

**PENGARUH PENAMBAHAN NANOSILIKA (EKSTRAK
DIATOM *THALASSIOSIRA SP*) TERHADAP KONDISI
KETEBALAN LAPISAN DAN KEKASARAN PERMUKAAN
BAHAN LUTING *GLASS IONOMER CEMENT***

TESIS



Oleh :

RISNAWATI

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

**PENGARUH PENAMBAHAN NANOSILIKA (EKSTRAK
DIATOM *THALASSIOSIRA SP*) TERHADAP KONDISI
KETEBALAN LAPISAN DAN KEKASARAN PERMUKAAN
BAHAN LUTING *GLASS IONOMER CEMENT***

TESIS

Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat untuk Memperoleh Gelar
Profesi Spesialis-1 dalam Bidang Ilmu Prostodonsia pada
Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis Fakultas Kedokteran
Gigi Universitas Hasanuddin

OLEH:

RISNAWATI

NIM. J015202003

PEMBIMBING:

Prof. drg. MOH. DHARMA UTAMA, Ph.D, Sp. Pros., Subsp. PKIKG(K)

drg. VINSENSIA LAUNARDO, Sp.Pros., Subsp.MFP(K)

**PENGARUH PENAMBAHAN NANOSILIKA (EKSTRAK
DIATOM *THALASSIOSIRA SP*) TERHADAP KONDISI
KETEBALAN LAPISAN DAN KEKASARAN PERMUKAAN
BAHAN LUTING *GLASS IONOMER CEMENT***

OLEH:

RISNAWATI

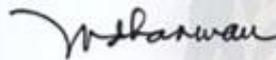
NIM. J015202003

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

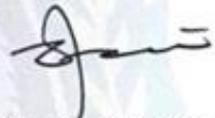
Makassar, November 2023

Pembimbing I

Pembimbing II



Prof. drg. Moh. Dharma Utama, Ph.D.
Sp. Pros., Subsp. PKIKG(K)
NIP. 19610220 198702 2 001



drg. Vinsensia Launardo, Sp.Pro.,
Subsp.MFP(K)
NIP. 19770814 200212 2 001

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 KONDISI
KETEBALAN LAPISAN DAN KEKASARAN PERMUKAAN
BAHAN LUTING *GLASS IONOMER CEMENT***

Diajukan Oleh:

RISNAWATI

NIM. J015202007

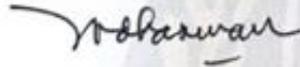
Setelah membaca tesis ini dengan seksama, menurut pertimbangan kami,
Tesis ini telah memenuhi persyaratan ilmiah

Telah disetujui:

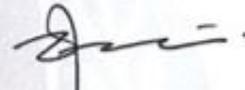
Makassar, November 2023

Pembimbing I,

Pembimbing II,



**Prof. drg. Moh. Dharma Utama, Ph.D., Sp.
Pros., Subsp. PKIKG(K)**
NIP. 19610220 198702 2 001



**drg. Vinsensia Launardo, Sp.Pros.,
Subsp.MFP(K)**
NIP. 19770814 200212 2 001

Ketua Program Studi (KPS)
PPDGS Prostodonsia FKG UNHAS



drg. Irfan Dammar, Sp.Pros., 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 KONDISI
KETEBALAN LAPISAN DAN KEKASARAN PERMUKAAN
BAHAN LUTING *GLASS IONOMER CEMENT***

OLEH:

RISNAWATI

NIM. J015202003

Telah Disetujui:

Makassar, November 2023

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

2. Penguji II: drg. Vinsensia Launardo, Sp.Pro., Subsp.MFP(K)

3. Penguji III: drg. Irfan Dammar, Sp.Pro., Subsp.MFP(K)

4. Penguji IV: drg. Eri Hendra Jubhari, M.Kes, Sp.Pro., Subsp. PKIKG(K)

5. Penguji V: Dr. drg. Ike Damayanti Habar, Sp. Pros., 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 : Risnawati

NIM : J015202003

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


Risnawati

KATA PENGANTAR

Puji dan syukur penulis panjatkan kepada Allah SWT karena hanya berkat dan rahmat-Nya, penulis dapat menyelesaikan tesis yang berjudul “Pengaruh Penambahan Nanosilika (Ekstrak Diatom *Thalassiosira Sp*) Terhadap Kondisi Ketebalan Lapisan dan Kekasaran Permukaan Bahan Luting *Glass Ionomer Cement*”. Penulisan tesis ini bertujuan untuk memenuhi salah satu syarat mencapai gelar Spesialis Prostodonsia-1 di Program Pendidikan Dokter Gigi Spesialis Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin. Tesis ini juga diharapkan dapat memberikan manfaat bagi para pembaca dan peneliti lainnya untuk menambah pengetahuan dalam bidang ilmu kedokteran gigi maupun masyarakat umum.

Dalam perjalanan penulisan tesis ini, penulis menghadapi berbagai hambatan. Namun, berkat bantuan, bimbingan, dan motivasi dari berbagai pihak, akhirnya penulisan tesis ini dapat terselesaikan dengan baik dan tepat waktu. Dengan penuh rasa terima kasih, penulis ingin mengucapkan penghargaan setinggi-tingginya kepada:

1. Pembimbing tesis **Prof. drg. Moh.Dharma Utama, Ph.D., Sp.Pros., Subsp. PKIKG(K)** dan **drg. Vinsensia Launardo, Sp.Pros.,Subsp.MFP(K)** yang telah meluangkan waktu untuk memberikan bimbingan, saran, serta ilmu selama penelitian dan penyusunan tesis ini, serta memberikan dukungan selama proses Pendidikan Spesialis di Bidang Prostodonsia.
2. **drg. Irfan Dammar, Sp.Pros.,Subsp.MFP(K)**, **drg. Eri Hendra Jubhari, M.Kes, Sp.Pros., Subsp. PKIKG(K)**, dan **Dr. drg. Ike Damayanti Habar, Sp. Pros., Subsp. PKIKG(K)** selaku penguji yang telah bersedia memberikan arahan, waktu, dan kesempatan untuk memberikan bimbingan kepada penulis sehingga karya tulis ilmiah ini dapat menjadi lebih baik.

3. **Kementerian Kesehatan Republik Indonesia**, selaku pemberi bantuan biaya penelitian melalui Beasiswa Pendidikan Dokter Spesialis/Pendidikan Dokter Gigi Spesialis.
4. Bantuan dan dukungan dari berbagai pihak. **Rosmaniar, S.Si**, laboran pendamping di Laboratorium FIKP Unhas, yang membantu dalam pelaksanaan penelitian tesis. **Kepala Laboratorium Metalurgi Fakultas Teknik Mesin dan Laboran**, yang juga membantu dalam pelaksanaan penelitian tesis ini. **Suriana dan BPBAP Takalar**, penyedia bahan baku utama dalam penelitian tesis ini.
5. Staf Dosen PPDGS Prostodonsia FKG Unhas **Prof. Dr. drg. Bahruddin Talib, M.Kes., Sp.Pros., Subsp. PKIKG(K), Prof. Dr. drg. Edy Machmud, Sp.Pros., Subsp. OGST(K), drg. Acing Habibie Mude, Ph.D., Sp.Pros., Subsp. OGSTK(K), drg. Rifaat Nurrahma, Sp.Pros., Subsp. MFP(K), drg. Muh. Ikkal, Ph.D, Sp.Pros., Subsp. PKIKG(K), dan drg. Rahmat, Sp.Pros.**, atas saran, kritik, masukan, support, arahan, dan bimbingan selama studi perkuliahan, pengerjaan kasus klinik, dan tahap penelitian, sehingga karya ilmiah ini dapat terselesaikan dengan baik.
6. Staf Akademik dan Tata Usaha Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Hasanuddin. Terutama kepada **Kak Bia**, atas bantuan dan saran dalam pelaksanaan penelitian tesis ini.
7. Suami tercinta dan terbaik **Syahrudin, SH**, yang senantiasa memberikan doa, dukungan, dan motivasi selama penulis menyelesaikan karya tulis ini.

