

**SINTESIS DAN KARAKTERISASI KOMPOSIT
HIDROKSIAPATIT/ALGINAT/POLIVINIL ALKOHOL (PVA)
SEBAGAI KANDIDAT PELAPIS IMPLAN GIGI**

**SYNTHESIS AND CHARACTERIZATION OF
HYDROXYPATITE/ALGINATE/POLYVINYL ALCOHOL (PVA)
COMPOSITES AS CANDIDATES FOR DENTAL
IMPLANT COATING**

ANDRIANI USMAN



**PROGRAM STUDI MAGISTER KIMIA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2024**

**SINTESIS DAN KARAKTERISASI KOMPOSIT
HIDROKSIAPATIT/ALGINAT/POLIVINIL ALKOHOL (PVA)
SEBAGAI KANDIDAT PELAPIS IMPLAN GIGI**

Tesis

sebagai salah satu syarat untuk mencapai gelar magister
Program Studi Kimia

Disusun dan diajukan oleh

ANDRIANI USMAN
H012211011

kepada

**PROGRAM STUDI MAGISTER KIMIA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS HASANUDDIN
MAKASSAR
2024**

TESIS

**SINTESIS DAN KARAKTERISASI KOMPOSIT
HIDROKSIAPATIT/ALGINAT/POLIVINIL ALKOHOL (PVA)
SEBAGAI KANDIDAT PELAPIS IMPLAN GIGI**

ANDRIANI USMAN

NIM: H012211011

Telah dipertahankan di hadapan Panitia Ujian yang dibentuk dalam rangka Penyelesaian Studi Program Magister Program Kimia Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin pada tanggal 15 Februari 2024 dan dinyatakan telah memenuhi syarat kelulusan

Menyetujui

Pembimbing Utama



Dr. Syahrudin Kasim, M.Si
NIP. 196907051997031001

Pembimbing Pendamping



Prof. Dr. Indah Raya, M.Si
NIP. 196411251990022001

**Ketua Program Studi
Magister Kimia**



Prof. Dr. Hasnah Natsir, M.Si
NIP. 196203201987112001

**Dekan Fakultas MIPA
Universitas Hasanuddin**



Dr. Eng. Amiruddin, M.Si
NIP. 197205151997021002

PERNYATAAN KEASLIAN TESIS DAN KELIMPAHAN HAK CIPTA

Yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Andriani Usman
Nim : H012211011
Program Studi : Kimia

Dengan ini saya menyatakan bahwa, tesis berjudul "Sintesis dan Karakterisasi Komposit Hidroksiapatit/Alginat/Polivinil Alkohol (PVA) sebagai Kandidat pelapis Implan Gigi" adalah benar karya saya dengan arahan dari komisi pembimbing (Dr. Syahrudin Kasim, M.Si sebagai pembimbing utama dan Prof. Dr. Indah Raya, M.Si sebagai pembimbing pendamping). Karya ilmiah ini belum diajukan dan tidak sedang diajukan dalam bentuk apapun kepada perguruan tinggi manapun. Sumber informasi yang berasal atau dikutip dari karya yang diterbitkan maupun tidak diterbitkan dari penulis lain telah disebutkan dalam teks dan dicantumkan dalam Daftar Pustaka tesis ini. Sebagian dari isi tesis ini telah disubmit di *Communication in Science and Technology* (CST) sebagai artikel dengan judul "*Synthesis and Characterization of Hydroxyapatite/Alginate/PVA Composites as Dental Implant Coating Candidates on Ti6Al4V Metal*"

Dengan ini saya melimpahkan hak cipta dari karya tulis saya berupa tesis ini kepada universitas hasanuddin.

Makassar, 08 Maret 2024



Andriani Usman
NIM : H012211011

UCAPAN TERIMA KASIH

Bismillahirrahmananirrahim, segala puji dan syukur penulis panjatkan kehadiran Allah SWT karena berkat rahmat dan karunia-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan tesis dengan judul **“SINTESIS DAN KARAKTERISASI KOMPOSIT HIDROKSIAPATIT/ALGINAT/POLIVINIL ALKOHOL (PVA) SEBAGAI KANDIDAT PELAPIS IMPLAN GIGI”** sebagai salah satu syarat untuk mencapai gelar Magister Sains. Shalawat dan salam kepada Nabi besar Muhammad S.A.W. Ucapan terima kasih dan penghargaan penulis sampaikan kepada seluruh pihak yang membantu dalam proses penyelesaian tesis ini, terutama kepada ayahanda **Dr. Syaharuddin Kasim, M.Si** selaku penasehat utama dan ibunda **Prof. Dr. Indah Raya, M.Si** selaku penasehat pertama yang menjadi orang tua di kampus dan senantiasa meluangkan waktu, tenaga dan pikirannya dalam membimbing dan memberikan arahan yang baik, terutama dalam menyelesaikan tesis ini.

Penulis juga tak lupa mengucapkan terima kasih dan penghargaan yang sebesar-besarnya kepada:

1. Ayahanda **Dr. Eng Amiruddin, S.Si, M.Si** selaku dekan Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Hasanuddin beserta semua staf pegawai.
2. **Prof. Dr. Hasnah Natsir, M.Si** selaku ketua program studi S2 Kimia Universitas Hasanuddin, beserta dosen dan staf yang telah membantu penulis dalam perjalanan menyelesaikan pendidikan ini.
3. Dr. Sci. Muhammad Zakir, M.Si., Dr. Syarifuddin Liong, M.Si., dan Dr. Yusafir Hala, M.Si., selaku komisi penilai, terima kasih atas masukan berupa kritik dan saran yang telah diberikan demi penyempurnaan penulisan tesis.
4. Seluruh Analis Laboratorium di Departemen Kimia Universitas Hasanuddin dan Analis Laboratorium Kimia Analitik UIN Alauddin Makassar, atas bantuan serta arahnya selama penelitian berlangsung. Terima kasih atas bantuan dan kerjasamanya.
5. Bu Kiki selaku staf Program Studi S2 Kimia yang selalu membantu dan memberikan masukannya dalam penyelesaian administrasi.
6. Rekan partner peneliti Anorganik Indah Wahda dan Windasari. Terima kasih atas semangat, penghibur dikala suka dan duka.

Kepada kedua orang tua tercinta, ayahanda Bapak Usman B dan Ibu Rusliah, atas segala do'a serta motivasi yang tidak mengenal kata lelah. Saudaraku Aspar Usman, Asniar Usman, Asiah Usman dan Ansar Usman yang senantiasa memberi semangat, semoga Allah senantiasa meridhoi, melimpahkan rahmat-Nya berupa kasih sayang, keteguhan hati di atas agama Allah dan kemuliaan bukan hanya di dunia tapi juga di akhirat Insya Allah.

Penulis sadar bahwa laporan tesis ini tidak sempurna dan banyak kekurangan baik materi maupun teknik penulisannya, karena sejatinya kesempurnaan hanyalah milik Allah SWT. Oleh karena itu, penulis berharap saran dan kritikan yang bersifat membangun dari pembaca dan semoga dapat memberikan manfaat bagi siapa saja dalam pengembangan ilmu pengetahuan kimia khususnya bidang anorganik.

Makassar, Februari 2024



Penulis

ABSTRAK

Andriani Usman. **Sintesis dan Karakterisasi Komposit Hidroksiapatit/Alginat/Polivinil Alkohol (PVA) sebagai Kandidat Pelapis Implan Gigi** (dibimbing oleh Syahrudin Kasim dan Indah Raya)

Penelitian ini bertujuan untuk mensintesis komposit hidroksiapatit/alginate/PVA sebagai kandidat pelapis implan gigi pada logam Ti-6Al-4V. Hidroksiapatit diperoleh dari hasil sintesis cangkang kerang darah setelah kalsinasi menggunakan metode presipitasi basah. Hasil analisis FTIR sebelum kalsinasi (CaCO_3) menunjukkan adanya gugus OH^- terindikasi $3419,79 \text{ cm}^{-1}$ dan gugus CO_3^{2-} terindikasi $1082,07 \text{ cm}^{-1}$ (ν_1); $864,11 \text{ cm}^{-1}$ (ν_2); $1477,47 \text{ cm}^{-1}$ (ν_3) dan $711,73 \text{ cm}^{-1}$ (ν_4). Adapun hasil analisis FTIR setelah kalsinasi (CaO) menunjukkan ikatan OH^- pada $3643,53 \text{ cm}^{-1}$; $3523,95 \text{ cm}^{-1}$; $3423,65 \text{ cm}^{-1}$ dan ikatan Ca-O pada $1463,97 \text{ cm}^{-1}$ dan $1429,25 \text{ cm}^{-1}$. Hasil analisis XRF setelah kalsinasi memperoleh CaO sebesar 95,81%. Karakterisasi FTIR hidroksiapatit/alginate/PVA menunjukkan adanya spektrum tajam pada daerah $3572,17 \text{ cm}^{-1}$ yang merupakan OH^- bebas dan $3414,00 \text{ cm}^{-1}$ menunjukkan OH^- terikat, PO_4^{3-} berada pada bilangan gelombang $360,69 \text{ cm}^{-1}$ (ν_2), $1093,64 \text{ cm}^{-1}$ dan $1045,42 \text{ cm}^{-1}$ (ν_3); $632,65 \text{ cm}^{-1}$; $603,72 \text{ cm}^{-1}$; $570,93 \text{ cm}^{-1}$ (ν_4). Karakterisasi XRD memperoleh kemurnian hidroksiapatit sebesar 98 % dengan kristalinitas 61,44 % dan kemurnian pelapis implan gigi hidroksiapatit/alginate/PVA sebesar 95 %. Karakterisasi SEM menghasilkan rata - rata ukuran pori hidroksiapatit 1,43 μm dan rata - rata ukuran pori pelapis implan gigi hidroksiapatit/alginate/PVA sebesar 543,6 nm. Metode pelapisan logam Ti-6Al-4V menggunakan metode dip coating dengan hasil analisis uji kuat tekan sebesar 53,011 MPa. Adapun analisis uji ketahanan korosi memperoleh laju korosi logam Ti-6Al-4V sebesar 0,0355 mpy dan laju korosi logam Ti-6Al-4V terlapis komposit hidroksiapatit/alginate/PVA sebesar 0,00601 mpy.

