

**PENGARUH PENAMBAHAN HIDROKSIAPATIT DARI
CANGKANG LOKAN TERHADAP KUAT TEKAN, KUAT
LENTUR DAN KEKERASAN PADA SAMPEL IMPLAN
TULANG**



**PUTRI RAHAYU REZKI
NIM. 18034130**

**PROGRAM STUDI FISIKA
DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS NEGERI PADANG
2022**

**PENGARUH PENAMBAHAN HIDROKSIAPATIT DARI
CANGKANG LOKAN TERHADAP KUAT TEKAN, KUAT
LENTUR DAN KEKERASAN PADA SAMPEL IMPLAN
TULANG**

SKRIPSI

*Diajukan sebagai salah satu persyaratan untuk memperoleh gelar
Sarjana Sains*



**Oleh :
PUTRI RAHAYU REZKI
NIM. 18034130**

**PROGRAM STUDI FISIKA
DEPARTEMEN FISIKA
FAKULTAS MATEMATIKA DAN ILMU PENGETAHUAN ALAM
UNIVERSITAS NEGERI PADANG
2022**

PERSETUJUAN SKRIPSI

PENGARUH PENAMBAHAN HIDROKSIAPATIT DARI CANGKANG LOKAN TERHADAP KUAT TEKAN, KUAT LENTUR DAN KEKERASAN PADA SAMPEL IMPLAN TULANG

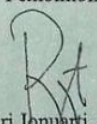
Nama : Putri Rahayu Rezki
NIM : 18034130
Program Studi : Fisika
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

Padang, 04 Juni 2022

Mengetahui
Ketua Departemen Fisika


Dr. Ratnawulan, M.Si.
NIP. 196901201993032002

Disetujui Oleh:
Pembimbing


Dr. Riri Jonuanti, S.Pd., M.Si.
NIP. 198701272012122002

PENGESAHAN LULUS UJIAN SKRIPSI

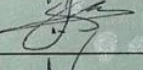
Nama : Putri Rahayu Rezki
NIM : 18034130
Program Studi : Fisika
Departemen : Fisika
Fakultas : Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam

PENGARUH PENAMBAHAN HIDROKSIAPATIT DARI CANGKANG LOKAN TERHADAP KUAT TEKAN, KUAT LENTUR DAN KEKERASAN PADA SAMPEL IMPLAN TULANG

Dinyatakan lulus setelah dipertahankan di depan Tim Penguji Skripsi Departemen
Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam Universitas Negeri
Padang

Padang, 6 Juni 2022

Tim Penguji

	Nama	Tanda Tangan
1. Ketua	: Dr. Riri Jonuarti, S.Pd., M.Si.	1. 
2. Anggota	: Dra. Yenni Darvina, M.Si.	2. 
3. Anggota	: Dr. Ratnawulan, M.Si.	3. 

SURAT PERNYATAAN TIDAK PLAGIAT

Saya yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Putri Rahayu Rezki
NIM/TM : 18034130/2018
Program Studi : Fisika (NK)
Departemen : Fisika
Fakultas : FMIPA

Dengan ini menyatakan bahwa Skripsi saya dengan judul : **Pengaruh Penambahan Hidroksiapatit dari Cangkang Lokan terhadap Kuat tekan, Kuat lentur dan Kekerasan pada Sampel Implan Tulang** adalah benar merupakan hasil karya saya dan bukan merupakan plagiat dari karya orang lain. Apabila suatu saat terbukti melakukan plagiat maka saya bersedia diproses dan menerima sanksi akademis maupun hukum sesuai dengan hukum dan ketentuan yang berlaku, baik di Institusi Universitas Negeri Padang maupun dimasyarakat dan hukum Negara.

Demikianlah pernyataan ini saya buat dengan penuh kesadaran dan rasa tanggung jawab sebagai anggota masyarakat ilmiah.



Saya yang menyatakan,

Putri Rahayu Rezki

NIM. 18034130

Pengaruh Penambahan Hidroksiapatit dari Cangkang Lokan Terhadap Kuat tekan, Kuat lentur, dan Kekerasan pada Sampel Implan Tulang

ABSTRAK

Penelitian ini membahas tentang pengaruh penambahan hidroksiapatit terhadap kuat, tekan, kuat lentur, dan kekerasan sampel implan tulang. Tujuan dari penelitian ini adalah untuk menganalisis hasil pengujian sifat mekanik yaitu kuat tekan, kuat lentur dan kekerasan sampel implan tulang setelah penambahan serbuk hidroksiapatit dari cangkang lokan.

Jenis penelitian ini adalah eksperimental, pembuatan hidroksiapatit dari cangkang lokan dilakukan dengan metode pengendapan basah. CaO dari cangkang lokan dan asam fosfat digunakan sebagai sumber kalsium dan fosfat dari hidroksiapatit. Massa penambahan serbuk hidroksiapatit adalah 0,0.5,1,1.5,2 dan 2.5gram. Penelitian ini menggunakan sampel berukuran 12.7 x 12.7 x 25.4 mm (kuat tekan), 128 x 25 x 4 mm (kuat lentur) dan 10 x 10 x 10 mm (kekerasan). Pengujian kuat tekan dan kuat lentur menggunakan *Universal Testing Machine* (UTM), dan pengujian kekerasan sampel menggunakan *Microhardness Vicker*.

Hasil pengujian menunjukkan telah berhasil disintesis hidroksiapatit dari cangkang lokan dengan hasil karakterisasi menggunakan XRD, XRF dan FTIR. Hasil uji kuat tekan dan kekerasan (12,4 Mpa dan 5.53 kg/mm²) tercatat pada sampel dengan penambahan 2,5gram serbuk hidroksiapatit. Hasil uji kuat lentur menunjukkan semakin banyak penambahan hidroksiapatit maka semakin turun nilai kuat lenturnya. Nilai kuat lentur terendah pada komposisi sampel 1gram yaitu 4 MPa. Secara keseluruhan berdasarkan nilai kuat tekan dan kuat lentur yang diperoleh pada sampel implan tulang telah dapat diaplikasikan pada tulang *cancellous*, sedangkan berdasarkan nilai kekerasan yang diperoleh maka sampel sudah dapat diaplikasikan sebagai implan pada tulang kortikal.

Kata kunci: Lokan, Hidroksiapatit, Sifat mekanik, Implan tulang

The Effect of The Addition of Hydroxyapatite Derived from Lokan Shell to The Compressive strength, Flexural strength, and Hardness of Bone Implant Samples

ABSTRACT

This research explores the effect of the addition of hydroxyapatite to the compressive strength, flexural strength and hardness of the bone implant samples. The purpose of this study is to analyze the result of the testing of mechanical properties, namely compressive strength, flexural strength and hardness of bone implant samples after adding hydroxyapatite powder from *Geloina expansa* shells.

This is an experimental research. Preparation of hydroxyapatite powder from *Geloina expansa* shells was carried out by wet precipitation method. CaO from *Geloina expansa* shells, and phosphoric acid were used as a source of calcium and hydroxyapatite phosphate. The masses of addition of hydroxyapatite powder were 0;0.5;1;1.5;2 and 2.5 grams. The testing results showed that the compressive strength and hardness (12.4 MPa and 5.53 kg/mm² respectively) recorded on the sample with 2.5 grams of hydroxyapatite powder added.