Terima kasih atas kesabaran dan kesetiiaannya. Dan Anak-anakku tercinta **Ahmad Faid Nawwaf S dan Muhammad Fatih Abqari S.**

8. Orang tua tersayang dan terhebat Almarhumah Mama **Nursiah**, Almarhum Bapak **Djamaluddin Nassa**, yang telah melahirkan, membesarkan, dan mendidik penulis. Berkat doa-doa dan harapan mereka, penulis bisa sampai pada tahap ini dan menyelesaikan pendidikan spesialis yang merupakan permintaan terakhir kepada penulis sebelum Bapak wafat.
9. Saudara dan saudari yang tercinta **Ir. Rajnah Djamaluddin, Irham Djamaluddin, SE, Taufiq Djamaluddin, S.IP, Imran Djamaluddin, SE, Takbir Djamaluddin, SE, Rusli Djamaluddin, S.Hut, M.P, Rosnaeni Djamaluddin, SE, Rini Andriani, S.Kom, M.M** yang senantiasa memberikan dukungan, semangat, dan doa kepada penulis dalam menyelesaikan tesis ini.
10. Mertua tersayang mama **Rasida** dan bapak **Laodi**, serta kakak-kakak ipar tersayang yang telah memberi dukungan, semangat dan doa kepada penulis dalam menyelesaikan tahapan pendidikan ini.
11. Saudara se-Angkatan XIV PPDGS Prostodonsia FKG Unhas, drg. **Eka Fibrianti, drg. Nurimah Wahyuni, drg. Ainun Bazira, drg. Astri Al-Hutami Aziz, drg Murthia Muthmainnah, drg. Ludfia Ulfa, drg. Iswanto Sabirin, drg. Probo Damoro Putro, dan drg. Aksani Taqwim**, atas kebersamaan, dukungan, dan kebersamaan selama menjadi residen. Semoga silaturahmi dan kekeluargaan kita bisa berlangsung selamanya, walaupun sudah kembali ke tempat tugas masing-masing.

12. Senior-senior PPDGS Prostodonsia FKG Unhas, terutama **drg. Ian Afifah Sudarman, Sp.Pros., drg. Mariska Juanita, Sp.Pros., drg. Nur Inriany, Sp.Pros., drg. Raodah,** dan **drg. Fitri Endang,** atas bantuan, dukungan, dan sarannya selama menjadi residen.
13. Seluruh residen **Angkatan XV, XVI, XVII, XVIII, dan XIX PPDGS Prostodonsia FKG Unhas,** yang telah memberikan bantuan dan dukungan kepada penulis dalam menempuh pendidikan bersama.
14. Seluruh keluarga, sahabat, dan orang-orang yang tidak dapat disebutkan satu per satu, atas bantuan dan dukungan dalam penyusunan dan penyelesaian karya tulis penelitian tesis ini.

Penulis menyadari bahwa tesis ini masih memiliki banyak kekurangan. Oleh karena itu, penulis senantiasa menerima kritik dan saran yang diberikan oleh pembaca. Akhir kata, semoga tesis ini dapat bermanfaat bagi kita semua dalam pengembangan ilmu pengetahuan ke depannya.

Makassar, November 2023

Risnawati

ABSTRAK

Latar Belakang: Sementasi menjadi faktor penting untuk retensi gigi tiruan cekat. Ketebalan lapisan dan kekasaran permukaan semen penting dalam stabilitas restorasi akhir, pengaruh terhadap posisi dan retensi, serta ketahanan terhadap kebocoran mikro dan karies. Glass ionomer cement (GIC) adalah bahan luting populer dengan kelebihan seperti kekuatan tekan yang tinggi, retensi yang baik, dan pelepasan fluor yang dapat mencegah kerusakan gigi. Namun, GIC memiliki kekurangan, seperti rapuh dan mudah pecah. Penelitian yang menggabungkan nanosilika dari tanah diatom dalam GIC menunjukkan hasil dengan kondisi ketebalan lapisan yang baik, memberikan keuntungan dalam kekuatan lentur, dan mengurangi kebocoran mikro serta kelarutan air. Hasil ini menjadi dasar pengembangan bahan luting gigi tiruan cekat yang lebih baik melalui pemanfaatan nanosilika dari sumber biota laut (*Thalassiosira Sp*) seperti diatom tanah.

Tujuan: Mengetahui adanya pengaruh penambahan nanosilika ekstrak diatom *Thalassiosira Sp.* terhadap kondisi ketebalan lapisan bahan GIC luting serta kekasaran permukaan bahan GIC luting.

Bahan dan metode: Sampel penelitian disintesis dari diatom *Thalassiosira sp.* dengan metode Solgel. Karakterisasi silika dilakukan menggunakan FT-IR dan SEM, kemudian dengan *ultrasonic milling* partikel silika diubah menjadi bentuk nanosilika. Serbuk nanosilika dan GIC luting modifikasi dimanipulasi dan dicampur hingga homogen. Sampel dibagi menjadi 5 kelompok yakni kelompok I GIC tanpa penambahan nanosilika, kelompok II RMGIC, kelompok III GIC dengan penambahan nanosilika perbandingan 1% (0,2227gr+0,0023gr), kelompok IV GIC dengan penambahan nanosilika perbandingan 3% (0,2182gr + 0,0068gr), kelompok V GIC dengan

penambahan nanosilika perbandingan 5% (0,2137gr + 0,0113gr). Pembebanan statis 150N menggunakan mesin uji universal selama 5menit kemudian sampel diperiksa menggunakan CLSM.

Hasil: Ada pengaruh signifikan antara penambahan nanosika terhadap kondisi ketebalan lapisan dan kekasaran permukaan Terdapat perbedaan rerata ketebalan lapisan antara kelompok sampel dengan nilai rata-rata tertinggi yaitu pada penambahan nanosilika 5% pada GIC. Sedangkan untuk rerata nilai kekasaran permukaan tertinggi yaitu pada penambahan nanosilika 5% dan GIC tanpa nanosilika. Hasil uji statistik dengan uji Man Whitney menunjukkan ada perbedaan signifikan antara penambahan nanosilika terhadap kondisi ketebalan lapisan dan kekasaran permukaan bahan GIC luting. Nilai ketebalan lapisan sesuai spesifikasi ADA no.8 yaitu di bawah 25 μm . Sedangkan nilai kekasaran permukaan GIC yang dapat ditoleransi yaitu di bawah 0,2 μm .