Kata Kunci: Hidroksiapatit; Komposit Hidroksiapatit/Alginat/PVA; Pelapis Implan Gigi; Ti-6Al-4V

ABSTRACT

Andriani Usman. **Synthesis and Characterization of Hydroxyapatite/Alginate/Polyvinyl Alcohol (PVA) Composites as Candidates for Dental Implant Coating** (Supervised by Syahrudin Kasim and Indah Raya)

This study aims to synthesise hydroxyapatite/alginate/PVA composite as a candidate for dental implant coating on Ti-6Al-4V metal. Hydroxyapatite was obtained from the synthesis of blood clam shells after calcination using the wet precipitation method. The results of FTIR analysis before calcination (CaCO_3) showed the presence of OH^- group indicated 3419.79 cm^{-1} and CO_3^{2-} group indicated 1082.07 cm^{-1} (ν_1), 864.11 cm^{-1} (ν_2), 1477.47 cm^{-1} (ν_3), and 711.73 cm^{-1} (ν_4). The results of FTIR analysis after calcination (CaO) showed OH^- bonds at 3643.53 cm^{-1} , 3523.95 cm^{-1} , 3423.65 cm^{-1} , and Ca-O bonds at 1463.97 cm^{-1} and 1429.25 cm^{-1} . The results of XRF analysis after calcination obtained CaO of 95.81%. FTIR characterization of hydroxyapatite/alginate/PVA showed a sharp spectrum at 3572.17 cm^{-1} which is free OH^- and 3414.00 cm^{-1} indicating bound OH^- , PO_4^{3-} at wave numbers 360.69 cm^{-1} (ν_2), 1093.64 cm^{-1} and 1045.42 cm^{-1} (ν_3), 632.65 cm^{-1} , 603.72 cm^{-1} , 570.93 cm^{-1} (ν_4). XRD characterization obtained 98% purity of hydroxyapatite with 61.44% crystallinity and 95% purity of hydroxyapatite/alginate/PVA dental implant coating. SEM characterization resulted in an average hydroxyapatite pore size of $1.43\text{ }\mu\text{m}$ and an average hydroxyapatite/alginate/PVA dental implant coating pore size of 543.6 nm . The Ti-6Al-4V metal coating method uses the dip coating method with the results of the compressive strength test analysis of 53.011 MPa . The corrosion resistance test analysis obtained the corrosion rate of Ti-6Al-4V metal of 0.0355 mpy and the corrosion rate of Ti-6Al-4V metal coated with hydroxyapatite/alginate/PVA composite of 0.00601 mpy .

Keywords: Hydroxyapatite; Hydroxyapatite/Alginate/PVA Composite; Dental Implant Coatings; Ti-6Al-4V

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN JUDUL	i
PERNYATAAN PENGAJUAN	ii
HALAMAN PENGESAHAN.....	iii
LEMBAR PERNYATAAN KEASLIAN PENELITIAN	iv
UCAPAN TERIMA KASIH.....	v
ABSTRAK.....	vii
ABSTRACT	viii
DAFTAR ISI.....	ix
DAFTAR TABEL.	xii
DAFTAR GAMBAR.	xiii
DAFTAR LAMPIRAN.	xiv
DAFTAR ARTI SINGKATAN/ISTILAH.....	xv
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah.	4
1.3 Tujuan Penelitian.	4
1.4 Manfaat Penelitian.	5
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Pelapis Implan Gigi	6
2.1.1 Kerusakan Gigi	6
2.1.2 Implan Gigi	7
2.1.3 Metode Pelapis Implan Gigi.....	8
2.2 Hidroksiapatit	11
2.2.1 Hidroksiapatit dari CaO Cangkang Kerang Darah	12
2.2.2 Metode Sintesis Hidroksiapatit	14
2.2.3 Karakterisasi Hidroksiapatit	15
2.2.3.1 Karakterisasi Hidroksiapatit dengan <i>Fourier Transform Infrared</i> (FTIR)	15
2.2.3.2 Karakterisasi Hidroksiapatit dengan <i>X-Ray Diffraction (XRD)</i>	16
2.2.3.3 Karakterisasi Hidroksiapatit dengan <i>Scanning Electron</i> <i>Microscope (SEM)</i>	16

2.3 Komposit Hidroksiapatit	17
2.3.1 Alginat	17
2.3.2 Polivinil Alkohol (PVA)	18
2.3.3 Karakterisasi Alginat dan PVA.....	18
2.3.3.1 Karakterisasi Alginat dan PVA dengan <i>Fourier Transform Infrared</i> (FTIR)	18
2.3.3.2 Karakterisasi Alginat dan PVA dengan <i>X-Ray Diffraction</i> (XRD)	19
2.4 Kerangka Pikir dan Hipotesis.....	20
2.4.1 Kerangka Pikir.....	20
2.4.2 Hipotesis.	23
BAB III METODOLOGI PENELITIAN	
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian.	24
3.2 Alat dan Bahan.....	24
3.2.1 Alat Penelitian.	24
3.2.2 Bahan Penelitian.....	25
3.3 Prosedur Kerja.	25
3.3.1 Preparasi Cangkang Kerang Darah.	25
3.3.2 Pembuatan Larutan Kalsium dan Fosfat.	25
3.3.2.1 Pembuatan Larutan Kalsium Hidroksiada.....	25
3.3.2.2 Pembuatan Larutan Asam Fosfat.....	26
3.3.3 Sintesis Hidroksiapatit.	26
3.3.4 Sintesis Komposit Hidroksiapatit/Alginat/PVA.....	27
3.3.4.1 Pembuatan Larutan PVA	27
3.3.4.2 Pembuatan Larutan Alginat/PVA.....	27
3.3.4.3 Komposit Hidroksiapatit/Alginat/PVA	27
3.3.5 Pelapisan Implan Gigi dengan Metode <i>Dip Coating</i>	27
3.3.6 Karakterisasi	28
3.3.6.1 Karakterisasi Hidroksiapatit, Hidroksiapatit/Alginat, Pelapis Implan Gigi Hidroksiapatit/Alginat/PVA dengan <i>Fourier Transform Infrared</i> (FTIR)	28
3.3.6.2 Karakterisasi Hidroksiapatit, Pelapis Implan Gigi Hidroksiapatit/Alginat/PVA dengan <i>X-Ray Diffraction</i> (XRD).....	28
3.3.6.3 Karakterisasi Hidroksiapatit, Pelapis Implan Gigi Hidroksiapatit/Alginat/PVA dengan <i>Scanning Electron Microscope</i> (SEM).....	29
3.3.6.4 Uji Mekanik Pelapis Implan Gigi Hidroksiapatit/Alginat/PVA	

dengan <i>Universal Testing Machine</i>	29
3.3.6.5 Uji Ketahanan Korosi Pelapis Implan Gigi Hidroksiapatit/Alginat/PVA dengan <i>Potensiostat Corrtest CS350</i>	29
BAB IV HASIL DAN PEMBAHASAN	
4.1 Preparasi Cangkang Kerang Darah	31
4.2 Sintesis Hidroksiapatit.....	33
4.2.1 Karakterisasi Hidroksiapatit dengan <i>Fourier Transform Infrared</i> (FTIR).....	33
4.2.2 Karakterisasi Hidroksiapatit dengan <i>X-Ray Diffraction</i> (XRD)	36
4.2.3 Karakterisasi Hidroksiapatit dengan <i>Scanning Electron Microscope</i> (SEM).....	38
4.3 Sintesis Pelapisan Implan Gigi Hidroksiapatit/Alginat/PVA	39
4.3.1 Karakterisasi Hidroksiapatit, Hidroksiapatit/Alginat, Pelapis Implan Gigi Hidroksiapatit/Alginat/PVA dengan <i>Fourier Transform</i> <i>Infrared</i> (FTIR)	39
4.3.2 Karakterisasi Pelapis Implan Gigi Hidroksiapatit/Alginat/PVA dengan <i>X-Ray Diffraction</i> (XRD).....	43
4.3.4 Karakterisasi Pelapis Implan Gigi Hidroksiapatit/Alginat/PVA dengan <i>Scanning Electron Microscope</i> (SEM).....	44
4.3.5 Uji Mekanik Pelapis Implan Gigi Hidroksiapatit/Alginat/PVA dengan <i>Universal Testing Machine</i>	46
4.3.6 Uji Ketahanan Korosi Pelapis Implan Gigi Hidroksiapatit/Alginat/PVA dengan <i>Potensiostat Corrtest CS350</i>	47
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	
5.1 Kesimpulan	50
5.2 Saran.....	50
DAFTAR PUSTAKA.....	51
LAMPIRAN.....	61

DAFTAR TABEL

Nomor urut	Halaman
1. Metode pelapisan implan gigi titanium.....	9
2. Persyaratan hidroksiapatit sebagai pelapis implan	10
3. Sifat fisik hidroksiapatit.....	12
4. Komposisi kimia serbuk cangkang kerang darah (<i>Anadara granosa</i>) ...	13
5. Metode yang digunakan untuk sintesis hidroksiapatit.....	14
6. Hasil analisis cangkang kerang darah sebelum dan setelah kalsinasi dengan FTIR	32
7. Hasil analisis cangkang kerang darah setelah kalsinasi dengan XRF...33	
8. Hasil FTIR hidroksiapatit dari cangkang kerang darah	34
9. Puncak sudut 2θ hidroksiapatit dari cangkang kerang darah	37
10. Hasil analisis alginate, PVA, hidroksiapatit/alginat dan pelapis implan gigi hidroksiapatit/alginat/PVA	41
11. Analisis uji kuat tekan.....	46
12. Analisis uji ketahanan korosi.....	48

