

**PENGARUH PENAMBAHAN NANOSILIKA (EKSTRAK  
DIATOM *THALASSIOSIRA SP*) TERHADAP *COMPRESSIVE  
STRENGTH* DAN *TENSILE STRENGTH* BAHAN LUTING GIC**

**TESIS**



**Oleh :**

Aksani Taqwim

J015 202 001

**PROGRAM PENDIDIKAN DOKTER GIGI SPESIALIS PROSTODONSI  
FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI  
UNIVERSITAS HASANUDDIN  
MAKASSAR  
2023**

**PENGARUH PENAMBAHAN NANOSILIKA (EKSTRAK  
DIATOM *THALASSIOSIRA SP*) TERHADAP *COMPRESSIVE  
STRENGTH* DAN *TENSILE STRENGTH* BAHAN LUTING GIC**

**TESIS**



**Oleh :**

Aksani Taqwim

J015 202 001

**Dosen Pembimbing :**

Prof. drg. Moh. Dharma Utama, Ph.D, Sp.Pros,Subsp.PKIKG (K)

drg. Irfan Dammar, Sp.Pros.Subspesialis.MFP (K)

**PROGRAM PENDIDIKAN DOKTER GIGI SPESIALIS PROSTODONSI  
FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI  
UNIVERSITAS HASANUDDIN  
MAKASSAR  
2023**

**PENGARUH PENAMBAHAN NANOSILIKA (EKSTRAK  
DIATOM *THALASSIOSIRA SP*) TERHADAP *COMPRESSIVE  
STRENGTH* DAN *TENSILE STRENGTH* BAHAN LUTING GIC**

OLEH:

**Aksani Taqwim**

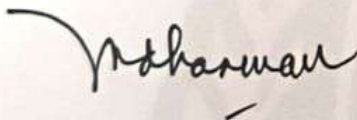
**NIM. J015202001**

Setelah membaca tesis ini dengan seksama, menurut pertimbangan kami,  
Tesis ini telah memenuhi persyaratan ilmiah

Makassar, November 2023

Pembimbing I

Pembimbing II

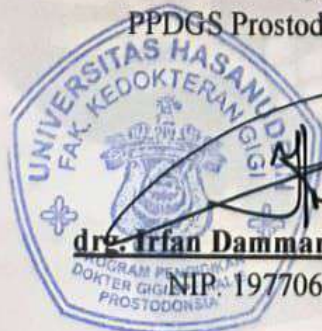


**Prof. drg. Moh. Dharma Utama, Ph.D.,**  
**Sp.Pro., Subsp. PKIKG(K)**  
NIP. 19610220 198702 1 001



**drg. Irfan Dammar, Sp.Pro.,**  
**Subsp.MFP(K)**  
NIP. 19810207 200812 1 002

Mengetahui,  
Ketua Program Studi (KPS)  
PPDGS Prostodonsia FKG UNHAS



**drg. Irfan Dammar, Sp.Pro., Subsp.MFP(K)**  
NIP. 19770630 200904 1 003

**PENGESAHAN UJIAN TESIS**

**PENGARUH PENAMBAHAN NANOSILIKA (EKSTRAK  
DIATOM *THALASSIOSIRA SP*) TERHADAP *COMPRESSIVE  
STRENGTH* DAN *TENSILE STRENGTH* BAHAN LUTING GIC**

Diajukan Oleh:

**Aksani Taqwim**

**NIM. J015202001**

Setelah membaca tesis ini dengan seksama, menurut pertimbangan kami,  
Tesis ini telah memenuhi persyaratan ilmiah

Telah disetujui:

Makassar, November 2023

Pembimbing I,

**Prof. drg. Moh. Dharma Utama, Ph.D., Sp.Pro.**

**Subsp. PKIKG(K)**

NIP. 19610220 198702 1 001

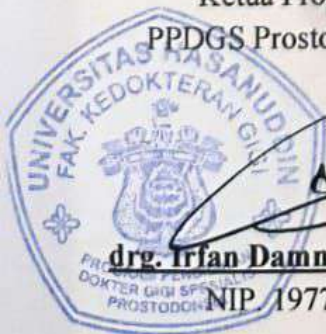
Pembimbing II,

**drg. Irfan Dammar, Sp.Pro.,**

**Subsp. MFP(K)**

NIP. 19770630 200904 1 003

Ketua Program Studi (KPS)  
PPDGS Prostodonsia FKG UNHAS



**drg. Irfan Dammar, Sp.Pro., Subsp. MFP(K)**

NIP. 19770630 200904 1 003

Dekan Fakultas Kedokteran Gigi  
Universitas Hasanuddin



**drg. Irfan Sugianto, M.Med.Ed., Ph.D**

NIP. 19810215 200801 1 009

TESIS


**PENGARUH PENAMBAHAN NANOSILIKA (EKSTRAK  
DIATOM *THALASSIOSIRA SP*) TERHADAP *COMPRESSIVE  
STRENGTH* DAN *TENSILE STRENGTH* BAHAN LUTING GIC**


OLEH:


**Aksani Taqwim**


**NIM. J015202001**

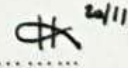
Telah Disetujui:  
Makassar, November 2023

1. Penguji I: Prof. drg. Moh.Dharma Utama, Ph.D., Sp.Pro., Subsp. PKIKG(K) : 

2. Penguji II: drg. Irfan Dammar, Sp.Pro.,Subsp.MFP(K) 

3. Penguji III: drg. Acing Habibie Mude,Ph.D.,Sp.Pro.,Subsp.OGSTK(K) : 

4. Penguji IV: Prof. Dr. drg. Bahruddin Thalib.,M.Kes.,Sp.Pro.,Subsp.PKIKG(K): 

5. Penguji V: drg. Muhammad Ikbal,Ph.D.,Sp.Pro.,Subsp.PKIKG(K) : 

Mengetahui,

Ketua Program Studi (KPS)  
PPDGS Prosthodontia FKG UNHAS



**drg. Irfan Dammar, Sp.Pro.,Subsp.MFP(K)**

NIP. 19770630 200904 1 003

## PERNYATAAN KEASLIAN KARYA TULIS ILMIAH

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Aksani Taqwim

NIM : J01520200q

Program Studi : Pendidikan Dokter Gigi Spesialis Prostodonsia Fakultas  
Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin

Menyatakan dengan sebenarnya bahwa karya tulis akhir yang saya buat ini benar-benar merupakan hasil karya saya sendiri, dan bukan merupakan pengambilan tulisan atau pemikiran orang lain. Apabila di kemudian hari terbukti atau dapat dibuktikan bahwa sebagian atau keseluruhan karya tulis ini merupakan hasil karya orang lain, saya bersedia menerima sanksi atas perbuatan tersebut.

Makassar, November 2023



*Aksani Taqwim*  
Aksani Taqwim

## **KATA PENGANTAR**

Assalamualaikum warahmatullohi wabarakatuh,

Segala puji dan syukur penulis panjatkan ke hadirat Allah SWT yang telah melimpahkan rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis mendapatkan kesempatan untuk menjalani Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis-I Prostodonsia di Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin, dan dapat menyelesaikan karya ilmiah ini sebagai ketentuan tugas akhir. Serta salam dan sholawat kami haturkan kepada junjungan kita Rasulullah SAW.

Penulis dapat menyelesaikan karya ilmiah ini berkat bantuan, dorongan, bimbingan serta sumbangan pikiran dari berbagai pihak, maka melalui kesempatan ini perkenankanlah penulis dengan segala kerendahan hati dan ketulusan yang terdalam mengucapkan terima kasih yang sebesar-besarnya kepada semua pihak yang terhormat berikut ini.

Rektor Universitas Hasanuddin, Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin, Direktur RSGMP Universitas Hasanuddin, penulis mengucapkan terima kasih banyak atas kesempatan yang telah diberikan sehingga penulis dapat mengikuti Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis Prostodonsia.

Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Muslim Indonesia, Prof. drg. Moh. Dharma Utama, Ph.D, Sp.Pros.SubSp.PKIKG(K) , sekaligus sebagai pembimbing pertama yang telah meluangkan waktu untuk memberikan dorongan, arahan, bimbingan dan ilmu-ilmu yang berharga selama penulis menjalani pendidikan hingga menyelesaikan karya tulis akhir ini. Kepada drg.Irfan Dammar, Sp. Pros SubSp.MFP(K) selaku Ketua Program Studi Prostodonsia FKG UNHAS sekaligus

pembimbing kedua, yang telah memberikan kesempatan, motivasi, saran, pengarahan kebijaksanaan serta berbagai fasilitas selama menjalani masa pendidikan hingga terselesaikannya karya tulis akhir ini.

Rasa hormat dan ucapan terima kasih yang sebesar-besarnya terutama kepada drg. Acing Habibi Mude, Ph.D, Sp.Pros.SubSp.OGST(K) selaku Wakil dekan I FKG UNHAS dan penguji satu atas segala bentuk perhatian, dorongan, kedisiplinan, arahan, dan bimbingan yang tiada henti, sejak awal proses pendidikan hingga saat ini, sehingga karya tulis ini dapat diselesaikan.