Kesimpulan: Ada pengaruh penambahan nanosilika terhadap kondisi ketebalan lapisan dan kekasaran permukaan bahan GIC luting. Penambahan nanosilika sebesar 1% dan 3% menunjukkan hasil ketebalan ideal di bawah 25 μm . Selain itu, penambahan nanosilika sebesar 1%, 3% dan 5%, secara keseluruhan menunjukkan hasil ketebalan permukaan yang ideal di bawah 0,2 μm .

ABSTRACT

Background: Cementation is a crucial factor for denture retention. The layer thickness and surface roughness of cement play an important role in the stability of the final restoration, influence on positioning and retention, and resistance to microleakage and caries. Glass ionomer cement (GIC) is a popular luting material with advantages such as high compressive strength, good retention, and fluorine release that can prevent tooth decay. However, GIC has disadvantages, such as being brittle and easily broken. Research incorporating nanosilica from diatomaceous earth in GIC showed results with good coating thickness conditions, provided advantages in flexural strength, and reduced microleakage and water solubility. These results highlight the possibility of developing improved fixed denture luting materials through the utilization of nanosilica from marine biota sources (*Thalassiosira* Sp) such as diatomaceous earth.

Objective: To determine the effect of the addition of nanosilica of *Thalassiosira* Sp. diatom extract on the thickness condition of the GIC luting material layer and to determine the effect of the addition of nanosilica of *Thalassiosira* Sp. diatom extract on the surface roughness condition of the GIC luting material.

Materials and methods: The research sample was synthesized from diatom *Thalassiosira* sp. by Silica Sol-gel method. Characterization of silica was done using FT-IR and SEM, then by ultrasonic milling the silica particles were converted into nanosilica form. Nanosilica powder and modified GIC luting were manipulated and mixed until homogeneous. The samples were divided into 5 groups, namely group I GIC without the addition of nanosilica, group II RMGIC, group III GIC with the addition of 1% nanosilica (0.2227gr + 0.0023gr), group IV GIC with the addition of 3% nanosilica (0.2182gr + 0.0068gr), group V GIC with the addition of 5% nanosilica (0.2137gr + 0.0113gr). Static

loading of 150N using a universal testing machine for 5 minutes and then the condition of the coating thickness and surface roughness of the samples were examined using CLSM.

Results: There is a significant effect between the addition of nanosilica on the condition of coating thickness and surface roughness. There is a difference in the average coating thickness between sample groups with the highest average value being the addition of 5% nanosilica to GIC. As for the average value of surface roughness, the highest is in the addition of 5% nanosilica and GIC without nanosilica. The results of statistical tests with the Man Whitney test showed that there was a significant difference between the addition of nanosilica to the condition of the layer thickness and surface roughness of the GIC luting material. The coating thickness value according to ADA specification no.8 is below 25 μm . While the surface roughness value of GIC that can be tolerated is below 0.2 μm .

Conclusion: There is an effect of nanosilica addition on the condition of coating thickness and surface roughness of GIC luting materials. Nanosilica additions of 1% and 3% showed ideal thickness results below 25 μm . In addition, the addition of 1%, 3% and 5% nanosilica, as a whole, showed ideal surface thickness results below 0.2 μm .

DAFTAR ISI

DAFTAR ISI.....	XV
DAFTAR TABEL.....	XVIII
DAFTAR GAMBAR	XIX
BAB I	1
PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	8
1.3 Tujuan Penulisan.....	9
2. Mengetahui adanya pengaruh penambahan nanosilika ekstrak diatom <i>Thalassiosira Sp.</i> terhadap kondisi kekasaran permukaan bahan GIC luting.....	9
1.4. Manfaat Penulisan.....	9
BAB II.....	10
TINJAUAN PUSTAKA.....	10
2.1. GLASS IONOMER CEMENT (GIC)	10
2.1.1 Definisi Glass Ionomer Cement (GIC).....	10
2.1.2 Klasifikasi Glass Ionomer Cement (GIC)	10
2.1.3. Komposisi Glass Ionomer Cement (GIC)	11
2.1.4. Reaksi setting Glass Ionomer Cement (GIC)	13
2.1.5. GIC Tipe I.....	14
2.1.5.1. Sifat mekanis GIC Tipe I.....	14

2.1.5.2. Proporsi dan pencampuran, setting time GIC Tipe I.....	15
2.2 Penambahan biomaterial nanosilika.....	16
2.2.1 <i>Thallasiriosa Sp</i>	21
2.3. Metode Sintesis Silika.....	22
2.4. Ketebalan Lapisan.....	27
BAB III.....	30
KERANGKA TEORI, KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS.....	30
3.1 Kerangka Teori	30
3.2 Kerangka Konsep.....	31
3.3 Hipotesis Penelitian.....	32
BAB IV METODE PENELITIAN	33
4.1 Jenis dan Rancangan Penelitian	33
4.2 Waktu dan Lokasi Penelitian	33
4.3 Sampel Penelitian.....	33
4.4 Variabel Penelitian.....	34
4.5 Definisi Operasional	34
4.6 Alat dan Bahan Penelitian.....	35
4.6.1 Bahan penelitian	35
4.6.2 Alat Penelitian	35
4.7 Prosedur Penelitian	36
4.7.1 Pembuatan Nanosilika dari ekstrak diatom <i>Thalassiosira sp.</i>	36
4.7.2 Pembuatan Spesimen.....	38
4.7.3 Pengujian ketebalan lapisan dan kekasaran bahan	39

4.8 Analisis Data	39
4.9 Alur Penelitian	40
BAB V.....	41
HASIL PENELITIAN.....	41
5.1. Hasil SEM Pencampuran Nanosilika dari Diatom <i>Thalassiosira Sp</i> dengan GIC Luting	41
5.2. Hasil FT-IR Silika dari Diatom <i>Thalassiosira sp.</i>	42
5.3. Hasil Uji Ketebalan Lapisan	43
5.4. Hasil Uji Kekasaran Permukaan	46
BAB VI	49
PEMBAHASAN	49
BAB VII.....	56
KESIMPULAN DAN SARAN.....	56
7.1. Simpulan	56
7.2. Saran	56
DAFTAR PUSTAKA	57

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1. Sifat fisika silika.....	19
Tabel 5.1. Kondisi Ketebalan lapisan berdasarkan penambahan konsentrasi nanosilika 1, 3, 5 persen.....	43
Tabel 5.2. Perbedaan ketebalan lapisan GIC dengan GIC+Nanosilika	44
Tabel 5.3. Perbedaan ketebalan RMGIC dengan GIC dan GIC+Nanosilika konsentrasi1,3, dan 5 persen	45
Tabel 5.4. Kekasaran permukaan berdasarkan penambahan konsentrasi nanosilika 1, 3, 5 persen	46
Tabel 5.5. Perbedaan kekasaran GIC dengan kelompok GIC+Nanosilika	46
Tabel 5.6. Perbedaan kekasaran RMGIC dengan GIC dan GIC+nanosilika	47