The results of the flexural strength test showed that the more hydroxyapatite powder was added into a bone implant sample, the lower its flexural strength became. The lowest its flexural strength was observed from the sample with 1 gram of hydroxyapatite powder added, which was 4 MPa. Overall, based on the result for compressive strength and flexural strength tests, the bone implant samples could be applied one the cancellous bone. On the other hand based on the hardness values obtained, the bone implant samples could be applied as implants on the cortical bone.

Keyword: Lokan, Hydroxyapatite, Mechanical properties, Bone Implant

KATA PENGANTAR

Puji syukur penulis ucapkan kepada Allah SWT, yang telah memberi rahmat dan karunia-Nya kepada penulis sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi ini yang berjudul “Pengaruh Penambahan Hidroksiapatit dari Cangkang Lokan terhadap Kuat tekan, Kuat lentur dan Kekerasan pada Sampel Implan Tulang”. Selanjutnya shalawat beserta salam penulis sampaikan kepada Nabi Muhammad SAW yang telah memberi contoh dan penerang bagi kita semua.

Skripsi ini dibuat sebagai salah satu syarat untuk memperoleh gelar Sarjana Sains pada Program Studi Fisika, Departemen Fisika, Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Padang. Dalam penyusunan skripsi ini penulis telah mendapatkan arahan, bantuan serta dukungan dari berbagai pihak baik secara langsung maupun tidak langsung, baik berupa materil maupun moril. Oleh karena itu, pada kesempatan ini penulis mengucapkan terimakasih kepada pihak-pihak yang telah membantu penulis:

1. Ibu Dr. Riri Jonuarti, M.Si selaku pembimbing dalam penulisan skripsi ini yang telah meluangkan waktu, tenaga dan pikiran dalam membimbing serta mengarahkan penulis.
2. Ibu Dr. Hj. Ratnawulan, M.Si sebagai ketua Departemen Fisika Fakultas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Padang dan penguji yang telah memberikan saran dan masukan dalam penulisan skripsi ini.
3. Ibu Dra. Yenni Darvina, M.Si, selaku penguji yang telah memberikan saran dan masukkan dalam penulisan skripsi ini.
4. Pembimbing Akademik, Bapak Mairizwan, M.Si, yang telah selalu membantu, memberikan dukungan kepada penulis selama kuliah.
5. Ibu Syafriani, M.Si.,Ph.D selaku Ketua Prodi Fisika, Fakuktas Matematika dan Ilmu Pengetahuan Alam, Universitas Negeri Padang.
6. Kedua orang tua tercinta, yang selalu memberikan doa, dukungan serta dorongan kepada penulis dalam melakukan setiap aktivitas perkuliahan.
7. Ardiah Hariati, Arif Budiman, MHD. Rizki Abral dan Fahrul Hidayat yang telah memberikan semangat serta bantuan baik moril maupun materil

terhadap penulis, sehingga penulis lebih semangat dalam menyelesaikan skripsi ini.

8. Keluarga besar Departemen Fisika, teman-teman angkatan 2018 terutama Fisika C 2018 (PASCAL) yang telah banyak membantu.

Penulis menyadari bahwa dalam penulisan skripsi ini masih banyak kekurangan dan keterbatasan. Oleh sebab itu, penulis mengharapkan kritik dan saran yang membangun untuk kesempurnaan skripsi ini.

Padang, 26 Februari 2022

Penulis

DAFTAR ISI

ABSTRAK	i
KATA PENGANTAR	iii
DAFTAR ISI.....	v
DAFTAR GAMBAR	vii
DAFTAR TABEL	ix
DAFTAR LAMPIRAN.....	x
BAB I	1
PENDAHULUAN	1
A. Latar Belakang	1
B. Identifikasi Masalah	5
C. Rumuan Masalah.....	5
D. Batasan Masalah.....	6
E. Tujuan Penelitian.....	6
F. Manfaat Penelitian.....	6
BAB II.....	8
KAJIAN TEORI	8
A. Cangkang Lokan.....	8
B. Biomaterial	13
C. Hidroksiapatit dan Sintesisnya	15
D. Implan Tulang	21
E. Pengujian Sifat Mekanik	27
1. Kuat Tekan.....	29
2. Kuat Lentur	30
3. Kekerasan.....	31
F. Karakterisasi menggunakan X-Ray <i>Fluorescence</i>	33

G. <i>Universal Testing Mechine</i>	34
H. Penelitian Relevan	36
BAB III	39
METODE PENELITIAN.....	39
A. Jenis Penelitian	39
B. Tempat dan Waktu Penelitian	39
C. Populasi dan Sampel Penelitian	39
D. Variabel penelitian	41
E. Prosedur Penelitian.....	41
1. Tahapan Persiapan Sampel	41
2. Tahapan Pembuatan Sampel.....	51
3. Tahapan Pengujian Sampel.....	56
F. Diagram Alir.....	59
BAB IV	63
HASIL DAN PEMBAHASAN.....	63
A. Data Hasil Karakterisasi Menggunakan X-Ray Fluorescence	63
B. Data Hasil Karakterisasi Menggunakan XRD dan FTIR	65
C. Hasil Pengujian Kuat Tekan, Kuat Lentur dan Kekerasan Sampel Implan Tulang	67
D. Pembahasan	72
BAB V.....	78
PENUTUP.....	78
A. Kesimpulan.....	78
B. Saran.....	78
DAFTAR PUSTAKA	80
LAMPIRAN.....	83

DAFTAR GAMBAR

Gambar 1. Limbah Cangkang Lokan di Kampung Aru, Kecamatan Tanjung Mutiara, Kabupaten Agam	3
Gambar 2. Kerang Lokan	8
Gambar 3. Tahapan Proses Kalsinasi	11
Gambar 4. Wawancara dengan pemilik usaha lokan kampung Aru	12
Gambar 5. Struktur Kristal Hidroksiapatit	16
Gambar 6. Struktur Hidroksiapatit monoklinik	16
Gambar 7. Struktur Hidroksiapatit Heksagonal	17
Gambar 8. Pola FTIR hidroksiapatit 200 jepang	20
Gambar 9. Pola XRD Hidroksiapatit murni (JCPDS 09-0432)	20
Gambar 10. Struktur Kimia Kitosan	25
Gambar 11. Struktur Kimia Alginat	26
Gambar 12. Ilustrasi Kuat Tekan	29
Gambar 13. Ilustrasi Kuat Lentur	30
Gambar 14. Alat Uji <i>Microhardness Vickers</i>	31
Gambar 15. Bentuk indenter <i>Microhardness Vickers</i>	32
Gambar 16. Proses deeksitasi	33
Gambar 17. Set up pengujian kuat tekan	35
Gambar 18. Set up Pengujian kuat Tarik	35
Gambar 19. Pengujian kuat lentur	36
Gambar 20 Cangkang Lokan	42
Gambar 21: Asam fosfat 85%	42
Gambar 22. Amonium Hidroksida	43
Gambar 23. Alginat	43
Gambar 24. Kitosan	44
Gambar 25. Aquades	45
Gambar 26. Lumpang dan Alu	45
Gambar 27. Cawan penguap	46
Gambar 28. Timbangan digital	46
Gambar 29. <i>Furnace</i>	46
Gambar 30. Oven	47

