

Laporan Penelitian

Perbedaan efek penambahan *silane coupling agent* terhadap kekuatan fleksural *e-glass fiber non dental reinforced composite*: studi eksperimental

Aisya Putri Utami¹
Widya Puspa Sari²
Darmawangsa³

*Korespondensi:
widyapuspitasari@fkq.unbrah.ac.id

¹Program Studi Sarjana Kedokteran Gigi, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Baiturrahmah, Padang, Indonesia

²Departemen Biomaterial Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Baiturrahmah, Padang, Indonesia

³Departemen Konservasi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Baiturrahmah, Padang, Indonesia

Submisi: 18 September 2024

Revisi : 18 Oktober 2024

Penerimaan: 27 Oktober 2024

Publikasi Online: 31 Oktober 2024

DOI: [10.24198/pjdrs.v8i3.57887](https://doi.org/10.24198/pjdrs.v8i3.57887)

ABSTRAK

Pendahuluan: Salah satu bahan yang digunakan pada perawatan gigi tiruan cekat dalam praktik klinis adalah *porcelain fused to metal* (PFM) namun memiliki keterbatasan seperti estetikanya yang kurang, bahan metal yang menyebabkan hipersensitifitas pada pasien tertentu serta preparasi abutment yang cukup luas. Alternatif bahan yang dapat digunakan untuk gigi tiruan cekat adalah *fiber reinforced composite* (FRC) dengan *E-glass fiber dental* yang memiliki kelebihan seperti biokompatibilitas, estetik yang baik, serta mudah beradaptasi di lingkungan mulut. Kekuatan fleksural merupakan salah satu sifat mekanis dalam material kedokteran gigi agar tahan terhadap tekanan oklusal. Pengujian kekuatan fleksural ini sebagai gambaran komposit menerima beban pada saat aktivitas pengunyahan. Ketersediaan *E-glass fiber dental* di Indonesia masih terbatas dengan harga yang cukup mahal. *E-glass fiber non dental* secara umum telah digunakan dibidang teknik yang memiliki komposisi hampir sama dengan *E-glass fiber dental*. Tujuan dari penelitian ini untuk menganalisis perbedaan efek penambahan *silane coupling agent* terhadap kekuatan fleksural *E-glass fiber non dental reinforced composite*. **Metode:** Metode penelitian yang digunakan adalah metode eksperimental. Prosedur penelitian setiap kelompok diberi perlakuan berbeda, yaitu tanpa penambahan *silane*, penambahan *silane* 1 kali dan penambahan *silane* 2 kali lalu diuji dengan alat *universal testing machine* (UTM). Analisis data menggunakan uji *One Way Anova* dan dilanjutkan dengan uji *Post Hoc*. Hasil uji pada FRC dengan *fiber* yang diberi 2 kali *silane* memiliki kekuatan fleksural tertinggi dengan nilai 215,63 MPa. **Hasil:** *Fiber* tanpa *silane* memiliki nilai terendah dengan nilai 168,12 MPa. Hasil Uji *One Way ANOVA* memperoleh nilai sig <0,05 artinya ha diterima dan hasil uji *Post Hoc* memperoleh nilai sig <0,05 artinya terdapat perbedaan pada dua kelompok yang berbeda. **Simpulan:** terdapat perbedaan efek penambahan *silane coupling agent* terhadap kekuatan fleksural *E-glass fiber non dental Reinforced composite* dan diharapkan dapat menjadi alternatif pengganti *E-glass fiber dental* dengan kualitas yang baik dan harga yang terjangkau.

Kata Kunci: *e-glass fiber*, *fiber reinforced composite*, *silane coupling agent*, kekuatan fleksural

The effect of addition of *silane coupling agent* on the flexural strength of *e-glass fiber non dental reinforced composite*: study experimental

ABSTRACT

Introduction: One of the materials used in fixed denture treatment in clinical practice is *porcelain fused to metal* (PFM) but it has limitations such as poor aesthetics, metal materials that cause hypersensitivity in certain patients and fairly extensive abutment preparation. Alternative materials that can be used for fixed dentures are *fiber reinforced composite* (FRC) with *E-glass fiber dental* which has advantages such as biocompatibility, good aesthetics, and easy to adapt to the oral environment. Flexural strength is one of the mechanical properties in dental materials to withstand occlusal pressure. This flexural strength test is a description of the composite receiving loads during chewing activities. The availability of *E-glass fiber dental* in Indonesia is still limited with a fairly expensive price. *Non-dental E-glass fiber* has generally been used in the engineering field which has a composition almost the same as *E-glass fiber dental*. The purpose of this study was to analyze difference of effect of adding *silane coupling agent* on the flexural strength of *E-glass fiber non-dental reinforced composite*. **Methods:** The research method used was an experimental method. The data analysis was conducted using a one-way ANOVA test. The test results on FRC with fiber given 2 times *silane* have the highest flexural strength with a value of 215.63 MPa. **Results:** Fiber without *silane* has the lowest value with a value of 168.12 MPa. **Conclusion:** There is an effect of adding *silane coupling agent* on the flexural strength of *E-glass fiber non-dental Reinforced composite* and is expected to be an alternative to replace *E-glass fiber dental* with good quality and affordable price.

Keywords: *e-glass fiber*, *fiber reinforced composite*, *silane coupling agent*, flexural strength

Sitasi: Utami AP, Sari WP, Darmawangsa. Pengaruh penambahan *silane coupling agent* terhadap kekuatan fleksural *e-glass fiber non dental reinforced composite*: studi eksperimental. Padjadjaran Journal of Dental Researchers and Students. Publikasi 2024; 8(3): 345-353. DOI: [10.24198/pjdrs.v8i3.57887](https://doi.org/10.24198/pjdrs.v8i3.57887). Copyright: ©2024 by the authors. Submitted to Padjadjaran Journal of Dental Researchers and Students for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