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1. Komposisi powder GIC.....	12
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. ²⁵	14
Gambar 2.3. Morfologi <i>Thalassiosira sp.</i>	22
Gambar 3.1. Bahan dan Proses Pembuatan ekstraksi nanosilika dari bahan diatom <i>Thalassiosira Sp.</i>	37
Gambar 3.2. Pembuatan specimen tiap kelompok.....	38
Gambar 3.3 A. <i> mold</i> (cetakan akrilik); B. Pembenan pada mesin uji universal ; C. Confocal Laser Scanning Microscope (CLSM)	39
Gambar 4.4. Alur penelitian.....	40
Gambar 5.5. Hasil SEM pencampuran nanosilika diatom <i>Thalassiosira Sp</i> dengan GIC luting dengan pembesaran 10.000x: 1%; 3%; 5%.....	42
Gambar 5.6. Grafik spektra FT-IR silika dari diatom <i>Thalassiosira Sp.</i>	43
Gambar 5.7. Grafik ketebalan lapisan antar kelompok.....	45
Gambar 5.8. Grafik kekasaran permukaan antar kelompok.....	48

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Gigi tiruan cekat merupakan salah satu alternatif perawatan untuk menggantikan gigi yang hilang serta merestorasi kerusakan mahkota gigi dengan melakukan sementasi permanen pada gigi asli. Sementasi merupakan salah satu faktor penting untuk retensi gigi tiruan cekat. Ketika semen gigi digunakan untuk tujuan ini, disebut agen luting, karena menempel atau melumasi permukaan satu sama lain. Semen luting 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 ikatan antara restorasi dan gigi, tidak hanya untuk menahan restorasi pada tempatnya tetapi juga untuk memberi ketahanan terhadap kebocoran mikro dan karies.^{1,2}

Ketebalan lapisan semen memiliki peran penting dalam menentukan stabilitas restorasi akhir. Ketebalan lapisan semen yang terbentuk antara struktur gigi dan dinding dalam restorasi akan memengaruhi posisi akhir restorasi tersebut. Retensi atau daya tahan juga dapat dipengaruhi oleh ketebalan semen. Ketebalan semen bergantung pada ukuran partikel *powder*, konsentrasi *powder* dalam *liquid*, kekentalan *liquid* dan konsistensi dari semen. Konsistensi merupakan hal yang sangat utama dalam proses sementasi.

Seringkali, restorasi yang telah disesuaikan dengan baik secara oklusal dapat mengalami perubahan menjadi lebih tinggi setelah proses sementasi. Disinilah peran penting ketebalan lapisan semen menjadi terlihat. Semakin besar ketebalan lapisan semen, semakin banyak titik tinggi yang muncul pada restorasi dan semakin banyak penyesuaian oklusal yang perlu dilakukan. Sedangkan ketebalan lapisan semen yang minimal akan menghasilkan retensi yang lebih baik dan pemeliharaan hubungan oklusal yang lebih baik. Pengurangan ketebalan lapisan semen juga dapat mengurangi diskrepansi marginal, yang pada gilirannya mengurangi akumulasi plak, penyakit periodontal, dan kelarutan semen.^{3,4}

Sesuai spesifikasi ADA no. 8, semen luting digunakan untuk restorasi tidak langsung seperti inlay, onlay, mahkota, dan jembatan pada struktur gigi, harus memiliki ketebalan lapisan 25 μm . Semen luting ini memiliki kekuatan yang memadai pada ketebalan sekitar 25 μm , berada dalam batas toleransi yang diperlukan untuk membuat restorasi tuang, dan waktu kerja yang normal. Semen luting 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. Selain itu, harus memiliki sifat kekuatan tinggi di bawah tegangan, gaya geser (shear) dan kompresi untuk menahan tekanan pada interface restorasi-gigi.^{1,2,3,5}

Ada beberapa bahan luting gigi tiruan cekat yang dapat digunakan, antara lain zinc phosphate cement, zinc polycarboxylate cement, zinc oxide eugenol

cement, glass ionomer cement, resin modified glass ionomer cement dan resin cement. Glass ionomer cement (GIC) merupakan bahan sementasi yang populer digunakan setelah zinc phosphate cement karena beberapa kelebihanannya seperti melekat kuat pada gigi melalui ikatan kimia, memiliki retensi yang tinggi, serta ekskresi fluor dalam jangka panjang sehingga dapat mencegah terjadinya kerusakan gigi.^{6,7}

Glass Ionomer Cement (GIC) disebut juga sebagai asam poliakrilat aluminosilikat atau semen polialkenoat merupakan *water-based cement*, kombinasi dari silikat kaca dan asam ionomer. Serbuk terdiri dari partikel kaca bersama dengan fluor dan silika, yang memformulasikan fluoroaluminosilikat. Komponen cair memiliki asam poliakrilat bersama asam itakonat, asam maleat, dan asam tartarat. GIC memberikan sifat translusen dan estetika yang mirip dengan silikat dan sifat ikatan kimia yang mirip dengan polikarboksilat.^{8,3}

Glass ionomer cement tipe luting banyak digunakan untuk restorasi cast crown, gigi tiruan sebagian cekat, dan metal-ceramic crown.⁷ Menurut ADA no. 66, GIC luting memiliki waktu setting 4 sampai 5 menit. GIC memiliki keunggulan sebagai perekat pada enamel dan dentin, yang akan membantu mempertahankan retensi untuk waktu yang lebih lama.^{8,3} GIC melekat kuat pada gigi melalui ikatan kimia, yaitu interaksi ion fosfat dengan kalsium dalam hidroksiapatit, memiliki kekuatan tekan (*compressive strength*) paling besar diantara semen luting lainnya, yaitu sekitar 90-220 MPa. GIC juga memiliki keuntungan lebih karena pelepasan fluoridenya, yaitu memiliki sifat

antikariogenik yang membantu mencegah terjadinya karies.^{2,6} Sifat lain dari GIC adalah *brittle* dan mudah terkikis sehingga menyebabkan peningkatan kekasaran permukaan.⁹

Kekasaran permukaan merupakan suatu bentuk ketidakraturan permukaan material. Kekasaran permukaan pada restorasi dapat mempercepat kolonisasi bakteri dan maturasi plak gigi sehingga berpotensi meningkatkan resiko penyakit mulut, menyebabkan iritasi gingiva, dan mengurangi estetika.^mGIC merupakan material yang kekasaran permukaannya mudah berubah, terutama apabila berinteraksi dengan larutan yang memiliki pH rendah. Perubahan nilai kekasaran permukaan GIC yang dipengaruhi oleh pH rendah menyebabkan pelarutan ion pada GIC, sehingga terbentuk porus yang meningkatkan kekasaran permukaan.^{9,10}

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.¹⁰ Menurut Cem et al., keberhasilan klinis jangka panjang dari prosedur luting tergantung pada ketebalan lapisan agen luting. Faktor penting yang menentukan ketebalan lapisan semen luting adalah pengetahuan dokter gigi tentang bahan serta teknik pencampuran, suhu, dan rasio bubuk dan cairan semen. Namun, faktor penentu utama adalah viskositas semen. Dengan demikian, dalam situasi klinis faktual, ketebalan semen sebenarnya berbeda berdasarkan pengalaman dokter gigi dan bahan restoratif yang digunakan.³