DAFTAR GAMBAR

Nomor urut	Halaman
1. Implan gigi titanium	8
2. Struktur hidroksiapatit.....	11
3. Cangkang kerang darah (<i>Anadara granosa</i>)	13
4. Karakterisasi hidroksiapatit dengan <i>Fourier Transform Infrared</i> (FTIR)	15
5. Karakterisasi hidroksiapatit dengan <i>X-Ray Diffraction</i> (XRD)	16
6. Karakterisasi hidroksiapatit dengan <i>Scanning Electron Microscope</i> (SEM).....	17
7. Struktur polivinil alkohol (PVA)	18
8. Karakterisasi alginat dan PVA dengan <i>Fourier Transform Infrared</i> (FTIR)	19
9. Karakterisasi alginat dan PVA dengan <i>X-Ray Diffraction</i> (XRD)	19
10. Skema kerangka pikir penelitian	22
11. Spektrum FTIR cangkang kerang darah sebelum kalsinasi dan setelah kalsinasi.....	31
12. Spektrum FTIR hidroksiapatit dari cangkang kerang darah.....	34
13. Pola difraksi hidroksiapatit dari cangkang kerang darah.....	36
14. Morfologi hidroksiapatit dari cangkang kerang darah.....	38
15. Spektrum FTIR alginat, PVA, pelapis implan gigi hidroksiapatit/ alginat/PVA.....	40
16. Pola difraksi pelapis implan gigi hidroksiapatit/alginat/PVA	43
17. Morfologi pelapis implan gigi hidroksiapatit/alginat/PVA.....	45
18. Logam Ti-6Al-4V sebelum pelapisan dan logam Ti-6Al-4V setelah pelapisan hidroksiapatit/alginat/PVA	47
19. Laju Korosi logam Ti-6Al-4V sebelum pelapisan dan logam Ti-6Al-4V Setelah pelapisan hidroksiapatit/alginat/PVA.....	48

DAFTAR LAMPIRAN

Nomor urut	Halaman
1. Bagan Kerja Penelitian.....	61
2. Data Analisa dan Hasil Analisa.....	69
3. Dokumentasi Penelitian	95

DAFTAR ARTI LAMBANG SINGKATAN/ISTILAH

Singkatan/Lambang	Arti Singkatan/Istilah
FTIR	<i>Fourier Transform Infrared</i>
SEM	<i>Scanning Electron Microscope</i>
XRD	<i>X Ray Diffraction</i>
XRF	<i>X Ray Fluoresence</i>
JCPDS	<i>Joint Committee on Powder Diffraction Standards</i>
PVA	Polivinil Alkohol
CaO	Kalsium Oksida
CaCO ₃	Kalsium Karbonat
Osseointegrasi	Kemampuan biomaterial untuk dapat menyatu dengan tulang rahang
Biokompatibilitas	Kemampuan biomaterial untuk dapat diterima oleh tubuh
Bioaktif	Terjadi interaksi antara biomaterial dengan tulang
Ortopedi	Ilmu kedokteran yang berfokus pada tulang
Odontologi	Ilmu kedokteran gigi yang mempelajari tentang gigi, mulut dan jaringan sekitarnya
Osteokonduktif	Kemampuan biomaterial untuk merangsang sel-sel osteoblas pada jaringan keras
Osteoinduktif	Kemampuan biomaterial untuk merangsang pertumbuhan jaringan tulang baru
Biodegradable	Kemampuan biomaterial untuk dapat terurai secara alami

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Kebutuhan biomaterial di dunia kedokteran kini semakin meningkat dari tahun ketahun. Diantaranya yaitu biomaterial yang dikembangkan di bidang kedokteran gigi (Prasada & Syed, 2019). Biomaterial yang dikembangkan dalam bidang kedokteran gigi bertujuan untuk mengatasi gangguan atau kerusakan pada gigi (Heboyan & Francesco, 2023) yang disebabkan oleh beberapa faktor, seperti akibat usia, kecelakaan, mengkonsumsi gula berlebih dan kondisi mulut yang tidak sehat yang dapat menyebabkan kerusakan pada gigi. Proses pemulihan kerusakan gigi sering kali memerlukan waktu yang cukup lama dan pencabutan gigi sering juga dilakukan agar kesehatan gusi tidak semakin parah (Ranamanggala dkk., 2020).

Menurut pusat data dan informasi kementerian kesehatan RI (KEMENKES) bahwa hasil riset kesehatan dasar (Riskesdas) tahun 2018 menyatakan bahwa proporsi terbesar masalah gigi di Indonesia adalah gigi rusak, gigi berlubang dan sakit gigi yaitu sebesar 45,3% (Pusdatin Kemenkes, 2019) sehingga diperlukan alternatif yang dapat digunakan untuk mengganti elemen gigi yang rusak dan berlubang. Alternatif yang dapat dilakukan yaitu seperti menggunakan gigi tiruan lepas, jembatan gigi (*bridge*) serta implan gigi (Dwiyanti & Mora, 2019).

Implan gigi lebih banyak digunakan dibandingkan alternatif perawatan gigi lainnya seperti gigi tiruan lepas dan jembatan gigi (*bridge*) karena implan gigi dapat membuat penampilan yang lebih baik dan lebih nyaman saat digunakan (D'Addazio dkk., 2021; Husain dkk., 2023; Dwiyanti & Mora, 2019). Implan gigi merupakan akar gigi tiruan yang dipasang pada rahang untuk menahan gigi pengganti (Ranamanggala dkk., 2020). Implan gigi digunakan untuk menggantikan gigi hilang yang disebabkan karena penyakit periodontal (infeksi gusi), cedera atau trauma yang dapat memengaruhi penampilan, cara bicara serta sistem pengunyahan (Gulati dkk., 2023; Zafar dkk., 2020). Implan gigi dapat diperoleh dari beberapa material logam.

Berbagai macam material logam yang dapat digunakan sebagai implan gigi antara lain paduan logam cobalt (Co-Cr-Mo), paduan logam cobalt - nikel (Co-Ni-Cr-Mo), paduan logam titanium (Ti-6Al-4V), 316L Stainless Steel (Hanawa, 2022; Oza dkk., 2020). Logam titanium lebih banyak digunakan sebagai implan gigi dibandingkan dengan logam lainnya karena logam titanium memiliki sifat kekuatan mekanik yang baik, biokompatibilitas, sejarah penggunaannya yang panjang dan memiliki tingkat keberhasilan yang tinggi (Kim dkk., 2019).

Jenis titanium yang sering digunakan untuk implan gigi adalah paduan logam Ti-6Al-4V karena selain sifat mekaniknya yang baik titanium jenis ini juga memiliki ketahanan korosi yang sangat baik serta memiliki ketangguhan retak yang lebih tinggi, sehingga sangat menjanjikan apabila diaplikasikan dalam bidang kedokteran gigi (Hanawa, 2019; Mosas, 2022).

Meskipun titanium memiliki sifat biokompatibilitas yang baik yaitu dapat diterima oleh tubuh sebagai material implan, namun titanium kurang bersifat bioaktif atau kurang terjadinya interaksi antara implan dan tulang sehingga mengurangi osseointegrasi tulang dengan material implan (Gamagedara & R M G Rajapakse, 2019; Kalpana dkk., 2022; Gunawarman dkk., 2019). Oleh karena itu diperlukan biomaterial yang dapat dimodifikasi pada permukaan titanium untuk meningkatkan sifat bioaktif dari titanium (Kalpana dkk., 2022).

Hidroksiapatit merupakan salah satu biomaterial dengan rumus kimia $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ yang banyak digunakan dalam bidang kedokteran dan kedokteran gigi, khususnya di bidang ortopedi, odontologi dan bahan pelapis untuk implan logam (Pu'ad dkk, 2019) karena hidroksiapatit memiliki kemiripan kimiawi dan struktural dengan mineral tulang asli dan gigi serta dapat digunakan untuk perbaikan jaringan keras (Musa dkk., 2016; Nasution dkk., 2019; Szterner, 2022).

Keunggulan dari hidroksiapatit adalah bersifat bioaktif, biokompatibilitas, osteokonduktif (Ma & Dagang, 2021; Shi dkk., 2021), tidak toksik dan tidak menimbulkan peradangan (Arif dkk., 2020; Pu'ad dkk., 2019). Pelapisan hidroksiapatit pada titanium akan mengkombinasikan sifat mekanik yang baik dari titanium dan bioaktivitas yang tinggi dari hidroksiapatit untuk menghasilkan implan yang lebih baik (Gunawarman dkk., 2019).

Hidroksiapatit dapat diperoleh dari bahan alam. Bahan alam yang digunakan pada proses sintesis hidroksiapatit pada umumnya yaitu tulang sapi, tulang ikan, sisik ikan, cangkang telur, cangkang kerang dan batu kapur (Pu'ad dkk., 2019). Salah satu sumber kalsium juga dapat ditemukan pada cangkang kerang darah (*Anadara granosa*). Cangkang Kerang Darah mengandung CaCO_3 sebesar 97,4%, sehingga dapat dimanfaatkan sebagai bahan baku hidroksiapatit (Jamarun dkk., 2023). Berdasarkan data Kementerian Kelautan dan Perikanan (Pemerintah RI 2011) pada tahun 2010 cangkang kerang darah mempunyai produksi cukup besar mencapai 34.482 ton dengan pertumbuhan produksi rata-rata 5% - 10% sehingga dapat berpotensi sebagai limbah (Wahyudianto, 2016).

Selama ini limbah tersebut belum dikelola secara optimal sehingga dapat berdampak pada pencemaran lingkungan dan mengurangi keindahan lingkungan (Salsabila dkk., 2022). Limbah cangkang kerang darah dapat dimanfaatkan salah satunya sebagai hidroksiapatit (Fitryana, 2019).