Gambar 31. Aluminum Foil	47
Gambar 32. Ayakkan 200 mesh	48
Gambar 33. Pipet tetes	48
Gambar 34. <i>Magnetic stirrer</i>	48
Gambar 35. Gelas kimia.....	49
Gambar 36. pH meter	49
Gambar 37. Kertas Saring Whatman No 42.....	50
Gambar 38. Cetakan sampel	50
Gambar 39. <i>X-Ray Fluorescence</i>	50
Gambar 40. <i>Universal Testing Machine</i>	51
Gambar 41. <i>Microhardness Vickers</i>	51
Gambar 42. Merendam cangkang lokan	52
Gambar 43. Menjemur cangkang lokan	52
Gambar 44. Cangkang lokan dipecah	52
Gambar 45. Mengeoven cangkang lokan.....	53
Gambar 46. Cangkang lokan setelah dipecah	53
Gambar 47. Cangkang lokan setelah kalsinasi.....	54
Gambar 48. Serbuk CaO	54
Gambar 49. Diagram Alir Penelitian	60
Gambar 50. Diagram Alir Sintesis Hidroksiapatit	61
Gambar 51. Diagram alir pembuatan sampel.....	62
Gambar 52. Hasil karakterisasi HAp cangkang lokan	65
Gambar 53. Hasil karakterisasi hidroksiapatit dengan FTIR.....	66
Gambar 54. Pengujian kuat tekan dan kuat lentur sampel implan tulang.....	67
Gambar 55. Grafik kuat tekan sampel implant tulang	69
Gambar 56. Grafik Kuat Lentur Sampel Implan Tulang	70
Gambar 57. Grafik kekerasan sampel implan tulang	72

DAFTAR TABEL

Tabel 1. Standarisasi Sifat Mekanik Tulang Manusia	5
Tabel 2. Kandungan kimia pada Hasil Kalsinasi Cangkang Lokan.....	9
Tabel 3. Sifat Fisik Kalsium Karbonat.....	10
Tabel 4. Sifat Fisik Kalsium Oksida	12
Tabel 5 Material yang digunakan sebagai biomaterial	15
Tabel 6. Sifat-sifat Kimia, Biologis dan Mekanis Hidroksiapatit.....	18
Tabel 7. Standar Hidroksiapatit untuk Implan Tulang.....	19
Tabel 8. Pemanfaatan Kitosan dalam Industri	25
Tabel 9. Karakteristik Kitosan dari Cangkang Udang	25
Tabel 10. Contoh Pemanfaatan Alginat	26
Tabel 11. Karakterisasi Alginat.....	27
Tabel 12. Jumlah sampel yang diperlukan pada penelitian.....	40
Tabel 13. Karakterisasi kitosan	44
Tabel 14. Data Karakterisasi CaO Hasil Kalsinasi	63
Tabel 15. Data Hasil Karakterisasi Serbuk Hidroksiapatit	64
Tabel 16. Kuat Tekan Sampel Implan Tulang	67
Tabel 17. Kuat Lentur Sampel Implan Tulang	69
Tabel 18. Data uji Kekerasan Sampel Implan Tulang	71

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1. Proses Pembuatan Sampel	83
Lampiran 2. Pengujian Sampel	89
Lampiran 3. Data hasil Karakterisai dengan XRF	90
Lampiran 4. Hasil karakterisasi menggunakan XRD dan FTIR	92
Lampiran 5. Data hasil pengujian kuat tekan sampel implan tulang	93
Lampiran 6. Data Hasil pengujian kuat lentur sampel implant tulang.....	95
Lampiran 7. Data pengujian kekerasan sampel implan tulang	97

BAB I

PENDAHULUAN

A. Latar Belakang

Penggunaan bahan atau material asing di dalam tubuh manusia bukanlah hal baru, material tersebut berguna untuk membantu menjalankan beberapa fungsi tertentu dari organ tubuh. Material ini disebut dengan “biomaterial” merupakan material yang dibuat untuk dapat berinteraksi dengan tubuh. Biomaterial digunakan untuk menggantikan atau memperbaiki bentuk jaringan ataupun fungsi organ tubuh yang rusak. Sampai saat sekarang ini, telah banyak pengaplikasian dari biomaterial di antaranya sebagai implan tulang dan gigi (Ragojan, 2015).

Permintaan untuk aplikasi biomaterial pada implan tulang telah meningkat dalam beberapa tahun terakhir, hal ini disebabkan karena meningkatnya jumlah penduduk, bertambahnya kasus kecelakaan serta adanya berbagai penyakit yang menyebabkan terjadinya kerusakan pada tulang. Di Indonesia kebutuhan terhadap implan tulang sekitar 120 ribu per tahun dengan nilai sekitar Rp 600 miliar (BPPT, 2021). Semakin tinggi permintaan implan tulang dan sedikitnya material pembentuknya membuat harga implan tulang relatif mahal (Fadhilah & dkk, 2015). Berdasarkan hal tersebut perlu adanya alternatif material sehingga diperoleh harga implan tulang yang lebih ekonomis.

Alternatif untuk memenuhi kebutuhan implan tulang yang berkualitas dan ekonomis bisa dilakukan dengan cara memanfaatkan bahan biogenik (kerang) yang kaya akan kalsium sebagai sumber material implan tulang. Material yang digunakan untuk implan tulang tersebut adalah hidroksiapatit. Hidroksiapatit merupakan material yang mengandung senyawa kalsium fosfat, hidroksiapatit juga merupakan komponen utama pembentuk tulang dan gigi. Sumber utama kalsium pada hidroksiapatit dapat berasal dari tulang sapi, ikan, cangkang moluska dan batu kapur, sedangkan untuk sumber fosfat dapat berasal dari H_3PO_4 (asam fosfat), $(NH_4)_2HPO_4$ (*diamonium hydrogen phosphate*), dan lain-lain. Hidroksiapatit sendiri mempunyai struktur kimia $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$.

struktur tersebut sama dengan struktur kimia yang dimiliki oleh komponen mineral pada tulang serta dapat bekerja seimbang dengan tubuh tanpa menimbulkan efek samping yang berbahaya terhadap jaringan lain di dalam tubuh (Dahlan & dkk, 2009). Hidroksiapatit sering digunakan sebagai material implan tulang karena hidroksiapatit memiliki struktur kristal yang serupa dengan tulang dan memiliki sifat biokompatibel. Biokompatibel merupakan sifat material yang dapat menyesuaikan diri dengan tubuh atau dengan kata lain tidak ada penolakan di dalam tubuh (Cahyanigrum, 2020). Hidroksiapatit memiliki keterbatasan yaitu lemah secara mekanik, sehingga tidak bisa dikatakan kalau hidroksiapatit dapat menggantikan tulang secara utuh karena hidroksiapatit hanya memiliki sifat biokompatibel dan juga dipasaran harga hidroksiapatit murni terbilang mahal untuk itu dicari bahan lain yang dapat disintesis untuk dijadikan hidroksiapatit, sehingga dihasilkan hidroksiapatit yang serupa dengan standarnya serta harga yang lebih ekonomis.

