

**Pengaruh penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang kepiting
bakau terhadap kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca**

TESIS



Oleh :

R. Alfian Djamaluddin

J015 201 002

PRORGAM PENDIDIKAN DOKTER GIGI SPESIALIS PROSTODONSIA

FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI

UNIVERSITAS HASANUDDIN

MAKASSAR

2023

**Pengaruh penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang kepiting
bakau terhadap kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca**

TESIS PENELITIAN



Oleh:

R. Alfian Djamaludin

NIM. J015201002

Dosen Pembimbing:

Prof. Moh. Dharma Utama, drg.,Sp.Prod.,Subsp.PKIKG(K)

Vinsensia Launardo, drg.,Sp.Prod.,Subsp. MFP(K)

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

**Pengaruh penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang kepiting
bakau terhadap kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca**

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

**R. Alfian Djamaludin
NIM. J015201002**

Pembimbing :

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

Vinsensia Launardo, drg.,Sp.Pros.,Subsp. MFP(K)

Pengaruh penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang keping bakau terhadap kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca

Oleh
R. Alfian Djamaludin
NIM. J015201002

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

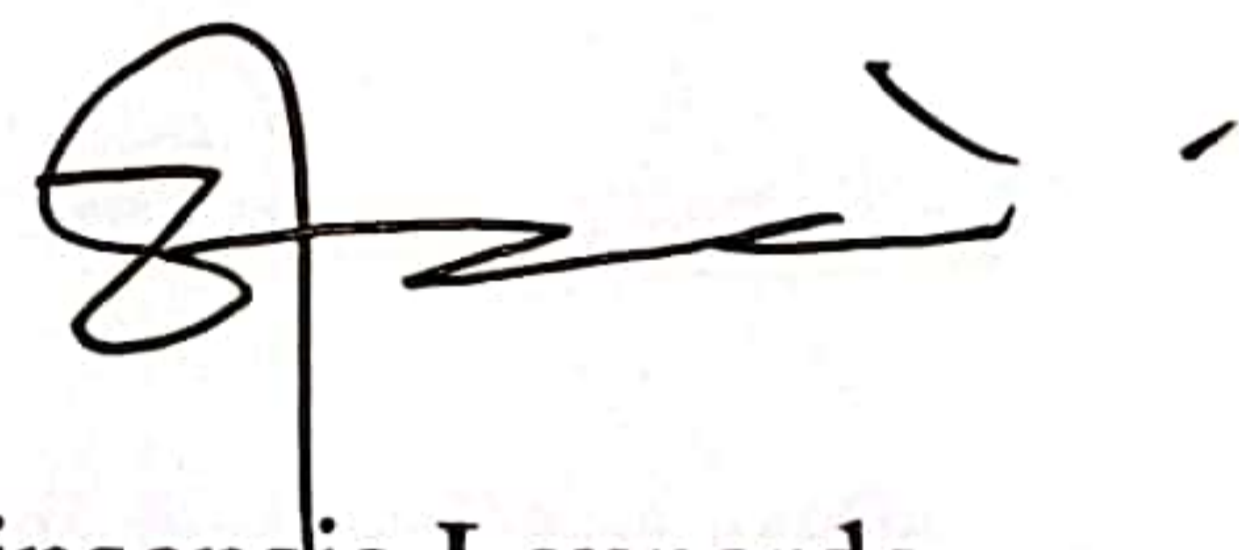
Makassar, Mei 2023

Pembimbing I,



Prof. Moh. Dharma Utama,
drg.,Sp.Pro.,Subsp.PKIKG(K)
Nip. 19610220 198702 1 001

Pembimbing II,



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

Mengetahui

Ketua Program Studi (KPS)
PPDGS Prostodonsia FKG. UNHAS

Irfan Dammar, drg.,Sp.Pro.,Subsp.MFP(K)
Nip. 19770620 200904 1 003



PENGESAHAN UJIAN TESIS

**Pengaruh penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang
kepiting bakau terhadap kekerasan *core build-up* semen
ionomer kaca**

Diajukan oleh
R. Alfian Djamaludin

NIM. J015201002

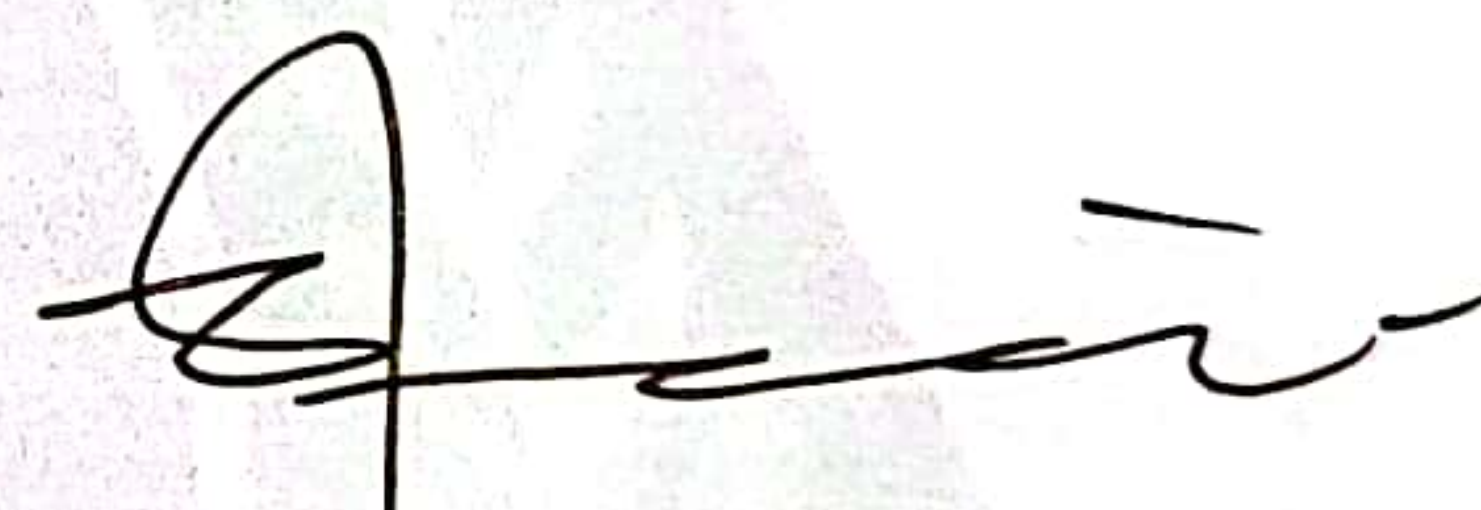
Telah disetujui :
Makassar, Mei 2023

Pembimbing I,

Pembimbing II,



Prof. Moh. Dharma Utama,
drg.,Sp.Pro.,Subsp.PKIKG(K)
Nip. 19610220 198702 1 001



Vinsensia Launardo,
drg.,Sp.Pro.,Subsp.MFP(K)
Nip. 9770814 200212 2 001

Ketua Program Studi (KPS)
PPDGS Prostodonsia FKG. UNHAS

Dekan Fakultas Kedokteran Gigi
Universitas Hasanuddin



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



Irfan Sugianto, drg., M.Med.Ed., Ph.D
Nip. 19810215200801100

TESIS

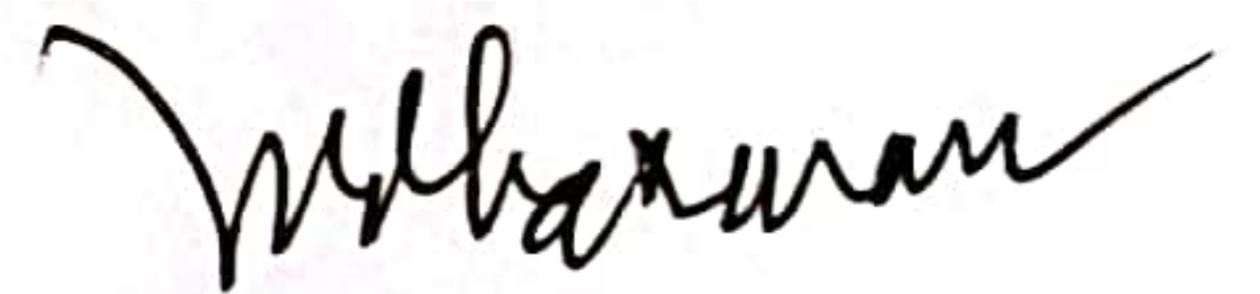
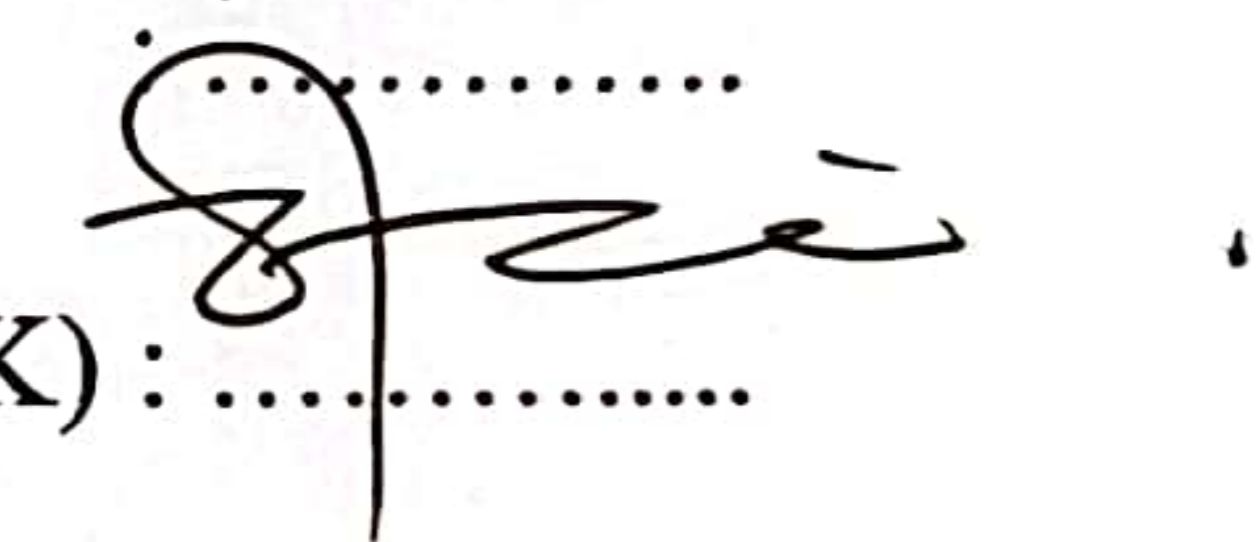
Pengaruh penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang kepiting bakau terhadap kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca

Oleh :

R. Alfian Djamaludin
NIM. J015201002


Telah Disetujui
Makassar, Mei 2023

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


.....