GIC adalah bahan luting yang banyak digunakan untuk restorasi indirek tetapi memiliki sifat mekanik yang lebih rendah dibandingkan dengan bahan sementasi lainnya karena modulus elastisitas dan *flexural strength* yang rendah. Berbagai usaha telah dilakukan untuk memperbaiki sifat mekanis GIC, termasuk memodifikasi bubuk GIC dengan menambahkan filler berupa *stainless-steel*, *glass* fiber dan hidroksiapatit (HA). Sintesis HAp dari bahan alam lebih baik karena bahan tersebut dapat meningkatkan sifat bioaktif dan biokompatibilitas.^{12,13}

Penerapan ilmu material pada biologi disebut biomaterial. Biomaterial alami adalah biomaterial yang berasal dari tumbuhan atau hewan, dan sedang pesat perkembangannya, termasuk dalam bidang kedokteran gigi. Selain nanohidroksiapatit terdapat senyawa alami untuk pengembangan dalam kedokteran gigi konservatif, salah satunya adalah senyawa nanosilika.^{14,15}

Indonesia merupakan negara maritim dengan kepulauan terbesar di dunia, luas total laut Indonesia sekitar 5 juta km². Keanekaragaman jenis biota laut Indonesia merupakan sumber daya yang sangat besar, yang tersebar di daerah yang sangat luas dan di tempat yang sangat unik. Fitoplankton merupakan salah satu jenis biota laut yang umumnya dijumpai di perairan Indonesia. Kelompok Diatom dan Dinofel agellata adalah fitoplankton yang paling banyak dijumpai. Diatom bersifat uniseluler, namun sering ditemukan dalam bentuk koloni. Dinding sel (frustula) pada diatom mengandung banyak silika.¹⁶

Silika adalah senyawa kimia dengan rumus molekul SiO₂ (silicon dioksida) yang dapat diperoleh dari silika mineral, nabati dan sintesis kristal.

Silika mineral adalah senyawa yang banyak ditemui dalam bahan tambang/galian yang berupa mineral seperti pasir kuarsa, granit, dan feldspar yang mengandung kristal-kristal silika (SiO_2). Di alam senyawa silika ditemukan pada bahan alam dan tumbuhan, seperti pasir, kuarsa, gelas, sekam padi, tungkul jagung dan bambu. Silika sebagai senyawa di alam berstruktur kristalin, sedangkan silika sebagai senyawa sintesis adalah amorf (tambahan). Silika juga banyak terkandung pada dinding sel diatom, salah satu kelas dari fitoplankton yang banyak ditemukan di Indonesia.^{16,17}

Salah satu nanopartikel yang memiliki keunggulan potensi yang dapat dimanfaatkan, yakni nano partikel yang berbasis silika atau disebut dengan nano silika. Nanosilika dalam berbagai bidang telah dikembangkan karena keunggulannya dalam meningkatkan sifat mekanik, termasuk dalam bidang kedokteran gigi. Nanosilika memiliki sifat toksik rendah, area permukaan tinggi, sifat fisik dan kimia stabil. Ikatan kimia yang lebih kuat antara GIC dan gigi dapat dicapai dengan mencampurkan GIC dengan bahan bioaktif yaitu silika untuk membentuk hidroksiapatit pada permukaan GIC yang diharapkan mampu mengurangi terbentuknya celah marginal.^{18,19}

Penambahan bioaktif glass pada GIC bertujuan untuk meningkatkan dan mempercepat proses mineralisasi struktural. Mineralisasi akan sangat tinggi bila menggunakan bioaktif glass yang berukuran nano dibandingkan yang berukuran mikro. Hanya sel yang dapat melekat pada bahan bioaktif, sedangkan GIC tidak termasuk dalam kategori bahan bioaktif. Jika bahan bioaktif diresorpsi oleh tubuh,

apatit akan terdeposisi kembali, dan protein serta faktor pertumbuhan dapat melekat pada bahan remineralisasi. Sebagai hasilnya, apatit dapat berinteraksi dengan struktur dentin, meningkatkan ikatan melalui *mechanical interlocking*, dan protein akan ditarik, mempercepat proses regenerasi.¹³

Penelitian oleh Magdalena, dkk mempertimbangkan aplikasi tanah diatom yang menjanjikan pada semen glass ionomer. Terlihat bahwa tanah diatom dapat secara efektif menggantikan sebagian partikel kaca dalam GIC yang diuji tanpa merusak sifat pentingnya, termasuk kekerasan mikro permukaan, kekuatan tekan, ketebalan lapisan, kekasaran permukaan dan kinerja tribologis. Dalam pengukuran ketebalan lapisan, bahan yang diuji dicampur segera sebelum pengujian. Kemudian, setetesnya ditempatkan di antara dua slide kaca, dikompresi, dan ketebalan lapisan GIC yang dihasilkan diukur dengan mikrometer. Menurut data yang diperoleh, penambahan tanah diatom pada GIC yang diuji menghasilkan peningkatan ketebalan lapisan, diukur menurut ISO 9917-1. Perbedaan statistik antara kontrol dan sampel tanah diatom modifikasi terlihat hanya pada kelompok di mana 5% berat tanah diatom digunakan. Pengukuran kekasaran permukaan dilakukan menurut standar ISO 4288, yang biasanya diterapkan untuk evaluasi kekasaran melalui metode kontak. Profilometer kontak digunakan untuk karakterisasi dan untuk setiap sampel ditetapkan nilai Ra, Rt dan Rz. Seperti dapat dilihat, penambahan tanah diatom pada GIC yang diuji mengakibatkan perubahan parameter kekasaran permukaannya. Ada perbedaan yang signifikan secara statistik terlihat antara kontrol dan sampel yang dimodifikasi tanah diatom untuk Ra, Rt dan Rz.²⁰

Hal ini sejalan dengan penelitian yang dilakukan oleh Felemban NH, dkk yang menunjukkan bahwa penambahan material silika pada RMGIC memiliki potensi sebagai bahan restoratif yang handal dengan peningkatan kekuatan tekan, kekuatan tarik, dan penyerapan air tetapi penurunan kebocoran mikro dan kelarutan airnya.²¹

GIC yang ditambahkan partikel nanosilika dapat bekerja untuk meningkatkan kekuatan lentur semen restoratif GIC. Nishigawa, dkk mempelajari kekuatan lentur GIC yang ditambahkan dengan partikel nanosilika dan melaporkan bahwa penambahan partikel nanosilika ke dalam GIC telah meningkatkan kekuatan lentur dibandingkan dengan sampel GIC konvensional.²²

Berdasarkan teori tersebut, maka penulis tertarik untuk menganalisis pengaruh penambahan nanosilika (ekstrak diatom *Thalassiosira sp*) terhadap ketebalan lapisan GIC luting, mengingat belum ada penelitian lebih jauh tentang efek penambahan nanosilika terhadap ketebalan lapisan GIC.

1.2 Rumusan Masalah

1. Apakah ada pengaruh penambahan nanosilika (ekstrak diatom *Thalassiosira Sp*) terhadap ketebalan lapisan permukaan bahan GIC.
2. Apakah ada pengaruh penambahan nanosilika (ekstrak diatom *Thalassiosira Sp*) terhadap kekasaran permukaan bahan GIC.