Terima kasih kepada segenap tim penguji dua dan tiga, Prof. DR. drg. Bahruddin Thalib, M.Kes, Sp.Pros.SubSp.PKIKG(K).dan drg. Muh Iqbal, Ph.D, Sp.Pros.SubSp.PKIKG(K). yang telah memberikan banyak saran, koreksi yang sangat berharga, dan kritik yang membangun agar penelitian ini menjadi lebih baik lagi.

Kepada seluruh guru kami, Prof. DR. drg. Edy Machmud, Sp.Pros.SubSp.PKIKG(K)., Dr.drg. Ike Damayanti Habar, Sp.Pros Subsp.PKIKG(K), drg. Eri H. Jubhari, M.kes, Sp. Pros.SubSp. PKIKG (K)., drg. Vinsensia Launardo. Sp.Pros.SubSp.MFP(K) , drg. Rifaat Nurrahma, Ph.D, Sp.Pros.SubSp.MFP(K) yang telah membimbing, membantu dalam setiap proses pendidikan serta penelitian dan memberikan berbagai pelajaran berharga saat menjalani PPDGS.

Kepada orangtua tercinta, H. Muhiddin Yunus S.H, M.H. dan Hj Herawati Temma yang selalu sabar memberikan nasehat, mendukung dan rasa kasihnya yang begitu besar serta senantiasa tanpa henti mendoakan kesuksesan penulis. Terima



kasih sayang, belahan jiwa, Istriku tercinta dr. Andi Alifya Nurhidayati, yang pastinya tidak akan pernah bisa menggantikan pengorbanan dan ketulusanmu.

Kepada teman-teman seangkatan “prosto 14”, drg. Probo Domoro Putro, drg. Iswanto Sabirin, M.Kes, drg. Eka Fibrianti, drg. Nurimah Wahyuni, drg. Risnawati, drg. Ainun Bazira, drg. Muthia Mutmainnah, drg. Astri Alhutami Aziz, drg. H. Ludfia Ulfa, M.Kes yang selalu memberikan semangat untuk segera menyelesaikan pendidikan dan selalu ada dalam suka dan duka. Kepada para senior yang saat ini sudah terlebih dahulu menyelesaikan pendidikan spesialisnya.

Kepada seluruh rekan-rekan Residen yang tidak disebutkan satu per satu, terima kasih atas kerjasama, dukungan serta bantuan yang selalu memberikan motivasi tambahan untuk menjalani pendidikan ini.

Kepada semua pihak yang telah membantu namun karena keterbatasan tidak dapat disebutkan satu persatu, penulis mengucapkan terima kasih banyak.

Makassar, 20 November 2023

Aksani Taqwim

# PENGARUH PENAMBAHAN NANOSILIKA (EKSTRAK DIATOM THALASSIOSIRA SP) TERHADAP COMPRESSIVE STRENGTH DAN TENSILE STRENGTH BAHAN LUTING GIC

Aksani Taqvim<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Mahasiswa PPDGS Prostodonsi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin

## ABSTRAK

**Latar Belakang:** Gigi tiruan merupakan suatu piranti yang digunakan untuk menggantikan sebagian ataupun seluruh gigi asli yang hilang serta jaringan sekitarnya. Perawatan menggunakan gigi tiruan dapat berupa gigi tiruan cekat (GTC/*fixed*) atau gigi tiruan lepasan (GTL/*removable*). *Silica* memiliki sifat kekerasan yang tinggi. *Silica* dapat diperoleh dari mineral, nabati, dan sintesis. *Silica* secara alami terkandung dalam diatom, sponge, dan pasir laut

**Tujuan:** bertujuan untuk mengetahui Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Compressive Strength dan Tensile Strength bahan luting GIC

**Metode:** Penelitian ini adalah penelitian *experimental laboratories*, dengan rancangan penelitian *the post test only control group design*. Sampel dalam penelitian ini dibagi menjadi 5 kelompok perlakuan yakni kelompok RMGIC, GIC tanpa penambahan Nanosilika, penambahan Nanosilika perbandingan 1%, 3%, 5% rasio nanosilika dan GIC. Tingkat Compressive dan tensile strength bahan GIC penambahan nanosilika diatom thalassiosira sp yang diukur dengan menggunakan alat *Micro Vickers Hardness Tester*.

**Hasil:** Nilai Compressive Strength paling rendah terdapat pada sampel GIC penambahan nanosilika 1% ( $31,80 \pm 5,63$ ), sedangkan nilai Compressive Strength paling optimal terdapat pada sampel GIC penambahan nanosilika 3% dengan nilai rata-rata  $58,60 \pm 7,12$  dan untuk nilai tensile Strength paling rendah terdapat pada sampel GIC penambahan nanosilika 1% ( $0,66 \pm 0,05$ ), sedangkan nilai Tensile Strength paling optimal terdapat pada sampel GIC penambahan nanosilika 3% dengan nilai rata-rata  $1,3 \pm 0,00$ .

**Kesimpulan:** Ada Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Compressive Strength dan Tensile Strength bahan luting GIC dengan penambahan nanosilika sebesar 3%

**Kata kunci :** *Nanosilika, GIC I, Compressive, tensile*

# THE INFLUENCE OF ADDING NANOSILICA (THALASSIOSIRA SP DIATOM EXTRACT) ON THE COMPRESSIVE STRENGTH AND TENSILE STRENGTH OF GIC LUTING MATERIAL

Aksani Taqwim<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Student in Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Hasanuddin University

## ABSTRACT

**Background:** Dentures are devices used to replace some or all of the missing natural teeth and their surrounding tissues. Treatment using dentures can be fixed or removable. Silica has high hardness properties and can be obtained from minerals, plants, and synthesis. Silica is naturally contained in diatoms, sponges, and sea sand.

**Objective:** This study aims to determine the influence of adding nanosilica (Thalassiosira Sp diatom extract) on the compressive strength and tensile strength of GIC luting material.

**Methods:** This research is an experimental laboratory study, using the post-test only control group design. The samples in this study were divided into 5 treatment groups: RMGIC group, GIC without the addition of nanosilica, addition of nanosilica at 1%, 3%, and 5% ratios of nanosilica to GIC. The compressive and tensile strength levels of GIC material with the addition of Thalassiosira Sp diatom nanosilica were measured using a Micro Vickers Hardness Tester.

**Results:** The lowest compressive strength value was found in the sample of GIC with 1% nanosilica addition ( $31.80 \pm 5.63$ ), while the most optimal compressive strength value was found in the sample of GIC with 3% nanosilica addition with an average value of  $58.60 \pm 7.12$ . For the tensile strength, the lowest value was found in the sample of GIC with 1% nanosilica addition ( $0.66 \pm 0.05$ ), while the most optimal tensile strength value was found in the sample of GIC with 3% nanosilica addition with an average value of  $1.3 \pm 0.00$ .

**Conclusion:** There is an influence of adding nanosilica (Thalassiosira Sp diatom extract) on the compressive strength and tensile strength of GIC luting material with the addition of 3% nanosilica.

**Keywords:** Nanosilica, GIC, Compressive, Tensile

## DAFTAR ISI

PENGESAHAN UJIAN TESIS.....	I
PERNYATAAN KEASLIAN KARYA TULIS ILMIAH .....	II
KATA PENGANTAR.....	III
ABSTRAK.....	IV
ABSTRACT .....	V
DAFTAR ISI.....	VIII
DAFTAR GAMBAR.....	X
DAFTAR TABEL .....	XI
<b>BAB I. PENDAHULUAN .....</b>	<b>1</b>
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	4
1.3 Tujuan Penulisan .....	4
1.4 Manfaat Penulisan .....	4
<b>BAB II. TINJAUAN PUSTAKA .....</b>	<b>6</b>
2.1 Gigi Tiruan Cekat .....	6
2.1.1 definisi .....	6
2.1.2 fungsi .....	6
2.2 Glass Ionomer Cement(GIC).....	6
2.2.1 Definisi GIC.....	6
2.2.2 klasifikasi GIC .....	7
2.2.3 komposisi GIC .....	8
2.2.4 Reaksi setting GIC .....	9
2.2.5 GIC Tipe I Luting .....	10
2.2.5.1 Sifat mekanis GIC Tipe I .....	10
2.2.5.2 proporsio dan pencampuran, setting time GIC Tipe I.....	11
2.3 Teori Sifat Mekanik.....	11
2.3.1 Kekuatan tekan (Compressive Strength) .....	12
2.3.2 Kekuatan tarik (Tensile Strength).....	12
2.4 Penambahan Biomaterial.....	13
2.5 Silika .....	14
2.5.1 Thalassiosira Sp.....	17
2.6 Metode Sintesis Silika .....	18
2.7 Uji Compressive Strength dan Tensile Strength .....	22