PENDAHULUAN

Kehilangan satu atau lebih gigi permanen dapat mempengaruhi penampilan dan kesehatan seseorang.¹ Kehilangan gigi menurunkan fungsi bicara, pengunyahan, dan penelanan, yang mempengaruhi kualitas hidup seseorang dalam kaitannya dengan kesehatan mulut, kehilangan gigi berkorelasi dengan kepercayaan diri secara psikologis.^{2,3} Secara global, sebagian besar individu yang tidak memiliki gigi, terutama di kalangan orang tua, membutuhkan rehabilitasi.⁴ Kehilangan sebagian gigi dapat diganti dengan pilihan perawatan gigi tiruan cekat atau gigi tiruan lepasan berdasarkan jumlah gigi yang hilang.² Salah satu gigi tiruan cekat adalah gigi tiruan jembatan. Gigi tiruan jembatan digunakan secara permanen untuk menggantikan kehilangan satu atau lebih gigi.⁵

Porcelain fused to metal (PFM) merupakan salah satu bahan yang digunakan untuk gigi tiruan jembatan. Restorasi PFM mempunyai beberapa kelebihan seperti kekuatan dan daya tahan yang baik.⁶ Bahan PFM memiliki beberapa keterbatasan yaitu adanya warna logam yang dapat mempengaruhi warna porselen sehingga dari segi estetika nya berkurang, selain itu bahan metal yang dapat menyebabkan hipersensitivitas terhadap beberapa pasien tertentu dan memerlukan preparasi *abutment* yang cukup luas.^{7,8}

Bahan alternatif untuk perbaikan estetis pada kehilangan gigi anterior dapat dibuatkan gigi tiruan dengan menggunakan bahan *Fiber Reinforced Composite* (FRC).⁹ Bahan FRC adalah matriks monomer terpolimerisasi yang diisi dengan *glass fiber* yang tipis, yang terikat secara kimiawi pada matriks melalui jembatan *silane*. Konsep efek penguat dari pengisi *fiber* tergantung pada transfer tegangan dari polimer ke *fiber* dan peran masing-masing *fiber*. Keuntungan menggunakan FRC adalah memberikan estetika yang baik, tidak korosif, bebas logam, daya tahan tinggi, perawatan minimal invasif, memiliki sifat *adhesive* yang baik sehingga mampu berikatan dengan gigi penyangga, efek non-alergi dan biokompatibel.^{10,11}

Bahan FRC memiliki beberapa kekurangan dan yang paling umum adalah delaminasi yang merupakan salah satu jenis deformasi lapisan pada material komposit laminasi yang disebabkan oleh tegangan dan tekanan terus menerus pada material. Pembentukan area delaminasi ini pada material komposit dapat mengurangi kekuatan komposit secara signifikan selama pembebanan. Ketidaksempurnaan ini terjadi karena selama proses pembuatan atau pengaruh faktor eksternal selama masa kerja laminasi komposit, misalnya seperti benturan benda asing sehingga delaminasi dapat terjadi. Kegagalan ini juga terjadi karena tingginya tegangan interlaminar yang dihubungkan, biasanya dengan kekuatan tembus ketebalan yang paling rendah. Sifat mekaniknya relatif lebih rendah.¹²

Jenis *fiber* lainnya yaitu *carbon fiber*, *aramid fiber*, *polyethylene fiber*. *Glass fiber* menjadi salah satu yang sering digunakan dalam kedokteran gigi karena memiliki sifat estetika dan mekanik yang baik, hampir sebanding dengan dentin.¹³ *Glass fiber* tersedia dalam komposisi yang berbeda, yaitu *A-glass*, *C-glass*, *D-glass*, *S-glass*, *R-glass*, dan *E-glass*.¹¹ *E-glass fiber* merupakan serat penguat yang banyak digunakan dalam kedokteran gigi karena biokompatibel, bioaktif secara *in vitro*, serta bioadhesi pada struktur gigi.¹⁴ Komposisi *E-glass* terdiri dari *aluminoborosilikat glass* dengan kurang dari 1% *alkali oksida*. Komponen bahan kimia *E-glass* adalah 45% SiO₂, 12% Al₂O₃, 38% CaO, dan kurang dari 1% Na₂O+K₂O.¹¹

Ketersediaan *E-glass fiber dental* di Indonesia masih terbatas mengingat harga yang relatif mahal dan melalui pemesanan yang cukup lama, akan tetapi terdapat *E-glass fiber non dental* yang bisa menjadi alternatif karena telah banyak digunakan sebagai bahan untuk pesawat terbang, industri otomotif, alat elektronik, peralatan

rumah tangga dan dekorasi interior dan untuk beberapa struktur lainnya.^{15,16} Menurut penelitian Sari *et al.*,¹⁶ yang menggunakan uji XRF: terlihat bahwa komposisi *E-glass non dental* terdiri atas 39% SiO₂, 8% Al₂O₃, 46% CaO, dan kurang dari 1% Na₂O + K₂O yang hampir sama dengan komposisi *E-glass fiber dental*. Dengan komposisi yang hampir sama tersebut, diharapkan bahwa *E-glass non dental* dapat digunakan sebagai alternatif pilihan pengganti *glass fiber dental* pada aplikasi di Kedokteran Gigi.¹⁵

Kekuatan fleksural juga didefinisikan sebagai kemampuan suatu material untuk menahan kombinasi beberapa tekanan, yaitu tekanan tarik (*tensile stress*), tekanan kompresif (*compressive stress*), dan tekanan geser (*shear stress*).¹⁷ Penelitian Sari *et al.*,¹⁸ membuktikan bahwa *glass fiber non dental* memiliki kekuatan fleksural lebih tinggi dari *E-glass fiber dental*, sehingga *glass fiber non dental* kemungkinan dapat menjadi alternatif dalam pembuatan *fiber reinforced composite* di kedokteran gigi.

Faktor yang dapat mempengaruhi sifat mekanik *fiber reinforced composite* yaitu: kuantitas *fiber*, posisi *fiber*, arah *fiber*, serta adhesi *fiber* terhadap matriks komposit.¹⁹ Adhesi *glass fiber* merupakan salah satu aspek yang paling penting dalam kedokteran gigi. Adhesi dapat ditingkatkan melalui mekanisme yang berbeda, paling sering dengan modifikasi kimia dan mekanik permukaan gigi.²⁰ Salah satunya adalah penggunaan *Silane Coupling Agent* yang dapat mengubah sifat permukaan material, yang dimodifikasi melalui gugus fungsi organik dari *silane* tertentu.