Hidroksiapatit memiliki sifat biomekanik yang perlu ditingkatkan sehingga tidak mudah rapuh. Oleh karena itu dalam penelitian ini diperlukan adanya komposit hidroksiapatit dengan senyawa yang dapat meningkatkan sifat mekanik dari hidroksiapatit. Alginat dapat dikomposit dengan hidroksiapatit sebagai penguat anorganik dan elemen osteokonduktif dengan komponen bioaktif lainnya yang dapat membentuk sistem padat yang menopang regenerasi tulang alami (Sancilio dkk., 2018; Santos dkk., 2023). Alginat merupakan sumber daya alam polisakarida yang berasal dari rumput laut yang secara luas banyak digunakan dalam tujuan biomedis (Indrani dkk., 2017). Alginat memiliki porositas yang besar sehingga memiliki sifat gel yang kuat (Raflyani dkk., 2021).

Kemampuan komposit hidroksiapatit dan alginat akan semakin meningkat apabila ditambahkan polimer sintesis. Salah satu polimer sintesis yang dapat digunakan yaitu polivinil alkohol (PVA) karena polivinil alkohol (PVA) memiliki sifat biodegradable, mudah larut dalam air, memiliki ketahanan kimia yang baik, daya tarik yang tinggi, tidak toksik, biokompatibilitas sehingga sering digunakan pada bahan-bahan untuk aplikasi medis (Firnanelty, 2016). Selain itu penambahan PVA dapat memperbaiki sifat mekanik komposit (Tontowi dkk., 2018). Sifat PVA merupakan biomaterial yang baik untuk menstimulasi jaringan alami seperti tulang dengan sifat mekanik elastis dan kuat tekan yang sesuai (Cavalu dkk., 2020).

Penelitian serupa telah dilakukan oleh (Raya, dkk., 2015) yang menunjukkan adanya gugus fungsi OH⁻ dan PO₄³⁻ pada hasil karakterisasi FTIR yang merupakan ciri khas dari hidrokksiapatit. Selain itu penelitian terkait mengenai komposit hidrokksiapatit dengan alginat telah dilakukan oleh (Wulandari dkk., 2022) yang menghasilkan ukuran pori pada hidrokksiapatit dengan alginat yaitu sebesar 400 - 1100 nm.

Penelitian mengenai hasil uji ketahanan korosi juga telah dilakukan oleh (Muharni dkk., 2019) yang menghasilkan laju korosi pada sampel logam Ti-6Al-4V ELI yang dilapisi hidrokksiapatit yaitu 0,7514 mpy lebih rendah dibandingkan laju korosi logam Ti-6Al-4V ELI tanpa pelapisan yaitu sebesar 0,8106 mpy. Hal tersebut menunjukkan bahwa logam Ti-6Al-4V ELI yang terlapis hidrokksiapatit lebih tahan terhadap korosi dibandingkan logam Ti-6Al-4V ELI tanpa lapisan hidrokksiapatit.

Berdasarkan latar belakang di atas maka pada penelitian ini akan dilakukan sintesis hidrokksiapatit menggunakan CaO dari cangkang kerang darah dan sintesis komposit hidrokksiapatit/alginat/PVA untuk meningkatkan sifat mekanik dari hidrokksiapatit sehingga dapat diaplikasikan sebagai kandidat pelapis implant gigi.

1.2 Rumusan Masalah

Rumusan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. bagaimana cara mensintesis hidrokksiapatit dan pelapis implan gigi hidrokksiapatit/alginat/PVA ?
2. bagaimana karakteristik hasil sintesis hidrokksiapatit dan pelapis implan gigi hldrokksiapatit/alginat/PVA ?
3. apakah pelapis implan gigi hidrokksiapatit/alginat/PVA telah memenuhi syarat untuk dijadikan sebagai kandidat pelapis implan gigi ?

1.3 Tujuan Penelitian

Tujuan dilakukannya penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. mensintesis hidrokksiapatit dan pelapis implan gigi hidrokksiapatit/alginat/PVA,
2. mengkarakterisasi hasil sintesis hidrokksiapatit dan pelapis implan gigi hldrokksiapatit/ alginat/PVA,

3. menguji kemampuan mekanik dan ketahanan korosi pelapis implan gigi hidroksiapatit/alginat/PVA telah memenuhi syarat untuk dijadikan sebagai kandidat pelapis implan gigi.

1.4 Manfaat Penelitian

Manfaat dilakukannya penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. memberikan informasi mengenai tingginya kadar kalsium yang terdapat pada cangkang kerang darah sehingga berpotensi untuk dijadikan sebagai prekursor kalsium dalam sintesis hidroksiapatit,
2. memberikan informasi mengenai pengaruh penambahan alginat dan PVA yang dapat meningkatkan sifat mekanik hidroksiapatit,
3. memberikan informasi kepada peneliti mengenai hasil karakteristik komposit dari hidroksiapatit/alginat/PVA yang dapat berpotensi sebagai kandidat pelapis implan gigi.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Pelapis Implan Gigi

2.1.1 Kerusakan Gigi

Gigi dan mulut merupakan bagian dari tubuh yang sangat penting. Banyak faktor yang dapat menyebabkan kerusakan pada gigi antara lain seperti diet yang tidak sehat, mengonsumsi minuman alkohol dan merokok serta kebersihan mulut yang tidak terawat (Puspitasari dkk., 2018). Kesehatan gigi dan mulut merupakan bagian penting dari kesehatan tubuh secara menyeluruh karena kesehatan mulut akan mempengaruhi kondisi kesehatan tubuh (Ryzanur dkk., 2022).

Salah satu penyakit gigi yang sering terjadi yaitu karies gigi yang merupakan penyakit gigi yang menyebabkan kerusakan jaringan gigi hingga membentuk lubang (Puspitasari dkk., 2018). Beberapa provinsi di Indonesia diketahui mengalami kasus kerusakan gigi sangat tinggi seperti pada Kalimantan Selatan sebesar (6,8%), Jogjakarta (6,5%), Kalimantan Barat (6,4%), Jawa Timur (6,4%), Sulawesi Selatan (6,3%), Sulawesi Tengah (6,0%), Sumatera Barat (5,3%), Jambi (5,3%), Jawa Tengah (5,1%) dan Kalimantan Timur (5,1%) (Afrizal & Gunawarman, 2016).

Kondisi kerusakan gigi dapat mengakibatkan kehilangan gigi sehingga akan menimbulkan beberapa permasalahan bagi kesehatan umum seseorang. Permasalahan yang muncul dari kehilangan gigi antara lain yaitu anatomik, fisiologik, psikologik dan malnutrisi. Permasalahan anatomik akibat kehilangan gigi yang tidak dirawat adalah penurunan dimensi tulang rahang dan penipisan mukosa berkeratin pada daerah yang tidak bergigi (Dwiyanti & Mora, 2019).

Masalah fisiologik yang meliputi gangguan fungsi mastikasi, estetik dan bicara. Gangguan fungsi mastikasi yang berlanjut berpotensi menimbulkan nyeri dan gangguan pada sendi temporomandibular. Individu dengan jumlah gigi yang lebih sedikit dan oklusi buruk mempunyai risiko lebih tinggi untuk mengalami malnutrisi dan penurunan berat badan. Dampak psikologik yang muncul antara lain kurang percaya diri dan minder saat tertawa di depan umum. Malnutrisi dipicu oleh terbatasnya jenis makanan dan berkurangnya jumlah makanan. Gigi

hilang yang tidak diganti juga menyebabkan perubahan posisi gigi (Dwiyanti & Mora, 2019).

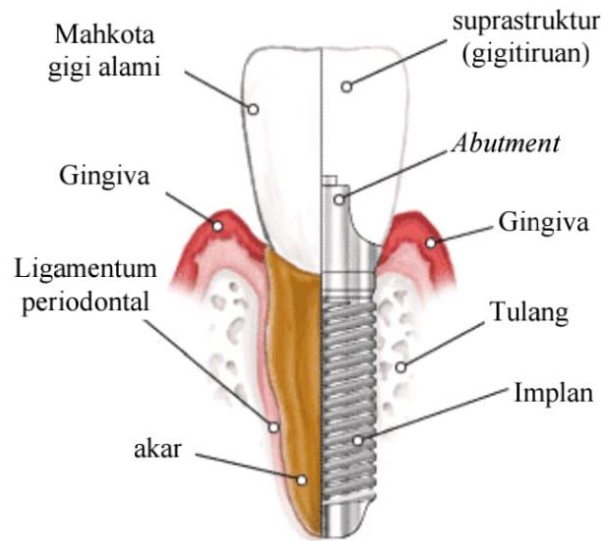
2.1.2 Implan Gigi

Implan gigi merupakan pilihan perawatan yang dapat diandalkan dalam merehabilitasi kehilangan gigi sebagian ataupun penuh (Smeets, 2016). Implan gigi pada tulang alveolar merupakan salah satu metode untuk memberikan retensi dan dukungan kekuatan pada pemasangan gigi tiruan yang berfungsi untuk mengembalikan fungsi kunyah, estetis dan fungsi bicara. Performa implan ditunjukkan oleh mekanisme interaksi antara bahan implan dengan jaringan sekitarnya (Tetelepta, 2015).

Mekanisme interaksi ini terjadi dipermukaan antara implan dengan jaringan hidup disekitarnya menginformasikan bahwa komposisi, energi permukaan dan kekasaran permukaan (topografi) bahan implan sangat menentukan performa implan di dalam jaringan tubuh agar terjadi oseointegrasi atau dengan kata lain permukaan bahan implan harus bersifat bioaktif (Tetelepta, 2015). Beberapa bahan seperti titanium murni dan paduannya merupakan bahan implan yang sesuai hingga saat ini (Sharifianjazi, 2020).