<b>BAB III.KERANGKA TEORI, KONSEP DAN HIPOTESIS .....</b>	<b>24</b>
3.1 Kerangka Teori.....	24
3.2 Kerangka Konsep .....	25
3.3 Hipotesis penelitian .....	25
<b>BAB IV.METODE PENELITIAN .....</b>	<b>26</b>
4.1 Jenis dan Rancangan Penelitian .....	26
4.2 Waktu dan Lokasi Penelitian.....	26
4.3 Sampel Penelitian.....	26
4.4 Variabel Penelitian .....	27
4.5 Definisi Operasional Variabel.....	27
4.6 Alat dan Bahan .....	28
4.7 Prosedur Penelitian.....	28
4.8 Analisis Data .....	30
4.9 Alur Penelitian.....	31
<b>BAB V. HASIL PENELITIAN .....</b>	<b>32</b>
5.1 Hasil FT-IR Nanosilika dari diatom <i>Thalassiosira sp</i> .....	32
5.2 Hasil SEM Pencampuran Nanosilika dari diatom <i>Thalassiosira sp</i> dengan luting glass ionomer cement .....	33
5.3 Hasil olah data Pencampuran Nanosilika dari diatom <i>Thalassiosira sp</i> dengan luting glass ionomer cement .....	34
<b>BAB VI. PEMBAHASAN .....</b>	<b>40</b>
<b>BAB VII.PENUTUP .....</b>	<b>46</b>
7.1 Kesimpulan .....	46
7.2 Saran.....	46
<b>DAFTAR REFERENSI.....</b>	<b>48</b>

## DAFTAR GAMBAR

<b>GAMBAR 2.1 KOMPOSISI POWDER GIC .....</b>	<b>10</b>
<b>GAMBAR 2.2 DIAGRAM STRUKTUR GIC .....</b>	<b>11</b>
<b>GAMBAR 2.3. MORFOLOGI THALASSIOSIRA SP .....</b>	<b>19</b>
<b>GAMBAR 2.4 ILUSTRASI SKEMATIK KEKUATAN TARIK .....</b>	<b>24</b>
<b>GAMBAR 5.1 SPEKTRA FT-IR .....</b>	<b>34</b>
<b>GAMBAR 5.2 HASIL SEM .....</b>	<b>35</b>
<b>GAMBAR 5.3 COMPRESSIVE STRENGTH PADA SAMPEL NANOSILIKA DIATOM THALASSIOSIRA SP .....</b>	<b>36</b>
<b>GAMBAR 5.4 TENSILE STRENGTH PADA SAMPEL NANOSILIKA DIATOM THALASSIOSIRA SP .....</b>	<b>36</b>

DAFTAR TABEL

<b>TABEL 5.1 NILAI RATA-RATA COMPRESSIVE STRENGTH .....</b>	<b>34</b>
<b>TABEL 5.2 HASIL UJI ONEWAY ANOVA .....</b>	<b>36</b>
<b>TABEL 5.3. HASIL UJI POST HOC COMPRESSIVE STRENGTH.....</b>	<b>36</b>
<b>TABEL 5.4 NILAI RATA-RATA TENSILE STRENGTH .....</b>	<b>38</b>
<b>TABEL 5.5 HASIL UJI ONEWAY ANOVA .....</b>	<b>38</b>
<b>TABEL 5.6. HASIL UJI POST HOC TENSILE STRENGTH.....</b>	<b>3</b>

# **BAB I**

## **PENDAHULUAN**

### **1.1 Latar Belakang**

Gigi tiruan merupakan suatu piranti yang digunakan untuk menggantikan sebagian ataupun seluruh gigi asli yang hilang serta jaringan sekitarnya. Perawatan menggunakan gigi tiruan dapat berupa gigi tiruan cekat (*GTC/fixed*) atau gigi tiruan lepasan (*GTL/removable*). Perawatan dengan gigi tiruan cekat berfungsi untuk merestorasi gigi dengan kerusakan mahkota serta menggantikan gigi yang hilang dengan melakukan sementasi permanen pada gigi asli. Prioritas pasien menggunakan gigi tiruan cekat adalah untuk mengembalikan fungsi pengunyahan dan beberapa mencari perawatan untuk masalah estetika<sup>1,2</sup>.

Retensi pada restorasi tidak langsung seperti gigi tiruan cekat adalah satu-satunya faktor terpenting yang menentukan tingkat kelangsungan hidup dan daya tahan gigi tiruan cekat itu sendiri. Sementasi adalah salah satu prasyarat terpenting untuk menjaga retensi dari gigi tiruan cekat. Dental luting cement pada dasarnya digunakan untuk melekatkan restorasi ke permukaan gigi yang telah dipreparasi dengan cara mengisi celah diantaranya untuk mencegah lepasnya restorasi dengan interlocking mekanik, ikatan kimia atau keduanya. Bahan luting menciptakan segel antara restorasi dan gigi, tidak hanya untuk menahan restorasi pada tempatnya tetapi juga untuk memberi ketahanan terhadap kebocoran mikro dan karies<sup>3,4</sup>.

Dental luting cement yang ideal harus memiliki biokompatibilitas yang baik, working time yang panjang dan setting time yang singkat, tahan terhadap paparan panas dan kimia, kelarutan rendah, potensi pencegahan karies (antibakterial),



sederhana dan mudah digunakan. Dental luting cement harus memiliki sifat kekuatan tinggi di bawah tegangan, gaya geser (shear) dan *Compressive Strength* untuk menahan tekanan pada interface restorasi-gigi, Peningkatan *Compressive Strength* dapat meningkatkan kekuatan perekat dan menghasilkan kinerja klinis yang lebih baik<sup>3-5</sup>.

*Glass ionomer cement* (GIC) diperkenalkan pada awal 1970-an dan digunakan secara luas dalam kedokteran gigi hingga saat ini. *Glass ionomer cement* adalah semen berbasis air yang dibentuk oleh reaksi asam-basa antara bubuk *aluminosilikat* kaca dan asam *poliakrilat* dalam bentuk cair. Bahan ini dapat melepaskan ion fluor yang dapat melindungi gigi dari pembusukan, berikatan secara kimiawi dengan dentin dan enamel, memiliki koefisien panas yang sama dengan gigi, biokompatibel tinggi dan mudah dimanipulasi, sehingga penggunaannya sebagai material restorasi sangat menguntungkan. Pertemuan antara GIC dan dentin, seperti proses pertukaran ion, telah dilakukan antara semen gigi dan hidroksiapatit (dentin dan enamel) karena pertukaran tersebut dapat mempengaruhi kekuatan ikatan antara semen dan dentin.<sup>6,7</sup>

Namun, GIC rapuh, memiliki sifat mekanik yang buruk, dan kurang estetis. Hal ini membatasi penggunaan GIC sebagai bahan restoratif pada area yang menggunakan tekanan yang banyak dan estetik<sup>6</sup>. Berbagai upaya telah dilakukan untuk memperbaiki sifat mekanik GIC, diantaranya dengan memodifikasi serbuk GIC ditambahkan filler berupa stainless steel, fiberglass dan hidroksiapatit<sup>8</sup>.

Sekitar 75% wilayah kedaulatan Indonesia merupakan laut, sehingga negara kita memiliki keanekaragaman hayati yang berlimpah. Keanekaragaman biota laut tersebut sangat bervariasi sehingga disebut pula negara yang memiliki

keanekaragaman tertinggi di dunia atau "Mega diversity in the World". Berbagai jenis biota laut mudah ditemukan pada hewan laut seperti ikan, krustasea, moluska, *echinodermata*, koral (karang batu) dan tumbuhan laut (alga, lamun dan tumbuhan bakau atau mangrove). Beberapa biota laut yang memiliki silika yaitu diatom, spons, dan pasir laut<sup>9</sup>.

Kedokteran adalah bidang yang berkembang pesat. Salah satu perkembangan tercepat dalam dunia medis adalah penelitian tentang biomaterial. Biomaterial adalah bahan yang digunakan untuk mengganti atau memperbaiki jaringan atau organ yang rusak atau hilang<sup>10</sup>. Diatom adalah salah satu organisme biota laut yang mempunyai peranan penting. Diatom merupakan produsen primer yang cukup melimpah dan diperlukan sebagai pakan alami yang banyak ditemukan di perairan tawar maupun perairan laut. Diatom merupakan *cosmopolitan spesies* yang terdistribusi secara luas di seluruh lingkungan akuatik bahkan pada lingkungan darat yang terendam secara berkala seperti permukaan batuan, beberapa jenis tumbuhan dan binatang. Ciri khas diatom ditunjukkan dengan adanya pahatan tertentu pada dinding selnya yang terdiri dari silika, memiliki ketahanan yang tinggi terhadap lingkungan<sup>11</sup>. *Silica* memiliki sifat kekerasan yang tinggi. *Silica* dapat diperoleh dari mineral, nabati, dan sintesis. *Silica* secara alami terkandung dalam diatom, sponge, dan pasir laut<sup>12</sup>.

Silika merupakan elemen yang dibutuhkan diatom terutama untuk pembentukan dinding selnya. Silika ini diambil oleh diatom dalam bentuk yang terlarut dalam air, yaitu sebagai  $\text{Si(OH)}_4$ . Berbagai jenis diatom memerlukan silika dalam jumlah yang berbeda-beda, akibatnya saat terjadi variasi kandungan silika yang terlarut dalam air maka dapat terjadi suksesi diatom, jadi perubahan kandungan silika

merupakan salah satu faktor yang menyebabkan suksesi diatom. Silika ( $\text{SiO}_2$ ) merupakan salah satu komposisi yang terkandung dalam GIC sebanyak 24,9%. Silika ( $\text{SiO}_2$ ) juga merupakan mineral yang paling banyak ditemukan di permukaan bumi. Silika memiliki sifat yang unik yaitu bahan ini memiliki kekerasan yang tinggi dan memiliki sifat tahan asam<sup>13,14</sup>.