Hidroksiapatit sendiri dapat dibuat dari bahan sintetik dan alami. Bahan alami untuk membuat hidroksiapatit dapat berasal dari tulang sapi, batu kapur, cangkang kerang, dan cangkang telur, dan untuk sintesis hidroksiapatit dari bahan sintetik salah satunya bisa berasal dari *Precipitated Calcium Carbonate* (PCC). Sintesis hidroksiapatit yang berasal dari limbah kulit telur ayam ras melalui jalur PCC telah berhasil dilakukan oleh (Sitohang & dkk, 2016), dari hasil analisis FTIR diperoleh gugus PO_4^{3-} dan OH^- yang mengidentifikasi adanya hidroksiapatit pada sampel, serta diperolehnya struktur kristal berbentuk heksagonal dengan ukuran kristal 34,118 nm. Batu kapur juga merupakan salah satu bahan alami yang sudah berhasil disintesis untuk hidroksiapatit. Pada penelitian (Wardiana & dkk, 2019), sumber kalsium hidroksiapatit yang digunakan berasal dari batu kapur. Batu kapur dapat dimanfaatkan sebagai bahan hidroksiapatit karena mengandung 95% CaCO_3 (kalsium karbonat). Namun, jika dibandingkan dengan penelitian (Bharatham & dkk, 2014), spesies kerang air tawar mengandung CaCO_3 lebih tinggi yaitu sebesar 96,07%. Oleh karena itu, pada penelitian ini akan memanfaatkan cangkang kerang

sebagai bahan utama untuk sintesis hidroksiapatit agar mendapatkan hidroksiapatit yang lebih ekonomis.

Cangkang kerang yang digunakan untuk mensintesis hidroksiapatit pada penelitian ini adalah cangkang lokan. Cangkang lokan merupakan salah satu hewan sungai yang memiliki sumber protein hewani yang murah dan kaya akan kalsium dan asam amino. Cangkang lokan juga sangat mudah untuk ditemukan, khususnya di Kampung Aru, Jorong Pasir Tiku, Nagari Tiku Selatan, Kecamatan Tanjung Mutiara, Kabupaten Agam, Provinsi Sumatera Barat Seperti pada Gambar 1 berikut:



Gambar 1. Limbah Cangkang Lokan di Kampung Aru, Kecamatan Tanjung Mutiara, Kabupaten Agam
(Sumber: Dokumentasi Pribadi)

Selain itu, kandungan Ca (kalsium) pada lokan setelah proses kalsinasi dan hidrasi adalah sebesar 69,87% (Ngapa, 2018). Kandungan kalsium inilah yang nantinya digunakan sebagai penguat hidroksiapatit sehingga pengaplikasiannya pada bahan implan tulang lebih bagus. Dalam proses penyembuhan fraktur tulang dalam dunia medis biasanya disintesis bahan yang dapat diambil dari tubuh pasien (*autograft*), dari tubuh pasien lain yang memiliki hubungan keluarga dekat (*allograft*) ataupun dari hewan (*xenograft*). Namun secara medis bahan tersebut dapat menimbulkan beberapa resiko diantaranya adalah menimbulkan rasa sakit yang berlebihan karena perlakuan operasi tulang pada dua tempat yang berbeda dan sering terjadi penolkakan pada tubuh pasien (Chee & dkk, 2007) , untuk itu pada penelitian ini dimanfaatkan bahan polimer alami sebagai bahan dasar

pembentukan sampel implan tulang yaitu alginat dan kitosan, kedua bahan ini dapat digunakan untuk implan tulang karena memiliki sifat biokompatibilitas dan biodegradabilitas yang baik untuk diaplikasikan dalam perbaikan jaringan.

Kelayakan sampel implan tulang yang sudah ditambahkan hidroksiapatit dari cangkang lokan dibuktikan dengan pengujian sifat mekanik yang memenuhi kriteria implan tulang. Pengujian yang perlu dilakukan adalah uji kuat tekan, kuat lentur dan kekerasan pada sampel implan tulang, karena pengujian tersebut sangat berpengaruh terhadap seberapa kuat sampel implan tulang ketika diberi tekanan yang besar. Pada pengujian ini nantinya juga dapat diketahui seberapa besar pengaruh penambahan hidroksiapatit dari cangkang lokan terhadap kuat tekan, kuat lentur dan kekerasan pada sampel implan tulang. Pengukuran kuat tekan, kuat lentur dan kekerasan berguna untuk melihat seberapa layak sampel sebagai material implan tulang atau dengan kata lain dapat dilihat bagaimana sifat mekanik dari sampel implan tulang yang terbentuk.

Pada penelitian ini, hidroksiapatit dari cangkang lokan disintesis dengan metode pengendapan basah, metode pengendapan basah dilakukan dengan cara mereaksikan sumber kalsium (CaO) dengan H_3PO_4 (asam fosfat) sebagai sumber fosfat. Hidroksiapatit dari cangkang lokan yang terbentuk kemudian ditambahkan pada bahan pembentuk sampel implan tulang yaitu alginat dan kitosan dengan variasi pemakaian hidroksiapatit yang berasal dari cangkang lokan yaitu 0, 0.5, 1, 1.5, 2 dan 2.5 gram. Kemudian sampel dicetak dan diuji kuat tekan, kuat lentur dan kekerasannya. Hidroksiapatit yang telah terbentuk dari cangkang lokan akan dikarakterisasi menggunakan *X-Ray diffraction* (XRF) untuk dilihat pola peak yang terbentuk dan pengujian kuat tekan, kuat lentur pada sampel implan tulang menggunakan *Universal Testing Machine* (UTM) serta uji kekerasan pada sampel implan tulang menggunakan alat *Vickers Hardness Tester Machine*. Standarisasi atau pembandingan nilai pengujian kuat tekan, kuat lentur dan kekerasan pada sampel implan tulang ini setara dengan tulang asli seperti Tabel 1 berikut ini :

Tabel 1. Standarisasi Sifat Mekanik Tulang Manusia

No	Sifat Mekanik	Tulang <i>Concellous</i>	Tulang Kortikal
1	Kuat Tekan (MPa)	2-12	100-230
2	Kuat Lentur (MPa)	10-20	50-150
3	Kekerasan (Kg/mm ²)	0.1	2-12

Sumber : (Ficai & dkk, 2011)

Pada penelitian ini diharapkan cangkang kerang lokan dapat disintesis menjadi hidroksiapatit yang kemudian dapat dilihat bagaimana pengaruh penambahan hidroksiapatit dengan berbagai komposisi terhadap sampel implan tulang, dengan begitu dapat diketahui bagaimana pengaruh penambahan hidroksiapatit dari cangkang lokan ini agar dapat diaplikasikan untuk mengatasi kerusakan tulang. Penelitian ini juga diharapkan dapat mengatasi limbah cangkang lokan khususnya di Kampung Aru, Nagari Tiku, Kecamatan Tanjung Mutiara, Provinsi Sumatera Barat karena belum dimanfaatkan oleh masyarakat setempat sehingga dengan penelitian ini juga bisa mengatasi limbah cangkang lokan dan juga menambah nilai jual dari cangkang lokan tersebut.