Bahan yang bersifat biokompatibilitas belum tentu bersifat bioaktif untuk memberikan kemampuan jaringan hidup beregenerasi di sekitar permukaan implan. Suatu bahan dikatakan bersifat bioaktif tidak hanya memberikan osteokonduktif tetapi juga mampu memberikan osteoinduktif. Meskipun titanium memiliki sifat biokompatibilitas sehingga memenuhi syarat untuk digunakan dalam tubuh atau implantasi, namun lapisan ini terbukti kurang bersifat bioaktif (Tetelepta, 2015).

Permasalahan mengenai permukaan implan titanium yang kurang bersifat bioaktif dapat dimodifikasi dengan dilakukan pelapisan agar permukaan implan dapat bersifat osteokonduktif dan osteoinduktif sehingga terjadilah oseointegrasi, diantaranya adalah membuat permukaan titanium menjadi bioaktif melalui modifikasi komposisi kimia dan topografi permukaan implan yang bersesuaian sebagai retensi sel tulang pada permukaan implan titanium (Tetelepta, 2015). Implan gigi dapat dilihat pada **Gambar 1**.



Gambar 1. Implan gigi titanium (Rahajoeningsih & Rosida, 2013)

2.1.3 Metode Pelapisan Implan Gigi

Lapisan tipis merupakan suatu lapisan material yang memiliki ketebalan mulai dari ukuran nanometer (lapisan tunggal) hingga ketebalan kira-kira micrometer. Ciri-ciri lapisan tipis adalah memiliki permukaan seragam yaitu melapisi permukaan substrat secara merata dengan cacat yang minim, memiliki suhu permukaan yang stabil dan memiliki ketelitian yang tinggi, daya rekat antar molekulnya kuat dan mempunyai struktur kristal (Mukhsinin, 2019).

Pelapis hidksiapatit banyak digunakan untuk perbaikan, biokompatibilitas dan osseointegrasi implan logam yang dapat mengurangi risiko kegagalan implan dan meningkatkan stabilitas jangka panjang. Hidksiapatit sering digunakan karena sifatnya mirip dengan mineral tulang alami. Lapisan ini dapat merangsang pembentukan tulang dan mendorong penyembuhan dini tulang di sekitar implan. Pelapis bioaktif telah menunjukkan hasil yang menjanjikan dalam meningkatkan integrasi implan gigi, terutama dalam situasi klinis yang sulit. Kemajuan dalam metodologi pelapisan bertujuan untuk meningkatkan kinerja dan daya tahan ortopedi, gigi dan biomedis implan lainnya dalam jangka panjang (Mondal dkk., 2023).

Menurut (Ahmed dkk., 2015), pelapisan implan gigi dapat dilakukan dengan berbagai macam metode seperti pada **Tabel 1**.

Tabel 1. Metode pelapisan implan gigi titanium (Ahmed, dkk., 2015)

Teknik Pelapisan	Ketebalan	Keunggulan	Kekurangan
Thermal spraying	30-200 μm	<ul style="list-style-type: none"> - Tingkat deposisi tinggi - Biaya aplikasi yang rendah 	<ul style="list-style-type: none"> - Penggunaan temperatur tinggi - Pendinginan cepat menyebabkan pelapis amorf
Pulsed laser deposition	0,05-5 μm	<ul style="list-style-type: none"> - Pelapis berbentuk kristal, padatan amorf dan berpori 	<ul style="list-style-type: none"> - Line of sight technique
Pencampuran dinamis	0,05-1,3 μm	<ul style="list-style-type: none"> - Kekuatan rekat tinggi 	<ul style="list-style-type: none"> - Menghasilkan pelapis amorf
Pelapisan celup (dip coating)	0,05-5 μm	<ul style="list-style-type: none"> - Pelapis tidak mahal - Aplikasi pada implan cepat - Melapisi permukaan kompleks 	<ul style="list-style-type: none"> - Pelapis dapat mengalami pemuaian ketika pendinginan
Sol-gel	<1 μm	<ul style="list-style-type: none"> - Melapisi permukaan kompleks - Biaya yang rendah 	<ul style="list-style-type: none"> - Bahan baku mahal
Deposisi elektroforesis	0,1-2,0 mm	<ul style="list-style-type: none"> - Ketebalan pelapis seragam - Tingkat deposisi yang cepat - Melapisi permukaan kompleks 	<ul style="list-style-type: none"> - Memerlukan suhu sintering tinggi - Sulit memproduksi pelapis bebas retak
Pelapisan biomimetic	<30 μm	<ul style="list-style-type: none"> - Melapisi permukaan kompleks - Suhu pemrosesan rendah 	<ul style="list-style-type: none"> - Memakan waktu yang lama
Hot isostatic pressing	0,2-2,0 mm	<ul style="list-style-type: none"> - Menghasilkan pelapis padat 	<ul style="list-style-type: none"> - Tidak dapat melapisi permukaan kompleks - Biaya yang mahal
Sputter coating	0,05-3 μm	<ul style="list-style-type: none"> - Menghasilkan pelapis padat 	<ul style="list-style-type: none"> - Menghasilkan pelapis amorf

Berbagai macam metode tersebut dikembangkan untuk mendukung perkembangan teknologi material yang dapat mempercepat adaptasi tulang pada permukaan implan (Kim dkk., 2016). Salah satunya adalah metode dip coating. Metode dip coating merupakan proses dimana sebuah substrat yang dicelupkan kedalam larutan kemudian diangkat secara vertikal dengan kecepatan yang konstan. Larutan prekursor yang menempel pada substrat dan membentuk lapisan tipis karena pelarutnya akan menguap dan sebagian larutan akan turun karena adanya gaya gravitasi. Ketebalan larutan dapat diatur sesuai dengan kecepatan penarikan substrat. Metode ini banyak diminati karena prosesnya yang sederhana dan tidak memerlukan biaya yang mahal, selain itu juga tidak merusak lingkungan dan peralatan yang digunakan tidak begitu kompleks (Mukhsinin, 2019).

Menurut (Fernando dkk., 2023), berdasarkan standar ISO dan ASTM persyaratan pelapisan hidroksiapatit terhadap implan dapat dilihat pada **Tabel 2**.

Tabel 2. Persyaratan hidroksiapatit sebagai pelapis implan

Sifat	Spesifikasi
Ketebalan	Tidak Spesifik
Kristalinitas	Minimal 62%
Kemurnian	Minimal 95%
Rasio Ca/P	1,67-1,76

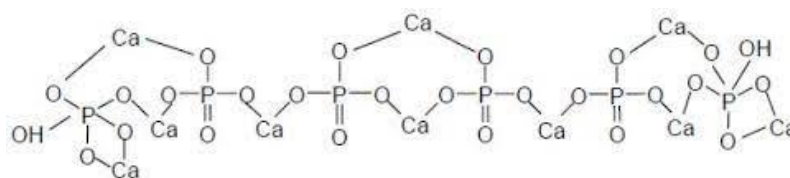
Aplikasi pelapisan dari hidroksiapatit adalah salah satu metode modifikasi yang banyak digunakan seperti pada implan gigi karena biokompatibilitasnya yang besar dengan epitel, tulang dan jaringan ikat. Lapisan hidroksiapatit digunakan untuk melapisi permukaan implan gigi yang efektif untuk proses ointegrasi tulang, distribusi tegangan beban, waktu penyembuhan pada tulang, tulang kontak implan dan perbaikan puncak tulang. Apalagi lapisan hidroksiapatit dapat meningkatkan sifat mekanik substrat yang secara khusus, biokompatibilitas permukaan dan mempertahankan kapasitas menahan beban (Sharifianjazi dkk., 2020).

Implan berlapis hidroksiapatit juga dapat berinteraksi dengan lingkungan biologis di sekitarnya. Pengaplikasian dalam kedokteran mengenai pelapis hidroksiapatit terhadap integrasi jaringan tulang yang berkembang juga telah ditingkatkan untuk permukaan implan. Bahan-bahan ini dapat berperan sebagai sumber fosfat dan kalsium dalam mineral email dalam keadaan jenuh. Selain itu,

bahan ini juga dapat melindungi lesi karies email gigi bagian luar dengan cara sistem mineralisasi (Sharifianjazi dkk., 2020).

2.2 Hidroksiapatit

Hidroksiapatit adalah sintesis senyawa turunan kalsium yang memiliki rumus kimia $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ dengan rasio dari Ca/P 1,67 (Gintu, 2020). Hidroksiapatit dapat disintesis secara biologis maupun secara kimia-fisik (proses keramik) dengan prekursor yang beraneka ragam. Hidroksiapatit secara luas telah digunakan dalam bidang biomedis (Majhool dkk., 2019) diantaranya sebagai bahan untuk perbaikan (*repair*) atau penggantian (*replacement*) jaringan tulang dan gigi. Hal ini disebabkan karena karakteristik dari hidroksiapatit yang istimewa yaitu memiliki komposisi mineral yang sama dengan tulang dan gigi manusia (Mediaswati, 2017), tidak menimbulkan efek sitotoksik, dapat langsung membentuk ikatan dengan jaringan tubuh, serta bersifat biokompatibilitas, bioaktif (Maryani, dkk., 2018), non inflamasi, non imunogenik (Sharifianjazi dkk., 2020), osteokonduktif dan osteointegratif yang sangat baik (Pokhrel, 2018). Struktur hidroksiapatit dapat dilihat pada **Gambar 2**.