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

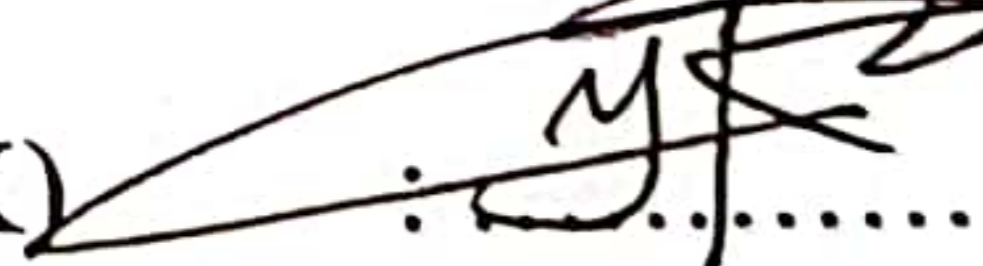
3. Penguji III : Dr. Ike Damayanti Habar, drg.,Sp.Pro.,
Subsp.PKIKG(K)


.....

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



5. Penguji V : Irfan Dammar, drg.,Sp.Pro.,Subsp.MFP(K) :



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

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

Nip. 19770630-200904-1-003



PERNYATAAN KEASLIAN KARYA TULIS ILMIAH

Yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : R. Alfian Djamaludin

NIM : J 015 20 1 002

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 dikemudian 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, Mei 2023



R. Alfian Djamaludin

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 RSGM 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 (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. Vinsensia Launardo, Sp. Pros(K) selaku pembimbing kedua, yang telah memberikan kesempatan, motivasi, saran, pengarahan kebijaksanaan serta berbagai fasilitas selama menjalani masa pendidikan hingga terselesaikannya karya tulis akhir ini.

Ketua Program Studi Prostodonsia FKG UNHAS, drg. Irfan Dammar, Sp. Pros (K) atas perhatian, dorongan, kedisiplinan dan bimbingan sehingga karya tulis ini dapat diselesaikan. Rasa hormat dan ucapan terima kasih yang sebesar-besarnya terutama kepada Dr. drg. Ike Damayanti Habar, Sp.Prostodonsia (K) selaku Kepala Departemen Prostodonsia 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, drg. Eri H. Jubhari, M.kes, Sp. Pros (K) dan drg. Irfan Dammar, Sp.Prostodonsia (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.Prostodonsia (K)., Prof. DR. drg. Bahruddin Thalib, M.Kes, Sp.Prostodonsia (K)., drg. Acing Habibi Mude, Ph.D, Sp.Prostodonsia (K)., drg. Muh Iqbal, Ph.D, Sp.Prostodonsia (K)., drg. Rifaat Nurrahma, Ph.D, Sp.Prostodonsia (K) yang telah membimbing, membantu dalam

setiap proses pendidikan serta penelitian dan memberikan berbagai pelajaran berharga saat menjalani PPDGS.

Kepada orangtua tercinta, Achmad Djamaluddin, B.Sc, dan Hadjar Thalib, dr. A. Manan Affandi, SpA dan Yuliana Ilyas, SE 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. Maryam Jamilah, Sp.JP., yang pastinya tidak akan pernah bisa menggantikan pengorbanan dan ketulusanmu. Terima kasih kepada anak-anakku terkasih, Kakak Disa, Arkan dan Ghaisan yang selalu sabar menunggu dan memberikan semangat kepada penulis untuk segera menyelesaikan karya ilmiah ini. Kepada saudara-saudariku yang telah mendukung dan banyak memberikan bantuan selama pendidikan, Anugrah Ramadhan, ST dan Zaqiah, SE, ME, Hasmitasari dan Azi Darmawan, SE, dr. Miqdad M Hambali, dipl., AAAM, dr. Siti Sarah, dr. Ade Nur Prihadi, Sp.A., serta dr. Maya Rosmaria Puspita, saat ini juga sedang berjuang dalam PPDS nya.

Kepada teman-teman seangkatan "Prosto13 No Drama", drg. Syakhrul Affandhy, M.Kes, drg. Fitri Endang, drg. Mariska Juanita, drg. Nur Inriany, drg. Raodah 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, drg. Pra Purnama Ramadhan, Sp.Pros, drg. Andre Koesomo, Sp. Pros, drg. Adriani Dachri, Sp.Pros drg. Yusalfi Rifai, Sp.Pros, drg. Darmiati, Sp.Pros, drg.

vi

Rezki Wahyuni, Sp.Pros, drg. Ian Afifah, Sp.Pros, drg. Nasruddin Halake, Sp.pros, drg. Riskani Djafri, Sp.Pros atas bantuannya selama menjalani pendidikan serta ujian demi ujian dalam prosesnya.

Terima kasih kepada teman-teman yang saat ini masih berjuang di titik akhir pendidikan, Chief Residen Prostodonsia drg. Probo Domoro Putro, chief FOKUS Residen drg. Iswanto Sabirin, M.Kes, drg. H. Aksani Taqwim, 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 atas bantuannya selama proses pendidikan dan penulisan karya ilmiah ini. 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, Maret 2023

Rahmat Alfian Djamaludin

vii

**Pengaruh penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang kepiting
bakau terhadap kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca**

Rahmat Alfian¹

¹Mahasiswa PPDGS Prostodonsi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas
Hasanuddin

ABSTRAK

Latar Belakang: Glass Ionomer Cement (GIC) merupakan material yang mampu berikatan secara kimia pada dentin maupun enamel. *Core build-up* berbahan Glass Ionomer Cement tipe 6 secara nyata lebih lemah dari komposit resin dan bahan amalgam sehingga diperlukan modifikasi. Beberapa upaya telah dilakukan untuk memperbaiki sifat mekanis GIC, seperti memodifikasi penggabungan GIC dengan menambahkan filler berupa stainless-steel, glass fiber dan hidroksiapatit. Hidroksiapatit merupakan biokeramik golongan kalsium fosfat yang paling stabil dan merupakan mineral utama penyusun tulang dan gigi. Sumber kalsium alami yang dapat digunakan untuk sintesis Hidroksiapatit memiliki kadar kalsium yang tinggi, salah satunya adalah cangkang kepiting. Limbah cangkang kepiting mengandung senyawa kalsium (CaCO_3) yang cukup tinggi, yaitu sekitar 53-78% dari berat cangkang keringnya.

Tujuan: Menguji kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca dengan penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang kepiting bakau (*Scylla serrata*).

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 GIC tanpa penambahan Hidroksiapatit, penambahan Hidroksiapatit perbandingan 6%, 7%, 8% serta 9% rasio hidroksiapatit dan GIC. Tingkat kekerasan mikro bahan GIC modifikasi hidroksiapatit cangkang keping yang diukur dengan menggunakan alat *Micro Vickers Hardness Tester*.

Hasil: Rata-rata kekerasan pada kelompok kontrol (0%) adalah 28,68 HV, pada kelompok perlakuan (6%, 7%, 8% dan 9%) adalah berturut-turut 25,18 HV, 28,08 HV, 30,92, dan 34,34 HV. Berdasarkan uji ANOVA didapatkan nilai $p < 0.05$, serta Korelasi Person $p < 0.05$ pada kelompok 8% dan 9%.

Kesimpulan: Terdapat perbedaan yang signifikan terhadap kekerasan core build-up semen ionomer kaca dengan penambahan hidroksiapatit dibandingkan tanpa penambahan, serta korelasi positif menunjukkan bahwa semakin tinggi konsentrasi hidroksiapatit maka kekerasan core build-up semen ionomer kaca juga meningkat.

Kata kunci : *Hidroksiapatit, keping bakau, Core build up, GIC, kekerasan*

*Effect of addition of hydroxyapatite from mud crab shell powder
on the hardness of GIC cementation materials*

Rahmat
Alfian¹

¹ *Dentistry Faculty of Hasanuddin
University*

ABSTRACT

Background: *Glass Ionomer Cement (GIC) is a material that is able to bond chemically to dentin and enamel. Core build-up made from Glass Ionomer Cement type 6 is significantly weaker than composite resin and amalgam materials, so modifications are needed. Several attempts have been made to improve the mechanical properties of GIC, such as modifying the GIC incorporation by adding fillers in the form of stainless steel, glass fiber and hydroxyapatite. Hydroxyapatite is the most stable bioceramic of the calcium phosphate group and is the main mineral that makes up bones and teeth. Natural sources of calcium that can be used for the synthesis of hydroxyapatite have high levels of calcium, one of which is crab shells. Crab shell waste contains a fairly high calcium compound (CaCO₃), which is around 53-78% of the weight of the dry shell.*

Objective: *To test the hardness of core build-up from glass ionomer cement with the addition of hydroxyapatite from mud crab shell powder (*Scylla serrata*).*

Method: *This research was an experimental laboratory study, with the post test*

x

only control group design. The sample in this study was divided into 5 treatment groups, namely the GIC group without the addition of Hydroxyapatite, and the ratio of 6%, 7%, 8% and 9% hydroxyapatite and GIC. The microhardness level of GIC modified crab shell hydroxyapatite material was measured using the Micro Vickers Hardness Tester.

