,* 2010），信頼性の高い接着性材料による残存歯質の補強（Torres-Sánchez *et al.,* 2013），象牙質と弾性係数が近似した材料による支台築造（Ferrari *et al.,* 2000, Hayashi *et al.,* 2008），フェルールの確保に代表される破壊抵抗性に優れた補綴修復（Sorensen *et al.,* 1990, Stankiewicz *et al.,* 2002）などが挙げられる．

本研究では，その中でも破壊抵抗性の高い支台築造法に注目した．これまでに，歯根破折防止に効果的な支台築造としては，ファイバーポストあるいは既製金属ポストとレジンコアを用いることが望ましいと考えられている（Mine *et*

al., 2013）．特に，ファイバーポストは弾性係数が象牙質に近似しており，歯根に応力を伝えにくく（Barjau *et al.*, 2006, Zhou *et al.*, 2013），脱落や歯根破折をきたした場合でも，再修復によって歯が保存できる可能性が高いと報告されている（Bitter *et al.*, 2007, Hayashi *et al.*, 2006, 2008）．

日常臨床では，修復処置を繰返すことで残存歯質が少なくなった失活歯に遭遇することもまれではない．このような失活歯の修復に対しては，メタルコアを用いると破折が生じやすいため（Fokkinga *et al.*, 2007, Hikasa *et al.*, 2010），ファイバーポストとレジンコアによる間接法レジン支台築造を行うことが推奨されている（Sasaki *et al.*, 2010, Silva *et al.*, 2011, Gomes *et al.*, 2014）．先行研究では，ファイバーポストと筒状のファイバースリーブを合わせて用いることで修復歯自体の破壊抵抗性が向上することが示されているが（Xiong *et al.*, 2015），スリーブによる補強は操作が煩雑であり，ファイバー材料を歯根に最大限に配置して患歯を補強できているとは言えない．

本研究では，ファイバー材料を均一に配合したポストコアを修復歯に接着させて一体化を図ることが効果的であると考え，グラスファイバー配合強化型レジンディスクに注目した．グラスファイバー配合強化型レジンの歯科材料への応用については様々な研究が報告されており（Garoushi *et al.*, 2006, 2007, 2008），例えば，義歯のクラスプや義歯床用レジン（Vallittu *et al.*, 1996, Nagakura *et al.*,

2016），ブリッジのフレームワークや支台築造用レジンとしての補強効果についての研究（Keulemans *et al.*, 2009, Ozcan *et al.*, 2012, Perea *et al.*, 2018）などが挙げられる．

また一部では，ファイバー材料をより高密度にコンポジットレジンに含有させる試みは行われているものの（Xu *et al.*, 2003, Shouha *et al.*, 2014, Vallitu *et al.*, 2015），ファイバー含有率が増加すると操作性が劣ることが問題である．グラスファイバー配合強化型レジンを用いた支台築造法としては，リボン状のポストコア材料が今までに提案されているが(Sirimai *et al.*, 1999, Belli *et al.*, 2006)，根管口上部の補強に限局しており，根全体が十分に補強されているとは言えない．このように，脆弱化した失活歯の破壊抵抗性を改善するためには材料開発の観点からさらなる検討を要するのが現状である．

本研究で注目したグラスファイバー配合強化型レジンディスク TRINIA（松風，京都）は，55 wt%のグラスファイバーがメッシュかつ層状に編み込まれており，マトリックス部はエポキシ樹脂で，主としてブリッジやインプラント上部構造のフレームワークとして使用されている（Passaretti *et al.*, 2018）．このグラスファイバー配合強化型レジンディスクを用いて CAD/CAM にてレジンポストコアを試作し，修復歯に接着させて一体化を図ることで，残存歯質の少ない失活歯を効果的に補強することを着想した．この新しい支台築造方法を臨床

に応用するに際しては，TRINIA ディスクの物性，および CAD/CAM ポストコア修復としての適性を総合的に評価する必要があると考えた．

本研究では，残存歯質の少ない失活歯の破壊抵抗性の向上を目的として，グラスファイバー配合強化型レジンディスクに注目し，CAD/CAM 間接法ポストコアとして使用することを想定して物性を評価した．続いて，CAD/CAM ポストコアと歯根象牙質への接着性および CAD/CAM ポストコアのポスト孔への適合性，さらには CAD/CAM ポストコアにて修復した失活歯の破壊抵抗性について検討を行い，その臨床有用性を評価した．

Ⅱ．実験方法および結果

本実験では，大阪大学歯学部附属病院の患者で，矯正もしくは歯周病治療により抜歯が必要となり，同意を得られた患者より提供された抜去歯を用いた．う蝕や破折のない抜去歯を 4 ℃の生理食塩水中にて保管し，抜去後半年以内に用いた．なお，抜去歯の使用に関しては，大阪大学大学院歯学研究科倫理審査委員会の承認を得た（承認番号第 H25-E28）．

1.　グラスファイバー配合強化型レジンの物性の評価

1.1　方法

1.1.1　試料の作製

実験に用いた材料を表 1 に記す．グラスファイバー配合強化型レジンディスクである TRINIA（松風）を用いて棒状試料，プリズム型試料，および円盤状試料を作製した．比較対照として，グラスファイバー配合コンポジットレジンである everX posterior（ジーシー，東京），また，支台築造用コンポジットレジンである Beauti core flow paste（松風）を使用した．

なお，全ての実験を通して TRINIA の加工には，CAD/CAM システム（スキャナー: S-WAVE スキャナーD2000（松風），ソフトウェア: GO2dental（松風），ミリングマシン: DWX-50（Roland，静岡））を用いた．

棒状試料は 2×2×25 mm の直方体で，ファイバーの走行方向によって 3 種類に規定した実験群を，それぞれ longitudinal, longitudinal-rotated，および anti-longitudinal とした（図 1A）. longitudinal ではグラスファイバーのメッシュ層の走行と棒状試料の長軸方向が平行になるように規定し，longitudinal-rotated は longitudinal を 90 度回転させた．また，anti-longitudinal はグラスファイバーのメッシュ層の走行と棒状試料の長軸方向が垂直になるように規定した．

プリズム型試料は 6×6×6×12 mm の三角柱型で，棒状試料と同様にファイバーの走行方向によって 2 種類に規定した実験群を，それぞれ longitudinal および anti-longitudinal とした（図 1B）．

円盤状試料は直径 15 mm，高さ 1 mm で，グラスファイバーのメッシュ層が円盤状試料の上面と平行になるように作製した．

1.1.2　曲げ強さの測定

ISO4049 に基づき 3 点曲げ試験を実施した（図 2A）．棒状試料を万能試験機（AUTOGRAPH AG-IS，島津製作所，京都）の試料台に装着し，クロスヘッド

スピード 0.75 mm/min にて試料が降伏するまで負荷を加え，曲げ強さ（MPa）および弾性率（GPa）を算出した.

曲げ強さ σ（MPa）および弾性率 E（GPa）は，以下の計算式から算出した.

$$\sigma = 3PL/2wt^2$$

$$\sigma = 3PL/2wt^2[1+6(S/L)^2 - 3(St/L^2)]$$

（たわみが $0.1L$ を超える場合）

$$E = \frac{L^3}{4wt^3}\frac{\Delta P}{\Delta S}$$

P（N）は最大破壊荷重, L（mm）は支点間距離（L = 20 mm, 一定）, S（mm）は梁中央のたわみ距離, w（mm）および t（mm）は，それぞれ試料の幅と厚みを示す. また，ΔP（N）および ΔS（mm）は曲げひずみ ε_1=0.0025 および ε_2 =0.0005 に対応する破壊荷重の差および梁中央のたわみ距離の差を示す.

得られた結果は一元配置分散分析法および Tukey's HSD 法にて有意水準 95% で検定し（IBM SPSS Statistics Version22, IBM, Armonk, NY, USA），平均±標準偏差として示した. 試料数は各群 5 とした.

さらに，曲げ強さを測定した後，試料の破壊状態を実体顕微鏡（SMZ-U, Nikon, 東京）にて観察した. 破壊状態は，完全に破断しているものを「破壊」，部分的な破壊にとどまっているものを「破損」とした.

1.1.3　破壊靭性の測定

プリズム型試料を万能試験機（AUTOGRAPH AG-IS，島津）の試料台に装着し，クロスヘッドスピード 1.0 mm/min にて Notchless Triangular Prism Test（以下 NTP 試験）を行った（図 2B）. NTP 試験では，引張試験から得られた各試料における最大破壊荷重の値を用いて，破壊靭性 K_{1c}（$MPa/m^{1/2}$）を以下の計算式から算出した（Ruse *et al.,* 1996）.

$$K_{1c} = Pmax / DW^{1/2} \cdot Ymin$$

Pmax（N）は最大破壊荷重, *D*（mm）はプリズムの長さ, *W*（mm）は測定用金型の長さ， *Ymin*（mm）は応力拡大係数を示す.

得られた結果を一元配置分散分析法および Tukey's HSD 法にて有意水準 95%で検定し（IBM SPSS Statistics Version22），平均±標準偏差として示した. 試料数は各群 5 とした.

その後, 試料の破断面にプラズママルチコーター（PMC-5000, メイワフォーシス, 大阪）を用いて白金蒸着を施し，走査型電子顕微鏡（JSM-310, JEOL, 東京, 以下 SEM）にて破断面を観察した.

1.1.4　吸水率の測定

吸水試験はISO4049に準じて行った．まず，円盤状試料を37±1℃で22時間，さらに23±1℃で2時間インキュベーターに静置を1周期とし，試料の質量を電子天秤（GR202, A&D，東京）を用いて測定し，恒量に達するまで繰り返して乾燥させた．乾燥後，直交する直径2か所をデジタルノギス（CD-15C，ミツトヨ，神奈川）を用いて測定して平均直径とした．試料の中心および円周上の等間隔な4点で試料の厚さを測定後，試料を37±1℃水中に7日間浸漬した．7日後に試料を水中から取り出してから1分後に秤量し，この質量をm1とした．秤量後，再び前述の周期によって質量が恒量に達するまで乾燥させ，この質量をm2とし，吸水量Wsp（$\mu g/mm^3$）を，以下の計算式から算出した．

$$Wsp=（m1-m2）/V$$

m1（μg）は水中浸漬後の試料の質量，m2（μg）は水中浸漬後に乾燥させた試料の質量，V（mm^3）は試料の体積を示す．

得られた結果を一元配置分散分析法およびTukey's HSD法にて有意水準95%で検定し（IBM SPSS Statistics Version22），平均±標準偏差として示した．試料数は各群5とした．

1.1.5　吸水後の曲げ強さの測定

棒状試料を 37±1℃の水中に 24 時間，あるいは 7 日間浸漬した．1.1.2 と同様の方法で 3 点曲げ試験を実施し，曲げ強さ（MPa）を算出した．

得られた結果を一元配置分散分析法および Tukey's HSD 法にて有意水準 95%で検定し（IBM SPSS Statistics Version22），平均±標準偏差として示した．試料数は各群 5 とした．

曲げ強さを測定した後，試料の破壊状態を実体顕微鏡（SMZ-U, Nikon）にて観察した．

1.2　結果

図 3 に 3 点曲げ試験の結果を示す．曲げ強さは, TRINIA のファイバーメッシュ層が長軸と平行な群である longitudinal 群および longitudinal-rotated 群で，254.2±22.3 MPa および 248.8±16.7 MPa であったのに対して，垂直な群である anti-longitudinal 群では 96.9±2.9 MPa であり，longitudinal 群および longitudinal-rotated 群が anti-longitudinal 群に対して約 2.5 倍高い曲げ強さを示した（p<0.05）．また，anti-longitudinal 群, everX posterior 群および Beauti core flow paste 群は, 96.8 から 98.0 MPa の範囲での曲げ強さを示し, 3 群の間には有意差を認めなかった．この結果より，TRINIA のファイバーメッシュ層の走

行方向により曲げ強さは大きく異なり，明らかな異方性を認めることが分かった．

弾性率は，TRINIA longitudinal 群，longitudinal-rotated 群，anti-longitudinal 群 everX posterior 群および Beauti core flow paste 群がそれぞれ 9.8±1.5 GPa, 10.6±2.5 GPa, 6.8±0.8 GPa, 11.6±3.5 GPa および 8.2±3.9 GPa で同等の弾性率を示した（$p>0.05$）．

図 4 に各試料の破壊状態および，代表的な実体顕微鏡像を示す．TRINIA longitudinal 群と longitudinal-rotated 群では，グラスファイバーのメッシュ層が破壊に抵抗しており，いずれの試料も破損を認めたが（図 4a〜d），層状のファイバーと同じ方向に破断する anti-longitudinal 群では，60 %では破損（図 4e, f）が，40 %では破壊（図 4g, h）が認められた．また，everX posterior 群でも，破損（図 4 k, l）と破壊の両方が認められ，破壊した試料の破断面にはランダム配向されているグラスファイバーが視認できた（図 4 i, j）．Beauti core flow paste 群では，いずれの試料も破壊をきたした（図 4 m, n）．

次に，各試料における破壊靭性を図 5 に示す．TRINIA longitudinal 群は 9.1±0.4 MPa/$m^{1/2}$ であるのに対して，anti-longitudinal 群は 1.9±0.3 MPa/$m^{1/2}$ であり，longitudinal 群は anti-longitudinal 群と比較して約 4.5 倍高い破壊靭性を示した（$p<0.05$）．everX posterior 群および Beauti core flow paste 群はそれぞれ

3.0±0.4 MPa/$m^{1/2}$ および 2.3±0.3 MPa/$m^{1/2}$ であり, everX posterior 群の破壊靭性は, anti-longitudinal 群および Beauti core flow paste 群と比較して有意に大きかった（p<0.05）.

破断面の SEM 観察（図 5B）により，グラスファイバーのメッシュ層が長軸に平行な群である TRINIA longitudinal 群では，ファイバー層の断裂が観察されたのに対し，グラスファイバーのメッシュ層が長軸に垂直な群である anti-longitudinal 群ではファイバーメッシュ層間での平坦な破断面が観察された. everX posterior 群ではファイバーの引き抜きが観察された.

図 6 に吸水試験の結果を示す. TRINIA 群では吸水量が 4.7±1.9 μg/mm^3 であるのに対して, everX posterior 群と Beauti core flow paste 群は 16.1±3.1 μg/mm^3 および 17.3±3.7 μg/mm^3 であり, TRINIA 群は, everX posterior 群および Beauti core flow paste 群に比べて有意に吸水量が少なかった（p<0.05）（図 6A）.

水中浸漬後の TRINIA longitudinal 群の曲げ強さは, 24 時間浸漬後が 287.5±29.5 MPa であるのに対して, 1 週間浸漬後は 240.6±9.5 MPa であり, 1 週間浸漬群は, 24 時間浸漬群に比べて有意に低下した（p<0.05）（図 6B）. 一方, everX posterior 群と Beauti core flow paste 群は，いずれも 1 週間浸漬群と 24 時間浸漬群の間に有意差を認めなかった.

図 7 に吸水後の試料の代表的な破壊状態を示す. TRINIA longitudinal 群は, 24 時間および, 1 週間水中浸漬後のいずれの試料も粘性破壊を認めた（図 7a, b）. TRINIA longitudinal 群と everX posterior 群では破損を認めたのに対して（図 7c～f, h～k）, Beauti core flow paste 群ではいずれの試料も破壊を認めた（図 7g, l）.