Tujuan dari modifikasi tersebut adalah untuk meningkatkan daya rekat pada bahan organik.²¹ *Silane* menciptakan ikatan yang kuat antara zat organik (resin) dan zat anorganik (*fiber*, logam dan pengisi) melalui dua kelompok fungsional.²² Tujuan penelitian ini adalah untuk menganalisis perbedaan efek penambahan *silane coupling agent* terhadap kekuatan fleksural *E-glass fiber non dental resin composite*

METODE

Jenis penelitian yang digunakan dalam penelitian adalah penelitian kuantitatif dengan metode eksperimental laboratoris. Kriteria sampel adalah balok *Fiber Reinforced Composite* jenis *E-glass fiber non dental* dengan penambahan *silane coupling agent*. Penentuan sampel pada penelitian ini dengan metode *purposive sampling* yaitu teknik penentuan sampel dengan pertimbangan atau kriteria-kriteria tertentu. Pengambilan sampel pada penelitian ini dengan metode *purposive sampling* yaitu teknik penentuan sampel dengan menggunakan rumus Federer.

Berdasarkan rumus Federer dengan Rumus $(n-1)(t-1) \geq 15$, yang mana T= Jumlah kelompok 3 dan N = Jumlah sampel, sehingga didapatkan $(n-1)(4-1) \geq 15 \rightarrow 3(n-1) \geq 15 \rightarrow n \geq 6$, yang menyatakan terjadinya 6 kali pengulangan pada sampel.

Alat penelitian berupa neraca digital elektronik dengan ketelitian 0,01 mg untuk menimbang berat sampel (KERN & Sohn GmbH), gunting untuk memotong *fiber*, cetakan (*mould*) dengan ukuran 25 mm x 2 mm x 2 mm, *glass plate* untuk alas dalam pembuatan sampel, *plastic filling instrument* untuk merapikan dan meratakan matriks resin *composite*, *pinset* untuk meletakkan *fiber* pada posisi yang diinginkan dalam cetakan, mikro pipet untuk mengambil *silane* sesuai dengan volume yang dibutuhkan (1-10 µl) (Comecta), *LED (light curing unit)* (LED B⁺, woodpecker⁺, China) untuk polimerisasi, inkubator untuk menyimpan *fiber reinforced Composite* dalam suhu 37°C (Gallenkamp⁺, UK), *desiccator* untuk menyimpan *fiber* dan sampel (DSGL 150⁺, The Lab Depot, Inc.), *centrifuge tube* (15 ml, iwaki, Jepang) untuk tempat/wadah perendaman sampel, *Universal Testing Machine* (UTM) sebagai alat uji kekuatan fleksural dan kipas elektrik untuk mengeringkan sampel setelah direndam.

Bahan penelitian yang digunakan berupa : *E-glass fiber non dental Chopped Strand Mat 450/1040* Jiangsu, China; *flowable composite 3M ESPE FiltekTM Z350 XT*, Jerman; *silane coupling agent Monobond S*, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein; *celluloid strip* untuk alas dalam pembuatan sampel, *microbrush* untuk mengambil *silane* pada *fiber*; *aluminium foil* untuk menutup cetakan, tisu atau kertas penyerap untuk mengeringkan air pada sampel, masker dan sarung tangan serta benang jahit untuk mengikat sampel pada *conical tube* ditengahnya dengan kecepatan konstan hingga terjadinya fraktur. Monitor akan memunculkan suatu angka (P) yang merupakan tekanan maksimal yang dapat diterima oleh sampel. Selanjutnya data pengukuran yang diperoleh dimasukkan ke dalam rumus dan setelah itu hasilnya dianalisis secara statistik dengan uji ANOVA.²⁴

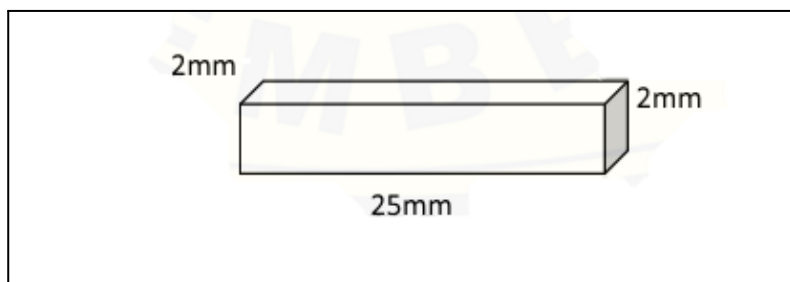
Prosedur Kerja terdiri dari 4 tahap, yaitu pertama pemotongan *fiber* dan penghitungan volumetrik *fiber*. *Glass fiber* diukur sepanjang 24 mm dan digunting, setelahnya ditimbang menggunakan neraca digital sebanyak 6,3 mg untuk menentukan berat *fiber* yang dimasukkan ke dalam sampel. Sebelum diaplikasikan, *fiber* disimpan di dalam *desiccator* selama 24 jam. Hasil pengukuran adalah berat 1 bundel *E-glass fiber dental* (Wf) = 6,3 mg, berat sampel/resin tanpa *fiber* (Wr) = 203,5 mg, volume = 100 mm³.

Selanjutnya pada tahap kedua yaitu pengelompokan sampel terdiri dari 4 kelompok, yaitu yang pertama kelompok kontrol positif *E-glass fiber dental Reinforced Composite* dengan penambahan *silane coupling agent* 1 kali usap, kedua kelompok 1 (K1) *E-glass fiber non dental Reinforced Composite* tanpa penambahan *silane coupling agent*, ketiga kelompok 2 (K2) *E-glass fiber non dental Reinforced Composite* dengan penambahan *silane coupling agent* 1 kali, dan kelompok terakhir kelompok 3 (K3) *E-glass fiber non dental Reinforced Composite* dengan penambahan *silane coupling agent* 2 kali.