Results: *The average hardness in the control group (0%) was 28.68 HV, in the treatment group (6%, 7%, 8% and 9%) were respectively 25.18 HV, 28.08 HV, 30.92, and 34.34 HV. Based on the ANOVA test, the value of $p < 0.05$ was obtained, and the Person Correlation was $p < 0.05$ in the 8% and 9% groups.*

Conclusion: *There is a significant difference in the core build-up hardness of glass ionomer cement with the addition of hydroxyapatite compared to without the addition, and a positive correlation indicates that the higher the hydroxyapatite concentration, the core build-up hardness of glass ionomer cement also increases*

Keywords: *Hydroxyapatite, Mud crab, GIC, Core build up, Hardness*



REKOMENDASI PERETUJUAN ETIK
Nomor: 0002/PL.09/KEPK FKG-RSGM UNHAS/2023

Tanggal: 10 Januari 2023

Dengan ini menyatakan bahwa protokol dan dokumen yang berhubungan dengan protokol berikut ini telah mendapatkan persetujuan etik:

No. Protokol	UH 17120741	No Protokol Sponsor	
Peneliti Utama	Drg. R. Alfian Djamaludin	Sponsor	Pribadi
Judul Peneliti	Pengaruh Penambahan Hidroksiapatit dari Serbuk Cangkang Kepiting Bakau terhadap Kekerasan Core Build-Up Semen Ionomer Kaca		
No. Versi Protokol	1	Tanggal Versi	28 Desember 2022
No. Versi Protokol		Tanggal Versi	
Tempat Penelitian	Laboratorium Kimia dan Farmasetik STIFA Makassar, Laboratorium Teknik Metalurgi Unhas Gowa		
Dokumen Lain			
Jenis Review	<input checked="" type="checkbox"/> Exempted <input type="checkbox"/> Expedited <input type="checkbox"/> Fullboard	Masa Berlaku 10 Januari 2023-10 Januari 2024	Frekuensi Review Lanjutan
Ketua Komisi Etik Penelitian	Nama: Dr. drg. Marhamah, M.Kes	Tanda Tangan 	Tanggal
Sekretaris Komisi Etik Penelitian	Nama: drg. Muhammad Ikbal, Sp.Prof	Tanda Tangan 	Tanggal

Kewajiban peneliti utama:

- Menyerahkan Amandemen Protokol untuk persetujuan sebelum diimplementasikan
- Menyerahkan laporan SAE ke Komisi Etik dalam 24 Jam dan dilengkapi dalam 7 hari dan lapor SUSAR dalam 72 jam setelah peneliti utama menerima laporan.
- Menyerahkan laporan kemajuan (*progress report*) setiap 6 bulan untuk penelitian resiko tinggi dan setiap setahun untuk penelitian resiko rendah.
- Menyerahkan laporan akhir setelah penelitian berakhir.
- Melaporkan penyimpangan dari protokol yang disetujui (*protocol deviation/violation*)
- Mematuhi semua aturan yang berlaku.

DAFTAR ISI

PENGESAHAN UJIAN TESIS	i
PERNYATAAN KEASLIAN KARYA TULIS ILMIAH.....	iii
KATA PENGANTAR	iv
ABSTRAK	viii
ABSTRACT	x
DAFTAR ISI.....	xii
DAFTAR GAMBAR	xv
DAFTAR TABEL.....	xvi
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1 LATAR BELAKANG.....	1
1.2 RUMUSAN MASALAH.....	5
1.3 TUJUAN PENELITIAN	5
1.4 MANFAAT PENELITIAN.....	6
BAB II TINJAUAN PUSTAKA.....	7
2.1 GLASS IONOMER CEMENT (GIC)	7
2.1.1 TIPE GIC.....	9

2.2 CORE BUILD-UP	17
2.3 HIDROKSIAPATIT	18
2.2.1 SINTESIS HIDROKSIAPATIT	19
2.4 KEPITING BAKAU.....	24
2.5 HIDROKSIAPATIT CANGKANG KEPITING	28
2.6 Uji kekerasan	31
BAB III KERANGKA TEORI DAN KERANGKA KONSEP	35
3.1 KERANGKA TEORI.....	35
3.2 KERANGKA KONSEP	36
3.3 Hipotesis	36
BAB IV METODE PENELITIAN	37
4.1 JENIS DAN RANCANGAN PENELITIAN	37
4.2 WAKTU DAN LOKASI PENELITIAN.....	37
4.3 SAMPEL.....	37
4.4 VARIABEL PENELITIAN	38
4.5 DEFINISI OPERASIONAL VARIABEL.....	38
4.6 ALAT DAN BAHAN.....	39
4.6.1 Bahan Penelitian.....	39
4.5.2 Alat Penelitian	39
4.7 PROSEDUR PENELITIAN	40

4.7.1	Pembuatan hidroksiapatit dari cangkang kepiting.....	40
4.7.2	Pembuatan Spesimen.....	42
4.7.3	Penyimpanan Sampel	42
4.7.4	Pengujian Kekerasan Bahan	43
4.8	ANALISIS DATA	43
4.9	ALUR PENELITIAN	44
BAB IV HASIL PENELITIAN		45
BAB V PEMBAHASAN		52
BAB VI PENUTUP		59
6.1	SIMPULAN	59
6.2	SARAN.....	59
DAFTAR PUSTAKA		61

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Kepiting Bakau.....	19
Gambar. 2.2 Prosedur pembuatan hidroksiapatit cangkang kepiting.....	21
Gambar 4.1. Karakterisasi kandungan kimia	36
Gambar 4.2. Pengamatan SEM	37

DAFTAR TABEL

Tabel 1. Kekerasan core build-up semen ionomer kaca	48
Tabel 2. Rerata kekerasan core build-up semen ionomer kaca	49
Tabel 3. Hasil uji ANOVA.....	50
Tabel 4. Hasil Uji Korelasi Pearson	50

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 LATAR BELAKANG

Glass Ionomer Cement (GIC) atau semen ionomer kaca pertama kali diperkenalkan pada awal tahun 1970 kemudian banyak digunakan dan masih populer sampai sekarang,¹ karena material ini mampu melepaskan ion fluor yang dapat melindungi gigi dari karies, berikatan secara kimia pada dentin maupun enamel, memiliki koefisien ekspansi termal yang rendah mirip gigi, biokompatibilitas tinggi dan mudah dimanipulasi.² Meskipun memiliki kelebihan, GIC memiliki sifat mekanik yang buruk di antara bahan restorasi gigi lainnya, dan hal itu membuat GIC memiliki keterbatasan sebagai restorasi pada area *high stress bearing*.¹ Berdasarkan kegunaannya, GIC dibagi menjadi 9 tipe yaitu luting, restorasi, liner dan basis, fissure sealant, semen ortodonti, Core build up, fluoride release, ART, serta restorasi gigi sulung.

Core build-up adalah restorasi yang ditempatkan pada gigi yang rusak parah untuk mengembalikan sebagian besar bagian koronal gigi untuk memfasilitasi restorasi selanjutnya melalui restorasi indirect ekstra-koronal. Bahan berbasis ionomer kaca secara nyata lebih lemah dari komposit resin dan bahan amalgam. Bahan *Core build-up* yang ideal yaitu memiliki sifat fisik yang memadai (kuat lentur dan tekan) untuk menahan gaya intra-oral, Non-alergi, Biokompatibel, Mencegah kebocoran mikro cairan mulut pada

antarmuka inti-gigi, Adhesi atau ikatan kimiawi pada substrat gigi, baik email maupun dentin, Sifat termal yang mirip dengan gigi asli (koefisien ekspansi dan kontraksi termal). Meskipun beberapa sifat mekanik dari ionomer kaca dan bahan ionomer kaca yang dimodifikasi resin hanya memburuk perlahan seiring waktu, stabilitas dimensi bahan yang dimodifikasi resin bisa menjadi buruk. Ionomer kaca juga kurang tahan lelah dibandingkan komposit resin.³ Beberapa upaya telah dilakukan untuk memperbaiki sifat mekanis GIC, seperti memodifikasi penggabungan GIC dengan menambahkan filler berupa stainless-steel, glass fiber dan hidroksiapatit¹

Hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) merupakan biokeramik golongan kalsium fosfat yang paling stabil dan merupakan mineral utama penyusun tulang dan gigi. Hidroksiapatit sangat biokompatibel dan memiliki struktur kristal mirip apatit pada jaringan keras gigi.^{2,4} Hidroksiapatit diduga berperan serta dalam perubahan kimia yang terjadi selama pengerasan awal sementasi. Hidroksiapatit dapat larut dalam larutan asam, kelarutannya meningkat dengan cepat pada pH di bawah 2.05 ketika berkontak dengan asam poliakrilat. Pada kondisi itu, ion Ca dapat terlepas dari permukaan hidroksiapatit, yang bertindak sebagai kalsium tambahan yang lebih dulu tersedia untuk terjadinya reaksi pengerasan GIC. Hal tersebut menyebabkan peningkatan derajat reaksi asam basa dalam struktur GIC dan membentuk semen yang lebih kuat. Selain itu, hidroksiapatit menambah kepadatan GIC

karena hidroksiapatit mengisi jarak antar partikel kaca di dalam GIC yang kosong.⁵

Sumber kalsium alami yang dapat digunakan untuk sintesis Hidroksiapatit memiliki kadar kalsium yang tinggi, salah satunya adalah cangkang kepiting. Hidroksiapatit yang disintesis dari bahan yang berbeda memiliki kualitas yang berbeda. Hidroksiapatit yang berasal dari bekicot memiliki struktur yang halus dan homogen sedangkan Hidroksiapatit yang disintesis dari CaO sintetik memiliki struktur yang berbentuk heterogen.^{2,4} Dalam penelitian ini, cangkang kepiting bakau digunakan sebagai sumber kalsium. Bahan ini sesuai dengan visi dan misi UNHAS yaitu Pusat unggulan dalam pengembangan insani, ilmu pengetahuan, teknologi, seni, dan budaya berbasis Benua Maritim Indonesia, maka cangkang kepiting yang selama ini hanya sebagai limbah yang dibuang ke lingkungan, dapat dimanfaatkan menjadi bahan bernilai guna.