図 8 に TRINIA の吸水後の 3 点曲げ試験での荷重－変位曲線の代表例を示す. このグラフより, 24 時間後および 1 週間後のいずれの試料も粘性破壊を示しているものの, 弾性率は 24 時間後が 7.2±3.5 GPa であったのに対して, 1 週間後が 6.8±3.5 GPa と低下傾向は認めたものの有意差は認めなかった.

２．　グラスファイバー配合強化型レジン材料の象牙質への接着性およびポストコアとしての適合性の評価

2.1 微小引張接着強さの評価

2.1.1　　方法

2.1.1.1　　試料の作製

図 9 に微小引張接着試験試料の作製方法を示す．まず, TRINIA の被着面をファイバーメッシュ層の方向に従って，平行と垂直な 2 種類の試料（4×4×8 mm）を調整した．被着面処理には，シランカップリング材であるセラレジンボンド（松風），あるいは，含有モノマーの被着体への浸透を特徴とする HC プライマー（松風）のいずれかを用いた．

次に, 24 歳から 77 歳までのう蝕および破折のないヒト第 3 大臼歯の歯根部をユニファスト（ジーシー）を用いて包埋し，歯冠咬合面側 1/3 部を歯軸に対して垂直に低速精密切断機（ISOMET2000, BUEHLER, IL, US）を用いて注水下で切断して，回転研磨機（ECOMETⅢ, BUEHLER）および耐水研磨紙（#600, BUEHLER）を用いて象牙質を露出させた．試料を歯軸方向に 2 分割し, TRINIA の平行あるいは垂直のそれぞれをプライマー処理後，象牙質に接着させた．接着に際しては，被着面の象牙質にレジセムプライマー（松風）を塗布後，レジセ

ムペースト（松風）を用いた．なお，TRINIA と象牙質の接着に使用した材料については表 2 に示した．

2.1.1.2　微小引張接着強さの測定

接着操作後，37±1℃水中にて 24 時間，もしくは 1 カ月保管した後，被着面積が 1 mm²となるように 1×1×8 mm の棒状試料を低速精密切断機（ISOMET2000）を用いて調整した．

作製した棒状試料を小型卓上試験機（EZ-test，島津製作所）に固定して，クロスヘッドスピード 1.0 mm/min で引張試験を行った．

得られた結果を二元配置分散分析法および Tukey's HSD 法にて有意水準 95%で検定し（IBM SPSS Statistics Version22），平均±標準偏差として示した．試料数は各群 18~25 とした．

微小引張接着試験後，試料の破断面にプラズママルチコーター（PMC-5000，メイワフォーシス）を用いて白金蒸着を施し，SEM にて破断面を観察した．

2.1.2　結果

24 時間水中浸漬後の TRINIA のヒト歯冠象牙質への微小引張接着強さは，セラレジンボンド処理の平行な試料が 27.6±8.5 MPa に対して，垂直な試料が 25.4±9.2 MPa，また HC プライマー処理の平行な試料が 27.9±9.8 MPa に対し

て，垂直な試料が 27.7±8.4 MPa と，ファイバーの走行方向とプライマーによる有意差を認めなかった（図 10）. 1 カ月水中浸漬後の微小引張接着強さは，セラレジンボンド処理の平行な試料が 22.1±10.8 MPa に対して，垂直な試料が 18.7±9.2 MPa，また HC プライマー処理の平行な試料が 24.9±11.1 MPa に対して，垂直な試料が 31.6±9.3 MPa とファイバーの走行方向による有意差を認めず，接着強さに明らかな異方性は認めなかった．また，24 時間と 1 カ月浸漬後では，すべての実験群で接着強さに有意差を認めなかったが，セラレジンボンドについては低下傾向を認めた．

破壊様式はファイバーの走行方向により異なっており，プライマーの種類に関わらず，被着面が平行な試料では混合破壊および凝集破壊が多く認められ，特に凝集破壊ではメッシュ状のファイバー層間での破壊が観察された（表 3）．それに対して，垂直な試料ではレジンセメントと象牙質の混合破壊と界面破壊が多く観察された．特に，セラレジンボンドは TRINIA とレジンセメントの界面破壊が，また HC プライマーはレジンセメントと象牙質間での界面破壊が多く観察された．

2.2 CAD/CAM ポストコアと人工歯を用いた適合性の評価

2.2.1 方法

2.2.1.1 試料の作製

TRINIA を用いて CAD/CAM にて作製したポストコアの人工歯への適合性の評価を行った（図 11）．エポキシレジン製上顎中切歯人工歯（ニッシン，京都）10 本の歯冠を，近遠心のセメントエナメルジャンクションにて注水下で低速精密切断機（ISOMET2000）を用いて切断し，長さ 12 mm の歯根長になるように回転研磨機（ECOMETⅢ）にて調整した．残存歯質が厚さ 1 mm，ポスト孔深さ 8 mm になるようにタービン（モリタ，大阪）およびダイヤモンドポイント（AR2，ジーシー）を用いてポスト孔を形成した．形成した歯根は，シリコーン印象材（エグザファストインジェクションおよびエグザファイン，ジーシー）にて精密印象を採得後，超硬石膏（ニューフジロック IMP，ジーシー）にて作業用模型を作製した．実験群として TRINIA 群を，比較対照として従来法ファイバーポスト群を設定した．TRINIA 群は CAD/CAM 用ワックス（ヤマハチスキャンワックス，山八歯材工業，愛知）にてワックスアップを行い，CAD/CAM システムにてポストコアを作製した．従来法ファイバーポスト群は，作業用模型上でビューティコアファイバーポスト 1.6 mm（松風）および Beauti core flow paste を用

いてレジンコアを作製した．作製したレジンコア表面を HC プライマーにて処理後，レジセムにて人工歯根に接着した．

24 時間室温に静置後，ポストコアを接着した歯根を，歯軸方向と垂直に低速精密切断機を用いて厚さ 1 mm になるように切断し，円盤状試料を 1 歯につき 5 試料採取した（図 11）．

円盤状試料の円周 90 度ごとに，実体顕微鏡にてセメント厚さを 4 か所測定した．得られた結果を一元配置分散分析，Tukey's HSD 法および Student's *t*-test にて有意水準 95%で検定し（IBM SPSS Statistics Version22），平均±標準偏差として示した．試料数は各群 5 とした．

2.2.2　結果

歯根切断面における TRINIA 群の平均セメント厚さは 142.9±88.2 ㎛，従来法ファイバーポスト群は 63.8±30.2 ㎛となり，TRINIA 群のセメント厚さは従来法ファイバーポスト群と比べて有意に大きかった（図 12）．また，いずれの深さにおいても，TRINIA 群は従来法ファイバーポスト群よりセメント厚さは有意に大きかった（図 12）．

2.3 せん断接着強さの評価

2.3.1　　方法

2.3.1.1　　試料の作製

TRINIA を用いて CAD/CAM にて作製したポストコアとヒト歯根象牙質へのせん断接着強さを押し込み試験にて評価した.

26 歳から 58 歳までのう蝕および破折のないヒト単根歯 8 本を用いて，注水下で低速精密切断機（ISOMET2000）を用いて，近遠心のセメントエナメルジャンクションにて歯冠を切断し，回転研磨機（ECOMETⅢ）にて歯根長 12 mm に調整した．この歯根に，残存歯質が厚さ 1 mm，ポスト孔深さ 8 mm になるようにタービンにダイヤモンドポイントを装着してポスト孔を形成した. 2.2.1 の適合試験と同様の方法で CAD/CAM TRINIA ポストコアと従来法ファイバーポストコアを作製し，厚さ 1 mm の円盤状試料を 1 歯につき 5 試料採取した（図 11）.

2.3.1.2　　せん断接着強さの測定

円盤状試料を小型卓上試験機の試料台に装着し，直径 1.1 mm の圧子が円盤試料のポスト中央に接触するように調整し，クロスヘッドスピード 1.0 mm/min にて押し込み試験を実施し，せん断接着強さ（MPa）を算出した（Kremeier *et al.* 2008）.

接着強さ σ（MPa）は，以下の計算式から算出した．

$$\sigma = F/\pi r^2 t$$

F（N）は最大破壊荷重，r（mm）は試料の半径，t（mm）は試料厚さを示す．

得られた結果を一元配置分散分析および Student's *t*-test にて有意水準 95%で検定し（IBM SPSS Statistics Version22），平均±標準偏差として示した．試料数は各群 4 とした．

2.3.2 結果

TRINIA 群のヒト歯根象牙質への接着強さは 49.7±27.3 MPa，従来法ファイバーポスト群の接着強さは 35.5±16.1 MPa であり，TRINIA 群と従来法ファイバーポスト群の接着強さに有意差を認めなかった（図 13）．また，TRINIA 群および従来法ファイバーポスト群ともに，いずれの深さにおいても接着強さに有意差を認めなかった．また，すべての深さにおいて，TRINIA 群と従来法ファイバーポスト群の間には有意差を認めなかった．

3. CAD/CAM ファイバーポストコアとジルコニアクラウンで修復した牛歯の破壊抵抗性の評価

3.1 方法

3.1.1 試料の作製

TRINIA を用いて作製した CAD/CAM ポストコアを臨床応用した際の破壊抵抗性を評価するために，牛歯を用いた静的破壊試験を行った．

生後 30 カ月のウシ単根歯を，注水下で低速精密切断機（ISOMET2000）を用いて，根尖より長さ 15 mm となるよう歯軸に垂直に切断し回転研磨機（ECOMETⅢ）にて研磨した．K ファイル（MANI，栃木）にて 60 号まで根管拡大形成後，ガッタパーチャポイント（ジーシー）およびシーラー（ニシカキャナルシーラーN，日本歯科薬品，山口）を用いて根管充填した．続いて，充填をした歯根の厚さが 1 mm，ポスト孔深さ 10 mm になるように，タービンおよびダイヤモンドポイントを用いてポスト孔を形成した（図 14）．

2.2 の適合試験と同様の方法で作成した CAD/CAM および従来法ポストコア表面を HC プライマーにて処理後，レジセムにて牛歯根に接着した．

さらに，CAD/CAM にて作製したフルジルコニアクラウン（Aadva Zirconia ディスク、ジーシー）をレジセムにて装着した．なお，フルジルコニアクラウンには，事前に圧子を受け止めるスペースを口蓋側歯冠中央部に設けた（図 14）．

3.1.2　破壊抵抗性の評価

試料の歯根表面を，歯根膜を模したシリコーン印象材（デュプリコーン，松風）で覆い，近遠心セメントエナメルジャンクションより 2 mm 下方に位置するところまで常温硬化エポキシレジン（NER814，日新 EM，東京）を用いて金型に包埋した．包埋した試料は，24 時間 37℃インキュベーターに静置した後，試料を歯軸に対して 45° となるよう万能試験機に固定し，クロスヘッドスピード 0.5 mm/min にて圧縮力を加えて静的破壊試験を行った（図 14）．

得られた結果を Student's *t*-test にて有意水準 95%で検定し（IBM SPSS Statistics Version22），平均±標準偏差として示した．試料数は各群 8 とした．

破壊試験後の試料は，マイクロ CT（R_mCT2, RIGAKU，東京）を用いて撮影し破折部位を確定した．

3.2　結果

図 15 に破壊試験の結果を示す．TRINIA 群の破壊荷重が 1555.9±231.8 N であったのに対して，従来法ファイバーポスト群は 1082.1±226.7 N となり，TRINIA 群は従来法ファイバーポスト群と比べて約 43.8%有意に大きくなった（$p<0.05$）．破壊様式は，TRINIA 群では全ての試料で歯頚部での破折を認めた

のに対して，従来法ファイバーポスト群では 37.5%が歯頚部で破折し，62.5%は中央から根尖部で破折していた．

図 16 に，各群のマイクロ CT の代表的な画像を示す．TRINIA 群は歯頚部での破折を認めたのに対して，従来法ファイバーポスト群では歯根内のコンポジットレジンから起因して破折しているものや，根尖部で破折しているものが認められた．

Ⅲ. 考察

本研究では，残存歯質の少なくなった失活歯を効果的に補強することを目的に，グラスファイバー配合強化型レジンディスクである TRINIA を，CAD/CAM 間接法ポストコアとして使用することを着想した．これまでに，ファイバーを配合した修復材に関しては，短繊維グラスファイバー（0.2〜0.3 mm）をランダムに配合したコンポジットレジンが，従来型コンポジットレジンと比較して曲げ強さ，弾性率および破壊靭性が向上することが報告されている（Abdulmajeed *et al.,* 2011, Garoushi *et al.,* 2013, Bijelic- Donova *et al.,* 2016）．また，配合するグラスファイバーに長線維（1〜2 mm）を用いることで，さらなる物性の向上が期待できることも示されている（Dyer *et al.,* 2004, Lassila *et al.,* 2016）．ただし，これらの方法では含有するファイバーの量には限界があることや，ファイバー含有量が多くなると操作性が劣るなどの欠点がある．本研究では，グラスファイバーを 55 wt%配合した強化型レジン材料の TRINIA を用いて CAD/CAM にて作製することで，操作性を損なわず，ファイバーを均一にポストコアに含有させることを企図した．

CAD/CAM 間接法 TRINIA ポストコアの臨床有用性を評価するために，まず，曲げ強さ，破壊靭性および吸水率により物性を評価した．とりわけ，破壊靭

性を評価するために用いたNTP試験は，プリズム型の試料を用いて引張試験を行う方法で，従来の破壊靭性試験において亀裂の起始点として必要であったノッチの付与を要さないため，規格試料の作製が容易であり，亀裂が一定方向に安定して進展するため，誤差が少なく信頼性の高い方法である（Ruse *et al.,* 1996, Yonaha *et al.,* 2001）．

他にも破壊靭性の測定には，Chevron-notched short rod test（以下CNSR法）（Baker *et al.,* 1977, Baker *et al.,* 1977），Single-edge notched beam fracture toughness test（以下SENB法）（ISO13586, Mussler *et al.,* 1982），およびIndentation fracture toughness test（以下IF法）（Anstis *et al.,* 1981, Chantikul *et al.,* 1981）などが挙げられる．IF法は，明瞭に亀裂進展範囲が特定できない場合には，測定の誤差が生じやすい．CNSR法およびSENB法は，chevron notchやsingle-edge notchを付与する工程が煩雑であり，規格化された試料作製は作製者の技能に依存すると言われている．

これまでの研究で，硬質レジンの破壊靭性測定においては，SENB法とNTP法は高い相関が認められるものの，IF法はSENB法およびNTP法との相関は認められないことが報告されている（Akiike *et al.,* 2008）．さらに，NTP法はCNSR法と良好な相関関係を認めることも示されている（Ruse *et al.,* 1996）．本研究で

は, TRINIA のメッシュ層の方向を正確に規定しながら, 安定した物性評価が期待できる NTP 試験を採用した.