Tahap ketiga dilakukan pembuatan sampel. Pada tahap ini dilakukan Cetakan *mould* diberi penanda pada tinggi 0,5 mm untuk perlekatan resin. Injeksikan *flowable composite* ke dalam *mould* sampai batas penanda. *Glass fiber* disilanisasi (*silane* diambil dengan mikropipet sebanyak 1,7µl). Diamkan selama 1 menit dan selanjutnya dikeringkan dengan kipas elektrik selama 1 menit. Selanjutnya, *glass fiber* dimasukkan ke dalam semua cetakan sampel. Kemudian dilapisi dengan *flowable composite* hingga seluruh permukaan. *Fiber* tertutup resin dan *mould* terisi penuh.

Permukaan *Fiber Reinforced Composite* ditutup dengan *celluloid strip* yang diatasnya diletakkan *aluminum foil* dan dibagi 3 area sesuai jarak yang bisa ditembus sinar, dan dilanjutkan dengan penyinaran menggunakan LED *light curing* tegak lurus terhadap sampel penelitian dengan jarak sedekat mungkin selama 20 detik, dengan panjang gelombang antara 460-490 nm, dan intensitas cahaya 300 mW/cm². Setelah penyinaran selesai sampel dikeluarkan dari cetakan seperti pada gambar 1.

Finishing dengan menggunakan *silicone bur*. Sampel direndam dalam 15 ml saliva buatan menggunakan tabung kecil yang telah dilubangi tutupnya menggunakan jarum jahit, kemudian diikat pada sampel. Setelah panjang benang mencapai 80 mm, sisa benang ditempelkan pada tutup *conical tube* dengan menggunakan isolasi. Sampel yang telah dibuat direndam dalam saliva buatan pada suhu 37°C selama 24 jam. Selanjutnya sampel dikeluarkan dari *conical tube* lalu keringkan dengan menggunakan tisu dan dibiarkan di suhu ruangan selama 30 menit.²³



Gambar 1. Contoh sampel

Tahap keempat dilakukan uji kekuatan fleksural. Pada tahap ini sampel dilakukan uji kekuatan fleksural dengan menggunakan alat *Universal Testing Machine* (UTM). Uji ini dilakukan dengan cara meletakkan spesimen melintang pada papan penyangga dengan jarak tumpuan 20 mm (L) dapat dilihat pada gambar 2, kemudian pada sumbu vertikal diberikan gaya tepat.



Gambar 2. Pengujian pada sampel

Cara perhitungan kekuatan fleksural digunakan rumus sebagai berikut : ²⁵

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bd^2}$$

Keterangan:

σ = modulus of rupture atau kekuatan fleksural (MPa atau N/mm²)

F = beban maksimal yang diberikan sebelum benda patah (N)

L = panjang tumpuan/penyangga (mm)

b = lebar spesimen (mm)

d = panjang spesimen (mm)

Analisis bivariat menggunakan program SPSS. Uji normalitas hasil penelitian (data primer) dilakukan menggunakan *Saphiro-Wilk* untuk mengetahui apakah data berdistribusi normal. Selanjutnya dilakukan uji homogenitas menggunakan uji *Levene's Test*. Data penelitian yang didapat kemudian dilakukan uji statistic berupa uji *One Way ANOVA*. Uji *One Way ANOVA* untuk mengetahui ada tidaknya perbedaan pada setiap kelompok perlakuan. Jika terdapat perbedaan maka dilanjutkan menggunakan uji *Post Hoc* untuk memperlihatkan adanya perbedaan rata-rata. Jika data tidak berdistribusi normal maka digunakan uji *Kruskal Wallis*.

HASIL

Sampel yang terdiri dari 4 kelompok dilakukan uji kekuatan fleksural menggunakan alat *Universal Testing Machine*. Tabel 1 dapat dilihat rerata dan standar deviasi kekuatan fleksural untuk masing-masing kelompok sampel.

Tabel 1. Hasil rerata kekuatan fleksural *E-glass fiber non dental* dan *E-glass fiber non dental reinforced composite* yang tanpa *silane*, diberi *silane* 1 kali dan diberi *silane* 2 kali

NO.	Sampel	Standar Deviasi	Rerata Kekuatan Fleksural (MPa)
1	<i>E-glass fiber non dental Reinforced Composite</i> tanpa penambahan <i>Silane Coupling Agent</i>	1,32037	168,12
2	<i>E-glass fiber non dental Reinforced Composite</i> penambahan <i>Silane Coupling Agent</i> 1 kali	1,51431	182,68
3	<i>E-glass fiber non dental Reinforced Composite</i> penambahan <i>Silane Coupling Agent</i> 2 kali	1,02264	215,63
4	<i>E-glass fiber dental Reinforced Composite</i> penambahan <i>Silane Coupling Agent</i> 1 kali	1,20063	172,86

Dari tabel 1 terlihat bahwa nilai rerata kekuatan fleksural paling tinggi terdapat pada kelompok *E-glass fiber non dental* 2 kali *silane*, sedangkan nilai kekuatan fleksural yang paling rendah pada kelompok *E-glass fiber non dental* tanpa *silane*. Data hasil percobaan selanjutnya dianalisis secara statistik menggunakan program SPSS menggunakan uji *One Way ANOVA* untuk melihat apakah terdapat pengaruh penambahan *silane coupling agent* terhadap kekuatan fleksural *E-glass fiber non dental reinforced composite*.

Syarat untuk melakukan uji *One Way ANOVA* adalah distribusi data harus normal. Untuk mengetahui apakah data berdistribusi normal atau tidak dilakukan uji normalitas menggunakan uji *Shapiro Wilk* dan uji homogenitas menggunakan *Leven's test* untuk menentukan dua atau lebih kelompok data yang mempunyai varians yang sama atau tidak. Hasil menunjukkan memenuhi syarat distribusi normal dan homogenitas dan dilanjutkan pengujian *One Way Anova*.

Tabel 4. Hasil Uji *One Way Anova* pengaruh penambahan *silane coupling agent* terhadap kekuatan fleksural *E-glass fiber non dental reinforced composite*.

No	Variabel	P Value	Batas Sig	Kesimpulan
1	Kekuatan fleksural	0,000	0,05	Ha diterima

Tabel 4 menunjukkan hasil uji *One Way Anova* dengan perolehan sig <0,05 yang artinya bahwa ha diterima atau terdapat pengaruh pada semua kelompok, selanjutnya dilakukan uji *Post Hoc* dengan uji LSD untuk melihat perbedaan antara 2 kelompok.