Limbah cangkang kepiting (*Scylla serrata*) dapat menimbulkan pencemaran udara dan tanah. Limbah cangkang kepiting mengandung senyawa kalsium (CaCO_3) yang cukup tinggi, yaitu sekitar 53-78% dari berat cangkang keringnya, selain itu Cangkang kepiting memiliki kandungan Khitin 18,70%-32,20% dan Protein 15,60%-23,90% tingginya kadar kalsium ini dapat digunakan sebagai bahan Hidroksiapatit.⁶

Hidroksiapatit dapat disintesis dengan beberapa metode, antara lain metode kering, gel tunggal, hidrotermal, dan metode pengendapan basah.⁷ Proses sintesis yang berbeda tentunya akan menghasilkan serbuk

Hidroksiapatit yang berbeda pula seperti ukuran partikel, homogenitas ukuran partikel, serta bentuk partikel yang didapat berupa keramik padat, bubuk, pelapisan keramik, atau keramik yang porus.⁵

Presipitasi merupakan metode yang paling sering digunakan, oleh karena sederhana, ekonomis dan mudah.²

Pada beberapa tahun terakhir, hidroksiapatit dilaporkan meningkatkan kekerasan permukaan, *toughness*, kekuatan lentur / *flexure strength* dan modulus. Laporan tentang penerapan hidroksiapatit dalam sistem GIC masih sangat sedikit yang tersedia. Penelitian terdahulu menunjukkan bahwa penambahan hidroksiapatit dalam GIC yang dibuat dari *fluoride glass* menghasilkan tingkat kekuatan tekan yang konstan, dan *setting time*. Dari laporan yang sama ini, hidroksiapatit yang ditambahkan ke GIC yang dibuat dari *oxide glass* menghasilkan pengurangan kekuatan tekan, dan peningkatan *setting time*. Baru-baru ini, dilaporkan pengembangan semen bioaktif hidroksiapatit-ionomer, di mana hidroksiapatit dimasukkan ke dalam GIC yang menghasilkan peningkatan kekerasan.⁸

Choudhary dan Nandlal (2015) mengevaluasi kekuatan ikat geser GIC konvensional (Fuji IX GC) yang ditambahkan nano hidroksiapatit, hasilnya menunjukkan GIC dengan penambahan 8 wt% nano hidroksiapatit memiliki penurunan kekuatan rekat geser yang signifikan dibandingkan GIC konvensional. Penambahan granul hidroksiapatit berukuran 100–200 nm mampu meningkatkan sifat mekanik GIC yaitu kekuatan tekan, kekuatan tarik diametral dan kekuatan fleksural.²

Oleh karena tingginya kandungan kalsium karbonat yang terdapat pada cangkang kepiting bakau, serta sifat kekuatan GIC yang masih perlu di tingkatkan lagi dengan penambahan hidroksiapatit dari cangkang kepiting, peneliti tertarik untuk meneliti terhadap pengaruh penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang kepiting bakau terhadap kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca.

1.2 RUMUSAN MASALAH

- 1.2.1 Bagaimana pengaruh penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang kepiting bakau terhadap kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca?
- 1.2.2 Berapakah rasio hidroksiapatit terhadap semen ionomer kaca yang menghasilkan kekerasan *core build-up* paling ideal?
- 1.2.3 Apakah penambahan aditif pada GIC mempengaruhi komposisi dan fungsi secara mekanis pada GIC?
- 1.2.4 Bagaimana proses sintesis hidroksiapatit yang baik sehingga sesuai dengan struktur kimia hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$)

1.3 TUJUAN PENELITIAN

1.3.1 Tujuan Umum

Menguji kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca dengan penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang kepiting bakau (*Scylla serrata*).

1.3.2 Tujuan Khusus

Untuk mengetahui pengaruh penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang kepiting bakau terhadap kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca.

Untuk mengetahui berapa rasio hidroksiapatit terhadap semen ionomer kaca yang menghasilkan kekerasan *core build-up* paling ideal.

1.4 MANFAAT PENELITIAN

1.4.1 Memberikan informasi ilmiah di bidang Prostodonsi pengaruh penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang kepiting bakau terhadap kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca.

1.4.2 Memberikan informasi kepada masyarakat mengenai pemanfaatan limbah pengaruh penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang kepiting bakau terhadap kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 GLASS IONOMER CEMENT (GIC)

Glass ionomer cement (GIC) terkenal karena sejarah panjang penggunaannya dalam kedokteran gigi klinis sejak diperkenalkan oleh Wilson dan Kent pada tahun 1971.¹ GIC termasuk dalam kelas semen asam-basa dan telah menjadi bahan pengisi restoratif utama yang digunakan dalam perawatan restoratif atraumatic (ART). GIC terdiri dari asam polimer, kaca pelindian ion, dan air. Campuran komponen-komponen tersebut mengalami pengaturan reaksi, dimana asam akan dinetralkan oleh serbuk kaca yang bersifat basa. Menurut Sidhu dkk. asam polialkenoat digunakan sebagai polimer dalam sintesis GIC. Dua jenis asam polialkenoat dapat digunakan, yaitu asam poliakrilat homopolimer atau kopolimer asam akrilat 2% dan asam maleat.⁹

Faktor utama untuk keberhasilan dan efektivitas penggunaan GIC dalam kedokteran gigi klinis adalah karena sifat uniknya, yang meliputi daya rekat yang besar pada struktur gigi meskipun terpapar pada lingkungan lembab di dalam mulut dan tidak memerlukan perlengkapan tambahan untuk menunjukkan daya rekat yang konsisten. Sifat adhesi dari GIC ini membantu mengisi celah marginal dari *interface* yang terletak di antara gigi dan restorasi. GIC memiliki koefisien ekspansi

termal yang rendah yang tetap tidak terpengaruh oleh perubahan suhu apa pun.¹⁰

GIC, sebagai bahan restoratif, menunjukkan sifat pelepasan ion fluoride, yang mencegah perkembangan rongga, seperti yang dilaporkan oleh Gupta et al.¹¹ GIC juga memiliki biokompatibilitas yang baik dengan struktur gigi karena tidak mengiritasi jaringan pulpa atau memiliki potensi karsinogenik.

Meskipun banyak digunakan sebagai bahan restoratif, GIC menunjukkan beberapa keterbatasan yang menyebabkan kelemahan utama dalam penggunaan klinis. Ini termasuk sifat mekanik yang rendah, yang meliputi kekuatan patah yang rendah sehingga rentan terhadap retak.¹² GIC merupakan material yang rapuh¹³ dan tidak mampu mengatasi tegangan tinggi, yang pada akhirnya menyebabkan kerusakan yang cepat. Berdasarkan penelitian Arita et al.¹⁴ GIC memiliki sensitivitas rendah terhadap kelembaban dan pengeringan yang membuatnya sensitif terhadap dehidrasi pada proses pengaturan awal, yang membatasi penggunaan GIC di daerah dengan tegangan tinggi. Kerugian dari GIC ini dapat diminimalkan dengan kombinasi dengan aditif tambahan. Upaya paling awal untuk memasukkan aditif ke dalam GIC dilakukan oleh Simmons pada tahun 1983 di mana bubuk paduan amalgam perak ditambahkan ke dalam GIC.¹⁵ Namun, modifikasi ini tidak cukup untuk meningkatkan properti GIC. Cho dkk. memasukkan resin ke dalam GIC dan melaporkan bahwa GIC yang

dimodifikasi resin memiliki sensitivitas yang rendah terhadap kelembaban dibandingkan dengan GIC konvensional. Sejak itu, banyak upaya telah dilakukan untuk meningkatkan sifat GIC menggunakan pengisi lain, seperti hidroksiapatit. Sebuah studi oleh Yap et al. pada tahun 2002¹⁶ melaporkan bahwa penggabungan partikel hidroksiapatit ke dalam, mampu meningkatkan kekerasan GIC. Lukas dkk.¹⁷ mempelajari sifat mekanik hidroksiapatit yang tergabung dalam GIC, yang menyimpulkan bahwa penambahan hidroksiapatit telah meningkatkan ketangguhan fraktur dan ikatan jangka panjang ke dentin.¹⁸

2.1.1 TIPE GIC

GIC konvensional terdiri atas bubuk kaca kalsium fluoroaminosilikat yang larut dalam asam dan cairan gabungan polimer dan kopolimer asam poliakrilat. 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 florida(NaF), dan aluminium fosfat(AlPO_4) yang digabung dengan cara dipanaskan mencapai 1100°C - 1500°C 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 pengerasan, kekentalan asam tartarik tidak mengalami perubahan seiring berjalannya waktu tetapi suatu waktu kekentalannya menunjukkan peningkatan yang besar.¹⁹

2.1.1.1 GIC KONVENSIONAL

Sifat fisik dari semen cenderung tahan terhadap asam, namun tidak lebih tahan fraktur dibanding komposit, dan rentan terhadap abrasi. GIC dengan beberapa kekurangan ini tetap menjadi pilihan restorasi yang baik karena memiliki kecocokan biologis terhadap email dan dentin, tahan terhadap erosi, dan juga bersifat kariogenik. Kekuatan tekan GIC akan bertambah setelah 24 jam sampai 1 tahun dari 90 - 230 MPa mencapai 160 - 280 MPa. GIC memiliki ikatan terhadap dentin dengan kekuatan 1 - 3 MPa dan dapat bertambah bila ada proses *conditioning*. GIC juga dapat melekat dengan baik pada enamel, stainless steel, *tin-oxide plate platinum*, dan alloy emas²⁰

Sifat biologi dari GIC adalah memiliki anti karies karena melepas fluor dalam jangka waktu yang panjang. Penyebaran fluor ke struktur gigi juga merata dan sebanding. Pelepasan fluor ini membuat efek

bakteriostatik atau bakterisid. GIC juga termasuk mudah larut di dalam air²¹

Perubahan warna pada GIC konvensional dapat disebabkan oleh beberapa faktor, antara lain ukuran sampel, mikroporositas sampel, dan lama kontak antar bahan. Semakin luas ukuran sampel maka kemungkinan kontak dengan larutan akan semakin besar sehingga perubahan fisik dapat terjadi. Perubahan warna dari GIC konvensional berasal dari faktor internal dan eksternal²⁰

Faktor internal dari GIC konvensional yang berpengaruh adalah saat proses pengerasan bahan tumpat tersebut, karena ion sodium dan fluor tidak dapat berikatan satu sama lain secara sempurna, sehingga ada fluor yang terlepas dan menyebabkan struktur partikel GIC memiliki rongga kosong atau mikroporositas. Mikroporositas menentukan terjadinya penempelan partikel warna pada daerah porus, semakin banyak mikroporositas maka akumulasi dari zat warna yang terabsorpsi juga semakin banyak²²

Faktor eksternal terjadi apabila terjadi penetrasi dan resorpsi zat pewarna dari lingkungan dalam rongga mulut sehingga terbentuk lapisan superfisial dari GIC konvensional. Lapisan tersebut menyebabkan terjadinya perubahan warna pada permukaan atau sub permukaan dari tumpatan GIC konvensional. Zat warna dapat mengganggu ikatan partikel GIC dalam matrik asam poliakrilik, misalnya zat warna golongan polifenol. Zat warna tersebut membuat

ikatan dalam matriks semakin renggang dan mikroporositas bertambah banyak.²²

2.1.1.2 GIC RMGIC

RMGIC merupakan gabungan dari semen ionomer kaca dan resin komposit, tersusun dari serbuk kaca fluoro-alumino-silikat, asam poliakrilat, fotoinisiator, air, dan monomer metakrilat yang larut dalam air seperti hidroksimetakrilat (HEMA)²³