1.3 Tujuan Penulisan

1. Mengetahui adanya pengaruh penambahan nanosilika ekstrak diatom *Thalassiosira Sp.* Terhadap kondisi ketebalan lapisan bahan GIC luting.
2. Mengetahui adanya pengaruh penambahan nanosilika ekstrak diatom *Thalassiosira Sp.* terhadap kondisi kekasaran permukaan bahan GIC luting

1.4. Manfaat Penulisan

Adapun manfaat dari penulisan ini adalah:

1. Pemanfaatan sumber daya laut Indonesia yang berbasis benua maritim
2. Mengembangkan ilmu pengetahuan mengenai potensi diatom (*Thalassiosira sp*) pada bidang prostodonsia.
3. Menambah pengetahuan tentang perbandingan ketebalan lapisan dan kekasaran bahan GIC luting penambahan nanosilika (ekstrak diatom *Thalassiosira sp*) dengan ketebalan lapisan dan kekasaran GIC luting tanpa penambahan nanosilika.
4. Penelitian ini diharapkan menjadi dasar pengembangan ilmu pengetahuan dan penelitian lebih lanjut.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1. Glass Ionomer Cement (GIC)

2.1.1 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.²⁴

2.1.2 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. Tipe ini juga diidentifikasi sebagai CEM, C atau luting.

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, restoratif

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 setelahaplikasi.

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 atau F.^{24,25,26}

2.1.3. Komposisi Glass Ionomer Cement (GIC)

GIC merupakan nama generik kelompok material yang berdasarkan reaksi antara *silika glass powder* dan *polyacrilic 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_2), alumina (Al_2O_3), aluminium florida (AlF_3), fluorit (CaF_2), natrium fluoride (NaF), dan aluminium fosfat (AlPO_4) yang digabung dengan cara dipanaskan mencapai 1100^0 - 1500^0C 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.²⁶ 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.²⁴

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

Gambar 2.1. Komposisi powder GIC

Adapun fungsi komponen GIC :²⁷

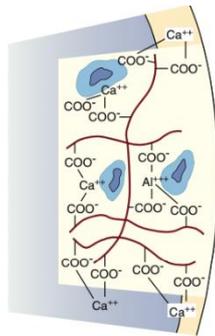
1. Alumina (Al₂O₃) : meningkatkan opasitas
2. Silika (SiO₂) : meningkatkan translusensi, sebagai agen pengikat yang berikatan dengan ion lain membentuk hidroksiapatit, memberikan ketahanan kimiawi yang akan mencegah degradasi atau pelunakan pada GIC, serta dapat menambahkan kekuatan mekanis pada GIC

3. Fluorida : antikariogenik, meningkatkan translusensi, working time dan kekuatan
4. Kalsium Fluorida (CaF_2) : meningkatkan opasitas
5. Aluminium fosfat : menurunkan melting time (waktu mencair) dan meningkatkan translusensi
6. Kriolit (Na_3AlF_6) : meningkatkan translusensi
7. Ion Na, K, Ca, Sr

2.1.4. 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.²⁵

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.²⁵

2.1.5. GIC Tipe I

Tipe 1 yaitu semen luting, ditandai dengan ketebalan film yang rendah dan pengikatan yang cepat.²⁵ 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.²⁶

2.1.5.1. Sifat mekanis GIC Tipe I

Kekuatan ikatan GIC luting ke dentin dan enamel bervariasi sesuai dengan produk komersial yang diuji, tetapi ketika dimuat dalam geser, itu adalah sekitar 2 sampai 5 MPa. Ikatan semen ionomer kaca baik untuk paduan baja tahan karat,

mulia, dan tidak mulia dan titanium, tetapi tidak untuk keramik inti berkekuatan tinggi. Sifat mekaniknya lebih unggul dari yang lain semen asam-basa dan meningkat secara signifikan selama waktu yang lama. Kekuatan tekan antara 100 dan 150 Mpa. Oleh karena itu, jauh melampaui minimum sebesar 70 MPa yang ditentukan dalam standar ISO 9917. Ini semen jauh lebih lemah dalam ketegangan karena mereka sifat rapuh, dengan kekuatan tarik diametral sekitar 6 MPa. Modulus elastis sekitar 15 GPa. Ketebalan lapisan di bawah maksimum yang diizinkan oleh ISO standar (25 μm) dan tidak boleh mencegah yang benar tempat duduk restorasi, jika semennya benar ditangani.^{25,27}

2.1.5.2. 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.²²

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 type 1 adalah 2,5-8 menit.²⁷

2.2 Penambahan biomaterial nanosilika

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.²⁸

Ide untuk menggantikan bagian tubuh dan organ manusia dengan material telah ada sejak lebih dari 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.²⁹

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.³⁰

Silika adalah senyawa kimia dengan rumus molekul 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.³¹

Silika merupakan material yang tersedia di alam dan secara kuantitatif memiliki jumlah yang melimpah. Silika berada di dalam tanah berbentuk silika larut air (H_4SiO_4). Silika merupakan biomineral nomor dua paling banyak di alam dan hanya kalah oleh biogenik 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.^{16,18}

SiO₂ (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.³² Silika mempunyai sifat fisika sebagai berikut:

Tabel 2.1. Sifat fisika silika

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

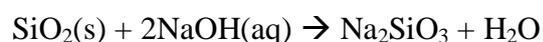
Adapun sifat kimia silika yaitu:

a. Reaksi asam

Silika relatif tidak reaktif terhadap asam kecuali terhadap asam hidrof luorida 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 ddengan basa, terutama basa kuat seperti hidroksida alkali.



Nanopartikel silika didefinisikan sebagai suatu partikel yang memiliki ukuran dalam bentuk nanometer atau lebih tepatnya dalam kisaran 1-100 nm. Memiliki ukuran yang lebih kecil, nanopartikel memiliki karakteristik yang berbeda dari partikel massa lainnya dalam beberapa bahan, seperti bahan dengan sifat fisik segi permukaan partikelnya yang luas, kimia, magnetik, listrik dan optik. Partikel nano silika memiliki beberapa sifat, diantaranya : luas permukaan

besar, ketahanan panas yang baik, memiliki sifat mekanis yang tinggi sehingga dapat dijadikan sebagai bahan pengisi pada komposit. Nano partikel silika (SiNPs) dapat diaplikasikan di berbagai bidang teknologi. Nano silika merupakan salah satu bahan memiliki merupakan material yang dapat diproduksi skala besar, bersifat hidrofobik dengan luas permukaan yang baik, volume berpori, dan biokompatibilitas yang baik.^{33,34}

Biosilika diatom terutama terdiri dari silika (amorphous hydrated SiO₂) dengan sebagian kecil makromolekul organik yang sejak lama diduga ikut berperan dalam mengontrol pembentukan silika dengan pola nanonya. Organisme ini menghasilkan exo- dan endo-skeleton berbasis silika yang bertanggung jawab atas sebagian besar massa tubuh mereka dan, menunjukkan pola dinding sel yang rumit dalam kisaran nano hingga mikro-meter (biosilica nanopatterns). Sintesis silika pada diatom terjadi di dalam silika deposition vesicle (SDV) yang terdapat pada organ intra sel yang dikelilingi oleh membran silikalema.³²