Gambar 2. Struktur hidroksiapatit (Kartikasari, 2014)

Hidroksiapatit memiliki struktur kristal heksagonal dengan berat molekul 502,31 g/mol dan dimensi $a = 9,41 \text{ \AA}$, $c = 6,88 \text{ \AA}$ (Saeed dkk., 2020). Hidroksiapatit memiliki sifat fisik yang hampir sama dengan organ-organ tertentu pada manusia seperti hidroksiapatit pada email gigi sebesar 95% dan pada tulang sebesar 70%. Kekuatan mekanik hidroksiapatit yang kurang baik akan sulit menahan beban jika diaplikasikan di dalam tubuh dan hanya dapat diaplikasikan dibagian tubuh yang tidak menanggung beban yang berat seperti pada telinga bagian tengah, pengisi tulang dan pelapis pada gigi. Sifat fisik hidroksiapatit dapat dilihat pada **Tabel 3**.

Tabel 3. Sifat fisik hidroksiapatit (Setiadiputri, 2018)

Sifat	Kadar
Modulus Elastisitas (Gpa)	40-117
Kekuatan Tekan (MPa)	294
Kekuatan Bengkok (MPa)	147
Rasio Ca/P	1,67
Densitas (g/cm ³)	3,16
Hardness (vickers) (GPa)	3,43
Titik Leleh (°C)	1227

Bahan baku yang dapat digunakan untuk membuat hidroksiapatit banyak ditemukan di alam, misalnya batu kapur, cangkang telur, batu karan, kulit kerang (Hutabarat dkk., 2019) dan cangkang kerang darah (Asmawati, 2018). Pada penelitian ini digunakan cangkang kerang darah sebagai bahan baku untuk membuat hidroksiapatit.

2.2.1 Hidroksiapatit dari CaO Cangkang Kerang Darah

Kerang merupakan jenis hewan bertubuh lunak (*mollusca*) yang termasuk pada kelas bivalvia (bercangkang dua). Cangkang kerang terdiri atas tiga lapisan. Pertama, lapisan periostrakum yang merupakan lapisan tipis dan gelap tersusun atas zat tanduk yang dihasilkan oleh tepi mantel sehingga sering disebut lapisan tanduk, fungsinya untuk melindungi lapisan yang ada disebelah dalamnya dan juga untuk melindungi cangkang dari asam karbonat dalam air serta memberi warna cangkang. Kedua, Prismatic adalah lapisan tengah yang tebal dan terdiri atas kristal-kristal kalsium karbonat berbentuk prisma yang berasal dari materi organik yang dihasilkan oleh tepi mantel. Ketiga, Nakreas merupakan lapisan terdalam yang tersusun atas kristal-kristal halus kalsium karbonat (Muntamah, 2011).

Pemanfaatan cangkang kerang darah yaitu dagingnya dapat dikonsumsi dan cangkangnya dapat dibuat sebagai kerajinan tangan (Asmawati dkk., 2018). Selain itu, cangkang kerang darah memiliki sumber kalsium yang dapat digunakan sebagai bahan sintesis hidroksiapatit (Muntamah, 2011).

Cangkang kerang darah tersusun atas kalsium yang dapat dimanfaatkan sebagai bahan sintesis kalsium fosfat. Pemanfaatan CaCO₃ pada cangkang kerang darah dapat digunakan sebagai donor kalsium pada proses sintesis kalsium fosfat. Kalsium fosfat saat ini digunakan dalam berbagai jenis aplikasi karena memiliki sifat osteokonduktif dan respon jaringan yang baik. Biokeramik

berbasis kalsium fosfat digunakan dalam aplikasi biomedis seperti implan pada tulang dan gigi (Hariyanto dkk., 2020). Cangkang kerang darah dapat dilihat pada **Gambar 3**.



Gambar 3. Cangkang kerang darah (*Anadara granosa*)

Menurut (Hafisiko dkk., 2014) Cangkang kerang darah jika dipanaskan pada suhu di bawah 500°C tersusun atas kalsium karbonat (CaCO_3) pada fase aragonite dengan struktur kristal orthorombik. Sedangkan pada suhu diatas 500°C berubah menjadi fase kalsit dengan struktur kristal heksagonal. Banyaknya kandungan mineral kalsium (Ca) sebagai pembentuk tulang dan mineral (Cu dan Fe) yang berfungsi sebagai antioksidan serta proksimat dari kerang darah (*Anadara granosa*) dapat dilihat pada **Tabel 4**.

Tabel 4. Komposisi kimia serbuk cangkang kerang darah (*Anadara granosa*) (Hariyanto dkk., 2020)

Komponen	Konsentrasi (%)
Ca	97.7
Mn	0.045
Fe	0.766
Cu	0.037
Sr	0.8
Yb	0.55
Lu	0.1

Jika dibandingkan dengan kulit telur yang memiliki komposisi kalsium karbonat 94%, kalsium posfat 1%, magnesium karbonat 1% dan bahan lainnya 4%. Kulit kerang memiliki komposisi kalsium karbonat yang lebih tinggi daripada kulit telur (Yenti dkk., 2016). Kalsium karbonat dapat diproses menjadi hidroksiapatit. Inisiasi proses pembentukan hidroksiapatit diawali dengan mengkonversi kalsium karbonat CaCO_3 menjadi CaO dimana CaO berfungsi

sebagai prekursor kalsium yang nantinya akan direaksikan dengan prekursor fosfat (Gago & Yulius, 2021). Temperatur dan waktu kalsinasi mempengaruhi produk yang dihasilkan, semakin tinggi temperatur maka akan mempercepat terjadinya reaksi kalsinasi. Hal ini disebabkan kenaikan temperatur akan mempercepat dekomposisi CaCO_3 menjadi CaO dan CO_2 . Begitupun dengan waktu kalsinasi maka dekomposisi akan semakin meningkat karena difusi serta rambatan panas sampai pada bagian dalam sampel (Andriani, 2016).

2.2.2 Metode Sintesis Hidroksiapatit

Sintesis hidroksiapatit dapat dilakukan dengan berbagai macam metode. Metode sintesis yang digunakan pada penelitian ini yaitu metode presipitasi basah. Metode ini memiliki banyak keunggulan seperti produk sampingannya hanya berupa air dan kemungkinan kontaminasi pada saat proses sintesis sangat rendah sehingga menghasilkan hidroksiapatit dengan tingkat kemurnian yang cukup tinggi (Puspita & Sari, 2017), biaya yang digunakan pada proses sintesis cukup murah. Selain itu keunggulan dari sintesis presipitasi basah ini yaitu reaksi yang mudah dan tidak mencemari lingkungan (Cahyaningrum dkk., 2017). Kalsium hidroksiada ($\text{Ca}(\text{OH})_2$) dan asam fosfat (H_3PO_4) digunakan sebagai prekursor untuk reaksi sintesis hidroksiapatit (Khalid, 2022). Metode sintesis hidroksiapatit dapat dilihat pada **Tabel 5**.

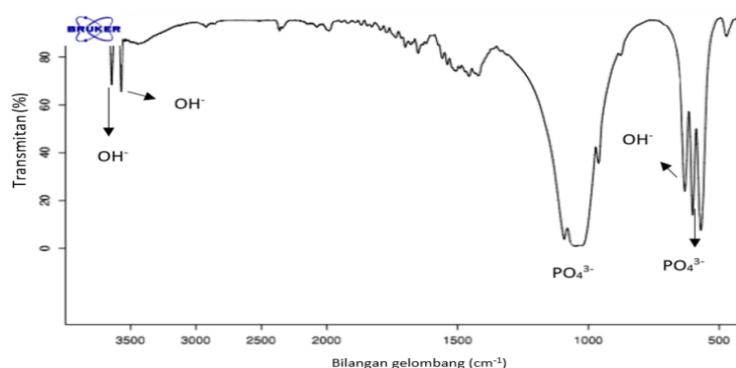
Tabel 5. Metode yang digunakan untuk sintesis hidroksiapatit (Gomes dkk., 2019)

Metode	Tipe	Temperatur	Morfologi	Kemurnian
Kering	Reaksi Keadaan padat	1000°C	Beragam	Rendah
	Mekanokimia	1000°C	Beragam	Rendah
Basah	Pengendapan	100 - 1300°C	Beragam	Beragam
	Hidrolisis	900°C	Beragam	Tinggi
	Sol Gel	500 -1300°C	Beragam	Beragam
Hidrotermal	Hidrotermal	120°C	Bulat	Tinggi
	Emulsi	25°C	Bulat	Beragam
Suhu Tinggi	Sonokimia	600-1000°C	Beragam	Tinggi
	Pembakaran	100-1300°C	Beragam	Tinggi
Sumber Biogenik	Pirolisis	600°C	Beragam	Beragam
	Kombinasi Metode	-	Beragam	Tinggi
		-	Beragam	Beragam

2.2.3 Karakterisasi Hidroksiapatit

2.2.3.1 Karakterisasi Hidroksiapatit dengan *Fourier Transform Infrared (FTIR)*

Analisis FTIR merupakan teknik spektroskopi inframerah yang digunakan untuk mengidentifikasi gugus fungsi yang terletak pada daerah bilangan gelombang 12800 sampai 1 cm^{-1} . Analisis ini dilakukan untuk mengetahui gugus fungsi PO_4^{3-} dan OH^- sebagai penciri adanya hidroksiapatit dalam sampel. Berdasarkan hasil penelitian (Muntamah, 2011) data hasil FTIR Hidroksiapatit sintetik menggunakan metode presipitasi basah yang diperoleh dari cangkang kerang darah yaitu seperti pada **Gambar 4**.