Sifat yang dimiliki oleh RMGIC lebih mendekati sifat GIC konvensional dibandingkan resin komposit. Perpaduan sifat ini menyebabkan reaksi pengerasan pada RMGIC terjadi dalam 2 tahapan yaitu reaksi asam basa dan polimerisasi. Reaksi asam basa terjadi pada saat pencampuran bubuk kaca fluoroaminosilikat dengan cairan asam polialkenoat. Reaksi asam-basa terjadi saat bubuk dan cairan dicampur serta pengerasan awal berlangsung pada menit ke 3 – 4. Reaksi polimerisasi dengan aktivator kimia / sinar dilakukan pada hibrid ionomer untuk mengaktifkan monomer resin 2-hidroksietilmetakrilat (HEMA) yang terdapat di dalam bubuk atau cairan hibrid monomer.²⁰

Penambahan HEMA mampu memperbaiki kekurangan dari GIC konvensional terutama pada sifat mekanik dan estetik. Penambahan HEMA juga bertujuan sebagai *wetting agent* untuk mengurangi kerentanan GIC terhadap air sehingga meningkatkan adhesi. Pengerasan bahan juga menjadi lebih cepat karena polimerisasi

dari HEMA dan kopolimer yang ada akan membantu reaksi silang di antara gugus metakrilat.²¹

Kemampuan RMGIC untuk melepaskan ion fluor merupakan dasar dalam pemilihan material restorasi ini. Ion fluor yang dilepaskan oleh RMGIC mirip dengan GIC konvensional. RMGIC memiliki waktu pengerasan lebih cepat dibanding GIC konvensional, sehingga lebih nyaman untuk diaplikasikan pada anak. Penambahan HEMA diketahui dapat mengurangi sensitivitas semen terhadap air sehingga semen lebih cepat mengeras.²⁴

RMGIC memiliki stabilitas warna yang lebih rendah bila dibandingkan dengan GIC konvensional karena menyerap air lebih banyak. Penyerapan ini dilakukan hidrosimetil metakrilat (HEMA) yang merupakan komponen utama resin dari RMGIC. Sehingga zat warna dalam air juga akan ikut diserap sehingga mengambil peran dalam perubahan warna RMGIC.²⁴

2.1.1.2 GIC Nano

GIC Nano terdiri dari 2 macam pasta dengan tambahan teknologi nanofiller. Kedua pasta tersebut adalah *aqueous paste* (asam polialkenoat, resin reaktif, dan nanofiller) dan *non aqueous paste* (kaca fluoroaluminosilikat, resin reaktif dan nanofiller). Kaca fluoroaluminosilikat bersifat raidopak dan memiliki ukuran kurang dari 3 mikron menjadi basis dari reaksi dan pelepasan fluor pada media

air dan asam polikarboksilat. Filler mengambil 69% bagian dengan 27% kaca fluoroaluminosilikat dengan asam dan reaktif radikal bebas dan 42% nanofiller fungsional dari metakrilat (air, pengisi ionomer kaca, poliasam, monomer, dan inisiator), sedangkan resin yang dipakai adalah *bisphenol A-glycidyl methacrylate* (BisGMA), *triethylene glycol dimethacrylate* (TEGDMA), dan *hydroxyl ethylmethacrylate* (HEMA). Resin ini membuat GIC Nano memerlukan *light cure* untuk membantu proses pengerasannya²⁵

GIC Nano juga memiliki kombinasi unik dari 2 tipe permukaan *nanofiller* (ukuran 5 – 25 nm) dan *nanocluster* (ukuran 1,0 - 1,6 mikron). *Nanofiller* metakrilat pada komposisi ini termasuk derivat kimia dari silikat dan zirkonia dalam ukuran nano. *Nanocluster* merupakan zirkonia atau silikat ukuran nano yang menggumpal dengan ikatan yang renggang yang terlihat sebagai unit sehingga membuat *filler* menjadi lebih padat, radiopasitas tinggi dan kekuatan yang besar pula. Kombinasi kaca fluoroaluminosilikat, nanofiller, dan nanocluster ini memberikan keuntungan estetik, menambah kilap, dan tidak merubah kemampuan GIC dalam melepas fluor.²⁶

Prosedur aplikasi GIC Nano diawali dengan pemilihan *shade* selayaknya pada komposit. Pilihan warna yang tersedia adalah A1, A2, A3, A3.5, A4, B2, C2, dan *Blue*. Pemilihan *shade* ini dilakukan ketika gigi basah seperti pada komposit dan untuk *core build-up* biasanya dipakai *shade Blue* agar terlihat kontras dengan struktur gigi.

Penempatan restorasi didahului dengan *primer* (berupa asam) yang diperlukan untuk memodifikasi *smear layer* dan memberikan media yang cukup basah pada permukaan gigi agar adhesi yang diperlukan dapat tercapai. *Primer* diaplikasikan selama 15 detik, dikeringkan, dan di-*light cure* selama

10 detik. Rasio pemakaian pasta GIC Nano adalah 1,3 / 1,0 yang bisa didapat dengan cara menekan alat *clicker dispenser* 2 – 3 detik. Manipulasi GIC Nano membutuhkan waktu \pm 20 detik. Penempatan pada kavitas sebaiknya menggunakan jarum suntik / *syringe*, dirapikan dengan instrument agak basah atau dengan *tip applicator*. Ketebalan sekali penempatan kurang lebih 2 mm. Proses dilanjutkan dengan *light curing* selama 20 detik kecuali shade A3.5 dan A4 30 detik. Pemulasan setelahnya dapat dilakukan dengan *rubber* dengan diamond ataupun pengilap (Theodore *et al.*, 2009).

Reaksi pengerasan yang terjadi terdiri atas 3 tahap yaitu, pengerasan dari reaksi asam basa kaca fluoroaminosilikat dan asam poliakrilat, dilanjutkan polimerisasi resin di dalam semen, dan diakhiri reaksi garam logam poliakrilat dengan resin sehingga menghasilkan matriks semen yang lebih kuat. Sistem pengerasan ini disebut dengan *Dual Cure*, yaitu reaksi penggaraman secara kimia dan polimerisasi akibat penyinaran²⁴

Compressive strength GIC Nano (179 MPa) cukup tinggi dibandingkan GIC lain (178 MPa), *Diametral tensile strength* juga

lebih baik (23 MPa) dibanding GIC konvensional (19 MPa) ataupun GIC dengan modifikasi resin. *Flexural modulus* menampakkan kekakuan bahan, semakin rendah modulus menunjukkan semakin fleksibel bahan dan GIC Nano lebih fleksibel dibandingkan dengan bahan GIC lain. Kebocoran mikro terhadap enamel GIC Nano lebih besar dibanding GIC modifikasi resin namun jauh lebih kecil pada dentin. GIC Nano juga memiliki kemampuan pelepasan fluor yang tinggi dan mampu diisi ulang dengan aplikasi fluor secara topikal. Untuk adhesi terhadap dentin dan enamel, GIC Nano memiliki kemampuan adhesi yang hampir sama dengan GIC lain. Namun ikatan adhesi GIC Nano masih lebih rendah bila dibanding dengan GIC dengan modifikasi resin. Kekuatan ikatan GIC Nano lebih tinggi bila dibandingkan GIC lain karena dengan memiliki ukuran nano dan adanya resin Bis-GMA, ion kalsium juga berperan dalam ikatan ionik antara gigi dan restorasi. Partikel yang lebih kecil ini juga membuat GIC Nano lebih mudah melepaskan ion-ion yang dapat mengfiltrasi permukaan enamel yang ikut berperan menambah kekuatan ikatan. Partikel - partikel kecil ini akan mengisi pori dari enamel yang terdemineralisasi. GIC Nano memiliki tampilan yang cukup baik dan mengkilap bila dibandingkan dengan komposit. Tingkat abrasi GIC Nano mirip dengan komposit dan lebih baik dibanding GIC modifikasi resin (3M, 2011; Coutinho *et al.*, 2009)

Kekuatan dan ikatan terhadap gigi yang baik tersebut juga didapatkan dari campuran resin yang terdapat di dalam matriks seperti TEGDMA, Bis-GMA, dan HEMA. Namun ketiga macam resin ini memiliki sifat hidrofilik. Dikarenakan sifat inilah resin dapat menyerap air dan zat warna sehingga mempengaruhi kestabilan warna dari GIC Nano (Stansbury, 2012). Dari penelitian sebelumnya, saat dibandingkan dengan bahan tumpat berbahan resin lain diketahui bahwa partikel nano membuat GIC Nano memiliki permukaan yang lebih halus namun ternyata tidak mengurangi penyerapan air yang disebabkan komponen resin dan tidak dapat menahan / mencegah zat warna yang masuk.

2.2 CORE BUILD-UP

Core build-up adalah restorasi yang ditempatkan pada gigi yang rusak parah untuk mengembalikan sebagian besar bagian koronal gigi untuk memfasilitasi restorasi selanjutnya melalui restorasi *indirect* ekstra-koronal.³

Kekuatan tekan dan tarik inti bahan dianggap penting karena inti biasanya menggantikan sebagian besar struktur gigi dan harus menahan gaya multiarah selama bertahun-tahun. Inti biasanya ditahan oleh pin, pasak, dan/atau sistem ikatan untuk memfasilitasi retensinya, dan untuk merestorasi gigi hingga mendukung mahkota atau jembatan.

Beberapa bahan gigi telah digunakan untuk prosedur pembentukan inti, beberapa secara direct dan indirect, seperti pasak

dan inti cor khusus. Bahan yang digunakan untuk pembuatan inti langsung meliputi amalgam tembaga tinggi, komposit resin, komposit yang mengandung titanium, komposit yang dimodifikasi polyacid, RMGIC, dan semen perak cement.^{3,27}

Bahan berbasis glass-ionomer secara nyata lebih lemah dari komposit resin dan bahan amalgam. Meskipun beberapa sifat mekanik dari bahan ionomer kaca yang dimodifikasi resin hanya memburuk perlahan seiring waktu, stabilitas dimensi bahan yang dimodifikasi resin bisa menjadi buruk. siver reinforcement tidak meningkatkan kekuatan glass ionomer Hi-dense Silver dibandingkan dengan glass ionomer konvensional.