曲げ強さ（図３）および破壊靭性（図５）より, TRINIA はグラスファイバーの走行方向により物性が大きく異なることが示された. とりわけ, TRINIA longitudinal 群は, anti-longitudinal 群, 従来型コンポジットレジンである Beauti core flow paste 群およびグラスファイバー配合コンポジットレジンである everX posterior 群と比較して有意に大きい曲げ強さと破壊靭性を示した. これは, TRINIA のグラスファイバーがメッシュ状かつ層状に配合されていることによるもので, 破壊試験後の実体顕微鏡像より longitudinal 群ではグラスファイバーのメッシュ層が破断に抵抗しているのに対して（図４a）, anti-longitudinal 群はグラスファイバーの層状と平行に破断が生じており（図４e, g）, ファイバーが破壊抵抗に貢献していないことが低い曲げ強さおよび破壊靭性につながったものと考えられる. また, TRINIA の longitudinal 群の曲げ強さは 254.2±22.3 MPa であり, ISO4049 の歯科支台築造用コンポジットレジンの規定である 80MPa 以上を十分に満たしている. TRINIA の longitudinal 群の破壊靭性は 9.1±0.4 $MPa/m^{1/2}$ であり, 象牙質の破壊靭性として報告されている 1.13 から 2.02 $MPa/m^{1/2}$ を（Iwamoto *et al.,* 2003）大きく上回るものであり, TRINIA がポストコアとして必要な破壊靭性を満たしていると考えられる。

よって，異方性材料である TRINIA をポストコアとして使用する際には，メッシュ状のグラスファイバーと歯軸方向が平行になるように正確に規定することで高い物性が期待できる．

ただし，TRINIA は，メッシュ状のグラスファイバーと試料の長軸が垂直な場合では，従来型コンポジットレジンと比較して特に有利であるとはいえない．理想的には，異方性を認めないグラスファイバー配合強化型コンポジットレジン材料にて失活歯を修復できれば大きな補強効果が期待できる．これまでにもグラスファイバーを異なる走行方向に配置したコンポジットレジンの開発や（Bocalon *et al.,* 2016），ファイバー材料をらせん状や斜格子状に配置することなどが検討されているが，それらを具現化するような材料開発には至っていないのが現状である．

また，TRINIA 群が everX posterior 群および Beauti core flow paste 群と比較して，吸水量は有意に小さかった（図 6）．従来よりコンポジットレジンは，3〜6 ヵ月の吸水によりマトリックスレジンとフィラーとの界面結合が弱くなると報告されている（Lohbauer *et al.,* 2003）．今回の実験では吸水期間が 1 週間と短いため，everX posterior 群および Beauti core flow paste 群では吸水前後の曲げ強さに有意差を認めなかったが，長期では低下をきたす可能性がある．

吸水後の曲げ試験試料の実体顕微鏡像では，TRINIA の longitudinal 群および everX posterior 群は. Beauti core flow paste 群と異なり，いずれも破損を示した（図 7）．特に, TRINIA 群は 1 週間および 24 時間浸漬群のいずれも粘性破壊を認めたが（図 7a, b），荷重－変位曲線から算出した弾性率は, 1 週間浸漬群が 24 時間浸漬群と比較して，低下傾向は認めたものの有意差は認めなかった（図 8）. また，浸漬なし群と 24 時間浸漬群では，曲げ強さに有意差を認めなかった．この結果と実体顕微鏡像と合わせて考えると, TRINIA 内のマトリックスが吸水することで弾性率が低下し，最大破壊荷重が明確に現れない粘性破壊の様相を呈していた. 吸水後の試料は，曲げ強さは低い値を示しているものの，グラフより破壊エネルギーには大きな差はないものと推察される.

TRINIA と象牙質の微小引張接着強さは，セラレジンボンドと HC プライマーのいずれを用いても, TRINIA のファイバーメッシュ層の走行方向に依存しないことが示された．また，被着面にかかわらず, 24 時間後ではセラレジンボンドと HC プライマーを用いた試料の間には有意差を認めなかった．さらに, 24 時間後と 1 カ月後の試料を比べると，セラレジンボンドを用いた試料の微小引張接着強さは低下傾向を認めた．これは，セラレジンボンドはシランカップリング処理に基づくプライマーであるため, 1 カ月間浸漬を行った試料では，シラン

カップリングを施した界面に加水分解が生じて接着力の低下傾向を示したと考えられる（Soderholm *et al.,* 1981）.

破壊様式は 24 時間後と 1 カ月後の両群において, TRINIA のファイバーの走行方向により異なっており，被着面がファイバーメッシュと平行な試料では，ファイバーメッシュ層間での凝集破壊およびセメントと象牙質の混合破壊が多く観察された. TRINIA の凝集破壊は，曲げ試験でも認められたとおり，機械的強度が低いファイバーメッシュ層間で破壊が生じたためと考えられる．さらに平行な試料では，セラレジンボンドと比べて HC プライマーを用いた試料の方が TRINIA の凝集破壊が多く認められた．このことから, HC プライマーを用いた試料の方が象牙質に対してより高い接着強さを示す傾向があると考えられる.

一方，被着面がファイバーメッシュと垂直な試料では，セラレジンボンドでは混合破壊および TRINIA とセメントの界面破壊が多く認められたのに対し，HC プライマーでは象牙質とセメントの界面破壊が最も多く認められた．これは, HC プライマーが TRINIA の微細構造に浸透することで, TRINIA とセメント間でのより高い接着強さを発揮したためだと考えられる.

被着面がファイバーメッシュと平行な試料では，被着面にファイバーが多く露出しているために，いずれのプライマーも TRINIA への接着促進効果を発揮し，TRINIA とセメント間での界面破壊が認められなかった．一方，被着面がフ

ファイバーメッシュと垂直な試料では，被着面にファイバーの露出量が少ないため，セラレジンボンドはエポキシ樹脂には効果的でなかったと考えられ，TRINIA とセメント間での界面破壊が多く認められた．一方，HC プライマーではファイバーの走行方向に関わらずモノマーのマトリックスレジンへの浸透が奏功し，TRINIA とセメントの高い接着強さを発揮すると推察された．これらの結果を考慮して，以下の実験では HC プライマーを用いた．

ポストコアと人工歯を用いた適合性の評価では，TRINIA 群が従来法ファイバーポスト群と比べて有意にセメント厚さが大きかった．これまでに，CAD/CAM 冠の適合性は約 80 ㎛の精度であると報告されているが（Boitelle *et al.,* 2014），CAD/CAM ポストコアの適合性を評価した報告はない．本研究では，CAD/CAM ポストコアの確実なスキャンのために不透明なワックスにてポストコア表層を被覆して作製した．この CAD/CAM 用ワックスは，特に根尖で崩壊しやすいために TRINIA 群のセメント厚さが大きくなったと考えられる．さらに，今回使用した CAD/CAM システムではスキャナーの分解能が 5 μm，ミリングバーの先端径が 0.6 mm であることが影響を及ぼして，セメント厚さがより大きくなったと考えられる．適合性を向上させるためには，ワックスアップの代わりにシリコーン印象材をスキャン用パウダーでコーティングして印象体を

スキャンする方法や, CAD の際にポストコア全体のサイズを縮小するなど微調整を加えて設計する方法など，さらなる検討が必要である．

ヒト単根歯を用いたせん断接着強さは, TRINIA 群と従来法ファイバーポスト群では有意差を認めなかった．これまでの研究で, CAD/CAM ポストコアの接着強さを評価した報告はない．しかし，従来のファイバーポストとレジンコアによる直接法，あるいは間接法ポストコアの歯根象牙質への接着強さは約 20 MPa と報告されている（Kremeier *et al.,* 2008, Calixto *et al.,* 2012, Giachetti *et al.,* 2012, Pereira *et al.,* 2013）．よって，今回の結果は，従来のファイバーポストとレジンセメントを用いたポストコアの接着力に匹敵するものであり，臨床応用が可能な範囲であると考えられる．

歯根破折を回避できる支台築造に関しては，これまでにも既存の修復方法の検証や新たな修復法の有用性の評価のために，ヒト抜去歯や牛歯を用いた *in vitro* での破壊試験が多く行われてきた（Varvara *et al.* 2007, Marchi *et al.,* 2008, Hayashi *et al.,* 2006, 2008, Ambica *et al.,* 2013, Furuya *et al.,* 2014, Xiong *et al.,* 2015）．ヒト抜去歯を用いた破壊試験では，大きさ，形態および石灰化度など個体差が大きいため，実験値が収束しにくい欠点は否めない．以前の研究において，牛歯はヒト抜去歯と近似した破壊強度ならびに破折様相を示すという報告

があることを参考に（Sano *et al.,* 1994, Schilke *et al.,* 2000, Hasegawa *et al.,* 2000），今回は個体差が少ない牛歯を選択した．ただし，牛歯は根尖が頻繁に開大しており，破壊抵抗性に影響を及ぼすことが懸念されるため，本実験では，週令が生後 30 ヵ月で根尖孔は 1.3 mm 以内のものと規定して選別した．なお，根尖孔については，目視で明確に根尖開大と判定できる根尖孔が 1.3 mm であった．

本研究では，修復処置を繰返すなどして残存歯質の少なくなった失活歯を想定しており，先行研究でのヒト上顎中切歯は，歯根長 14.2 mm，長径 7.8 mm，短径 6.8 mm であった（Xiong *et al.,* 2015）ことを参考にして，牛歯根を長さ 15 mm，長径 7.8±0.5 mm，短径 7.0±0.4 mm に調整した．

これまでの研究では，支台築造修復された失活歯の破壊抵抗性を評価するために，歯根周囲を直接アクリル樹脂で包埋しているものもある（Ausiello *et al.,* 1997, Ozsevik *et al.,* 2016, Eapen *et al.,* 2017）．この場合，歯根部表面はアクリル樹脂によって固定されるため，剛性支持が与えられてしまい，臨床に則した適切な評価とはいい難い（Rees *et al.,* 2001, Aversa *et al.,* 2009）．そのため，今回の破壊試験では，歯根表面を厚さ 200 μm のシリコーン印象材で覆うことで，歯周組織を模倣する方法を選択した（Akkayan *et al.,* 2002, Habekost *et al.,* 2007, Soares *et al.,* 2008）．

今回の実験結果より, TRINIA 群の破壊荷重は従来法ファイバーポスト群と比較して約 43.8%上昇した. TRINIA 群の破壊荷重 1555.9±231.8 N は，報告されている成人の大臼歯の咬合力約 770～850 N（Waltimo *et al.,* 1993, 1994）を約 2 倍上回っていることがわかった.

また破壊様式については, TRINIA 群は歯頚部での破折を認めたのに対して，従来法ファイバーポスト群では歯根内のコンポジットレジンから破折しているものや，根尖部で破折しているものが認められた（図 15, 16）．これは，従来法ファイバーポスト群では歯根に接するコンポジットレジンに応力が集中するのに対して, TRINIA 群ではポストコアのファイバー層全体がたわみ，応力を緩和したためと考えられる．とりわけ，すべての試料が歯頚部で破壊しており，再修復可能な様相を呈していたことの臨床的意義は大きい．従来法ファイバーポスト群の 62.5 %で根尖での破壊が認められたことについては，牛歯の根尖部がヒト抜去歯と比べて開大傾向にあることが亀裂の起始点となった可能性が否めない.

本研究では静的破壊抵抗性の評価を行っているが，口腔での長期耐久性を考えた場合，動的負荷を与える疲労破壊試験や有限要素法解析などのさらなる研究が必要である.

Ⅳ. 結論

グラスファイバー配合強化型レジンディスクは，ファイバーの走行方向により曲げ強さおよび破壊靭性は大きく異なっており，明らかな異方性を認めた．また，従来のコンポジットレジンに比較して吸水量は小さかった．

微小引張接着強さは，グラスファイバー配合強化型レジンディスクのファイバーメッシュ層の走行方向に依存しないものの，破壊様式はファイバーメッシュが被着面と平行な試料では，メッシュ層間での凝集破壊が多く観察され，垂直な試料では主として界面破壊であった．さらに，試作 CAD/CAM ポストコアは従来法と比較すると適合性は劣るものの，せん断接着強さは従来法と同等であり，臨床応用可能な範囲であった．

さらに，ジルコニアクラウンを装着したグラスファイバー配合強化型レジンディスク CAD/CAM ポストコア修復歯の破壊抵抗性は，従来法ファイバーポストによる修復と比較して上昇しており，その破壊様式は全ての試料で歯頚部での破折を認めた．

以上より，グラスファイバー配合強化型レジンディスクは，異方性を考慮すれば物性に優れており，歯質接着性も従来型コンポジットレジンと同等であった．さらに，グラスファイバー配合強化型レジンディスクおよびジルコニアク

ラウンによる修復歯は，従来の間接法ファイバーポストコアと比較して高い破壊抵抗性を示し，破壊の際も再修復可能な状態を呈していた．

以上の結果より，グラスファイバー配合強化型レジンディスクによるCAD/CAM ポストコア間接修復法は臨床的に有用であることが示唆された．

Ⅴ．謝辞

稿を終えるにあたり，本研究を行う機会を与えていただき，御指導と御校閲を賜りました大阪大学大学院歯学研究科口腔分子感染制御学講座（歯科保存学教室）林　美加子教授に，謹んで感謝の意を表します.

また，本研究の遂行にあたり多大な御指導，御鞭撻を賜りました大阪大学大学院歯学研究科顎口腔機能再建学講座（歯科理工学教室）山口　哲博士ならびに大阪大学大学院歯学研究科口腔分子感染制御学講座（歯科保存学教室）廣瀬奈々子博士に心より感謝申し上げます.

最後に，本研究を行うに際し，多大なる御協力と御助言を頂いた大阪大学大学院歯学研究科口腔分子感染制御学講座（歯科保存学教室）ならびに大阪大学歯学部附属病院歯科技工部の皆様に，心よりお礼申し上げます.

Ⅵ. 参考文献

Abdulmajeed AA, Närhi TO, Vallittu PK, Lassila LV. 2011. The effect of high fiber fraction on some mechanical properties of unidirectional glass fiber-reinforced composite. Dent Mater. 27(4):313-321.

Akiike S, Nose H, Hirota Y, Tawada Y, Komatsu S. 2008. Comparison of three testing methods of fracture toughness using indirect composite. Ann Jpn Prosthodont Soc. 52(1):49-58.

Akkayan B, Gülmez T. 2002. Resistance to fracture of endodontically treated teeth restored with different post systems. J Prosthet Dent. 87(4):431-437.

Ambica K, Mahendran K, Talwar S, Verma M, Padmini G, Periasamy R. 2013. Comparative evaluation of fracture resistance under static and fatigue loading of endodontically treated teeth restored with carbon fiber posts, glass fiber posts, and an experimental dentin post system: an in vitro study. J Endod. 39(1):96-100.

Anstis GR, Chantikul P, Lawn BR, Marshall DB. 1981. A critical evaluation of indentation techniques for measuring fracture toughness. −I, Direct crack measurements. Am Ceram Soc. 64 (9):533-538,

Ausiello P, De Gee AJ, Rengo S, Davidson CL. 1997. Fracture resistance of endodontically-treated premolars adhesively restored. Am J Dent. 10(5):237-241.

Aversa R, Apicella D, Perillo L, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M, Apicella A. 2009. Non-linear elastic three-dimensional finite element analysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar bone remodeling process. Dent Mater. 25(5):678-690.