Tabel 5. Hasil Uji *Post Hoc* pengaruh penambahan *silane coupling agent* terhadap kekuatan fleksural *E-glass fiber non dental reinforced composite*.

Sampel	Nilai p	Keterangan
Tanpa <i>silane</i> - 1 kali <i>silane</i>	0,0001	Signifikan
Tanpa <i>silane</i> - 2 kali <i>silane</i>	0,0001	Signifikan
1 kali <i>silane</i> - 2 kali <i>silane</i>	0,0001	Signifikan

Hasil Uji *Post Hoc* pengaruh penambahan *silane coupling agent* terhadap kekuatan fleksural *E-glass fiber non dental reinforced composite*. Hasil tabel 5 untuk uji *Post Hoc* dengan uji LSD diperoleh nilai sig <0,05 artinya terdapat perbedaan pada dua kelompok yang berbeda.

PEMBAHASAN

Kekuatan fleksural tertinggi pada kelompok 2 kali *silane* disebabkan karena *silane* dapat berperan sebagai pembentuk ikatan kimia untuk terhubung ke substrat yang berbeda, dalam penelitian ini adalah antara bahan anorganik dan organik.²⁶ Penelitian yang dilakukan oleh imam *et al.*,²⁷ juga membuktikan hasil yang sama yaitu perlakuan 2 kali *silane* lebih tinggi dari kelompok 1 kali *silane* dan tanpa *silane*. Ikatan yang terbentuk antara gugus hidroksil pada *fiber* dan *silanyl* pada matrik serta kelompok *alkoxyl*, akan meningkatkan ikatan pada permukaan *fiber* dan matriks. *Silane coupling agent* adalah zat kimia tambahan dengan *silicon-based* yang terdiri dari 2 tipe reaktif (anorganik dan organik). Struktur umumnya adalah $(RO)_3SiCH_2CH_2CH_2-X$. RO adalah kelompok terhidrolisis seperti *methoxy*, *ethoxy* atau *acethoxy*, sedangkan X adalah kelompok organo-fungsional seperti *amino*, *metacryloxy*, *epoxy* dan lainnya.²⁷

Kekuatan fleksural paling rendah didapatkan pada kelompok tanpa *silane*. Hal ini disebabkan karena kurangnya ikatan yang tepat antara bahan pengisi dan matrik resin.²⁸ *Glass fiber* yang tidak diberi *silane*, memiliki energi permukaan yang rendah. Semakin rendah energi permukaan, semakin rendah daya rekat material. *Glass fiber* tanpa tambahan *silane* juga dapat menjadi titik awal terjadinya retakan pada FRC yang menyebabkan masuknya air.²⁹ Air yang masuk kedalam matrik resin melalui ruang antara molekul, dapat menyebabkan peregangan matriks yang dapat menurunkan sifat komposit resin. Hal ini terjadi, juga karena matriks resin memiliki sifat hidrofilik atau mampu menyerap air.²³

Kelompok yang menggunakan *E-glass fiber non dental* 1 kali *silane* lebih tinggi dari pada *E-glass fiber dental* 1 kali *silane*. Hal ini disebabkan karena perbedaan komposisi antar keduanya. Penelitian Sari *et al.*, pada tahun 2022 bahwa menyatakan bahwa *E-glass fiber non dental* memiliki kandungan TiO_2 (0,99%) dan ZrO_2 (0,05%), sedangkan pada *E-glass fiber dental* TiO_2 (0%) dan ZrO_2 (0%).³⁰ Hal ini sesuai dengan hasil yang dilakukan oleh peneliti. Senyawa TiO_2 ini dapat berfungsi meningkatkan hidrofobisitas permukaan, memiliki sifat antibakteri, meningkatkan sifat mekanik³¹ serta digunakan sebagai material tahan korosi dan aus.

Ketahanan korosi pada sampel membuktikan potensi TiO_2 sebagai penghambat korositas, meningkatkan kekerasan agar tidak mudah patah sehingga meningkatkan kinerjanya dalam berbagai aplikasi.³² Senyawa ZrO_2 memiliki berbagai sifat menguntungkan seperti ketangguhan dan kekuatan mekanik yang sangat baik, ketahanan terhadap abrasi, ketahanan terhadap korosi dan meningkatkan biokompatibilitas.⁶ Senyawa ini memiliki struktur mikro dengan ukuran butiran yang halus untuk meningkatkan sifat mekanis dan penurunan porositas.³³

Hasil uji *One Way Anova* pada tabel 4, dengan perolehan nilai $p < 0,05$ menunjukkan bahwa H_a diterima atau terdapat perbedaan pada semua kelompok. Hal ini menunjukkan bahwa dengan volume *silane* yang berbeda pada setiap kelompok dapat menghasilkan kekuatan fleksural yang berbeda pada *E-glass fiber non dental*. *Fiber* memiliki keterbatasan sulitnya untuk melekat pada matriks resin, sehingga dibutuhkan *silane coupling agent* sebagai pengikat antara *fiber* dan matriks resin. Penggunaan *silane coupling agent* merubah permukaan fiber yang hidrofobik sehingga mampu mengikat polimer dengan baik.²⁷

Silane merupakan senyawa yang terdiri dari *silicon* dan hidrogen. *Silane* memiliki kemampuan untuk merekatkan bahan anorganik seperti resin, logam, dan oksida logam. Mekanisme perlekatan pada gugus struktur *silane* yang bereaksi dengan resin²⁷, terjadi karena bahan ini akan membentuk ikatan *siloxane* dengan gugus hidroksil permukaan *glass fiber*. Gugus organofungsional *silane* akan bereaksi dengan gugus fungsional pada matriks polimer sehingga kekuatan pelekatan antara *glass fiber* dan matriks polimer meningkat.²⁹ Silika akan direduksi menjadi *silicon* yang bereaksi dengan hidrogen *klorida* menghasilkan *triklorosilan* (HSiCl_3). *Triklorosilan* akan bereaksi dengan alkena dan akhirnya diikuti oleh *alkokholisis*, yaitu bereaksi dengan alkohol, membentuk *silane* yang berfungsi.³⁴