Meskipun beberapa sifat mekanik dari glass ionomer dan bahan glass ionomer yang dimodifikasi resin hanya memburuk perlahan seiring waktu, stabilitas dimensi bahan yang dimodifikasi resin bisa menjadi buruk. glass ionomer juga kurang tahan lelah dibandingkan komposit resin.³

2.3 HIDROKSIAPATIT

Hidroksiapatit merupakan salah satu material maju yang memiliki unsur kalsium dan fosfat dengan rumus kimia $(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)$ yang telah ditemukan dan dikembangkan sejak tahun 1950 sebagai material perancah tulang, karena memiliki kesamaan struktur penyusun tulang serta memiliki sifat biokompatibilitas, bioaktivitas dan ostekonduktif yang baik.

²⁸ Pabrikasi

hidroksiapatit untuk keperluan industri umumnya melibatkan bahan-bahan kimia sintetik misalnya kalsium nitrat tetrahidrat ($\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$), kalsium klorida (CaCl_2), kalsium hidroksida ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) dan kalsium asetat ($\text{Ca}(\text{CH}_3\text{COO})_2$) sebagai sumber kalsium, sedangkan sumber fosfat menggunakan diamonium fosfat ($(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$), amonium fosfat monobasik

2.2.1 SINTESIS HIDROKSIAPATIT

Berbagai metode untuk membuat hidroksiapatit telah dilaporkan dalam berbagai penelitian, yang dapat diklasifikasikan menjadi metode kering, metode basah, proses bertemperatur tinggi, sintesis dari sumber biogenik, dan kombinasinya. Dari seluruh metode tersebut, metode presipitasi kimia yang termasuk bagian dari metode kimia basah merupakan metode yang paling populer untuk pembuatan hidroksiapatit.⁵

1. Metode pengendapan basah

Sintesis hidroksiapatit dengan metode pengendapan basah memiliki banyak keunggulan, seperti hasil sampingnya berupa air, dan kemungkinan kontaminasi selama pengolahan sangat rendah, sehingga dalam prosesnya akan menghasilkan hidroksiapatit dengan tingkat kemurnian yang cukup tinggi. Keuntungan lain dari metode pengendapan basah yaitu cocok untuk industri skala besar, dan tidak mencemari lingkungan. Penelitian oleh Supangat dkk (2017) mengemukakan bahwa

hidroksiapatit dapat disintesis menggunakan sumber kalsium dari cangkang kepiting dengan metode penambahan fosfat secara single drop. Rendahnya laju kesetimbangan reaksi dengan metode single drop yang ditandai dengan penurunan pH yang signifikan dapat menghasilkan fasa trikalsium bis (*orthophosphate*)²⁹

Sintesis hidroksiapatit dilakukan dengan cara mereaksikan precursor kalsium dan prekursor fosfat dengan perbandingan konsentrasi molar Ca/P 1,67. Larutan $\text{Ca}(\text{OH})_2$ 0,5 M sebanyak 100 ml dimasukkan kedalam gelas kimia. Kemudian ditambah 100ml asam fosfat 0,3 M dengan sekali penambahan kemudian mulut gelas kimia ditutup menggunakan aluminium foil sambil diaduk menggunakan magnetic stirrer dengan kecepatan 1 mot selama 30 menit. Campuran tersebut kemudian diaduk dengan kecepatan 2 mot selama 1 jam pada suhu 60°C. Suspensi diaduk kembali dengan kecepatan 1 mot pada suhu ruang selama 2 jam. Suspensi selanjutnya ditambahkan NaOH 2 M tetes demi tetes, sambil pH dimonitor menggunakan pH meter elektrik hingga pH 10, sambil diaduk menggunakan magnetic stirrer dengan kecepatan 2 mot.

Suspensi didiamkan (aging) pada suhu kamar selama 24 jam untuk menumbuhkan kristal hidroksiapatit. Endapan disaring menggunakan corong buchner kemudian dicuci dengan akuademin sampai netral.

Endapan setelah itu dicuci dengan alkohol secara merata kemudian dikeringkan dengan oven pada suhu 110°C minimal selama 2 jam kemudian ditimbang, pengeringan diulangi sampai berat konstan. hidroksiapatit yang terbentuk ditumbuk dengan mortar-alu diayak dengan ukuran 200 mesh.⁶

2. Metode presipitasi

Metode ini merupakan bagian dari metode kimia basah yang paling terkenal dan teknik yang paling banyak dipergunakan untuk sintesis hidroksiapatit. Hal ini karena dengan teknik tersebut dapat mensintesis Hidroksiapatit dalam jumlah besar tanpa menggunakan pelarut pelarut organik dan dengan biaya yang tidak begitu mahal. Untuk menghasilkan Hidroksiapatit melalui metode presipitasi dapat menggunakan berbagai prekursor yang mengandung kalsium dan fosfat, misalnya kalsium hidroksida ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) dan asam fosfat (H_3PO_4). Hasil sampingan yang dihasilkan oleh reaksi $\text{Ca}(\text{OH})_2$ dan H_3PO_4 dalam sintesis Hidroksiapatit hanyalah air dan reaksi tidak melibatkan elemen-elemen asing.

Hidroksiapatit dengan struktur nanoporus telah berhasil dibuat dengan Teknik ko-presipitasi sederhana yang menggunakan kalsium hidroksida dan asam ortofosforik sebagai prekursor dan hidroksiapatit-chitosan sebagai *template*.²⁰ Komposit hidroksiapatit

chitosan dikalsinasi pada suhu 800°C, dan komponen chitosan mulai mengalami dekomposisi di sekitar suhu 280–300°C.

Hasilnya adalah partikel hidroksiapatit yang mengandung pori berukuran nano yang tidak beraturan namun saling berhubungan. Hidroksiapatit dengan struktur nanoporus terbukti dapat meningkatkan adhesi, proliferasi, dan diferensiasi sel yang dibutuhkan untuk fungsi jaringan.⁶

3. Metode sol-gel

Metode sol-gel merupakan salah satu metode yang digunakan untuk sintesis hidroksiapatit, Metode ini memiliki keuntungan antara lain yaitu kemudahan untuk mengatur komposisi dan sintesis yang dapat dilakukan pada temperatur rendah, dapat menghasilkan lapisan yang homogen, murni, dan stoikiometris yang dihasilkan dari pencampuran dengan skala modern. Ukuran partikel kecil dan luas permukaan besar sehingga temperatur pembakaran rendah dan memungkinkan diperolehnya partikel berukuran nano yang homogen. Metode sol-gel terdiri dari beberapa tahapan. Pertama, menyiapkan larutan prekursor yang dapat berupa senyawa anorganik atau metal organik. Setelah larutan prekursor direaksikan, akan terjadi hidrolisis yaitu proses reaksi antara senyawa prekursor dengan air, hidrolisis untuk proses gelasi, aging, dan pengeringan atau sintering.³⁰ Penelitian oleh Moshaverinia et al (2008) yang mensintesis hidroksiapatit dari

etanol dengan metode sol-gel dan menambahkannya ke dalam bubuk GIC (Fuji II GC) sebanyak 5% yaitu penambahan granula hidroksiapatit berukuran 100–200 nm ternyata mampu meningkatkan sifat mekanik GIC yaitu kekuatan tekan, kekuatan tarik diametral dan kekuatan fleksural.³⁰

Beberapa keuntungan membuat hidroksiapatit dengan metode ini yaitu kemudahan untuk mengatur komposisi dan sintesis yang dapat dilakukan pada temperature rendah, dapat menghasilkan lapisan yang homogen, murni, dan stoikiometris yang dihasilkan dari pencampuran dengan skala modern. Ukuran partikel kecil dan luas permukaan besar sehingga temperature pembakaran rendah dan memungkinkan diperolehnya partikel berukuran nano yang homogen, menggunakan peralatan yang relative sederhana.²²

Metode sol-gel terdiri dari beberapa tahapan. Pertama, menyiapkan larutan prekursor yang dapat berupa senyawa anorganik atau metal organik. Setelah larutan prekursor direaksikan, akan terjadi hidrolisis yaitu proses reaksi antara senyawa precursor dengan air, hidrolisis untuk proses gelasi, *aging*, dan pengeringan atau *sintering*.²²

4. Metode hidrotermal

Penggunaan metode hidrotermal dalam proses sintesis hidroksiapatit dikombinasikan dengan kalsinasi terkait dengan

penggunaan metode ekstraksi hidroksiapatit yang dapat menyerderhanakan kompleksnya produksi hidroksiapatit. Metode ini memiliki keunggulan terkait kecepatan reaksi pembentukan apatit dan hanya membutuhkan air sebagai katalis, namun metode tersebut ini memiliki kelemahan yakni tidak dapat memutuskan ikatan karbonat (CO_3^{2-}) yang terdapat pada kisi apatit (Zhang et al. 2007). Proses penghilangan ion karbonat yang terikat pada kisi apatit dapat dilakukan dengan suhu kalsinasi, tekanan suhu kalsinasi dapat memutuskan ikatan karbon pada kisi divalen dan monovalen apatit sehingga membentuk struktur apatit tanpa ion karbonat (Shavandi et al. 2015).³¹ Metode ini digunakan oleh Dewi Sasmita (2011) untuk mensintesis hidroksiapatit yang dilakukan dengan cangkang keong emas, dan menunjukkan bahwa variasi pH dan lamanya proses hidrotermal tidak memberikan pengaruh yang signifikan terhadap hasil akhir endapan hidroksiapatit.³²

2.4 KEPITING BAKAU

Kepiting bakau merupakan salah satu komoditas perikanan yang memiliki nilai ekonomis penting dan sebagai sumber pendapatan nelayan serta devisa bagi negara. Indonesia sebagai negara dengan lahan hutan bakau yang luas, mempunyai potensi kepiting bakau yang sangat menjanjikan.³³

Sejak tahun 1980-an, kepiting bakau telah menjadi komoditas perikanan

penting, mempunyai nilai ekonomis penting, dan memiliki harga yang tinggi baik di pasar dalam negeri maupun luar negeri, antara lain di Asia (seperti Singapura, Thailand, Taiwan, Hongkong dan China) (Rusdi dan Hanafi, 2009), maupun di Amerika dan Eropa. Dalam perdagangan internasional jenis kepiting bakau dikenal sebagai Mud Crab atau bahasa Latinnya *Scylla spp.*³³

Perkembangan usaha perdagangan kepiting bakau sampai saat ini terus meningkat karena peluang pasar ekspor yang terbuka luas (dengan lebih dari 10 negara konsumen), potensi lahan bakau yang merupakan habitat hidupnya cukup besar, pengetahuan dan teknologi yang semakin meningkat baik budidaya (pembenihan, pembesaran), maupun teknologi penangkapannya.