B. Identifikasi Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah diuraikan, maka didapatkan identifikasi masalah sebagai berikut:

1. Kebutuhan material implan tulang meningkat dan harga implan tulang yang sangat mahal
2. Sifat mekanik material pembentuk implan tulang yang rendah
3. Limbah cangkang lokan yang berlimpah dan belum dimanfaatkan

C. Rumuan Masalah

Perumusan yang mendasari penelitian ini berdasarkan latar belakang dan identifikasi masalah yang telah diuraikan yaitu sebagai berikut:

1. Bagaimana sintesis hidroksiapatit dari limbah cangkang lokan?
2. Bagaimana pengaruh penambahan hidroksiapatit dari cangkang lokan terhadap kuat tekan pada sampel implan tulang?
3. Bagaimana pengaruh penambahan hidroksiapatit dari cangkang lokan terhadap kuat lentur pada sampel implan tulang?
4. Bagaimana pengaruh penambahan hidroksiapatit dari cangkang lokan terhadap kekerasan pada sampel implan tulang?

D. Batasan Masalah

Mengingat luasnya permasalahan pada penelitian dan keterbatasan penulis, maka dilakukan pembatasan masalah yaitu sebagai berikut:

1. Penelitian dilakukan pada limbah cangkang lokan yang berasal dari Kampung Aru, Jorong Pasir Tiku, Nagari Tiku Selatan, Kecamatan Tanjung Mutiara, Kabupaten Agam, Provinsi Sumatera Barat.
2. Pengujian yang dilakukan adalah pengujian mekanik yaitu uji kuat tekan, uji kuat lentur dan uji kekerasan
3. Penelitian ini tidak membuat produk jadi implan tulang hanya sebatas pembuatan sampel pengujian material
4. Uji kuat tekan dan kuat lentur menggunakan alat *Universal Testing Mechine Type PM 100 GALDABINI*
5. Uji kekerasan menggunakan alat *Vicker Microhardness Tester Machine*
6. Ukuran sampel dicetak dengan ukuran 12,7mm x 12,7mm x 25,4mm untuk pengujian kuat tekan (ASTM D695), 128mm x 25mm x 4mm untuk pengujian kuat lentur (ASTM D790) dan 10mm x 10mm x 10mm untuk uji kekerasan (*Internasional Standars Organization No 1567*).

E. Tujuan Penelitian

Adapun tujuan yang ingin dicapai dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Untuk mengetahui cara sintesis hidroksiapatit dari limbah cangkang lokan sebagai alternatif bahan biomaterial.
2. Untuk mengetahui pengaruh penambahan hidroksiapatit dari cangkang lokan terhadap kuat tekan pada sampel implan tulang
3. Untuk mengetahui pengaruh penambahan hidroksiapatit dari cangkang lokan terhadap kuat lentur pada sampel implan tulang
4. Untuk mengetahui pengaruh penambahan hidroksiapatit dari cangkang lokan terhadap kekerasan pada sampel implan tulang

F. Manfaat Penelitian

Penelitian ini diharapkan dapat memberikan manfaat yaitu:

1. Dapat menjadi alternatif baru dalam pengembangan teknologi material bersifat biomaterial
2. Dapat memberikan informasi kepada pihak terkait tentang kajian sintesis hidroksiapatit dari cangkang lokan sehingga diperoleh bahan pembuatan implan tulang yang berkualitas dan ekonomis.
3. Dapat menjadi solusi dalam pemanfaatan limbah cangkang lokan.

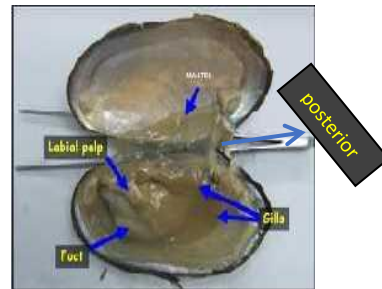
BAB II KAJIAN TEORI

A. Cangkang Lokan

Geolina expansa atau yang biasa disebut dengan kerang lokan merupakan salah satu biota yang bisa dikonsumsi. Kerang lokan di Nagari Tiku ini merupakan jenis moluska dwicangkang dan masih satu spesies dengan kijang, kupang, remis dan simping, yang merupakan hewan yang memiliki dua cangkang dan biasanya hidup di dasar sungai (Dwiono, 2003). Kerang atau bivalvia jenis lokan ini, merupakan jenis moluska yang hidup di perairan tawar, kelas moluska yang berbadan dua, dan dikenal sebagai *Pelecypoda* atau *Geloina*, kerang jenis ini biasanya hidup dengan cara membenamkan diri dalam lumpur atau pasir, beberapa spesies lainnya ada yang bersifat merayap ataupun melekat pada batu, kayu, bakau dan substrat-substrat lainnya. Kerang dengan jenis moluska ini memiliki beberapa fungsi diantaranya yaitu sebagai kerangka untuk lampiran jaringan, melindungi terhadap predator dan penggali, kerang lokan berfungsi sebagai spesies yang menggali, yang mana fungsinya untuk menahan lumpur dan pasir dari rongga pelindung tubuh atau mantel (Khalil, 2016). Morfologi dan struktur kerang lokan dapat dilihat pada Gambar 2:



a. Kerang Lokan



b. Struktur Kerang Lokan

Gambar 2. Kerang Lokan

(Sumber : Dokumentasi Pribadi dan Carpenter and Niem, 1998)

Berdasarkan Gambar 2, ciri umum dari cangkang lokan bisa mencapai ukuran 110mm, berbentuk lonjong agak bulat, sedikit menggembung dan tebal, bentuk tubuh bilateral simetri, tidak beruas-ruas, tubuh lunak dan ditutupi mantel yang menghasilkan zat kapur, memiliki

dua cangkang (valve) berengsel dorsal yang menutupi seluruh tubuhnya. Memiliki ciri-ciri, bilateral simetris, ruang terbatas pada ruang kecil disekitar nepridia, jantung dan bagian dari usus, sistem peredaran darah terbuka, tubuh diliputi oleh selaput *curticular* tebal dari epidermis kulit, dan mantel berbentuk rongga.

Menurut (Dwiono, 2003) taksonomi dari kerang lokan adalah sebagai berikut:

Kingdom : Animalia
 Phylum : Mollusca
 Class : Bivalvia
 Ordo : Venerida
 Familiy : Cyrenidae
 Genus : Geloina
 Spesies : *Geloina expansa*

Cangkang lokan kaya akan kalsium, tingginya kadar kalsium pada cangkang lokan membuat cangkang lokan dapat dijadikan *filler* atau tambahan pada suatu material dengan kata lain dapat dijadikan penguat pada material pembentuk implan tulang karena dapat membantu mambangun tulang yang kuat. Cangkang kerang lokan juga mampu dijadikan sebagai penghilang senyawa toksik seperti limbah logam di dalam air (Febrianto, 2021). Adapun kandungan kimia pada cangkang lokang dapat dilihat pada Tabel 2:

Tabel 2. Kandungan kimia pada Hasil Kalsinasi Cangkang Lokan

No	Kandungan Senyawa Kimia	Komposisi
1	CaO	97.512 %
2	Ag ₂ O	0.639 %
3	SiO ₂	0.809 %
4	SrO ₂	0.33 %
5	Al ₂ O ₃	0.314 %
6	Fe ₂ O ₃	0.017 %
7	BaO	0.01 %
8	ZrO ₂	0.002 %
5	MnO	0.001 %

Sumber: (Yanti & Gandi, 2020)

Berdasarkan Tabel 2 diatas, dapat dilihat bahwa kandungan CaO pada hasil kalsinasi adalah sebesar 97,512%, nilai ini cukup tinggi, sehingga berdasarkan hal tersebut cangkang lokan dapat dijadikan penguat pada implant karena kandungan kalsiumnya yang tinggi.