Axelsson P, Nyström B, Lindhe J. 2004. The long-term effect of a plaque control program on tooth mortality, caries and periodontal disease in adults. Results after 30 years of maintenance. J Clin Periodontol. 31(9):749-757.

Baker LM. 1977. A simplified method for measuring plane strain fracture toughness. Eng Fract Mech. 9(2):361-369.

Barjau EA, Sancho Bru JL, Forner NL, Rodríguez-Cervantes PJ, Pérez GA, Sánchez-Marín FT. 2006. Influence of prefabricated post material on restored teeth: fracture strength and stress distribution. Oper Dent. 31(1):47-54.

Belli S, Erdemir A, Yildirim C. 2006. Reinforcement effect of polyethylene fibre in root-filled teeth: comparison of two restoration techniques. Int Endod J. 39(2):136-142.

Bijelic-Donova J, Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. 2016. Mechanical properties, fracture resistance, and fatigue limits of short fiber reinforced dental composite resin. J Prosthet Dent. 115(1):95-102.

Bitter K, Kielbassa AM. 2007. Post-endodontic restorations with adhesively luted fiber-reinforced composite post systems: a review. Am J Dent. 20(6):353-360.

Bocalon AC, Mita D, Narumyia I, Shouha P, Xavier TA, Braga RR. 2016. Replacement of glass particles by multidirectional short glass fibers in experimental composites: Effects on degree of conversion, mechanical properties and polymerization shrinkage. Dent Mater. 32(9):204-210.

Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O. 2014. A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. J Oral Rehabil. 41(11):853-874.

Calixto LR, Bandéca MC, Clavijo V, Andrade MF, Vaz Lgcampos EA. 2012. Effect of resin cement system and root region on the push-out bond strength of a translucent fiber post. Oper Dent. 37(1):80-86.

Chantikul P, Anstis GR, Lawn BR, Marshall DB. 1981. A critical evaluation of indentation techniques for measuring fracture toughness −II, Strength method. Am Ceram Soc. 64(9):539-543.

Cohen S, Berman LH, Blanco L, Bakland L, Kim JS. 2006. A demographic analysis of vertical root fractures. J Endod. 32(12):1160-1163.

Dyer SR, Lassila LV, Jokinen M, Vallittu PK. 2004. Effect of fiber position and orientation on fracture load of fiber-reinforced composite. Dent Mater. 20(10):947-955.

Eapen AM, Amirtharaj LV, Sanjeev K, Mahalaxmi S. 2017. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with 2 different fiber-reinforced composite and 2 conventional composite resin core buildup materials: an in vitro study. J Endod. 43(9):1499-1504.

Ferrari M, Vichi A, Mannocci F, Mason PN. 2000. Retrospective study of the clinical performance of fiber posts. Am J Dent. 13(Spec No):9B-13B

Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NH. 2008. Composite resin core-crown reconstructions: an up to 17-year follow-up of a controlled clinical trial. Int J Prosthodont. 21(2):109-115.

Furuya Y, Huang SH, Takeda Y, Fok A, Hayashi M. 2014. Fracture strength and stress distributions of pulpless premolars restored with fiber posts. Dent Mater J. 33(6):852-858.

Garoushi S, Lassila LV, Vallittu PK. 2006. Fiber-reinforced composite substructure: load-bearing capacity of an onlay restoration. Acta Odontol Scand. 64(5):281-285.

Garoushi S, Säilynoja E, Vallittu PK, Lassila L. 2013. Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. Dent Mater. 29(8):835-841.

Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. 2007. Direct restoration of severely damaged incisors using short fiber-reinforced composite resin. J Dent. 35(9):731-736.

Garoushi S, Vallittu PK, Lassila LV. 2008. Short glass fiber-reinforced composite with a semi-interpenetrating polymer network matrix for temporary crowns and bridges. J Contemp Dent Pract . 9(1):14-21.

Giachetti L, Scaminaci Russo D, Baldini M, Bertini F, Steier L, Ferrari M. 2012. Push-out strength of translucent fibre posts cemented using a dual-curing technique or a light-curing self-adhering material. Int Endod J. 45(3):249-256.

Gomes GM, Gomes OM, Gomes JC, Loguercio AD, Calixto AL, Reis A. 2014. Evaluation of different restorative techniques for filling flared root canals: fracture resistance and bond strength after mechanical fatigue. J Adhes Dent. 16(3):267-276.

Habekost L, Camacho GB, Azevedo EC, Demarco FF. 2007. Fracture resistance of thermal cycled and endodontically treated premolars with adhesive restorations. J Prosthet Dent. 98(3):186-192.

Hasegawa K, Oda Y. 2000. The application of bovine roots for the evaluation of crown build up materials. Adhes Dent. 18: 306-307.

Hayashi M, Sugeta A, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. 2008. Static and fatigue fracture resistances of pulpless teeth restored with post-cores. Dent Mater. 24(9):1178-1186.

Hayashi M, Takahashi Y, Imazato S, Ebisu S. 2006. Fracture resistance of pulpless teeth restored with post-cores and crowns. Dent Mater. 22(5):477-485.

Helfer AR, Melnick S, Schilder H. 1972. Determination of the moisture content of vital and pulpless teeth. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 34(4):661-670.

Hikasa T, Matsuka Y, Mine A, Minakuchi H, Hara ES, Van Meerbeek B, Yatani H, Kuboki T. 2010. A 15-year clinical comparative study of the cumulative survival rate of cast metal core and resin core restorations luted with adhesive resin cement. Int J Prosthodont. 23(5):397-405.

ISO 13586:2018. Plastics -- Determination of fracture toughness (GIC and KIC) -- Linear elastic fracture mechanics (LEFM) approach.

Keulemans F, Lassila LV, Garoushi S, Vallittu PK, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. 2009. The influence of framework design on the load-bearing capacity of laboratory-made inlay-retained fibre-reinforced composite fixed dental prostheses. J Biomech. 42(7):844-849.

Kremeier K, Fasen L, Klaiber B, Hofmann N. 2008. Influence of endodontic post type (glass fiber, quartz fiber or gold) and luting material on push-out bond strength to dentin in vitro. Dent Mater. 24(5):660-666.

Lassila L, Garoushi S, Vallittu PK, Säilynoja E. 2016. Mechanical properties of fiber reinforced restorative composite with two distinguished fiber length distribution. J Mech Behav Biomed Mater. 60:331-338.

Lohbauer U, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. 2003. Time-dependent strength and fatigue resistance of dental direct restorative materials. J Mater Sci Mater Med. 14(12):1047-1053.

Marchi GM, Mitsui FH, Cavalcanti AN. 2008. Effect of remaining dentine structure and thermal-mechanical aging on the fracture resistance of bovine roots with different post and core systems. Int Endod J. 41(11):969-976.

Mine A. 2014. A systematic review of preventive measures against root fractures “in 2013”. Ann Jpn Prosthodont Soc. 6(1):26-35.

Mussler R, Swain MV, Claussen N. 1982. Dependence of fracture toughness of alumina on grain size and test technique. J Am Ceram Soc. 65(11):566-572.

Nagakura M, Tanimoto Y, Nishiyama N. 2017. Fabrication and physical properties of glass-fiber-reinforced thermoplastics for non-metal-clasp dentures. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 105(8):2254-2260.

Ozcan M, Breuklander M, Salihoglu-Yener E. 2012. Fracture resistance of direct inlay-retained adhesive bridges: effect of pontic material and occlusal morphology. Dent Mater J. 31(4):514-522.

Ozsevik AS, Yildirim C, Aydin U, Culha E, Surmelioglu D. 2016. Effect of fibre-reinforced composite on the fracture resistance of endodontically treated teeth. Aust Endod J. 42(2):82-87.

Perea-Lowery L, Vallittu PK. 2018. Framework design and pontics of fiber-reinforced composite fixed dental prostheses - An overview. J Prosthodont Res. 62(3):281-286.

Pereira JR, Lins do Valle A, Ghizoni JS, Lorenzoni FC, Ramos MB, Dos Reis Só MV. 2013. Push-out bond strengths of different dental cements used to cement glass fiber posts. J Prosthet Dent. 110(2):134-140.

Reeh ES, Messer HH, Douglas WH. 1989. Reduction in tooth stiffness as a result of endodontic and restorative procedures. J Endod. 15(11):512-516.

Rees JS. 2001. An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. J Oral Rehabil. 28(5):425-432.

Ruse ND, Troczynski T, MacEntee MI, Feduik D. 1996. Novel fracture toughness test using a notchless triangular prism (NTP) specimen. J Biomed Mater Res. 31(4):457-463.

Sano H, Ciucchi B, Matthews WG, Pashley DH. 1994. Tensile properties of mineralized and demineralized human and bovine dentin. J Dent Res. 73(6):1205-1211.

Sasaki K. 2010. Reinforcement of endodontically treated teeth with flared root canals using composite resin cores with fiber posts and a sleeve. Ann Jpn Prosthodont Soc. 2:157-166.

Schilke R, Lisson JA, Bauss O, Geurtsen W. 2000. Comparison of the number and diameter of dentinal tubules in human and bovine dentine by scanning electron microscopic investigation. Arch Oral Biol. 45(5):355-361.

Shouha P, Swain M, Ellakwa A. 2014. The effect of fiber aspect ratio and volume loading on the flexural properties of flowable dental composite. Dent Mater. 30(11):1234-1244.

Silva GR, Santos-Filho PC, Simamoto-Júnior PC, Martins LR, Mota AS, Soares CJ. 2011. Effect of post type and restorative techniques on the strain and fracture resistance of flared incisor roots. Braz Dent J. 22(3):230-237.

Sirimai S, Riis DN, Morgano SM. 1999. An in vitro study of the fracture resistance and the incidence of vertical root fracture of pulpless teeth restored with six post-and-core systems. J Prosthet Dent. 81(3):262-269.

Soares PV, Santos-Filho PC, Gomide HA, Araujo CA, Martins LR, Soares CJ. 2008. Influence of restorative technique on the biomechanical behavior of endodontically treated maxillary premolars. Part II: strain measurement and stress distribution. J Prosthet Dent. 99(2):114-122.

Söderholm KJ. 1981. Degradation of glass filler in experimental composites. J Dent Res. 60(11):1867-1875

Sorensen JA, Engelman MJ. 1990. Ferrule design and fracture resistance of endodontically treated teeth. J Prosthet Dent. 63(5):529-536.

Stankiewicz NR, Wilson PR. 2002. The ferrule effect: a literature review. Int Endod J. 35(7):575-581.

Tang W, Wu Y, Smales RJ. 2010. Identifying and reducing risks for potential fractures in endodontically treated teeth. J Endod. 36(4):609-617.

Torres-Sánchez C, Montoya-Salazar V, Córdoba P, Vélez C, Guzmán-Duran A, Gutierrez-Pérez JL, Torres-Lagares D. 2013. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with glass fiber reinforced posts and cast gold post and cores cemented with three cements. J Prosthet Dent. 110(2):127-133.

Vallittu PK. 1996. A review of fiber-reinforced denture base resins. J Prosthodont. 5(4):270-276.

Vallittu PK. 2015. High-aspect ratio fillers: fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. Dent Mater. 31(1):1-7.

Varvara G, Perinetti G, Di Iorio D, Murmura ジーシーaputi S. 2007. In vitro evaluation of fracture resistance and failure mode of internally restored endodontically treated maxillary incisors with differing heights of residual dentin. J Prosthet Dent. 98(5):365-372.

Waltimo A, Könönen M. 1993. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. Scand J Dent Res. 101(3):171-175.

Waltimo A, Nyström M, Könönen M. 1994. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. Scand J Dent Res. 102(2):92-96.

Xiong Y, Huang SH, Shinno Y, Furuya Y, Imazato S, Fok A, Hayashi M. 2015. The use of a fiber sleeve to improve fracture strength of pulpless teeth with flared root canals. Dent Mater. 31(12):1427-1434.

Xu HH, Schumacher GE, Eichmiller FC, Peterson RC, Antonucci JM, Mueller HJ. 2003. Continuous-fiber preform reinforcement of dental resin composite restorations. Dent Mater. 19(6):523-530.

Yonaha T, Komatsu S, Hata Y. 2001. Evaluation of measuring device and conditions of the NTP fracture toughness test. J Dent Mater. 20(4):270-277

Zhou L, Wang Q. 2013. Comparison of fracture resistance between cast posts and fiber posts: a meta-analysis of literature. J Endod. 39(1):11-15.

Ⅶ. 図表

表1. 実験に用いた材料の組成

TRINIA（松風） Lot No. 037970914	グラスファイバー：55 wt%, エポキシ樹脂
everX posterior（GC） Lot No. 1808201	Bis-GMA, TEGDMA, PMMA, フィラー：67.7 wt%, Eグラスファイバー： 8.6 wt%, 二酸化ケイ素：5 wt%
Beauti core flow paste （松風） Lot No. 111611	Bis-GMA, TEGDMA, フィラー, 反応開始剤, その他

表2. 接着試験に用いた材料の組成

TRINIAディスク処理材

セラレジンボンド（松風） Lot No. 051112	ボンド 1	エタノール, シランカップリング剤, 無水マレイン酸
	ボンド 2	アセトン, 4-AET, UDMA, 光重合触媒
HCプライマー（松風） Lot No. 031601		UDMA, MMA, アセトン, 反応開始剤

歯面処理材

レジセム　（松風） Lot No. 061510 Lot No. 061511	プライマーA	精製水, アセトン, 反応開始剤
	プライマーB	2-HEMA, 4-AET, アセトン

レジンセメント

レジセム　（松風） Lot No. 031862	ペーストA	ウレタンジメタクリレート, トリエチレングリコールジメタクリレート, フルオロアルミノシリケートガラス, 反応開始剤
	ペーストB	ウレタンジメタクリレート, トリエチレングリコールジメタクリレート, フルオロアルミノシリケートガラス, 4-AET, 2-HEMA, 反応開始剤

表3. 微小引張試験の破壊様式

破壊様式		24 h				1 M			
		セラレジンボンド		HC プライマー		セラレジンボンド		HC プライマー	
		平行	垂直	平行	垂直	平行	垂直	平行	垂直
混合破壊	2種混合: セメント/象牙質	15	6	2	4	15	5	4	3
凝集破壊	TRINIA	9		15		8		12	
界面破壊	TRINIA/セメント		18		4		14		2
	象牙質/セメント			5	14		6	8	13