Faktor yang mempengaruhi kerja *silane coupling agent* adalah volume *silane* yang sesuai. Penambahan volume *silane* yang tepat dapat memberikan ikatan yang baik antara komposit dengan *fiber*, menurunkan penyerapan air pada *fiber*, dan merubah sifat hidrofilik menjadi hidrofobik pada *fiber*.³⁵ Reaksi kondensasi antara gugus *silanol* dan molekul anorganik seperti *glass fiber* akan mengakibatkan peningkatan kekuatan ikatan tambahan dan penyerapan air yang lebih sedikit.¹⁴ Pemberian *silane* dengan jumlah yang tepat diperlukan untuk meningkatkan daya rekat antar permukaan bahan pengisi dan matriks resin.³⁶

Hasil uji *Post Hoc* pada tabel 5, diperoleh nilai $p < 0,05$. Hal ini berarti bahwa terdapat perbedaan signifikan pada dua kelompok yang berbeda. Menurut penelitian Faizah pada tahun 2022, terdapat pengaruh jumlah aplikasi *silane coupling agent* terhadap sifat mekanik FRC. Pada kelompok 2 kali *silane*, nilainya lebih tinggi dari pada 1 kali *silane*. Hal ini sesuai dengan hasil yang dilakukan oleh peneliti yang menyatakan kelompok 2 kali *silane* lebih tinggi dibandingkan 1 kali *silane*. *Silane* yang tidak menyelimuti *fiber* secara menyeluruh menyebabkan terjadinya penurunan kekuatan tarik. Rendahnya kekuatan tarik pada konsentrasi ini dikarenakan semakin tingginya konsentrasi *silane coupling agent*, yang mengakibatkan penyebaran matrik pada *fiber* tidak merata. Pengumpulan matriks menyebabkan transfer beban dari matrik ke *fiber* atau sebaliknya terhambat.³⁵

Kelompok 2 kali *silane* memiliki kekuatan fleksural lebih tinggi disebabkan karena dengan penambahan volume *silane* yang tepat dapat memberikan ikatan yang baik antara komposit dengan *fiber*, menurunkan penyerapan air pada *fiber*, dan merubah sifat hidrofilik menjadi hidrofobik pada *fiber*. Aplikasi volume *silane* yang tepat dapat meningkatkan sifat mekanis dan sifat fisik serta memberikan kestabilan hidrolitik sehingga air tidak dapat menembus ke dalam FRC.¹⁵ Adhesi yang baik antara *fiber* dan matriks berarti beban ditransfer dengan baik dari *fiber* ke matriks dan sebaliknya. Beban yang diterapkan akan diserap oleh *fiber* dan matriks secara bersamaan. Ikatan yang kuat antara *fiber* dan matriks memastikan bahwa tegangan yang diterapkan pada komposit akan diteruskan secara bersamaan oleh *fiber* dan matriks hingga komposit tersebut rusak. Ikatan yang lebih kuat menghasilkan kekuatan fleksural yang lebih tinggi dan *strain* komposit yang lebih pendek. Hal ini terjadi karena ikatan tersebut mencegah matriks meregang terlalu banyak sebelum putus.³⁵

Kelompok 1 kali *silane*, jumlah aplikasi *silane* harus tepat perbandingannya dengan berat *fiber* karena apabila semakin tebal *fiber* yang digunakan maka *silane* tidak mampu membasahi *fiber* dengan sempurna. Kelompok tanpa *silane* memiliki energi permukaan rendah sehingga menyebabkan kemampuan adhesi material tersebut menjadi rendah dan hal ini sebagai titik awal keretakan FRC.¹⁵

Komposit memiliki sifat mudah menyerap air dari lingkungan sekitarnya. Dengan adanya kandungan air didalamnya, maka *fiber* cukup sulit berikatan dengan matriks.²⁷ Ikatan lemah akan menyebabkan ikatan antara *fiber* dan matriks putus sebelum *fiber* atau matriks hancur pada saat beban diterapkan.

Selanjutnya beban tersebut diterima secara terpisah oleh matriks dan *fiber* karena matriks lebih lemah dari *fiber*. Pada awalnya, tegangan akan diserap oleh matriks dan dipecah sebelum dapat ditransfer ke *fiber*. Beban gabungan yang ditahan oleh matriks menyebabkan renggangan yang terjadi menjadi lebih panjang. Sifat elastis matriks menyebabkan material komposit dapat menahan beban besar sebelum mengalami patah.³⁵

Molekul air yang terserap menyebabkan degradasi resin komposit melalui 2 mekanisme. Pertama, molekul air yang terserap berdifusi ke dalam rantai polimer dan mengisi ruang kosong di antara rantai tersebut. Ikatan polimer akan melunak dan merenggang dan selanjutnya monomer akan terlepas. Kedua, molekul air juga menyebabkan degradasi ikatan siloksan (ikatan antara gugus silanol pada permukaan *silika* dan *silane coupling agent*) melalui reaksi hidrolisis.²³ Tidak adanya *silane*, interaksi antar permukaan lebih sedikit antara partikel anorganik hidrofilik dan monomer organik hidrofobik.

SIMPULAN

Terdapat perbedaan efek penambahan *silane coupling agent* terhadap kekuatan fleksural *E-glass fiber non dental reinforced composite*. Kekuatan fleksural tertinggi pada perlakuan 2 kali *silane coupling agent*. Penggunaan *E-glass fiber non dental* menunjukkan kekuatan fleksural yang baik, dan diharapkan dapat menjadi alternatif pengganti *E-glass fiber dental* dengan kualitas yang baik dan harga yang terjangkau. Implikasi klinis penelitian adalah adanya manfaat untuk pengembangan material gigi tiruan cekat yang memiliki sifat mekanis dan struktural yang optimal melalui pendekatan kuantitatif dengan perlakuan tanpa *silane*, 1 kali *silane* dan 2 kali *silane*, sehingga dapat memberikan landasan yang kuat untuk memahami perubahan sifat kekuatan fleksural komposit, informasi yang objektif dan terukur.