Sofya (2020) menunjukkan tidak terdapat perbedaan kekerasan antara GIC konvensional dan GIC dengan penambahan silika dari pasir laut karena GIC dengan penambahan silika cenderung memiliki porositas yang tinggi. Almuhaiza (2014) menunjukkan nilai kekerasan yang paling tinggi pada penambahan 5% HA-silika. Sementara penambahan HA-silika dengan persentase yang lebih tinggi menunjukkan nilai kekerasan yang lebih rendah, namun masih lebih tinggi dari nilai kekerasan GIC tanpa penambahan HA-silika.

Sopan Sinamo (2023) menunjukkan peningkatan kekerasan pada gigi tiruan jembatan keramik-logam dengan penambahan silika sebesar 1,3% dan 5% pada lapisan opak, dengan konsentrasi 3% memberikan hasil yang paling baik, gilberto (2009) menunjukkan nilai kekuatan tarik tertinggi yang dilaporkan pada nanokawat silika kaca yang diproduksi dengan teknik fabrikasi dari atas ke bawah. Hal ini menunjukkan bahwa silika dapat memainkan peran penting dalam meningkatkan kekuatan tarik material.

Berdasarkan teori tersebut, maka penulis tertarik untuk menganalisis Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom *Thalassiosira Sp*) Terhadap Compressive Strength dan Tensile Strength bahan luting GIC

## **1.2 Rumusan Masalah**

1. Apakah ada Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Compressive Strength bahan luting GIC
2. Apakah ada Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Tensile Strength bahan luting GIC
3. Apakah ada Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Compressive Strength dan Tensile Strength bahan luting GIC

## **1.3 Tujuan Penulisan**

Penulisan ini bertujuan untuk mengetahui Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Compressive Strength dan Tensile Strength bahan luting GIC

## **1.4 Manfaat Penulisan**

Adapun manfaat dari penulisan ini adalah:

### **1.4.1 Manfaat Teoritis**

1. Mengembangkan ilmu pengetahuan dalam bidang kedokteran gigi modern mengenai *Glass Ionomer Cement luting*.
2. Mengembangkan teori *Glass Ionomer Cement luting* untuk kepentingan dalam ilmu prostodonsia.

### **1.4.2 Manfaat Praktis**

Menambah pengetahuan dalam melakukan review pada beberapa jurnal mengenai Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Compressive Strength dan Tensile Strength bahan luting GIC.

### **1.4.3 Manfaat Kepada Masyarakat**

Memberikan informasi terbaru mengenai Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom *Thalassiosira Sp*) Terhadap Compressive Strength dan Tensile Strength bahan luting GIC.

## **BAB II**

### **TINJAUAN PUSTAKA**

#### **2.1. Gigi Tiruan Cekat**

##### **2.1.1 Definisi**

Gigi tiruan cekat (GTC) didefinisikan sebagai gigi tiruan yang memperbaiki mahkota gigi yang rusak atau menggantikan satu atau beberapa gigi yang hilang dengan bahan tiruan dan dipasangkan ke pasien secara permanen serta tidak dapat dibuka oleh pasien, terdiri dari mahkota dan gigi tiruan cekat. Gigi tiruan cekat merupakan gigi tiruan yang menggantikan kehilangan satu atau lebih gigi-geligi alami yang dilekatkan secara permanen dengan semen serta didukung sepenuhnya oleh satu atau beberapa gigi, akar gigi atau implan yang telah dipersiapkan. Indikasi pemakaian GTC, yaitu menggantikan satu atau beberapa gigi yang hilang, daerah tidak bergigi masih dibatasi oleh gigi alami pada kedua sisinya, gigi penyangga harus sehat dan jaringan periodontal adekuat, dan pasien berusia 20-55 tahun<sup>15,16</sup>

##### **2.1.2 Fungsi**

Pembuatan gigi tiruan berfungsi untuk pemulihan fungsi pengunyahan, memperbaiki gangguan fungsi bicara, fungsi estetik dan mempertahankan kesehatan jaringan rongga mulut. Selain itu, gigi tiruan juga berfungsi untuk mencegah berubahnya struktur jaringan pengunyahan dan otot wajah, serta harus dapat mempertahankan jaringan yang tersisa<sup>17</sup>.

#### **2.2. Glass Ionomer Cement (GIC)**

##### **2.2.1 Definisi Glass Ionomer Cement (GIC)**

Glass ionomer cement (GIC) adalah perekat yang berwarna seperti gigi dan anti kariogenik. Awalnya digunakan untuk restorasi area yang terkikis, dan

ionomer kaca saat ini telah dimodifikasi untuk memungkinkan aplikasi yang lebih luas. Semen ini berawal dari ketidakpuasan terhadap semen silikat. Sistem glass ionomer pertama yang dapat digunakan diformulasikan pada tahun 1972 oleh Wilson dan Kent, dan sekarang digunakan secara luas<sup>18</sup>.

### **2.2.2 Klasifikasi Glass Ionomer Cement (GIC)**

GIC telah digunakan untuk restorasi estetik gigi anterior, misalnya, kavitas kelas III dan V, sebagai sealing semen, sebagai perekat untuk peralatan ortodontik dan restorasi medial, seperti pit dan crack sealant, mulsa dan screed, dan sebagai tunggul.

GIC berdasarkan indikasi klinis diklasifikasikan sebagai berikut:

Type I: disebut sebagai luting cement diindikasikan untuk sementasi inlay, mahkota, gigi tiruan sebagian cekat, peralatan ortodontik, dan pengisian endodontik. Tipe ini berbahan cair, ratio powder/liquid 1,5:1 ketebalan 25 mikron atau kurang, bersifat radiopak.

Type II: disebut juga sebagai restorative cement, ionomer yang diindikasikan untuk restorasi, menghadirkan partikel yang lebih besar daripada tipe I, juga diidentifikasi sebagai R atau FIL, dengan sub tipe 1 dan 2. Tipe 2-1, restorative estetik, digunakan untuk daerah estetik, ratio bubuk/cairan 2,5:1 sampai 6,8:1, kebanyakan bersifat radiolusen, memiliki reaksi setting yang panjang. Tipe 2-2, reinforced GIC, yang dibeti tambahan Ag-Sn atau Ag-Pd, memiliki kekuatan kompresif yang lebih baik, digunakan pada tumpatan yang tidak terlalu estetik melainkan memerlukan setting yang cepat. Rasio bubuk/ cairan 3:1 sampai 4:1, radiopak, mengeras dengan cepat, namun masih rawan dehidrasi 2 minggu setelah aplikasi.

Type III: disebut juga lining cement, digunakan sebagai material pelapikan standar di bawah material restoratif, ratio bubuk/cairan 1,5:1 sampai 3:1, ditandai dengan viskositas rendah dan pengikatan cepat yang juga dikenal sebagai bond and lining<sup>18,19</sup>.

### **2.2.3. Komposisi Glass Ionomer Cement (GIC)**

GIC merupakan nama generik kelompok material yang berdasarkan reaksi antara silika glass powder dan polyacrylic acid. Material ini namanya berasal dari formulasi antara bubuk kaca dan ionomer dengan kandungan carboxylic acid. Pembentukan bubuk GIC ini berasal dari bahan-bahan mentah seperti silikon dioksida (SiO<sub>2</sub>), alumina (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), aluminium florida (AlF<sub>3</sub>), fluorit (CaF<sub>2</sub>), natrium fluoride (NaF), dan aluminium fosfat (AlPO<sub>4</sub>) yang digabung dengan cara dipanaskan mencapai 11000-15000C untuk membuatnya menjadi kaca yang seragam. Bubuk GIC konvensional ditambahkan lanthanum, strontium, barium, atau seng oksida untuk menimbulkan sifat radiopak. Cairan GIC konvensional berisi asam poliakrilat dengan konsentrasi 50% namun cenderung menjadi gel seiring berjalannya waktu. Cairan asam pada GIC konvensional yang terbaru merupakan bentuk kopolimer dengan asam akrilik, itakonik, maleik, tartarik atau trikarbosilik untuk meningkatkan reaktivitas, mengurangi kekentalan, dan mengurangi kecenderungan untuk menjadi gel. Asam tartarik juga dapat memperpanjang waktu kerja dan memperpendek waktu setting, kekentalan asam tartarik tidak mengalami perubahan seiring berjalannya waktu tetapi suatu waktu kekentalannya menunjukkan peningkatan yang besar<sup>21</sup>. Komposisi GIC terdiri dari liquid dan powder, dengan komposisi liquid GIC yaitu larutan asam poliakrilat 50% dan sangat kental serta cenderung gel. Sedangkan komposisi powdernya adalah



kaca kalsium fluoroaluminosilikat yang larut dalam asam. Ini mirip dengan silikat, tetapi memiliki rasio alumina terhadap silika yang lebih tinggi sehingga meningkatkan reaktivitasnya dengan cairan<sup>18</sup>.