Peluang pasar yang cukup besar dengan harga tinggi tersebut menyebabkan bisnis kepiting berkembang di banyak tempat di negara kita seperti di Kalimantan (Kalimantan Timur, Kalimantan Selatan, Kalimantan Utara), Sulawesi (Sulawesi Selatan, Sulawesi Tenggara, Sulawesi Tengah), Jawa (Subang, Indramayu, Cilacap, Pemalang, Gresik, Sidoarjo), Sumatera (Riau, Jambi, Sumatera Utara, Lampung), Papua, Papua Barat dan lain-lain, dengan target pemasaran lokal maupun ekspor (antara lain Jepang, Hongkong, Korea Selatan, Taiwan, Singapura, Malaysia, Australia dan Prancis).³³

Menurut Stephenson dan Campbell (1960), Motoh (1977), Warner (1977), Moosa (1980) dan Keenan dkk (1998), kepiting bakau dapat diklasifikasikan sebagai berikut:

Klass : Crustacea

Ordo : Decapoda Famili : Portunidae

Genus : *Scylla* (de Han)

Spesies : *Scylla serrata* (Forsk., 1775), *S. Tranquiberica* (Fabricus, 1798), *S. paramamosain* (Estampador, 1949), dan *S. olivacea* (Herbst, 1796).³³



Kepiting bakau merupakan salah satu kelompok Crustacea. Tubuh kepiting ditutupi dengan karapas, yang merupakan kulit keras atau exoskeleton kulit luar) dan berfungsi untuk melindungi organ bagian dalam kepiting (Prianto, 2007).³³

Scylla serrata merupakan spesies kepiting bakau yang memiliki distribusi penyebaran paling luas dibanding spesies lainnya (Hubatsch dkk., 2015). *S. serrata* dapat ditemukan di wilayah pesisir perairan tropis dan subtropis, diantaranya adalah pantai selatan dan timur Afrika, Laut Merah, Teluk Aden, Teluk Persia, Asia Tenggara, Asia

Timur, dan Australia. Selain itu, *S. serrata* juga ditemui di kepulauan Indo Pasifik seperti Kepulauan Mariana, Kepulauan Fiji, Kepulauan Samoa, Kepulauan Seychelles, Kepulauan Maladewa, dan Pulau Mauritius. Populasi *S. serrata* menyebar hingga wilayah perairan sampai

38° Lintang Selatan, sedangkan 3 spesies lainnya berpusat di perairan sekitar garis khatulistiwa (Hubatsch dkk., 2015).³³

Komposisi kimia cangkang kepiting bakau meliputi kadar air, abu, lemak, protein, dan karbohidrat (Tabel 1). Komposisi kimia cangkang kepiting bakau ditentukan dengan analisis proksimat.

Tabel 1. Kandungan kepiting bakau (Hasil analisis proksimat tepung

cangkang kepiting bakau)³⁴

Komponen kimia	Persentase (%)
Kadar air (bb)	5.39
Kadar abu (bk)	57.26
Kadar lemak (bk)	2.38
Kadar protein (bk)	14.11
Kadar karbohidrat (bk)	26.25
Kalsium karbonat	40-70
Kitin	18.70-32.20

Sumber: Komposisi Kimia Tepung Cangkang Kepiting Bakau (*Scylla serrata*)

2.5 HIDROKSIAPATIT CANGKANG KEPITING

Hidroksiapatit Cangkang kepiting didapatkan dari sumber kalsium yaitu kalsium karbonat yang tinggi pada cangkang kepiting. Cangkang kepiting memiliki kandungan kalsium karbonat sebesar 40% -70%.¹ Kandungan lainnya yang ada pada cangkang kepiting seperti Khitin 18,70% -32,20% dan Protein 15,60% -23,90% (hal ini tergantung jenis kepiting dan tempat hidupnya) Cangkang kepiting telah menjadi sumber yang menarik untuk produksi hidroksiapatit, karena ketersediaan globalnya, biaya rendah, pasokan tidak terbatas dan karena pengembangan metode produksi yang sederhana, murah, ekonomis dan efisien.³⁵

Oleh karena memiliki kalsium yang banyak, sehingga kepiting menjadi salah satu menu makanan yang paling banyak dikonsumsi. Hal ini menyebabkan banyak limbah cangkang kepiting dari seafood dll, yang tidak dapat diolah dan dapat merusak lingkungan.³⁶

Limbah cangkang kepiting dapat menimbulkan pencemaran udara Dan tanah. Limbah cangkang kepiting mengandung senyawa kalsium (CaCO_3) yang cukup tinggi, yaitu sekitar 53-78% dari berat cangkang keringnya, tingginya kadar kalsium ini dapat digunakan sebagai bahan Hidroksiapatit. Dengan kandungan CaCO_3 yang besar, cangkang kepiting dapat digunakan sebagai prekursor CaO dengan cara dikalsinasi pada suhu 1000°C kalsinasai bertujuan untuk menghilangkan ion karbonat yang dapat mengganggu proses sintesis.⁶

Pembentukan Hidroksiapatit pada kepiting bakau (*Scylla Spp*) diperoleh dengan kalsinasi pada suhu 900°C sebesar 63,5%. Semakin tinggi suhu kalsinasi maka semakin besar pula hidroksiapatit yang terbentuk dari sampel cangkang kepiting, sedangkan dari karakterisasi XRD dan XRF diperoleh analisi kadar CaO tertinggi pada suhu 800°C sebesar 51,9%³⁶

Pada penelitian Dahlan et al. menghasilkan kristalit HAp (~800 nm) dari serbuk kalsium yang diperoleh setelah kalsinasi cangkang kepiting bakau Merouke. Dalam penelitian lain, Chudhuri et al. melaporkan pembentukan lapisan HAp pada permukaan lembaran fleksibel cangkang kepiting setelah direndam dalam larutan dipotassium phosphate (K_2HPO_4).³⁵



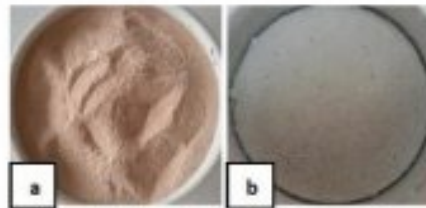
Gambar. 2.2 Prosedur pembuatan hidroksiapatit cangkang kepiting

Limbah cangkang kepiting dicuci untuk menghilangkan kotoran yang menempel pada cangkang kepiting kemudian jemur di bawah sinar matahari sampai kering untuk mengurangi kadar air. Cangkang kepiting yang telah kering ditumbuk dan diayak menggunakan ayakan 100 mesh agar menghasilkan ukuran serbuk yang homogen sehingga hasil kalsinasi cangkang kepiting maksimal. Kalsinasi bergantung pada

ukuran dan lama pemanasan yang digunakan. Cangkang kepiting selanjutnya dikalsinasi pada suhu 1000 °C selama 5 jam, hal ini bertujuan untuk menghilangkan kandungan air, senyawa organik, dan menguraikan CaCO₃ menjadi CaO dan CO yang terkandung dalam cangkang kepiting. Sesuai dengan persamaan (1): $\text{CaCO}_3 (\text{s}) \rightarrow \text{CaO} (\text{s}) + \text{CO}_2 (\text{g})$ $\Delta H = 182,1 \text{ kJ mol}^{-1}$) Panas yang dihasilkan tanur membuat ikatan kimia menjadi renggang dan atom yang berikatan bergerak bebas sehingga senyawa akan lepas sesuai dengan titik didihnya. Air dan zat organik yang terkandung dalam cangkang kepiting mengalami penguraian, hal ini ditandai dengan keluarnya bau yang tidak sedap pada tanur pada rentang suhu kalsinasi. Zat organik yang terkandung didalam cangkang kepiting diantaranya protein dan kitin. Dari data DTA kalsinasi cangkang telur bebek pada penelitian Sari (2013) mengungkapkan bahwa CO₂ dari CaCO₃ akan lepas pada suhu 700 sampai 850°C ditandai dengan perubahan massa yang signifikan pada suhu tersebut dan CaO stabil pada suhu 850 sampai 1000°C

Setelah dikalsinasi cangkang kepiting didinginkan secara perlahan dengan cara didinginkan di dalam tanur selama semalam sampai mencapai suhu ruang, karena penurunan panas yang mendadak dapat menyebabkan material mengalami thermal shock mengakibatkan struktur material menjadi tidak stabil Cangkang kepiting yang telah dikalsinasi mengalami perubahan warna dari serbuk jingga keabu-abuan menjadi putih keabu-abuan hal ini menandakan

bahwa cangkang kepiting telah mengalami dekomposisi *thermal* menjadi CaO seperti yang ditunjukkan pada gambar 3.



Gambar 3. Cangkang kepiting sebelum kalsinasi (a) dan setelah kalsinasi (b)

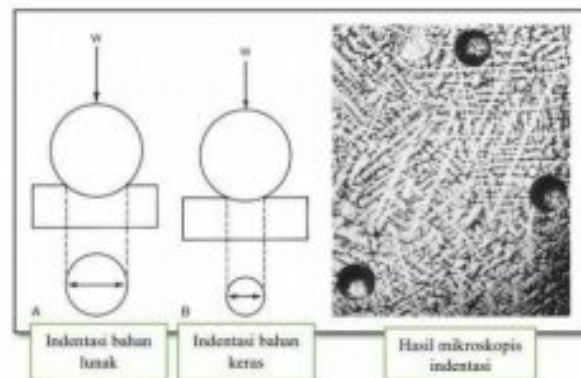
2.6 Uji kekerasan

Kekerasan didefinisikan sebagai kemampuan suatu material untuk menahan beban indentasi atau penetrasi. Suatu bahan dikatakan memiliki kekerasan apabila bahan tersebut mampu menerima tekanan benda yang keras. Uji kekerasan dilakukan dengan mengaplikasikan gaya yang sudah ditentukan pada sebuah indenter yang akan menghasilkan bentuk indentasi yang simetris untuk mengukur kedalaman, luas area dan lebar indentasi yang dihasilkan diukur dengan sebuah mikroskop. Sebuah indenter ditekan ke dalam suatu bahan dengan besaran dan waktu tertentu.²⁰

Terdapat tiga tipe *indenter* yang biasa digunakan untuk menguji kekerasan bahan dental yaitu:²⁵

1. *Brinell hardness number* (BHN)

Indentasi untuk kekerasan Brinell sangat kecil, menggunakan bola baja, yang ditekan pada permukaan material dibawah kekuatan khusus. Indentasi ini meninggalkan bekas berbentuk bulat pada material yang diujikan, kekerasan diukur dengan melihat diameter dari permukaan yang diindentasi.²⁵