Kontribusi penulis: "Konseptualisasi, U.A.P dan S.W.P; metodologi, U.A.P.; perangkat lunak, U.A.P; dan S.W.P validasi, U.A.P dan S.W.P; dan D; analisis formal, S.W.P; investigasi, S.W.P; sumber daya, S.W.P dan D.; kurasi data, U.A.P; dan S.W.P; penulisan penyusunan draft awal, U.A.P; dan S.W.P; penulisan tinjauan

dan penyuntingan, U.A.P; dan S.W.P; visualisasi, U.A.P; dan S.W.P; supervisi, U.A.P; dan S.W.P; administrasi proyek, U.A.P; dan S.W.P; perolehan pendanaan, U.A.P; dan S.W.P Semua penulis telah membaca dan menyetujui versi naskah yang diterbitkan."

Pendanaan: Dukungan Universitas baiturrahmah untuk dana publikasi.

Persetujuan Etik: Penelitian tidak menggunakan makhluk hidup sehingga tidak memerlukan persetujuan etik

Pernyataan Ketersediaan Data: Ketersediaan data penelitian akan diberikan seijin semua peneliti melalui email korespondensi dengan memperhatikan etika dalam penelitian

Konflik Kepentingan: Penulis menyatakan tidak ada konflik kepentingan

DAFTAR PUSTAKA

- Jayaraman S, Singh BP, Ramanathan B, Pazhaniappan PM, Macdonald L, Kirubakaran R. Final-impression techniques and materials for making complete and removable partial dentures. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2024; 13(5): 111-7. DOI: [10.1002/14651858.CD012256.pub2](https://doi.org/10.1002/14651858.CD012256.pub2)
- Sinamo S, Caesarina D, Maghfira V, Halim S. Laporan kasus: Gigi tiruan cekat. *Prima Journal of Oral and Dental Sciences* 5(1), 2022. pp. 63–8. DOI: [10.34012/primajods.v5i1.2879](https://doi.org/10.34012/primajods.v5i1.2879)
- Olawale D, Ogunrinde TJ, Dosumu OO, Ajayi DM, Olawale O. Pengaruh Ridge Height Terhadap Retensi Gigi Akrilik dan fleksibel Pada Pasien Dengan Edentulous Lengkap Maxillary Arch: Studi Pilot. *Ann Ib Postgrad Med*. 2022 Dec; 20(2): 151-159.
- Soboleva U, Rogovska I. Edentulous patient satisfaction with conventional complete dentures. *medicina (kaunas)*. 2022 Feb 24;58(3):344. doi: 10.3390/medicina58030344. DOI: [10.3390/medicina58030344](https://doi.org/10.3390/medicina58030344).
- King PA, Foster LV, Yates RJ, Newcombe RG, Garrett MJ. Survival characteristics of 771 resin-retained bridges provided at a UK dental teaching hospital. *British Dent J*. 2015; 218(7): 423–8. DOI: [10.1038/sj.bdj.2015.250](https://doi.org/10.1038/sj.bdj.2015.250).
- Newaskar PS, Sonkesriya S, Singh R, Palekar U, Bagde H, Dhopte A. Evaluation and Comparison of Five-Year Survival of Tooth-Supported Porcelain Fused to Metal and All-Ceramic Multiple Unit Fixed Prostheses: A Systematic Review. *Cureus*. 2022; 14(10): e30338. DOI: [10.7759/cureus.30338](https://doi.org/10.7759/cureus.30338)
- Porcelain-Fused-to-Metal Crowns versus All-ceramic Crowns: A Review of the Clinical and Cost-Effectiveness [Internet]. Ottawa (ON): Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health; 2015 May 29. PMID: 26180882.
- McCabe JF, Walss AWG. *Applied Dental Materials*. Jakarta: Penerbit Buku Kedokteran. 2014.
- Santoso B, Indrastuti M, Tjahjanti MTE. Gigi Tiruan Cekat dengan Fiber-Reinforced Composites pada Kehilangan Gigi Anterior dengan Space Menyempit. *Majalah Kedokteran Gigi Indonesia*. 2011;18(1):48–52. DOI: [10.22146/maikedgiind.16477](https://doi.org/10.22146/maikedgiind.16477)
- Janani K, Khandelwal A, Palanivelu A, Ajitha P. Fiber-reinforced composite in dentistry-A review. In *Drug Invention Today* (Vol.13). <https://www.researchgate.net/publication/351577047>. 2020. h.1
- Safwat EM, Khater AGA, Abd-Elsatar AG. et al. Glass fiber-reinforced composites in dentistry. *Bull Natl Res Cent* 45, 190 (2021). DOI: [10.1186/s42269-021-00650-7](https://doi.org/10.1186/s42269-021-00650-7).
- Suriani MJ, Rapi HZ, Ilyas RA, Petru M, Sapuan SM. Delamination and manufacturing defects in natural fiber-reinforced hybrid composite: A review. *Polymers*. 2021;13(8):1323. DOI: [10.3390/polym13081323](https://doi.org/10.3390/polym13081323)
- Prashanth S, Subbaya KM, Nithin K, Sachidananda S. Fiber Reinforced Composites - A Review. *Journal of Material Science & Engineering*. 2017; 06(03). DOI: [10.4172/2169-0022.1000341](https://doi.org/10.4172/2169-0022.1000341).
- Khan AS, Azam MT, Khan M, Mian SA, Ur Rehman I. An update on glass fiber dental restorative composites: a systematic review. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2015; 47: 26-39. DOI: [10.1016/j.msec.2014.11.015](https://doi.org/10.1016/j.msec.2014.11.015).
- Faizah, A., Widjijono, W., & Nuryono, N. Pengaruh komposisi beberapa glass fiber non dental terhadap kelarutan komponen fiber reinforced composites. *Majalah Kedokteran Gigi Indonesia*. 2016; 2(1): 13. DOI: [10.22146/maikedgiind.11249](https://doi.org/10.22146/maikedgiind.11249).
- Zhu, L, Wang Z, Bin Rahman M, Shen W, Zhu C. The curing kinetics of E-glass fiber/epoxy resin prepreg and the bending properties of its products. *Materials*. 2021; 14(16): 4673 2021. DOI: [10.3390/ma14164673](https://doi.org/10.3390/ma14164673)
- Fatima AD, Benyamin B, Fathurrahman H. Pengaruh posisi serat kaca (fiberglass) yang berbeda terhadap kekuatan fleksural fiber reinforced acrylic resin. *Odonto: Dent J*. 2016; 3(2):128-32. DOI: [10.30659/odj.3.2.128-132](https://doi.org/10.30659/odj.3.2.128-132)
- Sari WP, Sunarintyas S, Studi PS. Kedokteran Gigi I. Pengaruh Komposisi Beberapa Glass Fiber Non Dental Terhadap Kekuatan Fleksural Fiber Reinforced Composites. *B Dent: J Ked Gigi Univ Baiturrahmah*. 2015; 2(1): 29-35. DOI: [10.33854/JBDjbd.12](https://doi.org/10.33854/JBDjbd.12)
- Prasetyo SP, Harniati ED, Budiono. Pengaruh pH Asam Terhadap Kekuatan Mekanik Fiber E-Glass: Systematic Review. *Journa Universitas Muhammadiyah Semarang*. 2020; 21(2): 1-10 DOI: [10.26714/ijid.v2i2.12650](https://doi.org/10.26714/ijid.v2i2.12650)
- Zakir M, Ashraf M, Tian T, Han A, Qiao W, Jin X, Zhang M, et al. The role of silane coupling agents and universal primers in durable adhesion to dental restorative materials- a review. *Den Restorative Materials (M Ozcan, Section Editor)*. *Curr oral health rep*. 2016; 3(3): 244-53. DOI: [10.1007/s40496-016-0108-9](https://doi.org/10.1007/s40496-016-0108-9)
- Nihei T. Dental applications for silane coupling agents. *J Oral Sci*. 2016; 58(2): 151–5. DOI: [10.2334/josnusd.16-0035](https://doi.org/10.2334/josnusd.16-0035).
- Teeranuwat P, Sastraruji T, Rungsiyakul P, Chaijareenont P. The effect of various types of coupling agent solution on the surface wettability of polyoxymethylene. *J Int Dent Med Res*. 2022; 15(3): 1006-1012.
- Ladiora F, Sari WP, Fadriyanti O. Pengaruh penambahan silane pada glass fiber non dental terhadap persentase dan volume penyerapan air fiber reinforced composite. *Jurnal B-Dent*. 2016. Vol 3, No. 2 : 100 – 110. DOI: [10.33854/JBDjbd.64](https://doi.org/10.33854/JBDjbd.64)