<i>Komponen</i>		<i>%</i>
Silika (SiO <sub>2</sub> )	—	41.9
Alumina (Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )	—	28.6
Aluminium fluorida (AlF <sub>3</sub> )	—	1.6
Kalsium fluorida (CaF <sub>2</sub> )	—	15.7
Natrium fluorida (NaF)	—	9.3
Aluminium fosfat (AlPO <sub>4</sub> )	—	3.8

Gambar 2.1 komposisi powder GIC  
Sumber(11)

Adapun fungsi komponen GIC :<sup>20</sup>

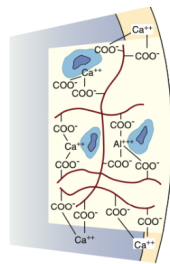
1. Alumina (AL<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) : meningkatkan opasitas
2. Silika (SiO<sub>2</sub>) : meningkatkan translusensi
3. Fluorida : antikariogenik, meningkatkan translusensi, working time dan kekuatan
4. Kalsium Fluorida (CaF<sub>2</sub>) : meningkatkan opasitas
5. Aluminium fosfat : menurunkan melting time (waktu mencair) dan meningkatkan translusensi
6. Kriolit (Na<sub>3</sub>AlF<sub>6</sub>) : meningkatkan translusensi
7. Ion Na, K, Ca, Sr

#### 2.2.4. Reaksi setting Glass Ionomer Cement (GIC)

Ketika bubuk dan cairan GIC dicampur, asam mulai melarutkan kaca, melepaskan ion kalsium, aluminium, natrium, dan fluor. Air bertindak sebagai media reaksi. Rantai asam poliakrilat kemudian dihubungkan silang oleh ion kalsium, namun selama 24 jam berikutnya, ion kalsium digantikan oleh ion aluminium. Ion natrium dan fluor dalam kaca tidak berpartisipasi dalam pengikatan

silang semen. Beberapa ion natrium dapat menggantikan ion hidrogen dari gugus karboksil dan ion fluorin terdispersi dalam fase berikatan silang (matriks) semen yang mengeras. Fase berikatan silang terhidrasi dari waktu ke waktu saat matang. Bagian manik-manik kaca yang tidak larut dikelilingi oleh gel kaya silika yang terbentuk dipermukaan manik-manik kaca. Jadi, semen keras terdiri dari partikel kaca yang tidak larut dengan lapisan silika gel yang tertanam dalam matriks amorf kalsium terhidrasi dan aluminium polisakarida yang mengandung fluoride <sup>19</sup>.

Ikatan glass ionomer ke struktur gigi dengan khelasi gugus karboksil dari asam poliakrilat dengan kalsium dalam apatit enamel dan dentin dengan cara yang mirip dengan semen polikarboksilat.



Gambar 2.2 Diagram yang menggambarkan struktur GIC. Partikel biru padat mewakili partikel kaca yang tidak bereaksi yang dikelilingi oleh gel (struktur berbayang biru muda) yang terbentuk ketika ion  $Al^{3+}$  dan  $Ca^{2+}$  terlepas dari kaca sebagai akibat serangan asam poliakrilat. Ion  $Ca^{2+}$  dan  $Al^{3+}$  membentuk poligaram dengan gugus  $COO^-$  dari asam poliakrilat untuk membentuk struktur ikatan silang. Gugus karboksil bereaksi dengan kalsium pada enamel dan dentin.

Sumber: 19

### 2.2.5. GIC Tipe I Luting

Tipe 1 Digunakan untuk sementasi mahkota, bridge (gigi jembatan), inlay, onlay, dan sebagai perekat alat orthodontik. Menggunakan bubuk yang relatif randah, dengan rasio cairan (1,5:1 hingga 3,8:1) yang mengarah ke kekuatan sedang, settingnya cepat dan ketahanan air yang baik, bersifat kurang radiopak <sup>16</sup>

#### 2.2.5.1 Sifat mekanis GIC Tipe I

Kekuatan tekan (Compressive strength) dan kekuatan Tarik (Tensile strength). Mereka memiliki kekuatan tekan yang cukup tinggi tetapi lebih lemah dalam ketegangan dan relatif rapuh pada bagian yang tipis. Perbedaan rasio bubuk-cair GIC yang digunakan untuk aplikasi yang berbeda menunjukkan variasi dalam sifat fisiknya. Glass ionomer cement tipe restoratif memiliki kekuatan tekan 150 MPa. Glass ionomer cement tipe luting memiliki kekuatan tekan yang lebih rendah sekitar 85 MPa.<sup>19</sup>

#### **2.2.5.2 Proporsi dan pencampuran, setting time GIC Tipe I**

Rekomendasi pabrikan harus diikuti dalam pencampuran GIC, rasio bubuk dan cairan yang rendah mengurangi sifat mekanik dan meningkatkan kemungkinan degradasi semen. Pencampuran GIC terdiri dari dua yaitu :

Manual mixing, bubuk dan cairan dituang pada paperpad. Bubuk GIC dibagi dua bagian, bubuk pertama dicampurkan dengan cepat ke dalam cairan menggunakan spatula plastik untuk luting dan dilanjutkan dengan bubuk kedua dengan teknik menggesek dan melipat selama 45 detik sampai 60 detik tergantung pada produk yang digunakan.

Mechanical mixing, GIC berbentuk kapsul yang mengandung bubuk dan cairan yang telah disesuaikan dan pencampurannya menggunakan amalgam triturator<sup>17</sup>. Reaksi setting dimulai saat cairan asam polielektrolit berkontak dengan permukaan kaca aluminosilikat yang akan menghasilkan pelepasan sejumlah ion. GIC mengalami 3 fase reaksi setting yang berbeda dan saling overlapping. Semakin besar rasio bubuk cairan GIC maka panas yang dilepaskan akan semakin besar. Waktu setting GIC luting (type 1) adalah 7 menit<sup>19</sup>.

### **2.3 Teori Sifat Mekanik**

Pengetahuan menyeluruh tentang sifat mekanik suatu material baru bersama dengan uji klinisnya sangat penting sebelum memasukkannya ke dalam praktik klinis. Tes kekuatan mekanik ini penting untuk dilakukan dalam memahami daya tahan semen yang akan memasuki keadaan dinamis segera setelah memasuki rongga mulut. Hukum mekanika mengatur sifat mekanik dari bahan apa pun, gaya yang bekerja pada benda dan gerak yang dihasilkan, deformasi, atau tekanan yang dialami benda tersebut. Pengetahuan tentang hal ini memungkinkan kita untuk membedakan antara potensi penyebab kegagalan klinis yang mungkin disebabkan oleh kekurangan bahan, fitur desain, kesalahan dokter gigi, kesalahan teknisi, atau faktor pasien seperti diet, besaran gaya menggigit, dan orientasi gaya.<sup>21</sup>

### **2.3.1 Kekuatan tekan (Compressive strength)**

Kekuatan tekan sangat penting untuk diujikan pada material kedokteran gigi karena sebagian besar gaya pengunyahan bersifat “menekan”. Tes ini digunakan untuk membandingkan bahan amalgam, bahan cetak dan semen. Pada tes untuk menguji kekuatan tekan suatu bahan, dua set gaya aksial diterapkan pada sampel tetapi dalam arah yang berlawanan. Penggunaan cara ini menghasilkan perkiraan struktur material. Nilai nominal kekuatan tekan juga ditentukan oleh persamaan beban dan luas penampang (Kgf/cm<sup>2</sup>).<sup>21,22</sup>

### **2.3.2 Kekuatan tarik (Tensile strength)**

Tes kekuatan tarik mengukur kekuatan kohesif material. Gaya-gaya kohesif dalam material ini mempengaruhi beban yang diperlukan untuk menghasilkan fraktur pada material ketika mengalami beban pengunyahan. Semakin rapuh bahannya, semakin cepat terjadinya fraktur. Tes dari kekuatan tarik

dilakukan dengan gaya tekan diarahkan ke spesimen silinder melintasi diameter pelat.<sup>19</sup>

## **2.4 Penambahan Biomaterial**

Biomaterial dapat didefinisikan sebagai material sintetis untuk membuat alat kesehatan dan dalam pemakaiannya berinteraksi dengan sistem biologi. Biomaterial merupakan suatu bahan murni atau paduan dan campuran yang berasal dari alam atau sintetis yang bertujuan untuk aplikasi adanya kontak dengan tubuh manusia dan berfungsi untuk memperbaiki (to repair), mengganti (to replace), mendukung (to support) dan atau mengembalikan (to restore) fungsi organ dan atau bagian tubuh manusia. Biomaterial mengalami banyak perkembangan, jenis-jenis biomaterial, biomaterial maju yang disesuaikan dengan aplikasi dibidang kedokteran.