Diatom merupakan suatu mikroalga unisel (kadang berkoloni) dengan ukuran berkisar antara 2 µm 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.^{32,34}

Diatom merupakan kosmopolitan 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. Diatom memiliki beberapa karakteristik yang diantaranya: a. Sel tunggal dengan dinding yang ditutupi silikat, Zat warna berupa klorofil- α dan c, β -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.³⁶

2.2.1 *Thalassirosira Sp*

Thalassirosira Sp. adalah salah satu spesies diatom. *Thalassirosira 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 *Thalassirosira 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. *Thalassirosira sp.* memiliki bagian tubuh yang bernama fulcra yang dapat mensekresikan β kitin yang berguna agar *Thalassirosira sp.* tidak tenggelam dan selnya selalu mengapung di perairan. Ciri-ciri dari *Thalassirosira sp.* adalah permukaan katup datar, terdapat fulcra di cekat pusat katup, memiliki dua katup yang dibatasi oleh duri-duri dan pada bagian tepi dilapisi oleh mantel.³⁷

Keunggulan *Thalassirosira 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 μm sehingga mudah ditangkap pada stadia larva yang lebih lanjut.³⁸

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 weissflggi



Gambar 2.3. Morfologi *Thalassiosira sp.*

2.3. Metode Sintesis Silika

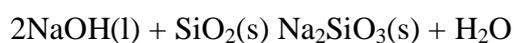
Secara umum , penggunaan metode sintesis silika terbagi atas dua yaitu fisika dan kimia. Fisika , material yang besar dan direkonstruksi oleh rantai fisik dan proses kimia. Contoh metode sintesis nano partikel dengan menggunakan

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.³⁹

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).^{40,41} Terjadi reaksi pembentukan natrium silikat dengan menggunakan prekursor alkoksida SiO_2 yang dilarutkan dalam larutan NaOH. Reaksi pembentukan natrium silikat sebagai berikut :⁴²



Silika alkoksida direaksikan dengan larutan NaOH akan mengalami pembentukan senyawa ion intermediet (SiO_2OH^-) yang tidak stabil. Pada senyawa 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 hidroksil ion intermediet (SiO_2OH^-) bereaksi dengan gugus hidroksil yang terikat pada NaOH membentuk molekul air dan dua ion Na^+ pada NaOH akan menetralkan muatan negatif ion intermediet (SiO_2OH^-) yang terbentuk, kemudian berinteraksi dengan ion SiO_2 sehingga terbentuk senyawa natrium silikat (Na_2SiO_3).⁴³

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 silica sekunder dengan ukuran yang lebih besar jika dibandingkan dengan silica primer. Reaksi pembentukan asam silikat menurut Brinker, C.J, dan Scherer, W.J dapat dilihat dari persamaan dibawah ini.⁴⁴



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.⁴⁵

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 berproses 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 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.^{46,47}

6. Pemadatan atau densifikasi

Gel yang dihasilkan dipanaskan pada suhu yang tinggi yang akan menyebabkan terjadi proses pemadatan 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.

2.4. Ketebalan Lapisan

Selain sifat fisika-mekanis dari bahan luting, karakteristik lain yang terkait secara klinis dan perlu diperhitungkan adalah ketebalan lapisan bahan luting itu sendiri. Agar semen luting memungkinkan restorasi prostetik cocok dan tahan lama, maka harus mendapatkan laju aliran yang sesuai dengan mempertahankan ketebalan lapisan minimum. Pengurangan ketebalan lapisan semen juga dapat mengurangi celah marginal, yang pada akhirnya dapat mengurangi akumulasi plak, penyakit periodontal, dan kelarutan semen. Menurut Cem et al., keberhasilan klinis jangka panjang dari prosedur luting tergantung pada ketebalan lapisan agen luting. Faktor penting yang menentukan ketebalan lapisan semen luting adalah pengetahuan dokter gigi tentang bahan serta teknik pencampuran, suhu, dan rasio bubuk dan cairan semen.^{4,48}

Suhu 25 sampai 27°C sangat ideal untuk pencampuran semen bila digunakan untuk konsistensi luting. Semen dengan ketebalan film lebih dari 25 µm tidak boleh digunakan untuk tujuan luting. Sebuah studi baru-baru ini menentukan ketebalan lapisan ionomer kaca yang dimodifikasi resin, komposit resin, dan semen resin berperekat. Hasil penelitian ini melaporkan bahwa semen resin menunjukkan ketebalan film 25 µm, yang lebih tipis dari ketebalan film standar waterbased semen.^{3,49}

Pengukuran ketebalan lapisan memerlukan pengepresan campuran semen di bawah beban yang ditentukan di antara dua potongan silinder kaca dengan permukaan yang sejajar, yang dikenal sebagai flat optik. Pengurangan ketebalan flat optik dari total menghasilkan ketebalan lapisan semen. Ketebalan lapisan

diukur menggunakan metodologi yang dijelaskan dalam Standar ISO 99176 menggunakan beban 150-N. Diameter sampel diukur menggunakan mikrometer digital.⁵⁰

2.5. Kekasaran

Kekasaran permukaan merujuk pada ketidakteraturan permukaan suatu bahan. Keadaan tersebut dapat mempercepat kolonisasi bakteri dan maturasi plak gigi, yang dapat meningkatkan risiko penyakit mulut, menyebabkan iritasi gingiva, dan mengurangi aspek estetika. Salah satu faktor yang dapat memengaruhi kekasaran permukaan Glass Ionomer Cement (GIC) adalah perubahan tingkat keasaman (pH) di dalam rongga mulut akibat konsumsi makanan dan minuman yang bersifat asam.^{9,10}

Kekasaran permukaan yang melebihi 0,2 μm dapat menyebabkan peningkatan adhesi bakteri yang signifikan dan pembentukan plak gigi pada permukaan bahan. Dari perspektif klinis, kekasaran pada material dapat menyebabkan akumulasi plak, gingivitis, dan kehilangan perlekatan periodontal pada gigi yang telah direstorasi. Selain itu, secara estetik, restorasi mungkin mengalami penurunan kualitas karena perubahan warna yang terjadi akibat hilangnya reaktivitas. Meskipun demikian, GIC memiliki sifat anti kariogenik karena pelepasan fluoride dalam jangka panjang, yang dapat memberikan manfaat kesehatan gigi.^{10,51}

Penyebab terjadinya kekasaran permukaan yang cukup tinggi pada GIC yaitu terbentuknya gelembung udara selama prosedur pencampuran bubuk dan cairan. Viskositas bahan GIC dapat meningkatkan level porositas sehingga