Gambar 3. Metode uji kekerasan Brinell (Sakaguchi, 2012)²⁰

2. *Vickers hardness number (VHN) atau diamond pyramid hardness*

(DPH)

Indentasi kekerasan Vickers berbentuk persegi, bentuk pyramid intan, yang meninggalkan bekas bentuk persegi ketika indentasi berbentuk intan ditekan pada permukaan material. Kekerasan dihitung dengan mengukur diagonal dari persegi dan menghitung rata-rata dari kedua dimensi.²⁵

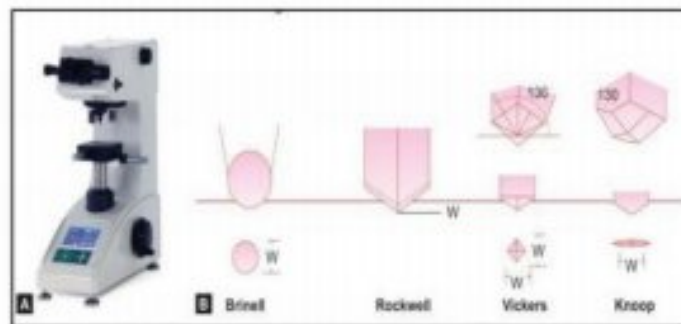
Uji kekerasan Brinell dan Vickers keduanya digunakan untuk menghitung kekerasan logam gigi, dan nilai kekerasan dari logam dinyatakan dalam satuan *Vickers Hardness Number* atau *Brinell Hardness Number*. Untuk membandingkan nilai Vickers dan Brinell, menggunakan hubungan :²⁵

$$\text{VHN} = 1.05 \times \text{BHN}$$

$$\text{Atau BHN} = \frac{\text{VHN}}{1.05}$$

3. Knoop hardness (KHN)

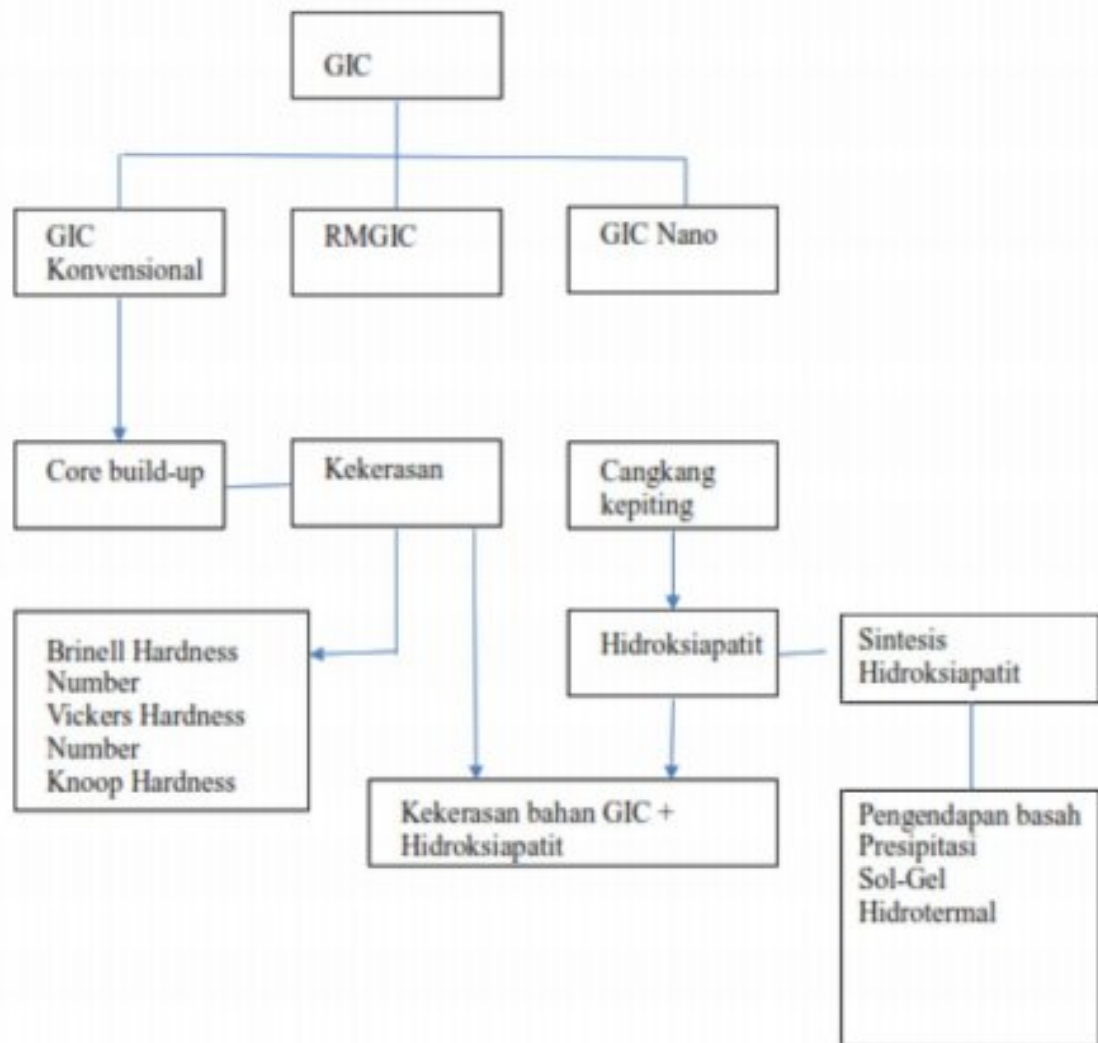
Indentasi untuk kekerasan Knoop juga terbuat dari intan, namun bagian garis luarnya yang membedakan dengan indentasi Vickers, walau berbentuk intan, salah satu diagonalnya lebih panjang daripada yang lain. Hanya diagonal yang panjang digunakan untuk menentukan *Knoop hardness number*.²⁵ Untuk mengukur *microhardness* dari permukaan gigi yang mengalami erosi, hampir semua pengukuran menggunakan Knoop atau Vickers.



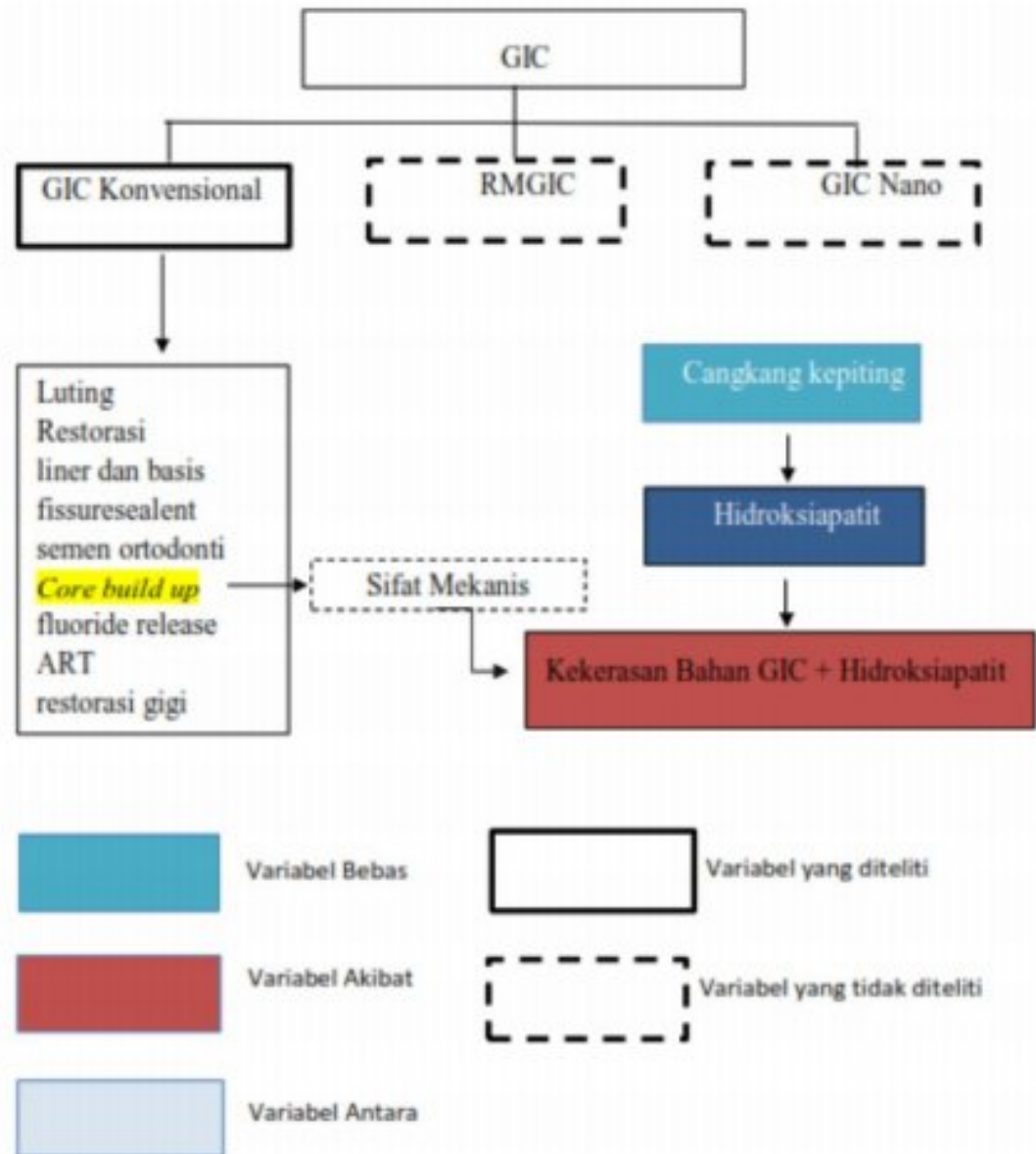
Gambar 4 Alat uji kekerasan knoop dan Vickers: A) Mikroskop;B) Jenis-jenis uji kekerasan ²⁰

BAB III
KERANGKA TEORI DAN KERANGKA KONSEP

3.1 KERANGKA TEORI



3.2 KERANGKA KONSEP



3.3 Hipotesis

Penambahan hidroksiapatit dari serbuk cangkang kepiting bakau (*Scylla serrata*) dapat meningkatkan kekerasan *core build-up* semen ionomer kaca.