Ide untuk menggantikan bagian tubuh dan organ manusia dengan material telah ada sejak lebih dari dua ribu (2000) tahun yang lalu, dimana bangsa Mesir dan China di dataran Asia dan Afrika, serta Aztec di dataran Amerika) telah memiliki peradaban kuno dengan menggunakan emas untuk perawatan gigi. Pada masa itu sehingga dapat diketahui potensi aplikasi biomaterial hanya diuji secara coba-coba (trial and error) terhadap tubuh manusia, sehingga banyak ditemukan kasus-kasus kegagalan. Setelah diketahui ilmu dan teknologi biomaterial, kemudian dunia kedokteran dan sains modern mulai menerapkan teknik pengujian biokompatitas material sebelum digunakan untuk aplikasi dibidang kedokteran. Kemudian prinsip aplikasi biomaterial dipeluas konsepnya melalui pendekatan yang sering disebut dengan rekayasa jaringan dan organ buatan atau tissue

engineering and artificial organ, dimana biomaterial tersebut diaplikasikan dalam bentuk kombinasi material dengan dimensi dan sifat khusus untuk menjadi matriks di lingkungan sekitar sel (extracellular matrix atau ECM) untuk menghasilkan suatu metabolisme dan kondisi biomekanik agar terjadinya pertumbuhan jaringan fungsional tubuh.<sup>22</sup>

Pengembangan bahan biokompatibel baru dan/atau komposisi bahan yang ada dan kemajuan teknik diharapkan dapat memperluas keragaman aplikasi biomaterial di bidang kedokteran gigi di tahun-tahun mendatang. Kemajuan penelitian bahan termasuk ikatan dentin, bahan cetak, semen luting, ionomer kaca, karbomer kaca, komposit, dan keramik jelas membutuhkan peningkatan pemahaman dalam berbagai disiplin ilmu, serta pengembangan metodologi desain baru untuk mendapatkan sifat yang lebih baik, kinerja biologis dan biokompatibilitas yang lebih baik.<sup>23</sup>

## **2.5 Silika**

Silika adalah senyawa kimia dengan rumus molekul  $\text{SiO}_2$  (silicon dioksida) yang dapat diperoleh dari silika mineral, nabati dan sintesis kristal. Pada umumnya silika adalah dalam bentuk amorf terhidrat, namun dapat ditemukan di alam dalam beberapa bentuk meliputi kuarsa dan opal, silika memiliki 17 bentuk Kristal, dan memiliki tiga bentuk Kristal utama yaitu kristobalit, tridimit, dan kuarsa.<sup>24</sup>

Silika merupakan material yang tersedia di alam dan secara kuantitatif memiliki jumlah yang melimpah. Silika berada di dalam tanah berbentuk silika larut air ( $\text{H}_4\text{SiO}_4$ ). Silika merupakan biomineral nomor dua paling banyak di alam dan hanya kalah oleh biogenik  $\text{CaCO}_3$ . Biomineralisasi silika di alam didominasi oleh

biota akuatik sederhana termasuk diantaranya oleh organisme bersel tunggal (Diatomae, Radiolaria dan Synurophyta) dan organisma multiselular (spons). Biota akuatik laut tersebut telah dikenal memiliki kemampuan mengasimilasi materi inorganik seperti silikon dari lingkungan perairan dan membentuk polimer silika dengan berbagai disain unik untuk memperkuat sel dalam tubuhnya ataupun sebagai bagian dari struktur tubuhnya. Kemampuan alami biota ini telah menarik peneliti dan pemerhati silika terutama di bidang teknologi nano, seiring dengan perkembangan riset bidang biomimetics, yaitu riset mengenai teknologi pembentukan material dengan sistem biologi atau biomolekul.

SiO<sub>2</sub> (silika) material yang berdaya guna tinggi, aplikasinya sangat luas baik dalam kegiatan industri maupun kehidupan sehari-hari. Proses sintesis silika yang selama ini dilakukan di industri memerlukan kondisi proses yang boros energi dan tidak ramah lingkungan seperti suhu, pH dan tekanan tinggi serta menggunakan surfaktan yang dapat mencemari lingkungan. Karena itu, studi biosilika, pembentukan polimer silika pada makhluk hidup, menjadi menarik dan sangat intensif dipelajari untuk mengatasi pada proses sintesis silika, terutama yang berskala nano.<sup>25</sup>

Silika mempunyai sifat fisika sebagai berikut:

Nama IUPAC	Silikon Dioksida
Nama Lain	Kuarsa, Silika, Silikat Dioksida, Silicon (IV) Dioksida
Rumus Molekul	SiO <sub>2</sub>
Massa Molar	60,08 gmol
Penampilan	Kristal Transparan
Titik Lebur	1600-1725 <sup>0</sup> C
Titik Didih	2230 <sup>0</sup> C

Adapun sifat kimia silika yaitu:

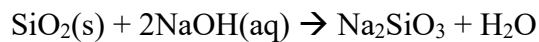
a. Reaksi asam

Silika relative tidak reaktif terhadap asam kecuali terhadap asam hidrofluorida dan asam phosphate:  $\text{SiO}_2(\text{s}) + 4\text{HF}(\text{aq}) \rightarrow \text{SiF}_4(\text{aq}) + 2\text{H}_2\text{O}(\text{l})$

dalam asam berlebih reaksinya adalah:  $\text{SiO}_2 + 6\text{HF} \rightarrow \text{H}_2(\text{SiF}_6)(\text{aq}) + 2\text{H}_2\text{O}(\text{l})$

b. Reaksi Basa

Silika dapat bereaksi dengan basa, terutama basa kuat seperti hidroksida alkali



Biosilika diatom terutama terdiri dari silika (amorphous hydrated  $\text{SiO}_2$ ) dengan sebagian kecil makromolekul organik yang sejak lama diduga ikut berperan dalam mengontrol pembentukan silika dengan pola nanonya. Sintesis silika pada diatom terjadi di dalam silika deposition vesicle (SDV) yang terdapat pada organ intra sel yang dikelilingi oleh membran silikalema.<sup>25</sup>

Diatom merupakan suatu mikroalga unisel (kadang berkoloni) dengan ukuran berkisar antara 2  $\mu\text{m}$  sampai 4 mm yang memiliki dinding khas terbuat dari silika. Diatom bersifat non-motil sehingga pergerakannya sangat ditentukan oleh pergerakan air, tetapi ada beberapa diatom yang dapat bergerak namun dengan sangat lambat. Diatom dapat ditemukan di perairan tawar maupun ekosistem laut dan secara umum hidup pada tempat yang lembab. Diatom mempunyai peranan penting dalam dunia riset dan penelitian.<sup>26,27</sup>

Edhy (2003) menyebutkan diatom memiliki beberapa karakteristik yang diantaranya: a. Sel tunggal dengan dinding yang ditutupi silikat, Zat warna berupa klorofil- $\alpha$  dan c,  $\beta$ -karoten, fukoxantin dan diadinixantin, Thallus disebut frustule



yang terdiri dari valvei (atas) dan gridle (bawah), Reproduksi aseksual dengan pembelahan dan seksual dengan oogami dan isogami.

#### **2.5.1.1 Thalassiosira sp**

Thalassiosira sp. adalah salah satu spesies diatom. Thalassiosira sp. seperti halnya diatom lain merupakan alga yang bersifat uniseluler, eukaryotik, dan fotosintesis yang ditemukan diseluruh perairan laut dan tawar di dunia dan bertanggung jawab terhadap 20% produktifitas primer global. Fotosintesis oleh diatom laut seperti halnya Thalassiosira sp. menghasilkan 40% dari 45-50 milyar metric ton karbon organik yang diproduksi di dalam laut seperti silika pada dinding selnya. Kalium dan silika merupakan nutrient yang banyak dimanfaatkan oleh diatom sebagai salah satu sumber elemen untuk membentuk komposisi frustula pada lapisan selnya pada proses asimilasi. Thalassiosira sp. memiliki bagian tubuh yang bernama fultoportulae yang dapat mensekresikan  $\beta$  kitin yang berguna agar Thalassiosira sp. tidak tenggelam dan selnya selalu mengapung di perairan. Ciri-ciri dari Thalassiosira sp. adalah permukaan katup datar, terdapat fultoportulae di cekat pusat katup, memiliki dua katup yang dibatasi oleh duri-duri dan pada bagian tepi dilapisi oleh mantel <sup>28</sup>

Keunggulan Thalassiosira sp. adalah mudah dibudidayakan, cepat dicerna karna hanya memiliki satu inti sel dan tidak berantai, kendala terserang penyakit rendah, menghasilkan sintasan yang lebih tinggi, memiliki kandungan nutrisi yang lebih tinggi, ukuran Thalassiosira sp. lebih besar yaitu 4 – 32  $\mu\text{m}$  sehingga mudah ditangkap pada stadia larva yang lebih lanjut (Rebekah, 2009).

Berikut adalah klasifikasi dari *Thalassiosira* sp. yang diklasifikasikan oleh International Taxonomi Standar Report (2008):

Divisi: Eukaryota

Phylum: Bacillariopita

Kelas: Bacillariophyceae

Sub kelas: Coscinodiscophyceae

Ordo: Thalassiosirales

Subordo: Thalassiosiraceae

Genus: *Thalassiosira*

Species: *Thalassiosira weissflogii*.