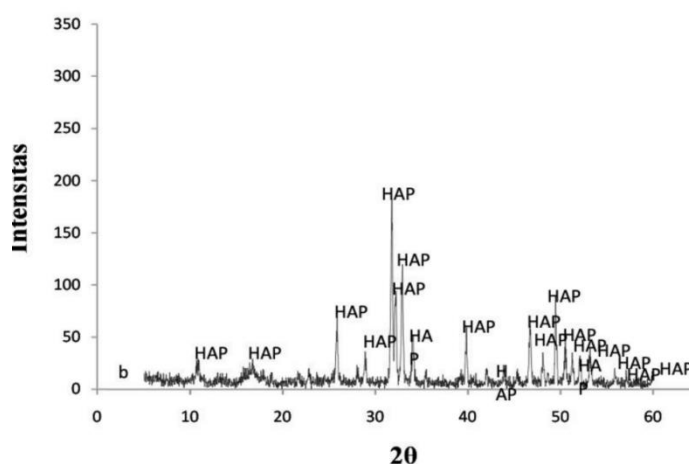


Gambar 4. Karakterisasi hidroksiapatit dengan *Fourier Transform Infrared (FTIR)* (Muntamah, 2011)

Hasil spektrum hidroksiapatit dari sumber cangkang kerang darah menunjukkan pita serapan ulur asimetri PO_4^{3-} pada bilangan gelombang 1024 cm^{-1} sampai 1092 cm^{-1} ; pita serapan tekuk asimetri pada 550 cm^{-1} sampai 608 cm^{-1} ; pita serapan ulur simetri nampak pada 961 cm^{-1} . Sementara itu, hasil serapan OH^- pada hidroksiapatit cangkang kerang darah menunjukkan pada bilangan gelombang 631 cm^{-1} , 3570 cm^{-1} dan 3644 cm^{-1} . **Gambar 4** menunjukkan adanya dua puncak asimetri, bilangan gelombang 3644 cm^{-1} dan bilangan gelombang 1092 cm^{-1} . Hal tersebut menunjukkan bahwa terbentuknya kristal hasil sintesis. Gugus PO_4^{3-} dan OH^- dapat dicirikan sebagai gugus penyusun hidroksiapatit.

2.2.3.2 Karakterisasi Hidroksiapatit dengan *X-Ray Diffraction* (XRD)

Identifikasi menggunakan XRD dilakukan untuk mengetahui fase yang terkandung pada sampel. Hasil difraktogram dianalisis pada sudut 2θ 10° – 80° dan dibandingkan dengan data *Joint Committee on Powder Diffraction Standards* (JCPDS). Kristalinitas yang merupakan besaran kandungan kristal dalam suatu bahan dengan membandingkan luasan kurva kristalin dengan total luasan amorf dan kristalin. Suhu pemanasan yang semakin tinggi akan menghasilkan susunan atom yang semakin teratur sehingga semakin banyak kristal yang terbentuk. Berdasarkan penelitian (Muntamah, 2011) pola difraksi sinar-x pada hidroksiapatit cangkang kerang darah menunjukkan hidroksiapatit telah terbentuk pada kisaran sudut 2θ 25.00° sampai 53.00° seperti pada **Gambar 5**. Kristalinitas yang didapatkan dari sintesis hidroksiapatit cangkang kerang darah sebesar 84%.

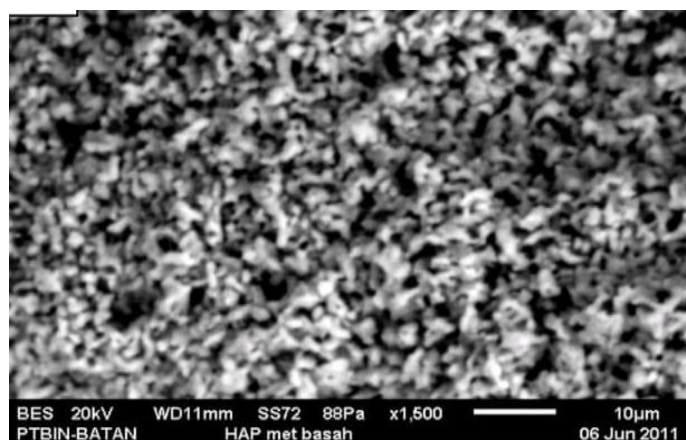


Gambar 5. Karakterisasi hidroksiapatit dengan *X-Ray Diffraction* (XRD) (Muntamah, 2011)

2.2.3.3 Karakterisasi Hidroksiapatit dengan *Scanning Electron Microscope* (SEM)

Hasil SEM untuk sampel cangkang kerang darah menggunakan metode presipitasi basah ditunjukkan pada **Gambar 6** tampak morfologi dengan butir yang halus dan seragam. Hal ini sesuai dengan pola difraksi sinar X yang menunjukkan bahwa sintesis dengan metode basah menghasilkan puncak-

puncak hidroksiapatit. Ukuran partikel hasil sintesis dengan metode basah adalah $0.52\mu\text{m}$ (Muntamah, 2011).



Gambar 6. Karakterisasi hidroksiapatit dengan *Scanning Electron Microscope* (SEM) (Muntamah, 2011)

2.3 Komposit Hidroksiapatit

2.3.1 Alginat

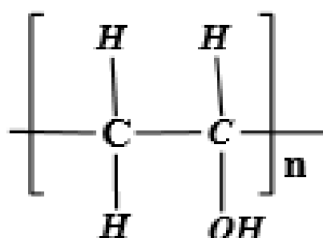
Alginat merupakan salah satu jenis polisakarida anionik biokompatibilitas yang dihasilkan oleh rumput laut (Khajouei dkk., 2022). Alginat bersifat biokompatibilitas dan biodegradabilitas tinggi bila diproses dengan kemurnian yang tinggi (Moskalewicz, 2022; Zhang dkk., 2021). Alginat terdiri dari (1-4) β -D-mannuronic acid (M) dan α -L-guluronic acid (G) yang merupakan asam-asam karbosiklik (R-COOH) yaitu mengandung gugus-gugus O-H, C=O, COOH dan C-O-C (Milla & Decky, 2016).

Alginat mempunyai tiga sifat utama yaitu memiliki kemampuan untuk membentuk gel, larut dalam air serta meningkatkan viskositas larutan serta dapat membentuk film dan serat. Karena adanya ion kation khususnya kalsium pada alginat, maka alginat memiliki fungsi utama sebagai *gelling agent* (Setiadiputri, 2018).

Alginat dapat dikomposit dengan hidroksiapatit sebagai penguat anorganik dan elemen osteokonduktif dengan komponen bioaktif lainnya yang dapat membentuk sistem padat yang menopang regenerasi tulang alami (Sancilio dkk., 2018).

2.3.2 Polivinil Alkohol (PVA)

Polivinil alkohol (PVA) memiliki rumus kimia $(C_2H_4O)_n$ adalah polimer sintetik yang dapat larut dalam air yang dihasilkan dari proses hidrolisis polivinil asetat. Polivinil alkohol terdiri dari rantai karbon dengan gugus hidroksil yang melekat pada karbon metana. Berat molekul polivinil alkohol yaitu dalam rentang 20.000-200.000. Polivinil alkohol merupakan serbuk berwarna putih, tidak berbau dan larut dalam air. Polivinil alkohol memiliki pH 4,5-8,0 dan titik leleh $228^\circ C$. Polivinil alkohol memiliki keunggulan yaitu bersifat biokompatibilitas dan stabilitas kimia yang baik, tidak beracun serta kandungan air yang tinggi serta memiliki stabilitas mekanik dan fleksibilitas yang baik (Asra, 2019; Naeli, 2022). PVA adalah polimer kristal. Kristalinitas didalam PVA dapat memberikan manfaat karena dapat bertindak sebagai rantai silang untuk memperbaiki sifat mekanik komposit (Tontowi dkk., 2018). Sifat PVA baik sendiri maupun dalam bentuk komposit dengan anorganik partikel, menjadikannya kandidat biomaterial yang baik untuk menstimulasi jaringan alami seperti tulang dengan sifat mekanik elastis dan tekan yang sesuai (Cavalu dkk., 2020). Struktur polivinil alkohol (PVA) dapat dilihat pada **Gambar 7**.



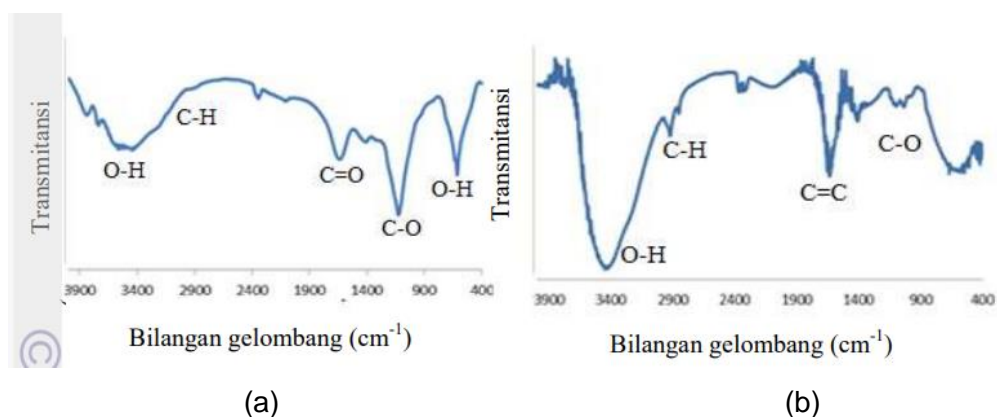
Gambar 7. Struktur polivinil alkohol (PVA) (Naeli, 2022)

2.3.3 Karakterisasi Alginat dan PVA

2.3.3.1 Karakterisasi Alginat dan PVA dengan *Fourier Transform Infrared* (FTIR)

Senyawa natrium alginat merupakan salah satu polimer alam dengan gugus R-O-R yang mengandung gugus karboksil (C-O), alkana (C-H), karbonil (C=O), isomer natrium (O-Na) dan gugus hidroksil. Spektra FTIR hasil identifikasi gugus fungsi senyawa alginat ditunjukkan pada **Gambar 8(a)** dibawah. Puncak serapan gugus C-O, C-H, dan C=O berturut-turut yaitu 1127 cm^{-1} , 2925 cm^{-1} ,

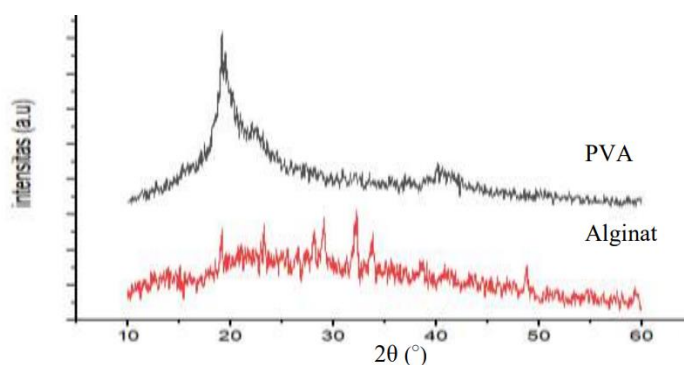
dan 1645 cm^{-1} , serta gugus O-H pada bilangan gelombang 615 cm^{-1} dan 3447 cm^{-1} . Sementara itu spektra FTIR untuk PVA ditunjukkan pada **Gambar 8(b)** yang menunjukkan gugus fungsional O-H, C-H, C=C, C-O berturut-turut pada bilangan gelombang 3447 cm^{-1} , 2924 cm^{-1} , 1632 cm^{-1} , 1035 cm^{-1} (Asra, 2019).