24. Bonsor SJ, Pearson GJA. Clinical Guide to : Applied Dent Materials. 1st Ed. Churchill Livingstone. Elsevier. 2013. p.336.
25. Manappallil JJ. Basic Dental Materials. Jaypee Brothers Medical Publisher. 2016. p.1
26. Lung CYK, Sarfraz Z, Habib A, Khan AS, Matinlinna JP. Effect of silanization of hydroxyapatite fillers on physical and mechanical properties of a bis-GMA based resin composite. Journal of the mechanical behavior of biomedical material. 2016;54: 283-94. DOI: [10.1016/j.jmbbm.2015.09.033](https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.09.033).
27. Prasetyo D, Raharjo WW, Ubaidillah. Pengaruh penambahan coupling agent terhadap kekuatan mekanik composite polyester-cantula dengan anyaman serat 3D Angle Interlock. Mekanika 2013; 12(1): 44–52.
28. Konakanchi A, Alla RK, Guduri V. Silane coupling agents benevolent binders in composites. trends in biomaterials & artificial organs. 2017; 31(3): 108-13.
29. Imam DNA, Sunarintyas S, Nuryono. Pengaruh komposisi glass fiber non dental dan penambahan silane terhadap kekuatan geser fiber reinforced composite sebagai retainer ortodonsi. Maj Ked Gigi Ind. 2015;1(1):53-8. DOI: [10.22146/majkedgiind.8966](https://doi.org/10.22146/majkedgiind.8966)
30. Sari WP, Yandi S, Purnama SA, Putri K, Putri AA. Uj Kandungan E-Glass Fiber Non Dental Dengan Menggunakan Teknik X Ray Fluorescence Spectrometer (XRF). Menara Ilmu. 2022; 16(1): 122-128. DOI: [10.31869/mi.v16i1.3255](https://doi.org/10.31869/mi.v16i1.3255)
31. oHarini P, Mohamed K, Padmanabhan TV. Effect of Titanium dioxide nanoparticles on the flexural strength of polymethylmethacrylate: An: in vitro: study. Indian J Dent Res. 2014; 25(4): 459-63. DOI: [10.4103/0970-9290.142531](https://doi.org/10.4103/0970-9290.142531)
32. Das R, Ambardekar V, Pratim Bandyopadhyay P. Titanium Dioxide and Its Applications in Mechanical, Electrical, Optical, and Biomedical Fields [Internet]. Titanium Dioxide - Advances and Applications. IntechOpen; 2022. DOI: [10.5772/intechopen.98805](https://doi.org/10.5772/intechopen.98805).
33. Hossen MM, Chowdhury F, Gafur MA, Hakim AKMA. Structural and mechanical properties of zirconia toughened alumina (zta) composites. Int J Engineering Res Techno. 2014; 3(2): 2128-34.
34. Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. Dentalmaterials. 2018; 34(1): 13-28. DOI: [10.1016/j.dental.2017.09.002](https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.09.002)
35. Astabi A, Raharjo WW, Sukanto H. Pengaruh konsentrasi silane coupling agent terhadap sifat tarik komposit serat kenaf polypropylene. in prosiding seminar sains nasional dan teknologi. 2015; 1(1): 82-6. DOI: [10.36499/psnst.v1i1.1125](https://doi.org/10.36499/psnst.v1i1.1125)
36. Varghese JT, Cho K, Farrar P, Prentice L, Prusty BG. Influence of silane coupling agent on the mechanical performance of flowable fibre reinforced dental composites. Dental Materials. 2022; 38(7): 1173-83. DOI: [10.1016/j.dental.2022.06.002](https://doi.org/10.1016/j.dental.2022.06.002)