Gambar 2.3 Morfologi *Thalassiosira* sp

Sumber: Sumber: <https://algaeresearchsupply.com/pages/the-diatom-thalassiosira>

## 2.6 Metode Sintesis Silika

Secara umum , penggunaan metode sintesis silika terbagi atas dua yaitu fisika dan kimia. Fisika , material yang besar dan direkonstruksi oleh rantai fisik dan proses kimia. Contoh metode sintesis nano partikel dengan menggunakan pendekatan fisika adalah Lithography, dekomposisi termal, ablasi laser, chemical etching , sputtering, serta penggerusan material menjadi nanopartikel dengan menggunakan penggerusan dengan alat milling. Kimia merupakan metode yang melibatkan penyatuan atom dan molekul dan membentuk struktur nano. Contoh

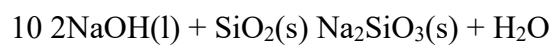
metode kimia adalah teknik CVD (Chemical Vapor Deposition) , Hidrotermal, presipitasi kimia, dan sol-gel.<sup>29</sup>

Metode sol-gel merupakan salah satu teknik yang paling sederhana untuk mensintesis struktur mikro dan nano dan sering digunakan karena mampu mengontrol tekstur, ukuran dan permukaan material, mudah diaplikasikan, biaya yang rendah, kualitas tinggi dan produk yang dihasilkan memiliki luas permukaan yang besar. Gel silika yang terbentuk dari metode polimerisasi sol-gel, silikon dioksida seperti tetraethyl orthosilicate (TEOS) atau  $\text{Si}(\text{OC}_2\text{H}_5)_4$ . Ketika air dicampur dengan pelarut ethanol, akan terjadi hidrolisis membentuk silanol.

Tahapan proses sol-gel terdiri atas, hidrolisis , kondensasi, gelasi, aging, pengeringan (drying) dan pepadatan dan kristalisasi.

#### 1. Hidrolisis

Tahap terjadinya perubahan molekul yang kompleks menjadi molekul sederhana. Dimana gugus logam alkoksi (OR) diganti oleh gugus hidoksil (-OH) atau gugus oksigen (O). Terjadi reaksi pembentukan natrium silikat dengan menggunakan prekursor alkoksida  $\text{SiO}_2$  yang dilarutkan dalam larutan NaOH. Reaksi pembentukan natrium silikat sebagai berikut <sup>30</sup>



Gambar 2.3 Mekanisme reaksi pembentukan natrium silikat (Trivana L, 2015)

Silika alkoksida direaksikan dengan larutan NaOH akan mengalami pembentukan senyawa ion intermediet  $(\text{SiO}_2\text{OH})^-$  yang tidak stabil. Pada senyawa  $\text{SiO}_2$  elektronegatifitas O lebih tinggi dibandingkan dengan senyawa Si sehingga menyebabkan Si menjadi elektropositif. Selanjutnya akan terjadi proses hidrogenasi, hydrogen yang terdapat pada gugus hidoksil ion

intermediet ( $\text{SiO}_2\text{OH}$ )- bereaksi dengan gugus hidroksil yang terikat pada NaOH membentuk molekul air dan dua ion  $\text{Na}^+$  pada NaOH akan menetralkan muatan negatif ion intermediet ( $\text{SiO}_2\text{OH}$ )- yang terbentuk, kemudian berinteraksi dengan ion  $\text{SiO}_2$  sehingga terbentuk senyawa natrium silikat ( $\text{Na}_2\text{SiO}_3$ ).<sup>31</sup>

## 2. Kondensasi

Pada tahap kondensasi terjadi penambahan asam klorida (HCl) ketika pH larutan mencapai angka tujuh, dapat menyebabkan pembentukan asam silikat  $[\text{Si}(\text{OH})_4]$  mengalami proses polimerisasi dengan membentuk ikatan siloksan (Si-O-Si). Asam silikat yang bebas akan mudah terpolimerisasi membentuk dimer, trimer, dan selanjutnya 11 hingga membentuk polimer asam silikat yang kemudian bergabung menjadi bola-bola partikel (partikel silika primer). Menurut Sholika, dkk, menyatakan bahwa gugus-gugus silanol dari partikel silika primer yang saling berdekatan ketika mengalami tahap kondensasi yang disertai pelepasan molekul air, terjadi pembentukan silika sekunder dengan ukuran yang lebih besar jika dibandingkan dengan silika primer. Reaksi pembentukan asam silikat menurut Brinker, C.J, dan Scherer, W.J dapat dilihat dari persamaan dibawah ini.<sup>34</sup>

$$\text{Na}_2\text{SiO}_3 (\text{aq}) + \text{H}_2\text{O}(\text{l}) + 2\text{HCl}(\text{aq}) \rightarrow \text{Si}(\text{OH})_4(\text{aq}) + 2\text{NaCl}(\text{s})$$

## 3. Gelasi atau gelating

Pada tahap gelasi atau gelating sol akan bereaksi dan menghasilkan gelation. Pada titik tersebut, sol akan mendukung tegangan yang tidak terlalu lama dan sol akan berubah menjadi sebuah gel. Waktu pembentukan gel dipengaruhi oleh konsentrasi prekursor atau ukuran dari sol dan struktur alkohol yang

digunakan. Alkohol dengan rantai panjang atau bercabang akan menjadi faktor lamanya proses pembentukan gel. Hal tersebut, menyebabkan sulitnya alkohol untuk keluar dari pori. Selama pembentukan gel viskositas meningkat secara signifikan sehingga sol dapat berubah menjadi gel.<sup>31</sup>

#### 4. Aging

Gel yang terbentuk adalah struktur berpori dengan unsur silanol dan sisa alkoksida yang tidak terhidrolisis pada jaringan polimer. Pada proses aging, dilakukan dalam kondisi tertutup dan berposes dalam periode waktu 1 jam bahkan semalaman. Selama proses aging, terjadi kelanjutan dari reaksi hidrolisis dan kondensasi menyebabkan peningkatan crosslinking dan pengerasan jaringan polimer atau gel secara keseluruhan. Pada proses aging tersebut, gel mengalami proses penyusutan dan menghilangkan fase pelarut dikarenakan adanya penurunan volume pori internal yang disebabkan oleh kondensasi yang luas hubungan antara silanol dan siloksan. Tahap aging, merupakan proses yang diperlukan 12 dalam pemrosesan gel curah (bulk gel) untuk memastikan stabilitas mekanis dari tiap bahan sampai tahap selanjutnya.

#### 5. Drying

Tahap pengeringan atau drying dilakukan dengan menggunakan suhu yang tinggi untuk menghilangkan zat pelarut berada di dalam gel. Menghilangkan zat pelarut dari pori-pori gel dan memadatkannya. Dan memudahkan terjadinya proses kondensasi antara silanol pada permukaan pori. Pada gel yang telah mengering, dapat mengalami kehilangan zat pelarut berkisar 70-80% dikarenakan adanya proses pemadatan pada jaringan pori. Dalam hal ini, untuk tingkat keberhasilan pengeringan pada gel lebih baik, maka perlu adanya

penggunaan suhu yang tinggi. Tahap pengeringan ini, dapat meningkatkan stabilitas dari gel, dan tahap ini gel yang mengering menjadi jauh lebih kering dan sifat bahan menjadi lebih kuat. Pada gel yang sudah mengering memiliki tingkat kepadatan yang lebih besar.

#### 6. Pematatan atau densifikasi

Gel yang dihasilkan dipanaskan pada suhu yang tinggi yang akan menyebabkan terjadi proses pematatan atau densifikasi pada gel. Dari proses, ini akan menghilangkan pori yang terdapat dalam gel dan terbentuk kepadatan pada area sekitar leburan kuarsa atau silika. Suhu yang digunakan pada tahap ini, tergantung pada dimensi pori, konektivitas pada pori dan luas permukaannya. Selama terjadi perlakuan panas pada gel, terjadi proses resorpsi dan hilangnya pelarut yang berikatan dengan hidrogen dan struktur pori yang hilang menyebabkan terjadinya kondensasi silanol lebih lanjut dan menjadi ikatan siloksan. Hasil akhir dari tahap ini, adalah terbentuknya gel yang memiliki struktur yang keras dan menjadi silika.<sup>32,33</sup>

### 2.7 Uji Compressive strength dan Tensile strength

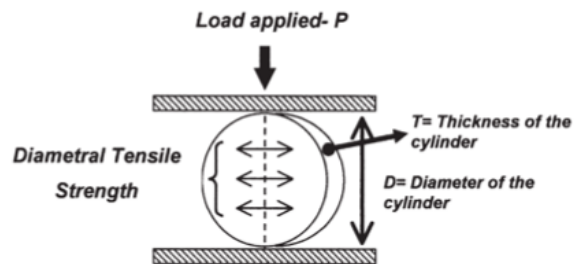
Uji compressive strength dilakukan sesuai dengan ISO 9917-1 menggunakan sistem pengujian universal (Bionix Table Top System, Sistem MTS; Eden Prairie, USA). Sampel ditempatkan sedemikian rupa sehingga sumbu longitudinalnya bertepatan dengan sumbu beban. Kecepatan crosshead diatur ke 0,005 mm/s. Berdasarkan data yang diperoleh, tegangan tekan maksimum sampel dihitung dengan menggunakan rumus:

$$\sigma_{max} = \frac{N_{max}}{A}$$

$\sigma_{max}$  = maksimum compressive stress [MPa],  
 $N_{max}$  = maksimum compressive load [N],  
A = luas penampang [mm ].