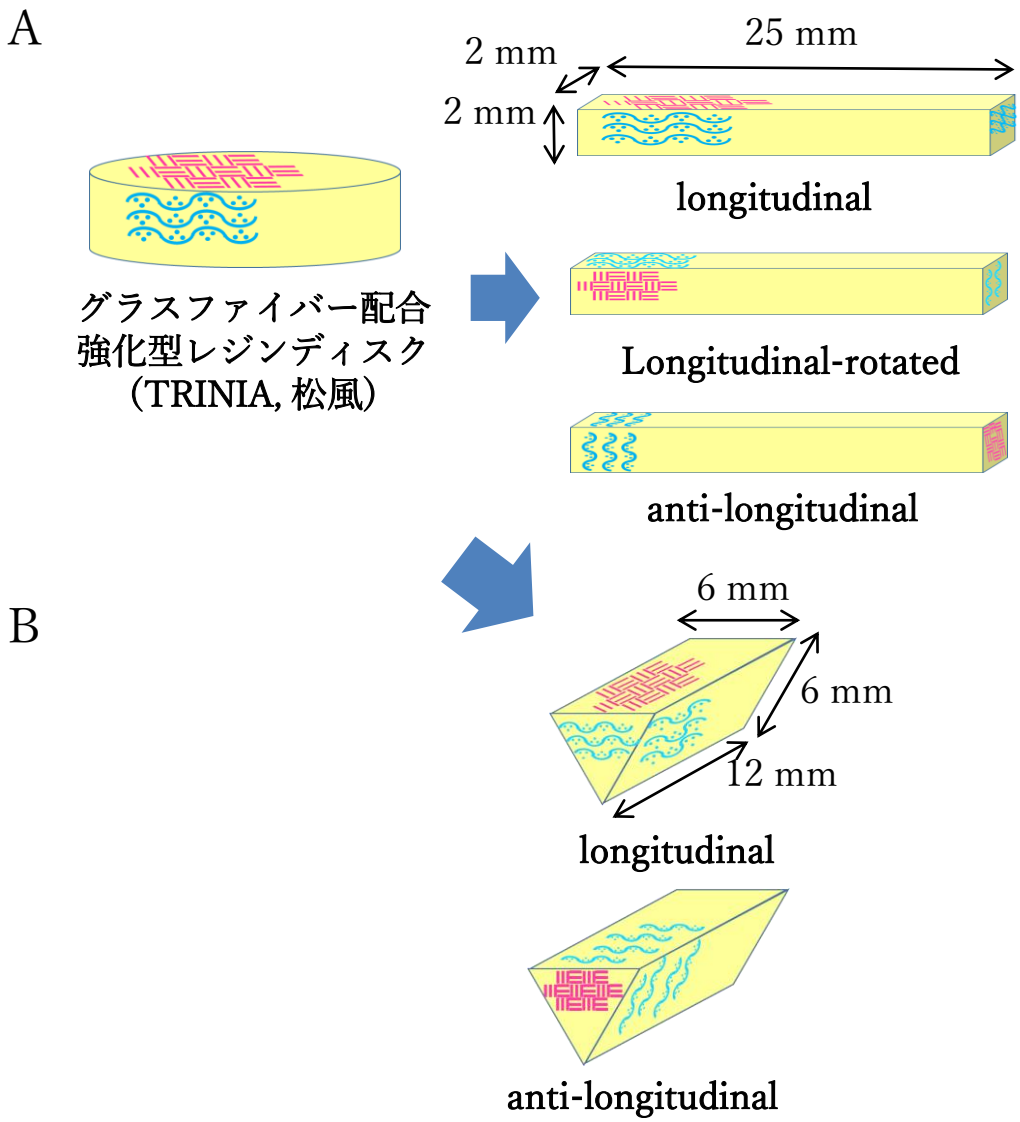


図1. 棒状およびプリズム型試料の調製

A: 棒状試料：longitudinal ではグラスファイバーのメッシュ層の走行と棒状試料の長軸方向が平行になるように規定し, longitudinal-rotatedはlongitudinalを90度回転させるように, またanti-longitudinalはグラスファイバーのメッシュ層の走行と棒状試料の長軸方向が垂直になるようにした.
B:プリズム型試料：longitudinal およびanti-longitudinalの2種類を調整した.

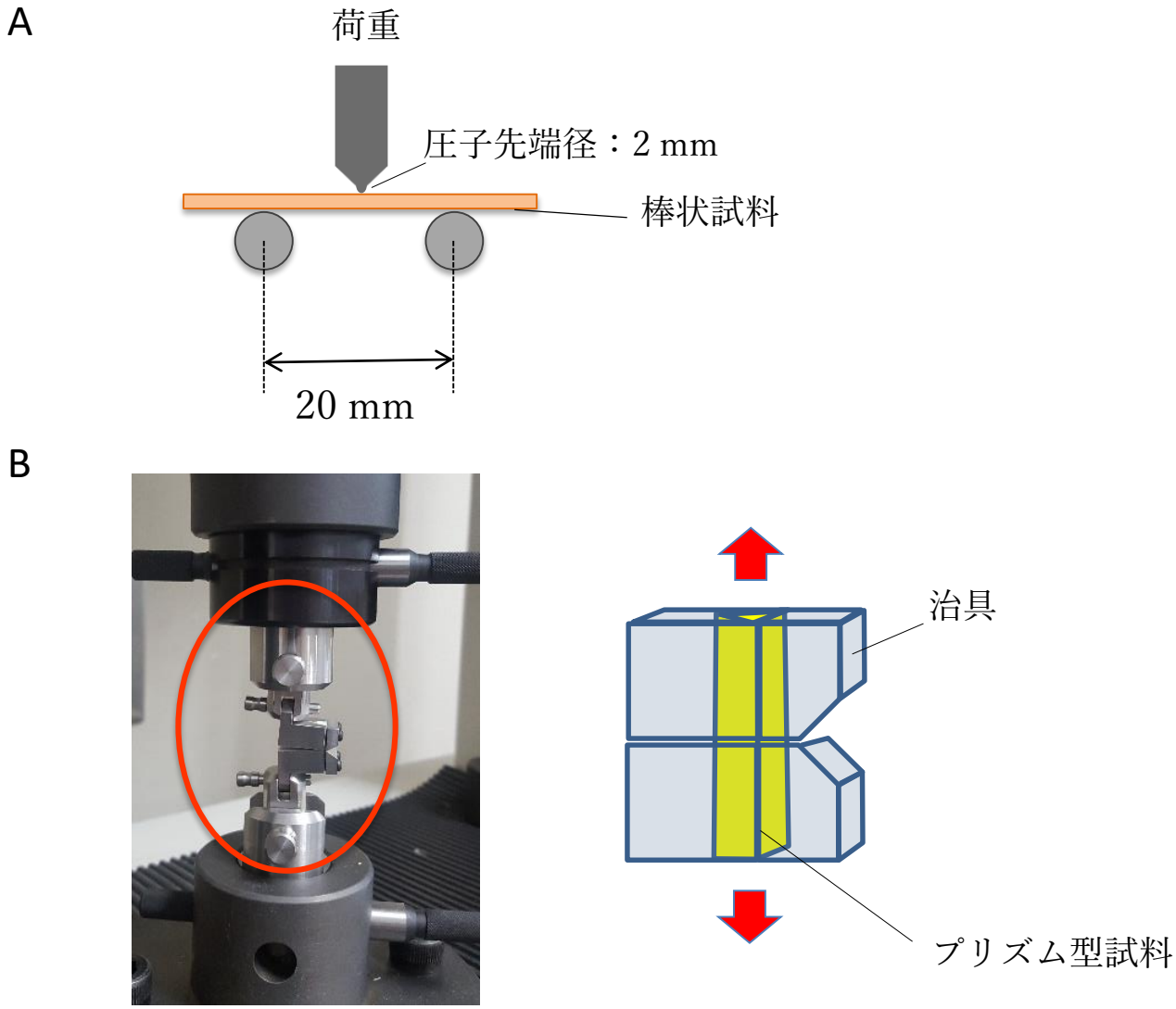
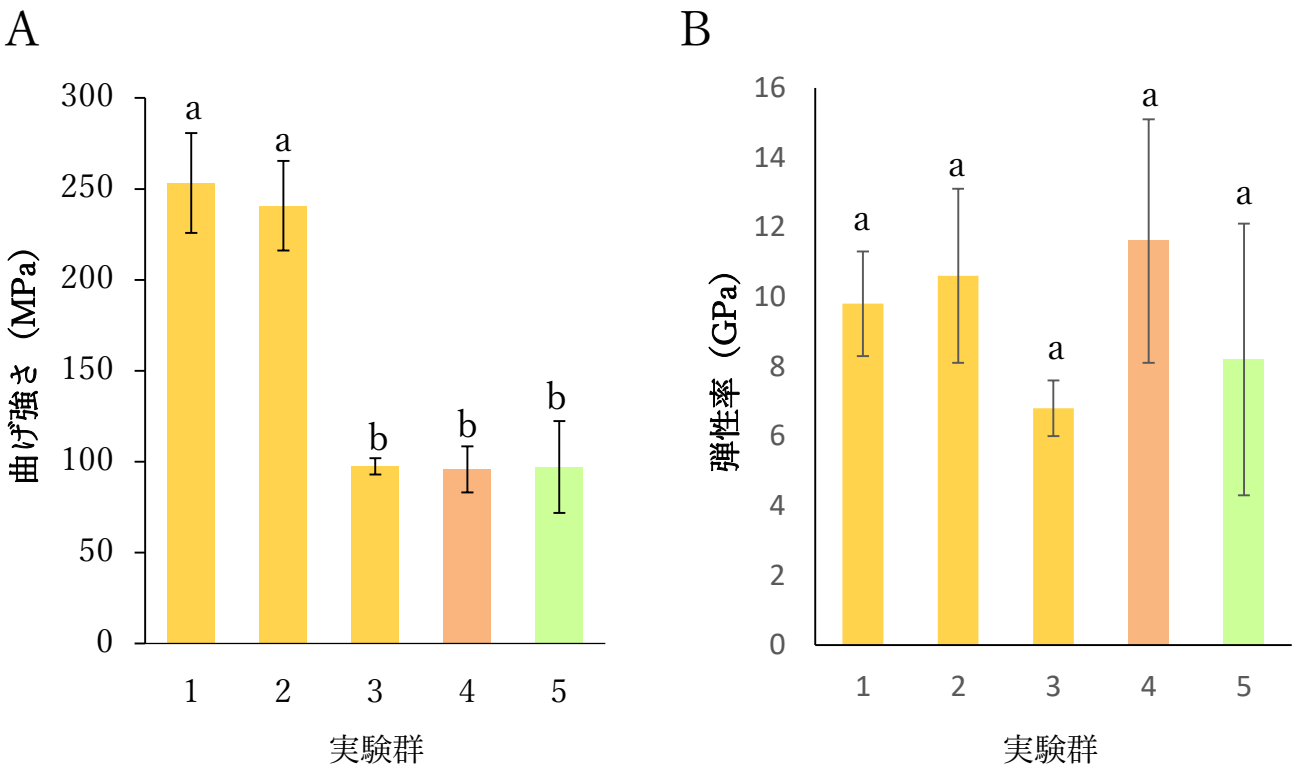


図2. 3点曲げ試験およびNotchless Triangular Prism 試験の仕様

A: 3 点曲げ試験では, 支点間距離を20 mmとし, 上から荷重をかけて曲げ強さを測定した. （クロスヘッドスピード：0.75 mm/min）

B:Notchless Triangular Prism 試験では, 上下方向に引張試験を行い, 破壊靭性を測定した. （クロスヘッドスピード：1.0 mm/min）



実験群

1. TRINIA longitudinal（松風）
2. TRINIA longitudinal rotated（松風）
3. TRINIA anti-longitudinal（松風）
4. everX posterior（GC）
5. Beauti core flow paste（松風）

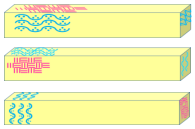


図３. ファイバー配合材料の曲げ強さおよび弾性率

A: 曲げ強さ, B: 弾性率, n=5
一元配置分散分析法およびTukey's HSD法にて有意水準95 %で検定し, 平均±標準偏差として示した.
同一文字で示した群間において有意差を認めないことを示す.

	TRINIA			everX posterior	Beauti core flow paste
	longitudinal	longitunal-rotated	anti- longitudinal		
破壊	0	0	2	3	5
破損	5	5	3	2	0