Kandungan yang terdapat pada cangkang lokan sebagai berikut:

1. Kalsium Karbonat (CaCO_3)

Kalsium Karbonat (CaCO_3) merupakan senyawa utama yang terdapat dalam batugamping. Senyawa kalsium karbonat ini juga merupakan komponen utama dari cangkang organisme laut, kulit telur dan siput, kalsium karbonat ini dimanfaatkan sebagai pengisi fungsional baik sebagai bahan dasar ataupun sebagai bahan penolong. Sifat fisik dari kalsium karbonat dapat dilihat pada tabel 3:

Tabel 3. Sifat Fisik Kalsium Karbonat

No	Sifat Fisik	Hasil Analisis
1.	Rumus molekul	CaCO_3
2.	Berat molekul	100,09 g/mol
3.	Penampilan	Serbuk berwarna putih, tidak berasa
4.	Kelarutan	Tidak larut dalam air
5.	Densitas	2,711g/cm ³ (kalsit) 2,83g/cm ³ (argonit)
6.	Titik lebur	1339 °C (kalsit) 825 °C (argonit)

Kalsium merupakan mineral yang paling banyak ditemukan pada tubuh dan yang paling dibutuhkan dalam pertumbuhan tulang dan gigi, kadar kalsium karbonat dalam tubuh dapat mencapai 39% dari seluruh mineral yang ada dalam tubuh, dan hampir 99% kalsium tersebut berada dalam jaringan keras seperti tulang dan gigi. Komponen utama penyusun kerang adalah kalsium karbonat yang dibentuk oleh pengendapan kristal garam dalam sebuah matriks organik dan protein *conchiolin*.

2. Kalsium oksida (CaO)

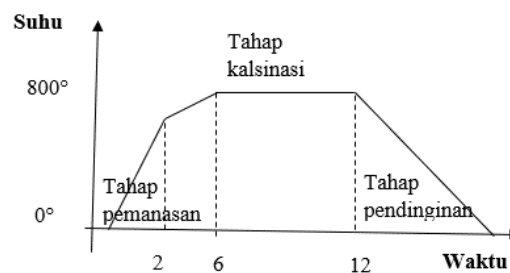
Kalsium oksida ini merupakan jenis kapur non-hidrolik yang dapat diperoleh dari hasil pembakaran batu alam yang sebagian besar terdiri dari senyawa kalsium karbonat. CaO terbentuk dengan adanya reaksi

kalsinasi. Pembakaran dilakukan dengan menggunakan berbagai variasi suhu antara 800-1000°C. Berikut reaksi yang terjadi:



Berdasarkan teori, proses kalsinasi membutuhkan energi sebesar 42,75 Kcal/K, pada temperature 800°C. Semakin tinggi temperature kalsinasi maka semakin cepat pula proses kalsinasi tersebut, namun temperatur kalsinasi dibatasi oleh temperatur kritis yaitu 1200°C, dimana pada suhu ini proses kalsinasi akan menjadi lambat yang dikenal dengan istilah “*dead burnt*” (Lesbani & dkk, 2016).

Dalam kalsinasi terjadi tiga tahapan perubahan suhu terhadap perubahan waktu yaitu tahapan pemanasan, tahap kalsinasi dan tahap pendinginan secara alami seperti Gambar 3 berikut ini:



Gambar 3. Tahapan Proses Kalsinasi
Sumber: Indra (2008)

Berdasarkan Gambar 3 di atas dapat dijelaskan bahwa ada tiga tahapan kalsinasi pertama, pada tahapan proses pemanasan, butiran dipanaskan mulai dari temperatur ruang sampai dengan mendekati temperature kalsinasi, pada tahap kalsinasi dilakukan pemanasan pada suhu sampai dengan 800°C, sedangkan pada tahapan pendinginan dilakukan penurunan temperature sampai dicapai temperatur ruang. Berikut ini adalah sifat fisik dari kalsium oksida dapat dilihat pada Tabel 4:

Tabel 4. Sifat Fisik Kalsium Oksida

No	Spesifikasi Sifat Fisik	Hasil Analisis
1.	Rumus molekul	CaO
2.	Berat molekul	56,08 g/mol
3.	Penampilan	Serbuk, berwarna putih, tidak berasa, dan tidak berbau
4.	Kelarutan	Larut dalam asam, gliserol, larutan gula. Sangat sedikit larut dalam air dingin, air panas. Tidak larut dalam methanol, dietil eter
5.	Densitas	3,35 g/cm ³
6.	Titik didih	2850 °C
7.	Berat jenis	3,33 (Air=1)

Banyak masyarakat yang memanfaatkan kerang lokan ini sebagai mata pencaharian khususnya masyarakat di Kampung Aru, Nagari Tiku, Kecamatan Tanjung Mutiara, Provinsi Sumatera Barat, karena memang lokan ini sangat bernilai ekonomis sehingga banyak diperjualbelikan serta digunakan sebagai kebutuhan konsumsi sehari-hari. Namun karena pemanfaatannya hanya terfokus pada dagingnya saja membuat cangkang lokan dibuang begitu saja tanpa adanya pemanfaatan yang lebih lanjut oleh masyarakat disana. Sehingga diperlukan adanya upaya pemanfaatan dari cangkang lokan tersebut.



Gambar 4. Wawancara dengan pemilik usaha lokan kampung Aru
(Sumber : Dokumentasi Pribadi)

Pemanfaatan limbah cangkang lokan ini salah satunya adalah sebagai bahan baku sintesis hidroksiapatit, yang mana hidroksiapatit sendiri merupakan material yang memiliki sifat biokompatibilitas yang baik. Karena jika dikaji secara fisika dan kimia kandungan mineral hidroksiapatit sama dengan tulang dan gigi pada manusia sehingga banyak diaplikasikan

pada pembentukan implan tulang dan gigi. Namun hidroksiapatit memiliki kekurangan khususnya pada sifat mekaniknya yang rendah sehingga bersifat rapuh dan getas, berdasarkan hal tersebut hidroksiapatit tidak seutuhnya dapat digunakan sebagai material implan tulang, untuk itu, cangkang lokan dapat dimanfaatkan sebagai material sintesis hidroksiapatit karena mengandung kadar kalsium yang tinggi dengan kata lain akan memberikan kekuatan pada hidroksiapatit. Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh (Ngapa, 2018), diperoleh kandungan kalsium dari kerang lokan sebesar 69.87%. Pemanfaatan cangkang lokan ini diharapkan dapat menjadi hidroksiapatit lebih kuat dan berkualitas.