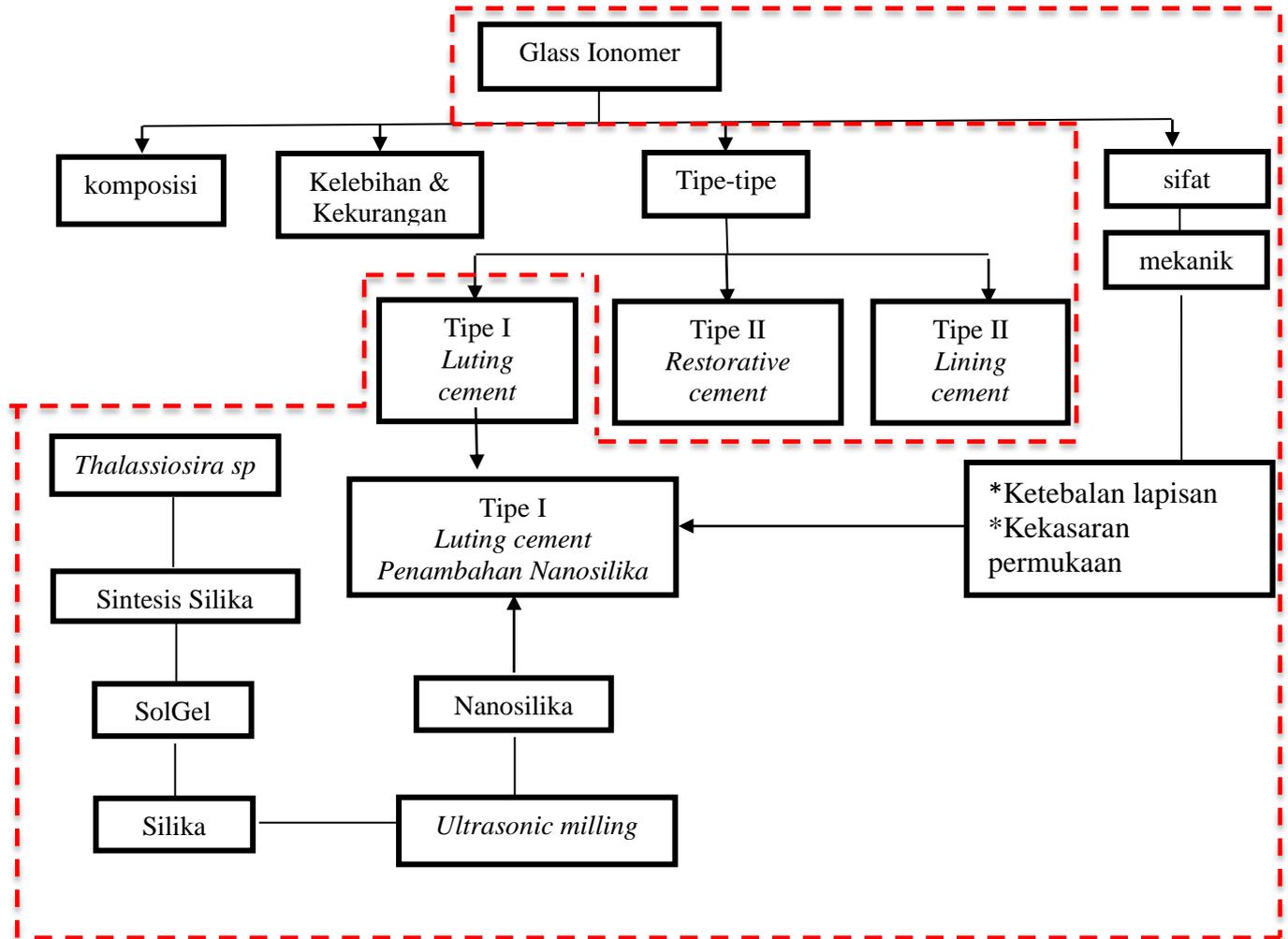
kekasaran permukaan semakin meningkat. Perbedaan ukuran partikel dari GIC mempengaruhi sifat fisik seperti *fracture toughness*, *compressive strength*, *abrasion resistance* dan *surface microhardness*. Kekasaran permukaan GIC juga tergantung pada ukuran partikelnya.⁵¹

Faktor lain yang dapat menyebabkan terjadinya kekasaran permukaan yaitu manipulasi. Bahan tersebut memiliki komposisi partikel glass yang menghasilkan homogenitas yang rendah dan kasarnya permukaan.⁹

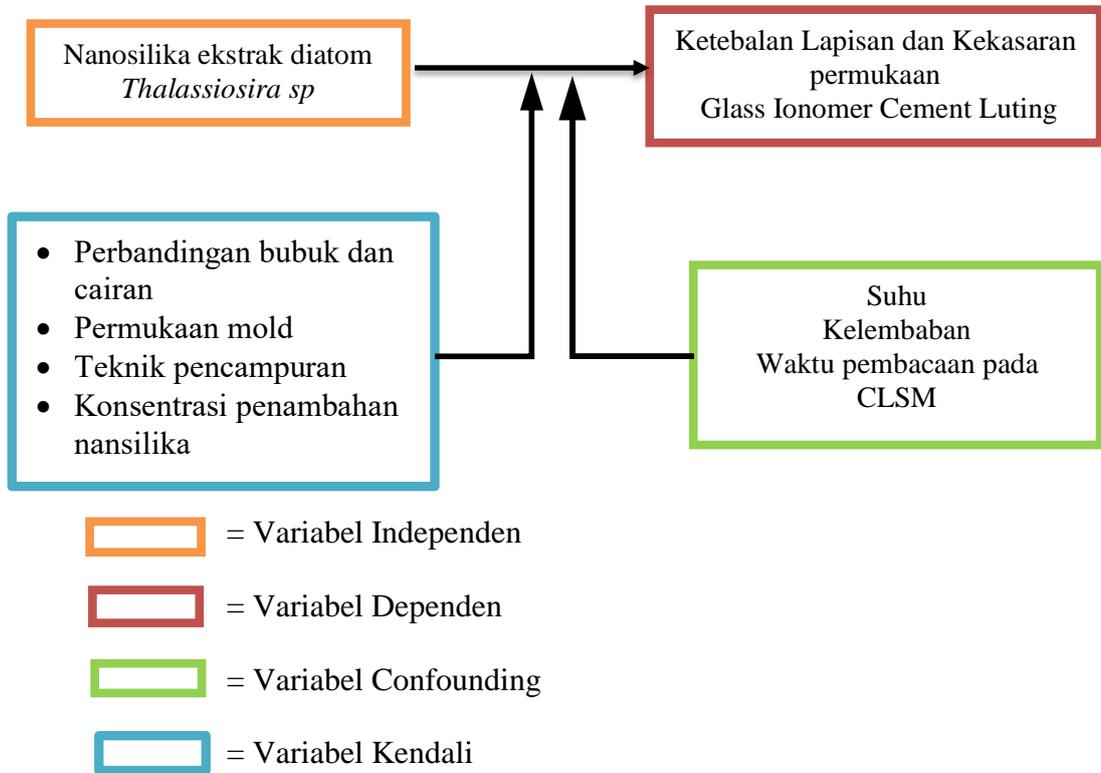
BAB III

KERANGKA TEORI, KERANGKA KONSEP DAN HIPOTESIS

3.1 Kerangka Teori



3.2 Kerangka Konsep



3.3 Hipotesis Penelitian

Hipotesa dalam penelitian ini adalah:

1. Terdapat pengaruh penambahan nanosilika ekstrak diatom *Thalassiosira Sp.* terhadap kondisi ketebalan lapisan bahan GIC luting
2. Terdapat pengaruh penambahan nanosilika ekstrak diatom *Thalassiosira Sp.* Terhadap kondisi kekasaran permukaan bahan GIC luting