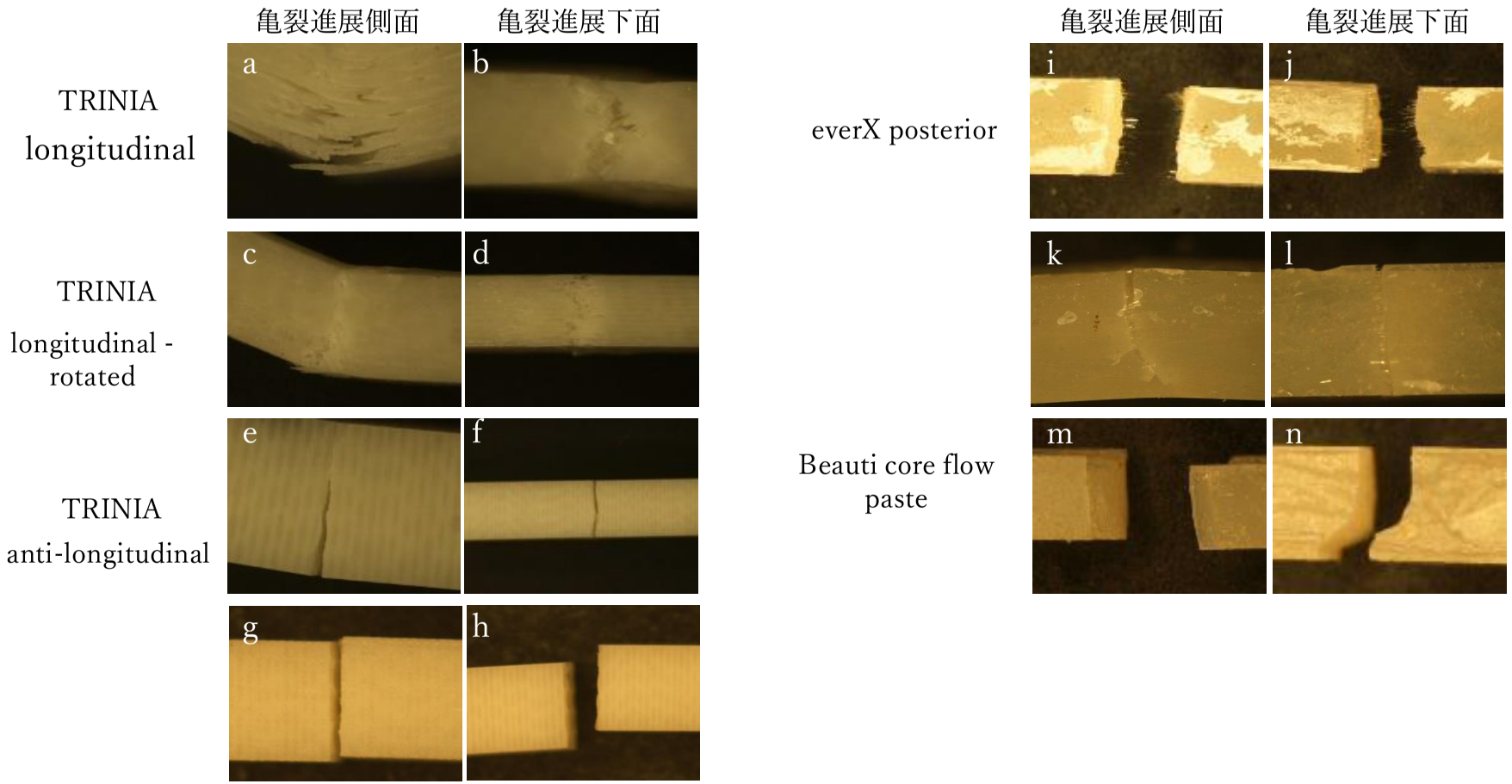


図4. ファイバー配合材料の3点曲げ試験後の破壊状態

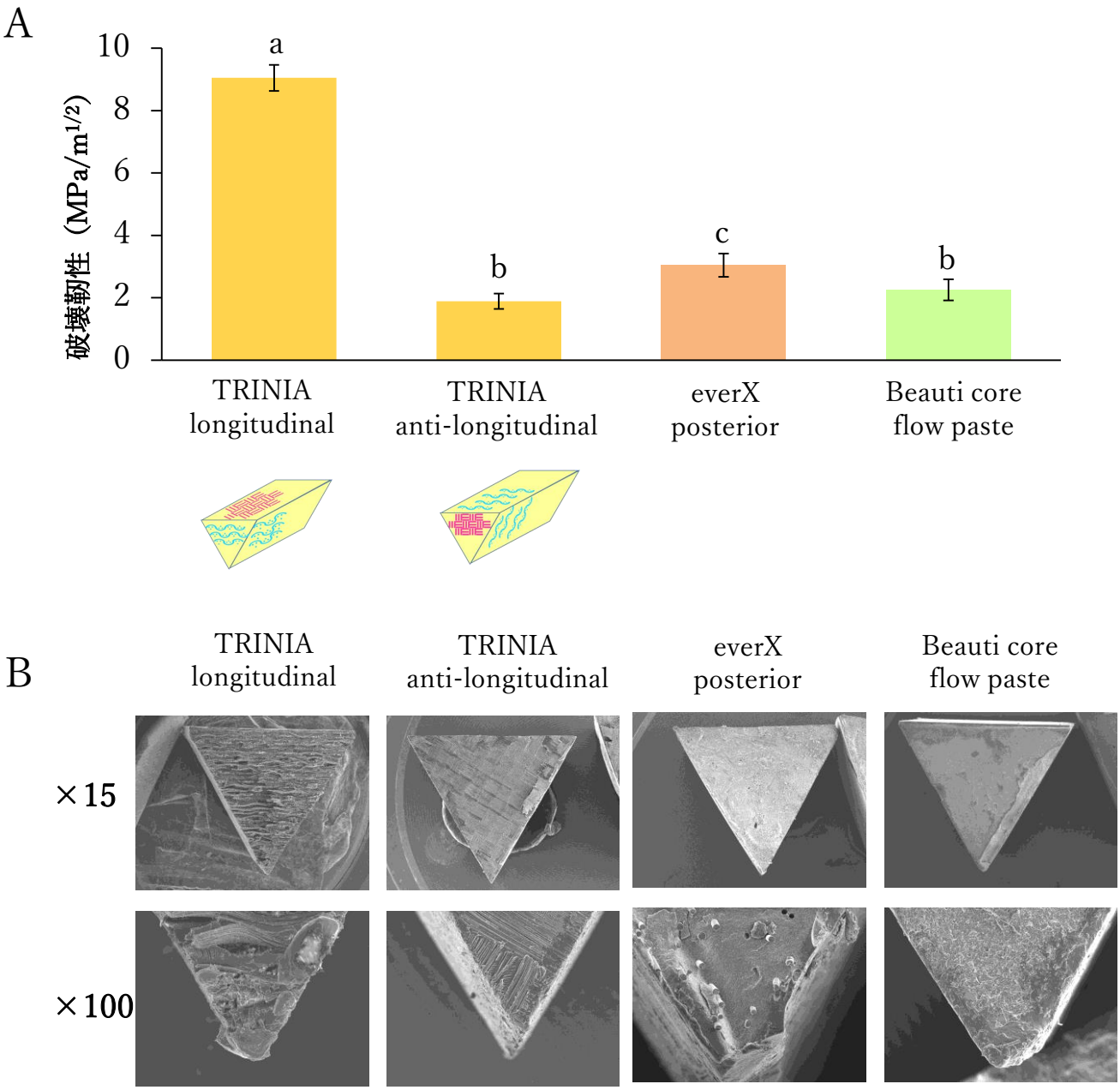
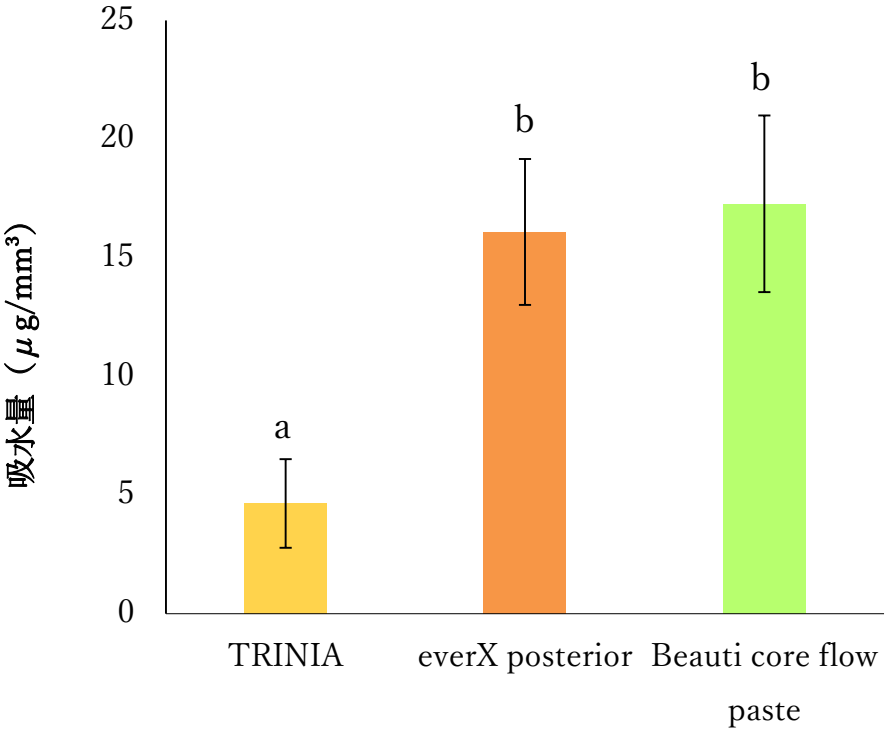


図5. ファイバー配合材料の破壊靭性と破断面

A: 破壊靭性, n=5
一元配置分散分析法およびTukey's HSD法にて有意水準95 %で検定し, 平均±標準偏差として示した.
同一文字で示した群間に有意差を認めない.
B: SEMによる破断面の観察（上段：×15, 下段：×100）

A



B

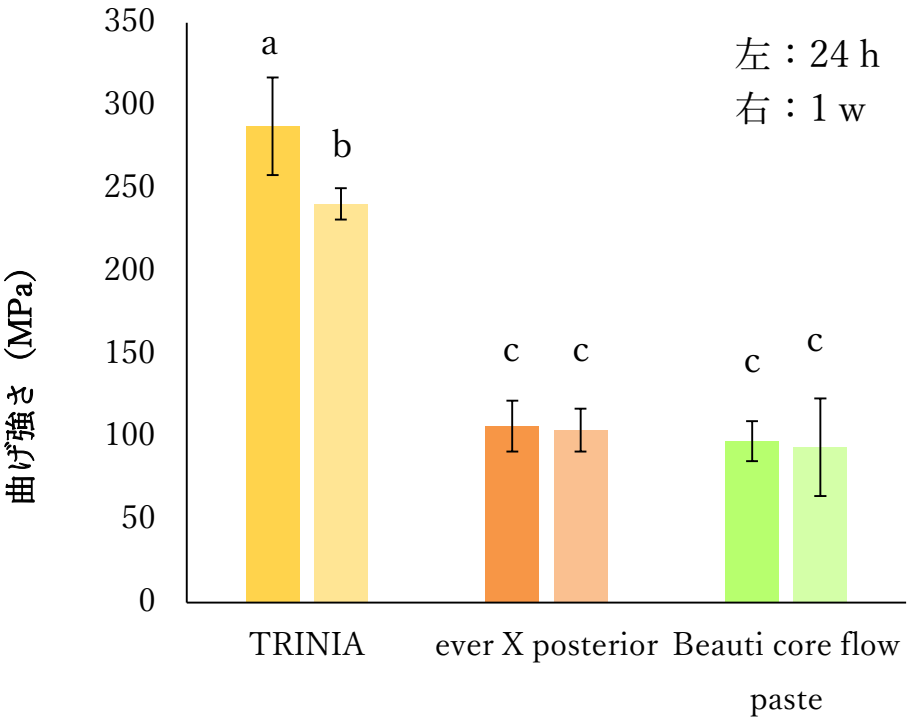


図6.ファイバー配合材料の吸水量と吸水後の3点曲げ強さ

A: 吸水量, B: 吸水後の3点曲げ強さ, n=5
一元配置分散分析法およびTukey's HSD法にて有意水準95 %で検定し，
平均±標準偏差として示した.
同一文字で示した群間に有意差を認めない.

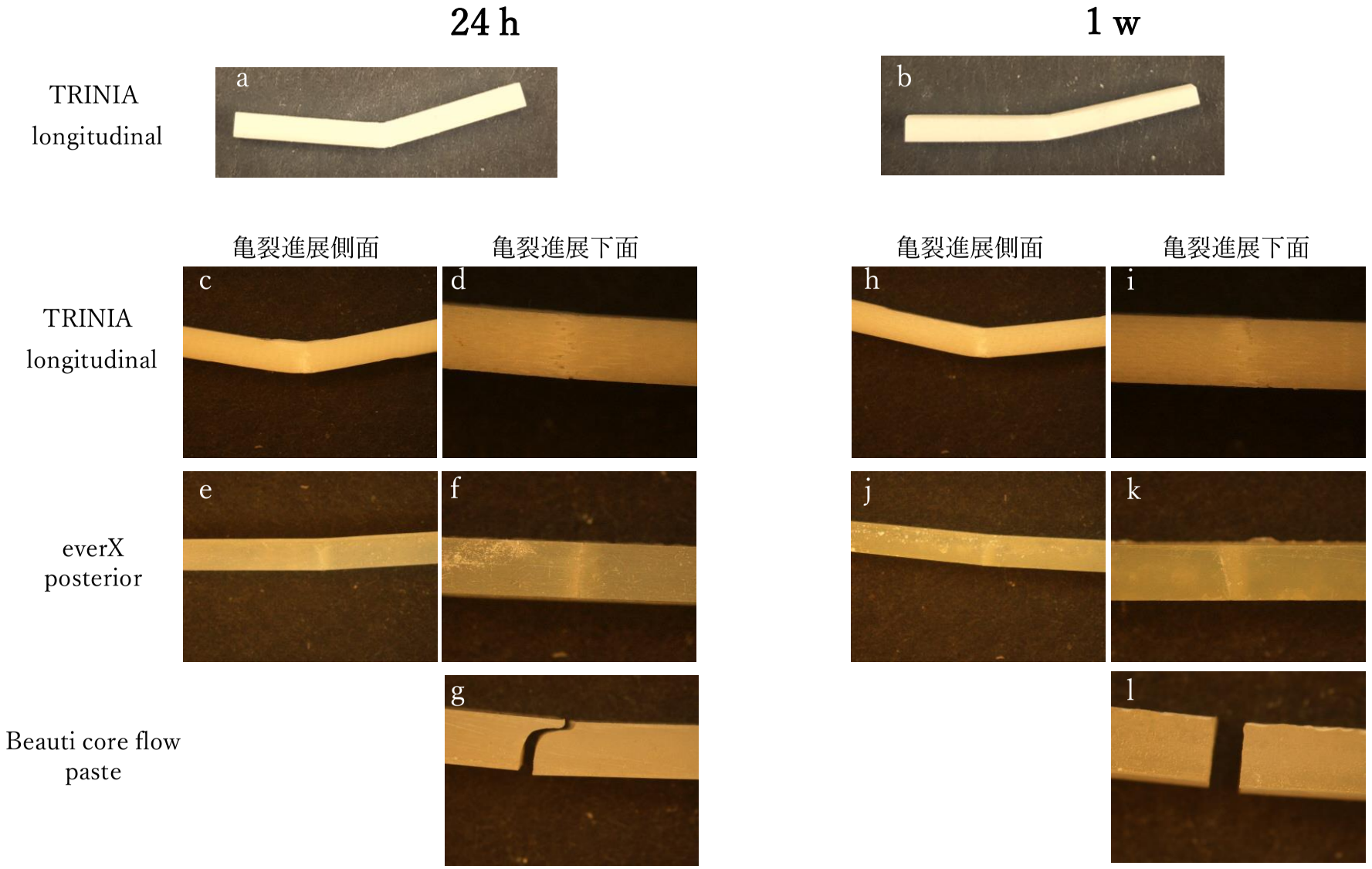
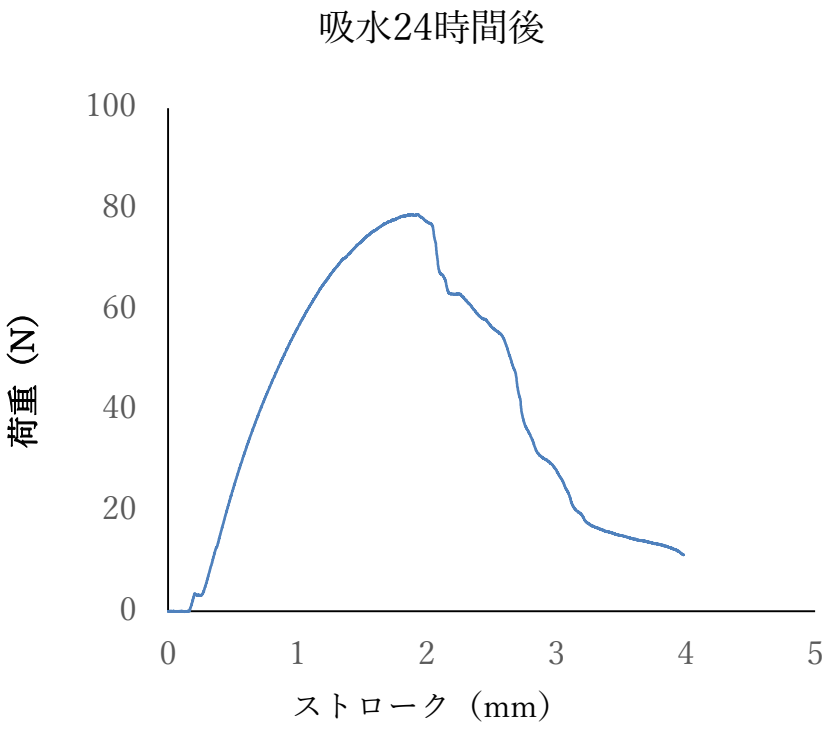