B. Biomaterial

Kata “biomaterial” dapat diartikan dalam dua cara yaitu bahan biologis biasa seperti jaringan kayu dan sebagai bahan yang menggantikan fungsi jaringan atau organ. Biomaterial adalah zat *inert* yang secara sistemik dan farmokologis dirancang untuk implantasi. Penggunaan dari biomaterial sendiri adalah untuk mengembalikan fungsi jaringan dan organ di dalam tubuh (Park, 1984). Menurut (Carlos & Stumpf, 2013), biomaterial dapat digambarkan sebagai zat atau kombinasi dari zat, baik berasal dari sumber alami ataupun sintetik yang dapat dimanfaatkan untuk menggantikan atau menambah sebagian atau seluruh jaringan, organ dan fungsi tubuh yang berguna untuk mempertahankan kualitas individu.

Biomaterial dibedakan berdasarkan material pembentuknya, yaitu biomaterial logam, biomaterial keramik, biomaterial polimer dan biomaterial komposit:

1. Biomaterial logam

Biomaterial logam memiliki sifat mekanik yang unggul yaitu ketahanan dan kekuatannya. Kombinasi sifat mekanik yang unggul membuat biomaterial logam sering digunakan sebagai implan tulang dan kedokteran gigi. Beberapa metal yang umum digunakan untuk aplikasi biomaterial yaitu 316L *stainless steel* dan titanium. Namun biomaterial logam bersifat sangat korosif sehingga akan berdampak pada implan.

2. Biomaterial polimer

Biomaterial polimer merupakan biomaterial yang dapat digunakan untuk aplikasi jaringan keras maupun lunak. Polimer berasal dari alam (kolagen, sodium *alginate*, dan kation-kation) dan polimer sintesis berupa *poly*, PMMA dan *silicone rubber*. Polimer alam umumnya memiliki biokompatibilitas yang bagus karena berasal dari bahan dasar alam. Namun polimer memiliki kekurangan yang mana berpeluang menimbulkan reaksi oleh jaringan karena degradasi oleh asam, ada beberapa jenis polimer yang memerlukan waktu bertahun-tahun untuk terdegradasi (Yusuf & dkk, 2021). Polimer juga memiliki sifat mekanik yang rendah terhadap tulang.

3. Biomaterial keramik

Biomaterial keramik menunjukkan sifat biokompatibilitas tinggi, ketahanan tinggi terhadap korosi, resistensi tinggi terhadap kompresi dan rendah konduktivitas listrik. Berdasarkan karakteristik tersebut biomaterial keramik sangat cocok untuk implan. Namun biomaterial keramik memiliki kekurangan yaitu bersifat rapuh, tidak elastis dan tidak sanggup menopang beban yang besar.

4. Biomaterial komposit

Biomaterial komposit merupakan biomaterial yang mengandung kombinasi dua atau lebih bahan yang memiliki perbedaan komposisi. Komposit dapat dirancang untuk menghasilkan biomaterial dengan sifat yang bisa disesuaikan untuk memenuhi persyaratan fisika, kimia maupun sifat mekanik tertentu. Biomaterial komposit dapat direkayasa untuk membuat proses yang mampu meniru jaringan biologi tubuh (Sari & dkk, 2021). Kelamahan dari biomaterial komposit yaitu sangat sulit diperoleh perbandingan dari dua komposisi bahan yang dicampurkan (Hidayat, 2011).

Biomaterial dapat digunakan sebagai bahan untuk membuat implan dan devais yang menggantikan bagian atau fungsi organ tubuh secara aman dan ekonomis. Biomaterial melingkupi hampir semua jenis material, berikut

adalah material yang biasanya digunakan sebagai biomaterial dapat dilihat pada Tabel 5:

Tabel 5 Material yang digunakan sebagai biomaterial

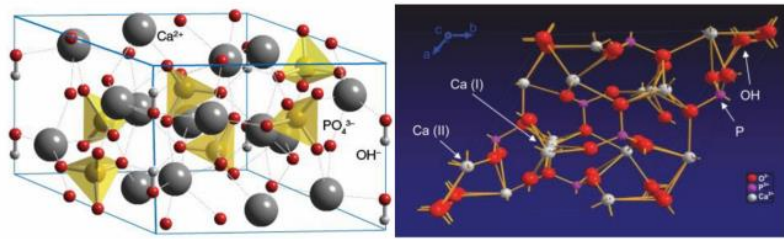
No	Material	Keunggulan	Kelemahan	Aplikasi
1	Logam: <i>Stainless steel</i> , paduan titanium, paduan kobalt-khrom	Kuat, ulet, tangguh	Non bioaktif	Implan ortopedik, implant gigi, sendi buatan, ring jantung (<i>stent</i>), dsb.
2	Keramik: hidroksiapatit, bioglass, zirconia alumina, dsb	Bioaktif, <i>inert</i>	Getas	Implan ortopedik dan gigi, dsb.
3	Polimer: nilon, polyester, polietilen, poliaktid, dsb	Bioaktif, elastis	Kurang kuat	Graft pembuluh darah, benang jahit, soket sendi buatan, dsb.
4	Komposit: amalgam, semen tulang diperkuat fiber, dsb.	Dibuat khusus	Relatif sukar dibuat	Semen tulang, resin gigi, dsb.

Sumber: (Hermawan, 2019)

Berdasarkan tabel diatas dapat dilihat bahwa ada 4 (empat) jenis biomaterial berdasarkan material pembentuknya, semua jenis biomaterial tersebut memiliki kekurangan dan kelebihan masing-masing, serta fungsi yang berbeda.

C. Hidroksiapatit dan Sintesisnya

Hidroksiapatit adalah mineral apatit yang mengandung hidroksida dengan rumus kimia $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Hidroksiapatit merupakan komponen anorganik utama dari jaringan keras tulang dan menyumbang 70% dari fase mineral dalam tulang manusia. Hidroksiapatit adalah material biokeramik yang sama dengan komponen mineral tulang dan gigi (Rogojan & dkk). Secara termodinamik hidroksiapatit sangat stabil pada pH, temperatur dan komposisi fisiologi fluida (Ardhiyanto, 2006). Berikut gambar struktur kristal hidroksiapatit dapat dilihat pada Gambar 5:

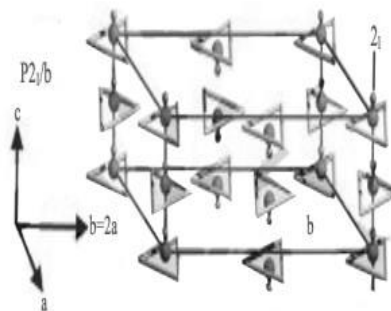


Gambar 5. Struktur Kristal Hidroksiapatit
(Sumber: (Fiume & dkk, 2021))