Gambar 8. Fourier Transform Infrared (FTIR) (a) Alginat dan (b) PVA (Asra, 2019)

2.3.3.2 Karakterisasi Alginat dan PVA dengan X-Ray Diffraction (XRD)

Hasil karakterisasi XRD senyawa alginat dan PVA ditampilkan pada **Gambar 9**. Pola difraksi tersebut, terlihat bahwa PVA bersifat semikristalin dengan puncak pada sudut 2θ 19.14° dan 40.56° dengan karakteristik kisi orthorhombic. Sedangkan pola difraksi alginat bersifat amorf karena puncaknya yang cenderung melebar dan tidak beraturan (Asra, 2019).



Gambar 9. Karakterisasi alginat dan PVA dengan X-Ray Diffraction (XRD) (Asra, 2019)

2.4 Kerangka Pikir dan Hipotesis

2.4.1 Kerangka Pikir

Salah satu permasalahan kesehatan rongga mulut yang banyak dialami masyarakat Indonesia saat ini adalah kerusakan gigi yang disebabkan usia, kecelakaan dan mengkonsumsi gula berlebih. Menurut pusat data dan informasi kementerian kesehatan RI (KEMENKES) bahwa hasil riset kesehatan dasar (Riskesdas) tahun 2018 menyatakan bahwa proporsi terbesar masalah gigi di Indonesia adalah gigi rusak, gigi berlubang dan sakit gigi yaitu sebesar 45,3% (Pusdatin Kemenkes, 2019). Berdasarkan hal tersebut maka dapat digunakan implan gigi sebagai material untuk mengatasi masalah gigi yang dialami.

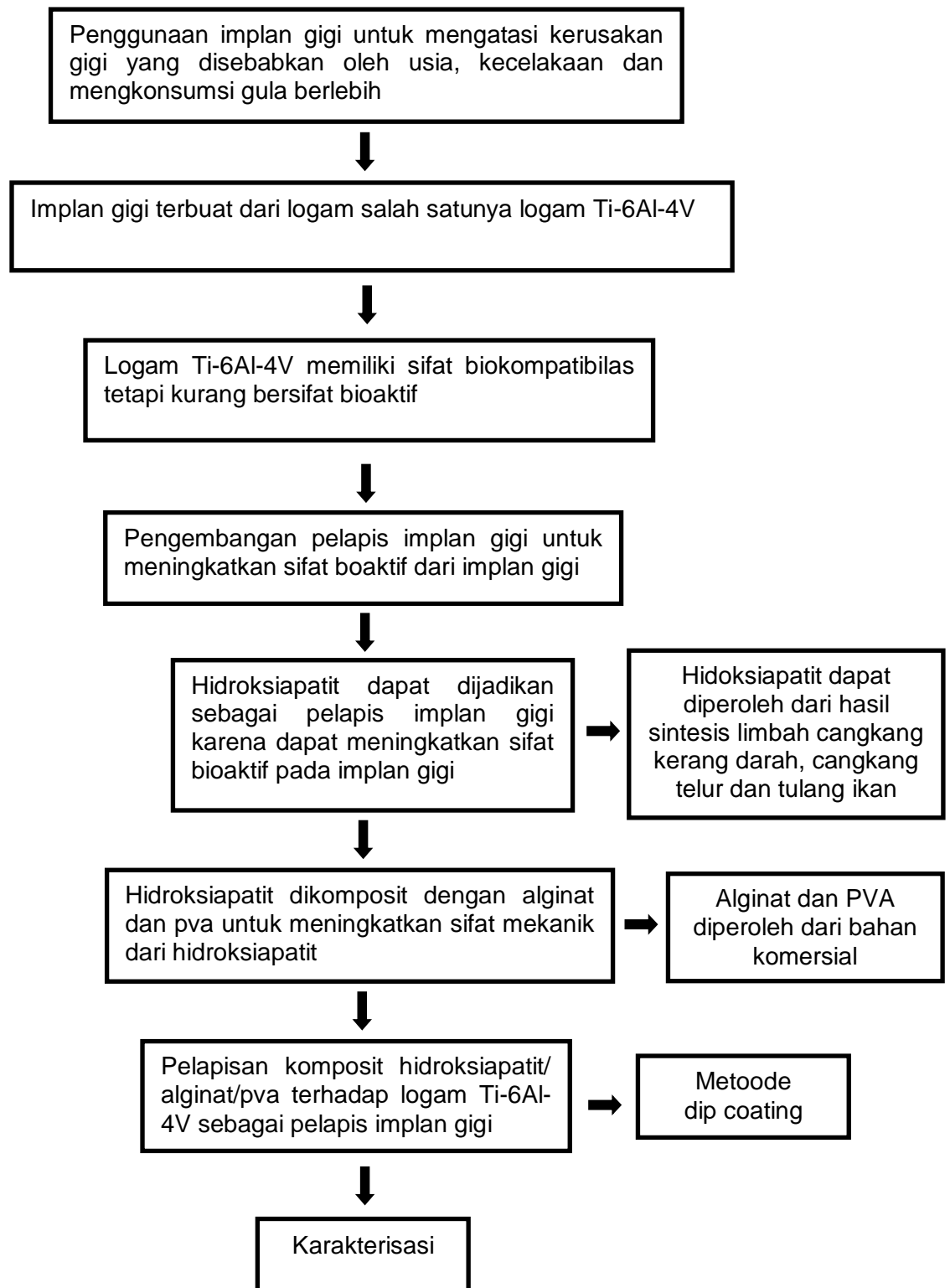
Implan gigi adalah akar gigi tiruan yang digunakan untuk memulihkan atau mengganti gigi yang rusak atau hilang. Peran implan gigi adalah untuk mengembalikan fungsi gigi. Implan gigi umumnya terbuat dari logam, salah satunya yaitu titanium dan paduannya seperti logam Ti6Al-4V karena sifatnya yang biokompatibilitas serta tahan terhadap korosi.

Namun titanium kurang bersifat bioaktif sehingga mengurangi osseointegrasi tulang dengan material implan. Oleh karena itu diperlukan biomaterial yang dapat dimodifikasi pada permukaan titanium untuk meningkatkan sifat bioaktif dari titanium. Biomaterial tersebut yaitu hidroksiapatit.

Hidroksiapatit dapat diperoleh dari bahan alam yang memiliki kandungan CaCO_3 yang tinggi. Salah satunya yaitu cangkang kerang darah yang memiliki kandungan CaCO_3 sebesar 97,4 %. Adapun untuk meningkatkan sifat mekanik dari hidroksiapatit maka hidroksiapatit akan dikomposit dengan alginat dan pva. Secara garis besar penelitian ini terdiri atas beberapa tahap yaitu preparasi sampel, sintesis hidroksiapatit, sintesis komposit hidroksiapatit/alginat/pva, pelapisan paduan logam Ti-6Al-4V dengan metode dip coating.

Pada tahap preparasi sampel cangkang kerang darah dipreparasi dengan perlakuan tertentu. Kemudian dilakukan kalsinasi untuk mengubah CaCO_3 pada cangkang kerang darah menjadi CaO yang akan digunakan sebagai prekursor untuk sintesis hidroksiapatit. Selanjutnya sintesis hidroksiapatit cangkang kerang darah dilakukan dengan menggunakan metode presipitasi basah. Metode ini dilakukan dengan cara mencampuran prekursor kalsium dan posfat, kemudian dilakukan pengendapan, setelah itu dilakukan pengeringan dan disintering menggunakan suhu 1000°C . Kemudian dikarakterisasi.

Hidroksiapatit yang telah jadi tersebut kemudian dikomposit dengan alginat dan pva. Hasil komposit dilapiskan pada logam Ti-6Al-4V sebagai pelapis implan gigi dengan menggunakan metode dip coating dan dilakukan karakterisasi. Skema kerangka pikir dapat dilihat pada **Gambar 10**.



Gambar 10. Skema kerangka pikir penelitian

2.4.2 Hipotesis

Berdasarkan latar belakang, tinjauan pustaka dan kerangka pikir yang telah diuraikan, maka dirumuskan hipotesis yaitu:

- a. hidroksiapatit dapat disintesis dengan metode presipitasi basah dan pelapis implan gigi hidroksiapatit/alginat/PVA dapat disintesis dengan metode dip coating,
- b. hasil sintesis hidroksiapatit dan pelapis implan gigi hidroksiapatit/alginat/PVA dapat dikarakteristik dengan baik,
- c. pelapis implan gigi hidroksiapatit/alginat/PVA telah memenuhi syarat untuk dijadikan sebagai kandidat pelapis implan gigi dengan dilakukan uji mekanik dan uji ketahanan korosi.