図7. 吸水後3点曲げ試験の破壊状態



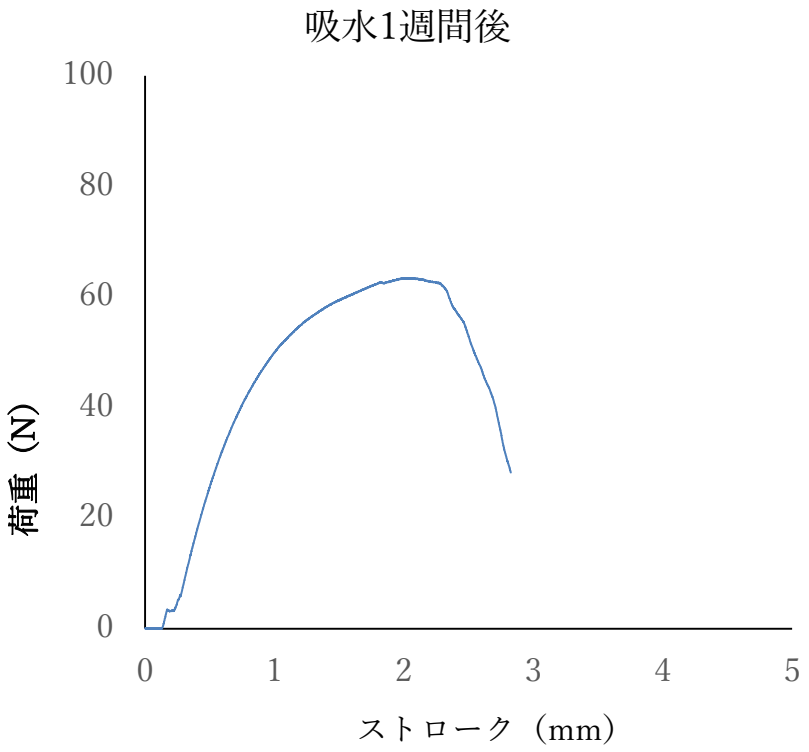


図8.TRINIAの吸水後の荷重－変位曲線の代表例

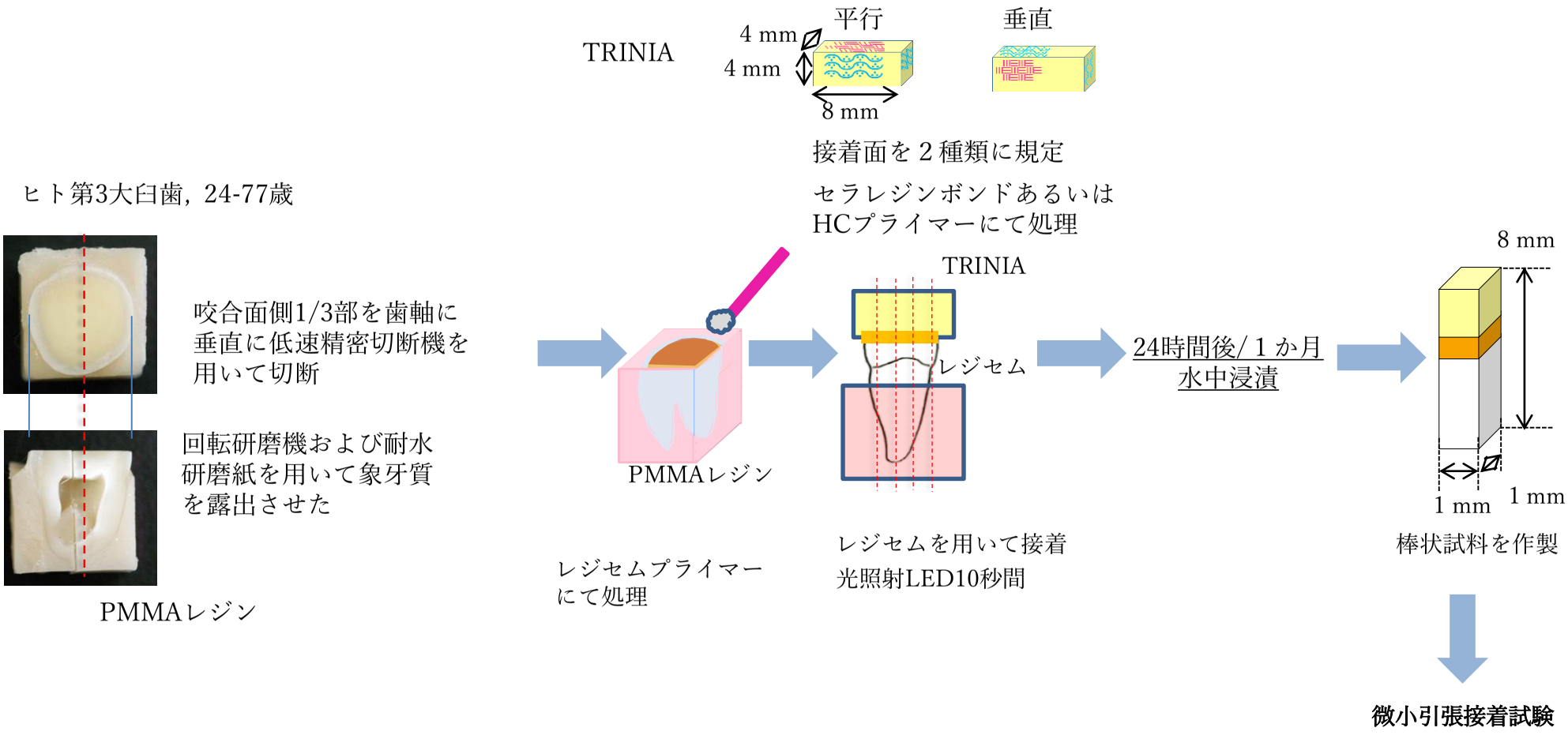


図9.微小引張試験試料の作製

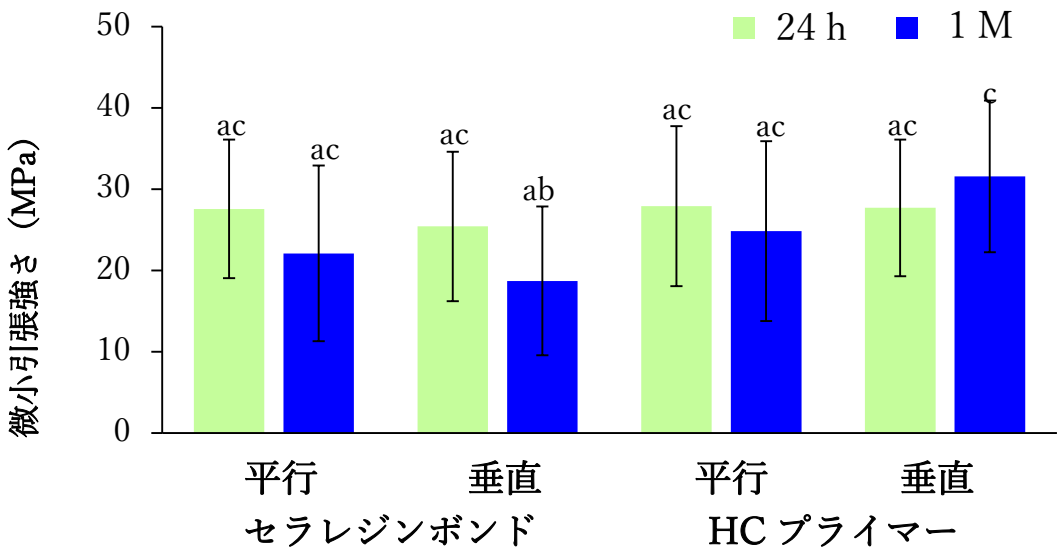


図10.微小引張接着強さ, n=18～25

二元配置分散分析法およびTukey's HSD法にて有意水準95 %で検定し，
平均±標準偏差として示した.
同一文字で示した群間に有意差を認めない.

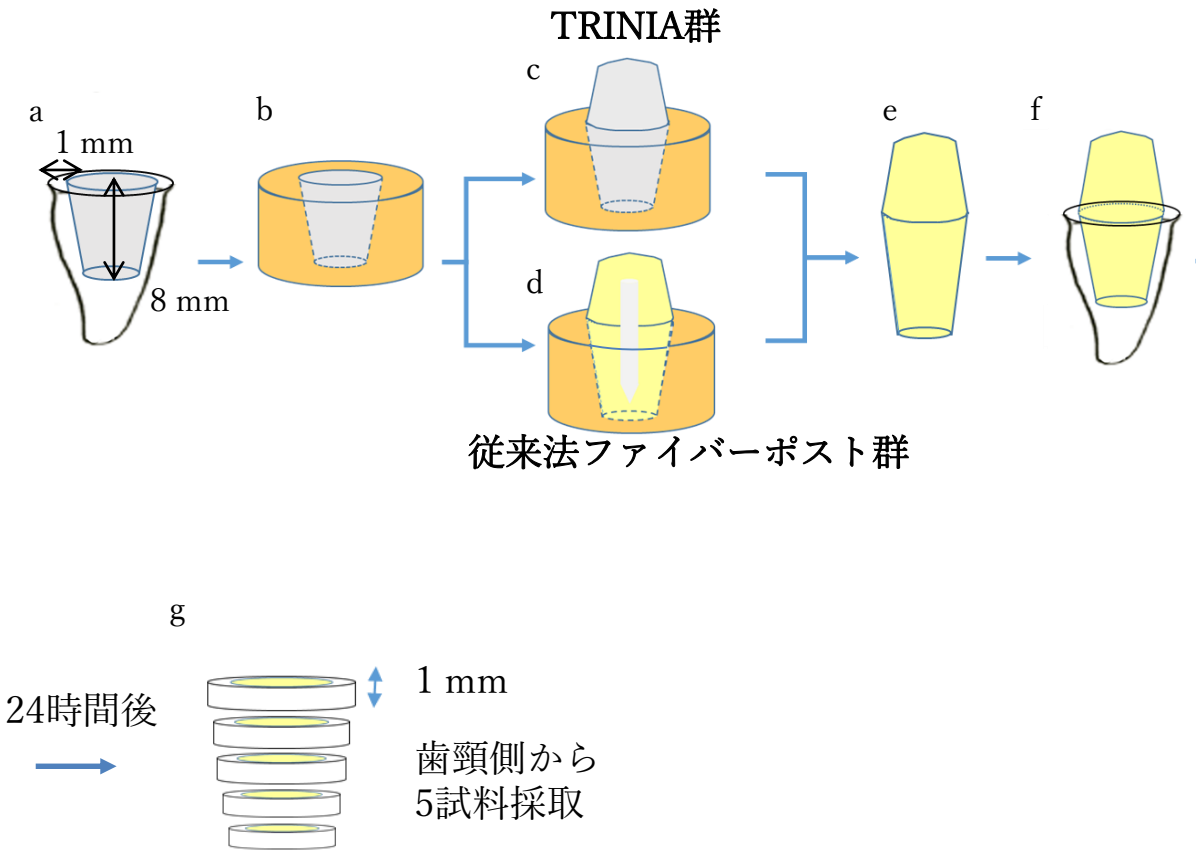
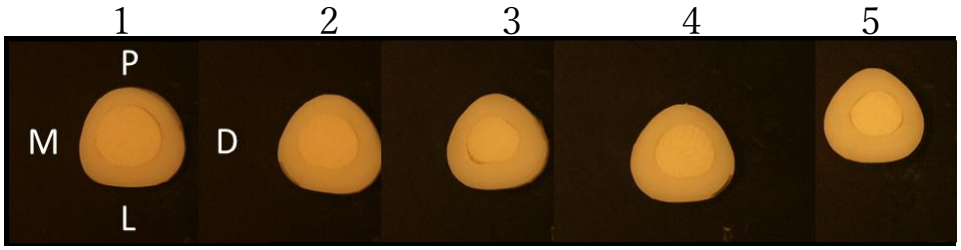


図11. 適合試験試料の作製

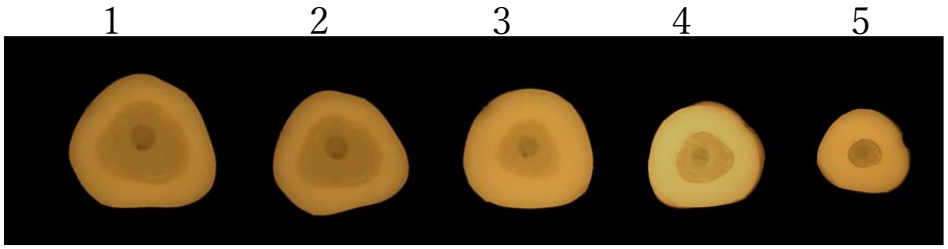
a :エポキシ製人工歯根にタービンにてポスト孔を形成
b :精密印象採得後、超硬石膏にて作業模型を作製
c : TRINIA群
d : 従来法ファイバーポスト群
e :ファイバーポストコア表面をHCプライマー処理
f :ファイバーポストコアを人工歯根にレジセムで接着
g:円盤状試料の採取

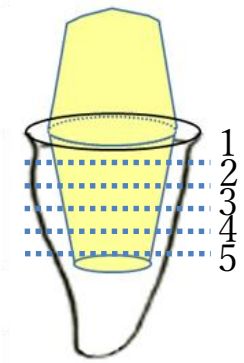
A

TRINIA群



従来法ファイバーポスト群





B

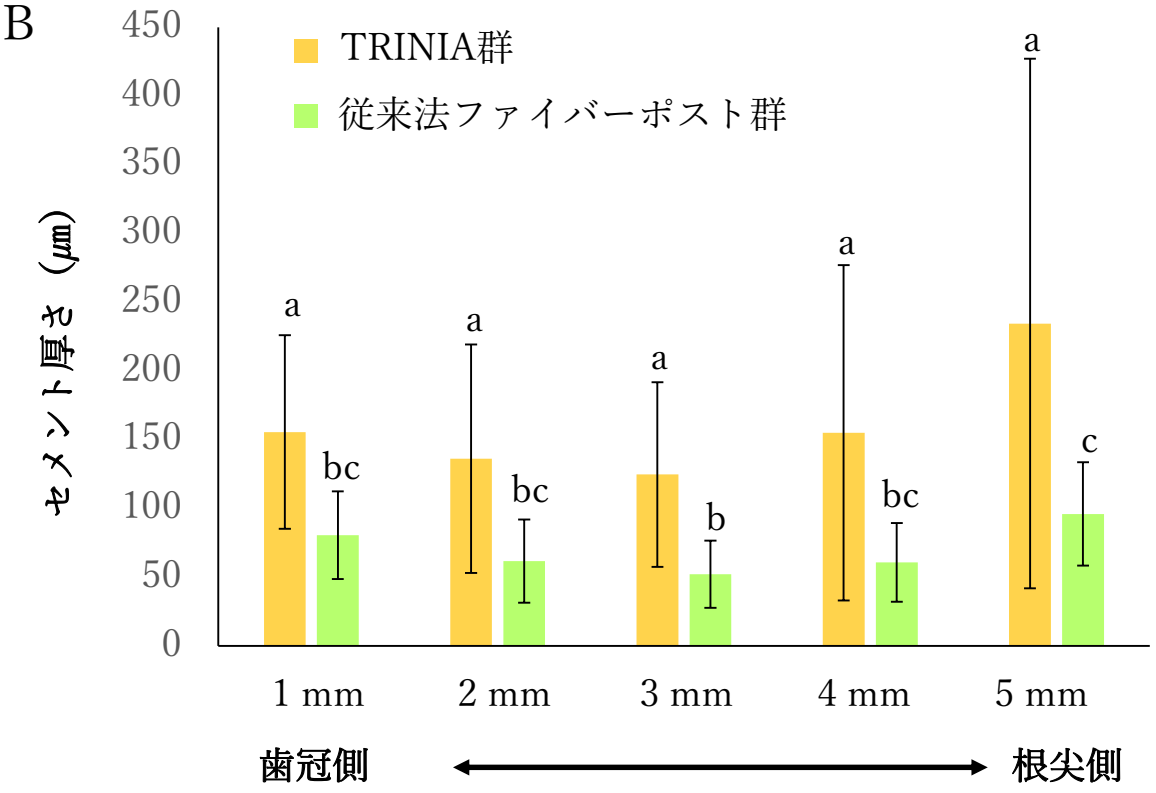


図12. ファイバー配合材料を用いて作製したポストコアと人工歯による適合試験

A :適合試験の代表的な実体顕微鏡像

B :適合試験, n=5

同一材料は, 一元配置分散分析法およびTukey's HSD法にて, 同一深さは, Student's *t*-testにて有意水準95 %で検定し, 平均±標準偏差として示した.