kekuatan tekan bahan restoratif glass-ionomer harus lebih besar dari atau sama dengan 100 MPa.<sup>34</sup>

Uji Pengaruh nanosilika pada tensile strength, spesimen dikompresi secara diametris dengan memperkenalkan tegangan tarik pada material pada bidang penerapan gaya oleh pengujian (Gambar 2.4). Ini dihitung dengan rumus:  $2P/\pi DT$ , di mana: P= beban diterapkan; D= diameter silinder, T= tebal silinder,  $\pi$ = (konstanta) 3,14. Nilai DTS [kgf/cm<sup>2</sup>] diubah menjadi MPa sebagai berikut:  $DTS[MPa]=DTS[Kgf/cm^2] \times 0,09807$ .<sup>35</sup>

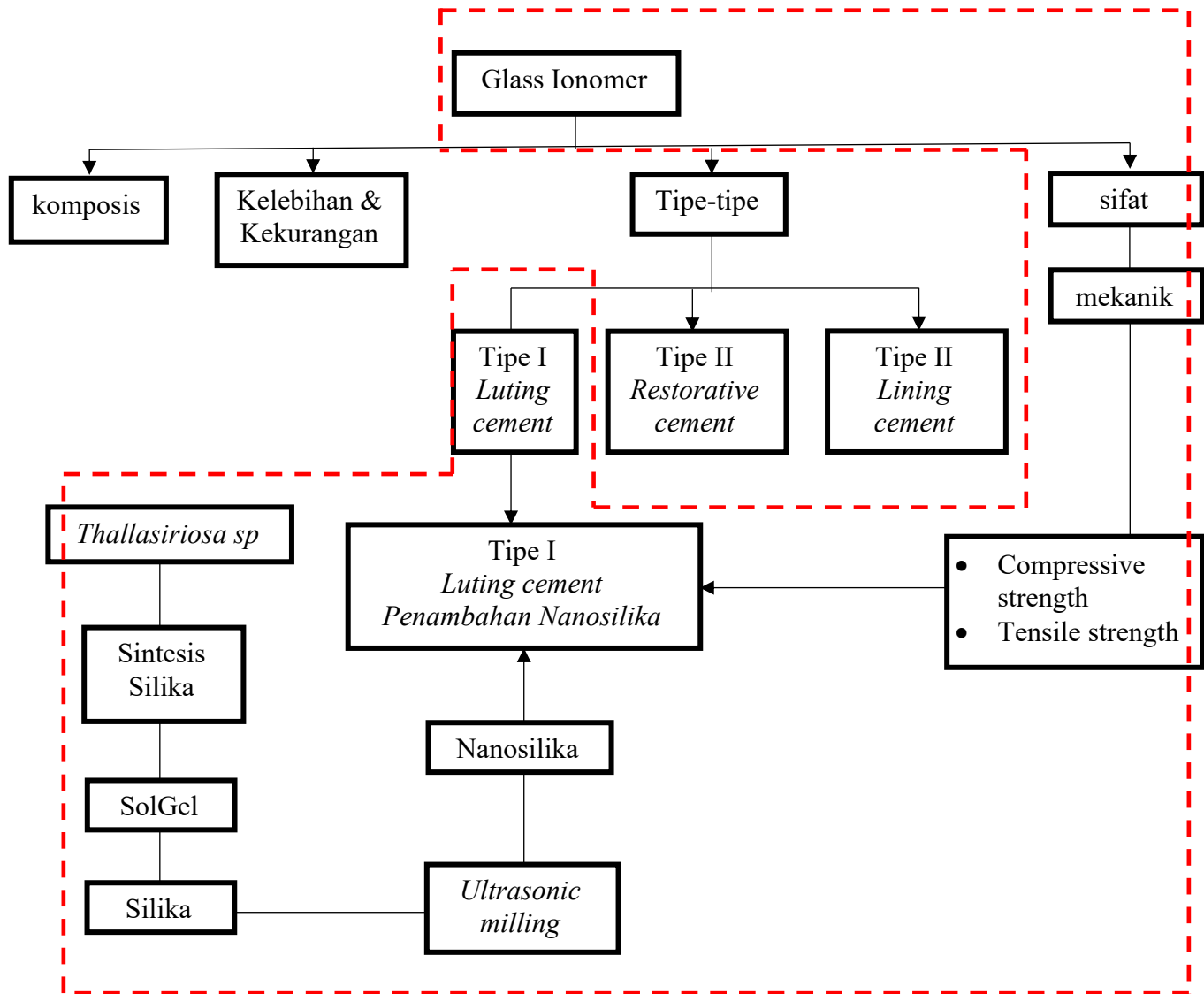


gambar 2.4 Ilustrasi skematik dan representasi dari tes kekuatan tari


## BAB III

### KERANGKA TEORI, KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS

#### 3.1 Kerangka Teori

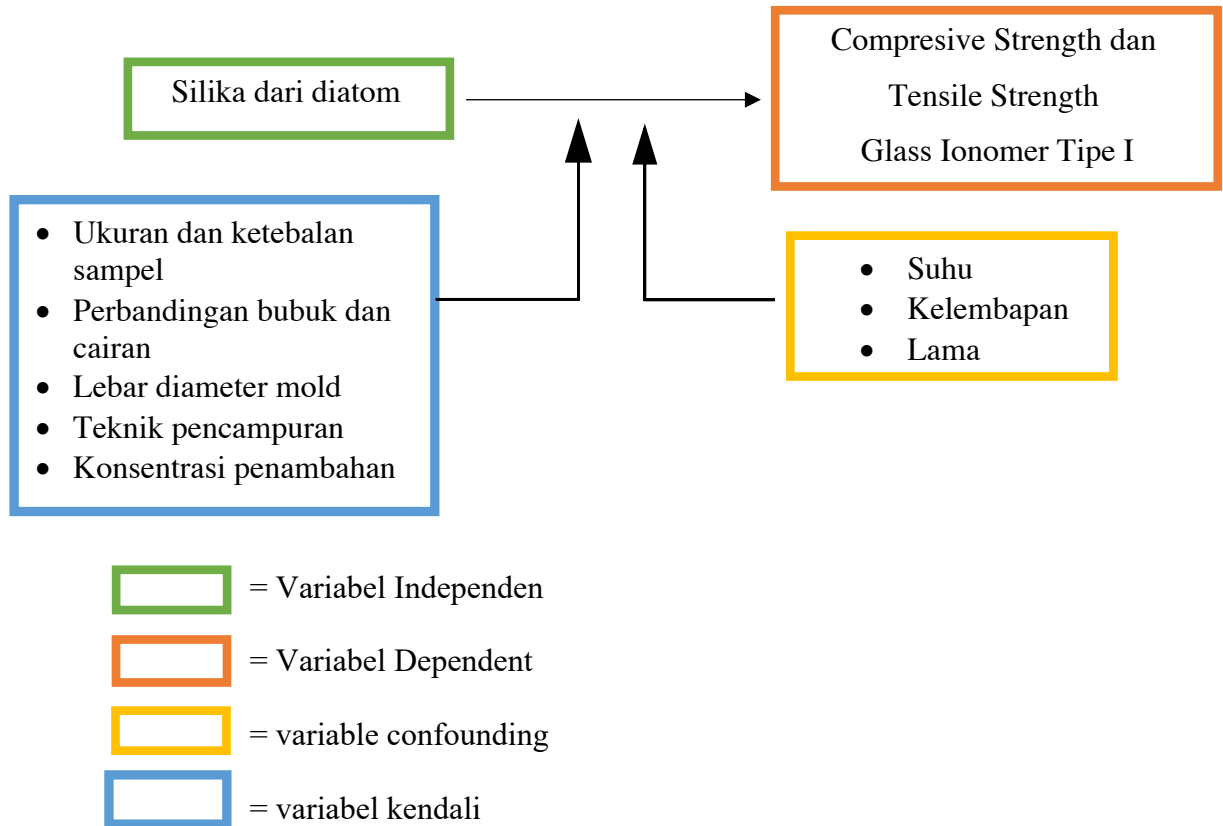


Keterangan:

 = yang diteliti



### 3.2 Kerangka Konsep



### 3.3. Hipotesis Penelitian

Hipotesa dalam penelitian ini adalah Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Compressive Strength dan Tensile Strength bahan luting GIC

Ha : 1. Ada Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Compressive Strength bahan luting GIC

2. Ada Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Tensile Strength bahan luting GIC
3. Ada Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Compressive Strength dan Tensile Strength bahan luting GIC

- Ho :
1. Tidak ada Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Compressive Strength bahan luting GIC
  2. Tidak ada Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Tensile Strength bahan luting GIC
  3. Tidak ada Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom Thalassiosira Sp) Terhadap Compressive Strength dan Tensile Strength bahan luting GIC