同一文字間に有意差を認めない.

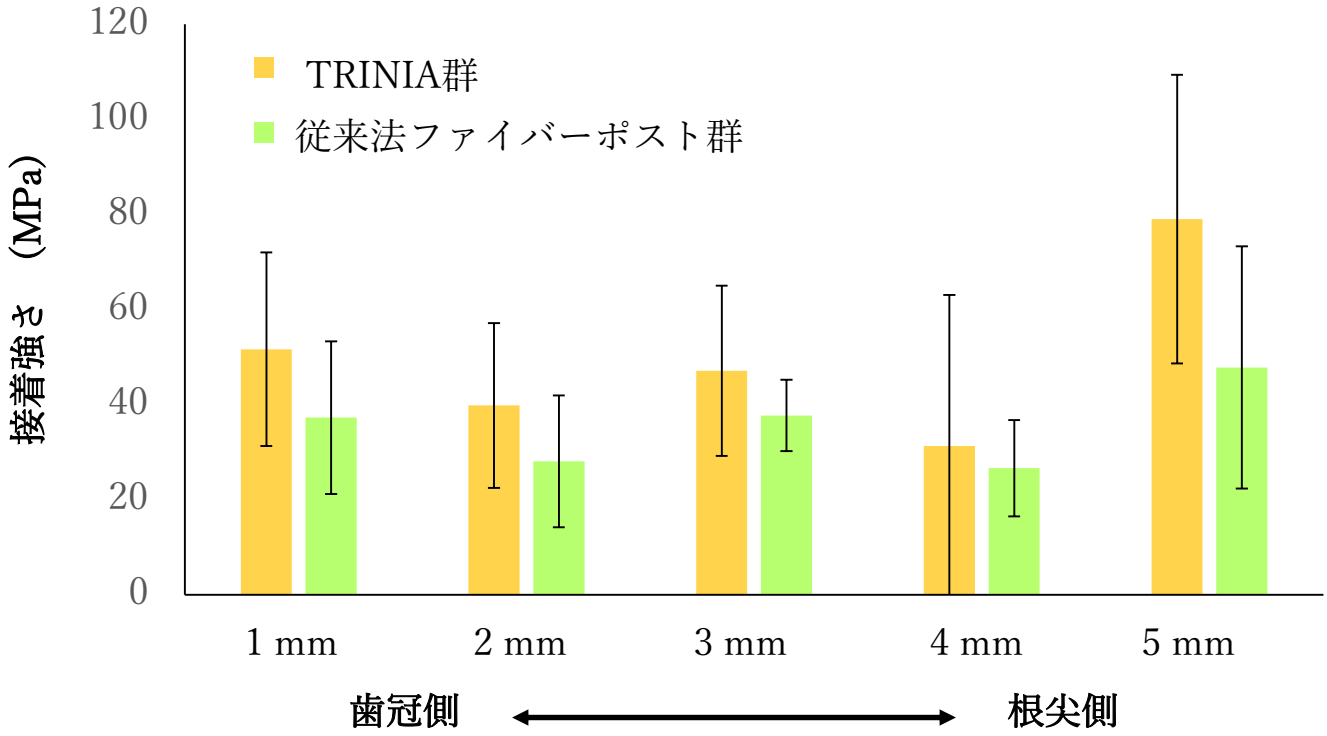


図13.ファイバー配合材料を用いて作製したポストコアとヒト歯根象牙質のせん断接着強さ

同一材料は, 一元配置分散分析法にて, 同一深さは, Student's *t*-testにて有意水準95 %で検定し, 平均±標準偏差として示した. いずれも有意差を認めなかった. n=4

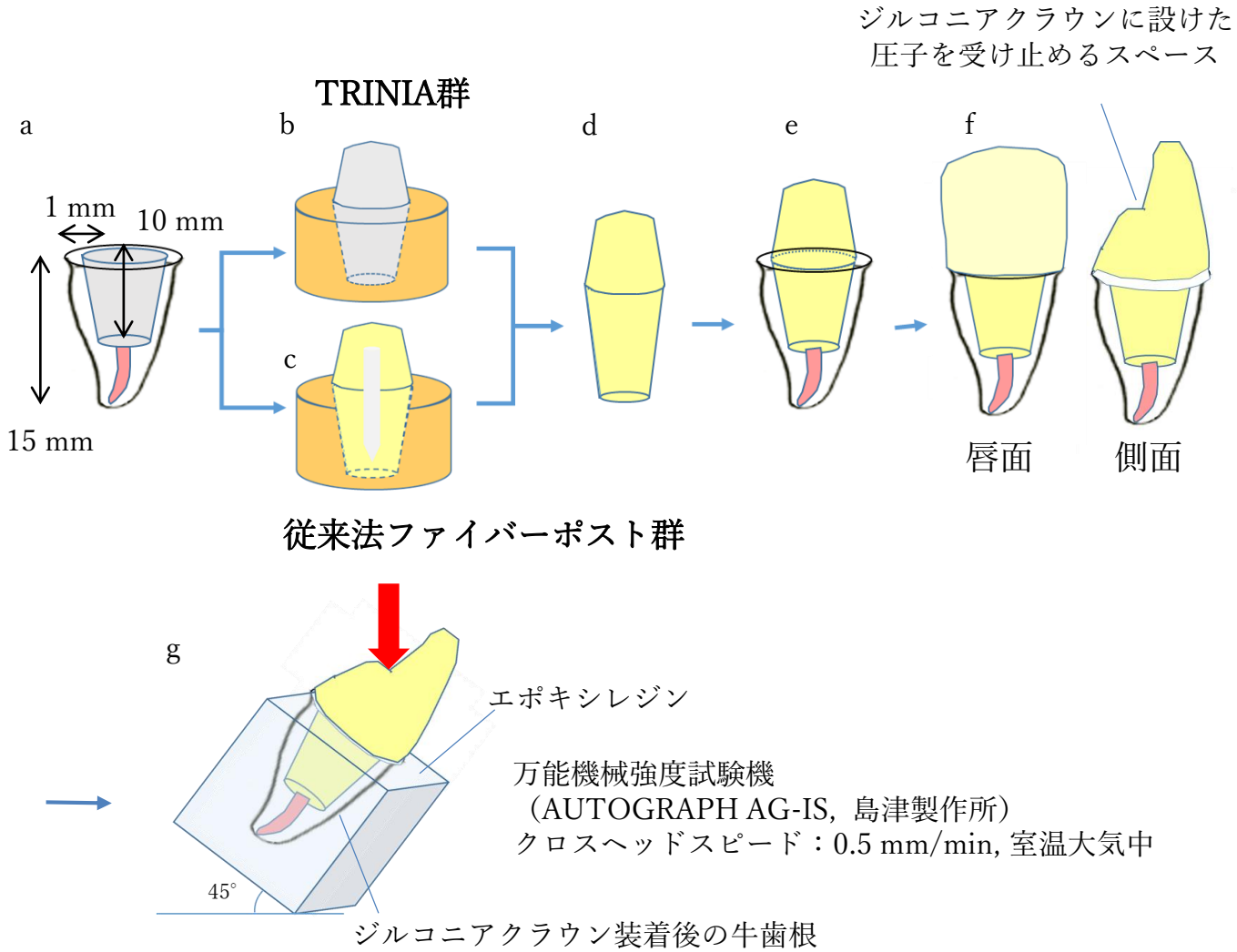
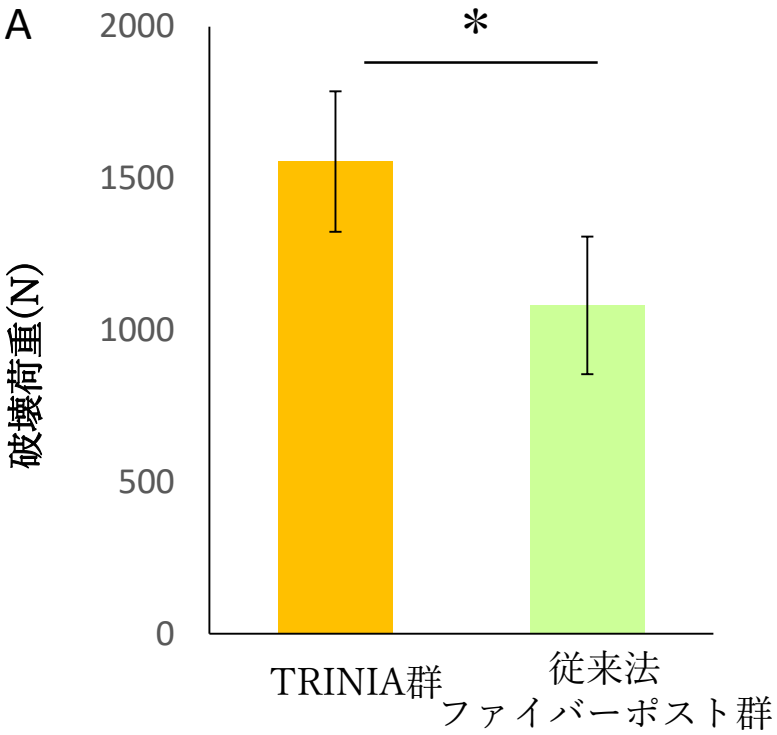


図14.ファイバー配合材料を用いて作製したポストコアと牛歯による圧縮試験の試料作製

a :牛歯根にタービンにてポスト孔を形成
b :TRINIA群レジンコア作製
c : 従来法ファイバーポスト群レジンコア作製
d:ポストコア表面をHCプライマー処理
e :ポストコアをレジセムにて牛歯根に接着
f :ジルコニアクラウンを装着
g:歯根部を付加型シリコーン印象材（デュプリコーン, 松風）にて覆った後,
エポキシレジン（NER-814, 日新EM）にて包埋

A



B

破壊様式	TRINIA群	従来法 ファイバーポスト群
歯頚部～中央部	8	3
中央部～根尖部	0	1
根尖部	0	4

図15.ファイバー配合材料を用いて作製したCAD/CAMポストコアとジルコニアクラウンにて修復した牛歯根の破壊抵抗性

A. 破壊荷重, Student's *t*-testにて有意水準95 %で検定(＊)し, 平均±標準偏差として示した. n=8

B.破壊様式

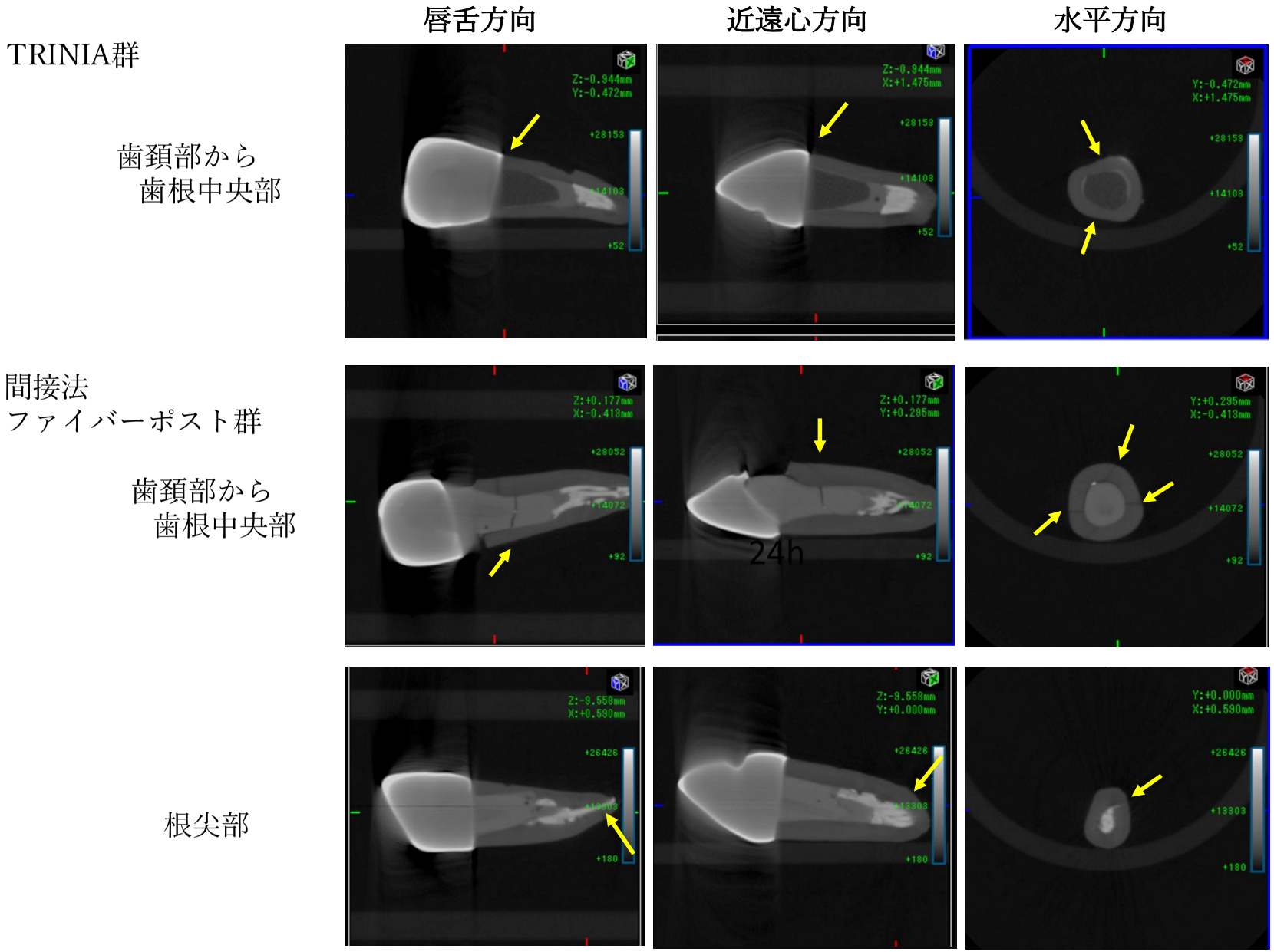


図16.ファイバー配合材料を用いて作製したポストコアと牛歯による破壊試験後ののマイクロCT画像