Berdasarkan Gambar 5, dapat dilihat bahwa dalam setiap unit sel, ion kalsium dapat menempati dua tempat yang diberi label dengan (I) dan (II), dan ion PO_4^{3-} dibagi menjadi dua bidang dengan puncak kristal $\frac{1}{4}$ dan $\frac{3}{4}$, menghasilkan dua jenis saluran yang melintasi sumbu c, dinamai dengan saluran A dan saluran B. Pada saluran A terdapat atom oksigen dari gugus fosfat dan ion kalsium tipe II (Ca(II)) yang tersusun pada simpul dua segitiga sama sisi yang diputar 60° . Pada saluran B dengan diameter 2 Å hanya berisi ion kalsium tipe I (Ca(I)). Setiap sel unit terdiri dari:

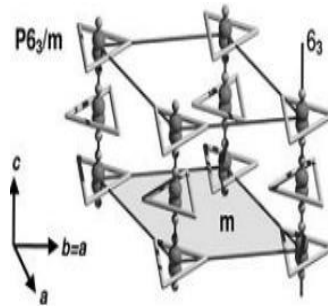
1. Ion 14 Ca^{2+} : 6 di dalam sel dan 8 dibagi dengan sel yang berdekatan, total = 10 Ca^{2+} ion/unit sel
2. Ion 10 PO_4^{3-} : 2 di dalam sel dan 8 ion perifer digunakan bersama dengan sel yang berdekatan, total = 6 PO_4^{3-} ion/unit sel
3. Ion 8 OH^- : berada disepanjang tepi, mereka memiliki sel sebesar $\frac{1}{4}$, total = 2 OH^- ion/unit sel

Pada struktu hidroksiapatit terdapat dua bagian struktur yaitu heksagonal dan monoklinik. Struktur monoklinik disebabkan karena susunan OH^- yang sejajar yang membentuk urutan $\text{OH}^-\text{OH}^-\text{OH}^-\text{OH}^-$ yang membuat parameter kisi b 2 kali a seperti Gambar 6 berikut:



Gambar 6. Struktur Hidroksiapatit monoklinik

Kemudian, untuk struktur heksagonal pada hidroksiapatit juga dapat diperoleh pada kondisi stokiometrik jika susunan dari OH^- tidak teratur seperti pada Gambar 7 berikut:



Gambar 7. Struktur Hidroksiapatit Heksagonal

Menurut Pane 2004, adapun sifat-sifat hidroksiapatit adalah sebagai berikut:

1. Sifat Fisis

Hidroksiapatit merupakan contoh dari biokeramik bioaktif, bioaktif disini berarti kemampuan suatu bahan untuk merangsang pertumbuhan tulang baru disekitar implan. Permukaan bahan biokeramik bioaktif mampu melekat pada jaringan sehingga dapat menahan gaya beban mekanis yang ditimpakan padanya. Bila terjadi keretakan mekanis, sering terjadi adhesi dipermukaan lebih besar daripada kohesi tulang atau implan tulang.

Sifat fisis lain pada hidroksiapatit ialah porositas, porositas ini berkaitan dengan sifat fisis bahan yang terbentuk pada proses pencampuran bahan.

2. Sifat Kimia

Sifat kimia yang dimiliki oleh hidroksiapatit ialah sifat *biocompatible*, *bioactive* dan *bioresorbable*. *Biocompatible* sendiri memiliki arti bahwa material tersebut tidak menyebabkan reaksi penolakan dari sistem ketebalan tubuh manusia karena dianggap sebagai benda asing. Kemudian *Bioactive*, yang merupakan material akan sedikit larut tetapi membantu dalam pembentukan sebuah jaringan dalam skala atomic. *Bioresorbable* sendiri merupakan material yang akan melarut sepanjang waktu tanpa memperhatikan mekanisme yang

menyebabkan pemindahan material, akibatnya fungsi material yang *biresorbabel* memiliki fungsi dalam proses dinamis pembentukan dan reabsorpsi yang terjadi dalam jaringan yang mengalami kerusakan, dengan kata lain dia berperan sebagai pengisi/*filler*.

3. Sifat Mekanis

Sifat mekanis hidroksiapatit dipengaruhi oleh variasi struktural seperti pengaruh porositas, ukuran butir, serta adanya pengotor, kemudian dipengaruhi oleh proses pembuatan dan juga distribusi kekuatan. Rasio molar Ca/P mempengaruhi sifat mekanis hidroksiapatit, semakin tinggi rasio Ca/P maka kekuatan dari hidroksiapatit semakin meningkat.

4. Sifat Biologis

Hidroksiapatit memiliki sifat mampu bertahan dari korosi, terhadap efek toksis yang dihasilkan korosi dan bertahan terhadap perubahan selama pemakaian bahan dilingkungan tubuh serta tidak menimbulkan reaksi penolakan dari jaringan tubuh. Sifat-sifat hidroksiapatit dapat dilihat pada Tabel 6 berikut:

Tabel 6. Sifat-sifat Kimia, Biologis dan Mekanis Hidroksiapatit

Properti	Data eksperimental
Senyawa kimia	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$
Rasio molar Ca/P	1.67-1.8
Struktur kristal	Hexagonal
Modulus young (GPa)	80-110
Modulus elastisitas (GPa)	114
Kekuatan Tekan (MPa)	400-900
Kekuatan lentur (MPa)	115-200
Massa jenis (g/cm^3)	3.16
Kepadatan relative (%)	95-99,5
Ketangguhan retak ($\text{MPa.Mm}^{1/2}$)	0.7-1.2
Kekerasan (HV)	600
Suhu dekomposisi ($^{\circ}\text{C}$)	>1000
Titik lebur ($^{\circ}\text{C}$)	1614
Konduktivitas termal (W/cm.K)	0.013
Biokompatibilitas	Tinggi
Bioaktivitas	Tinggi
Biodegradasi	Rendah
Osteokonduktivitas	Tinggi
Kompatibilitas seluler	Tinggi

(Sumber: (Laonapakul, 2015))

Hidroksiapatit secara luas digunakan sebagai material pembuatan implan tulang dan gigi manusia. Kristal hidroksiapatit memiliki ukuran yang sama dengan kristal hidroksiapatit tulang, yaitu berkisar 20-50 nm. Secara stokiometri hidroksiapatit memiliki ratio Ca/P sebesar 1,67 atau dengan perbandingan 5:3 dan secara kimia hidroksiapatit memiliki kandungan mineral yang sama dengan tulang manusia (Hartati & dkk, 2014). Karena kesamaan struktur dengan tulang manusia inilah sintesis hidroksiapatit menunjukkan daya afinitasnya yaitu dapat berikatan secara kimiawi dengan tulang. Bahan baku yang dapat digunakan untuk pembuatan hidroksiapatit sendiri telah banyak ditemukan di alam contohnya batu kapur, cangkang telur dan cangkang kerang.

Salah satu bahan yang digunakan untuk sintesis hidroksiapatit yaitu cangkang kerang karena mengandung komposisi kalsium karbonat (CaCO_3) yang tinggi yaitu sebesar 96.7% (Bharatham & dkk, 2014) sehingga dapat diaplikasikan untuk sintesis hidroksiapatit, karena hidroksiapatit merupakan senyawa yang mengandung kalsium. Berikut merupakan standar hidroksiapatit untuk implan tulang sesuai standar ISO 13779-1:2015 disajikan pada Tabel 7:

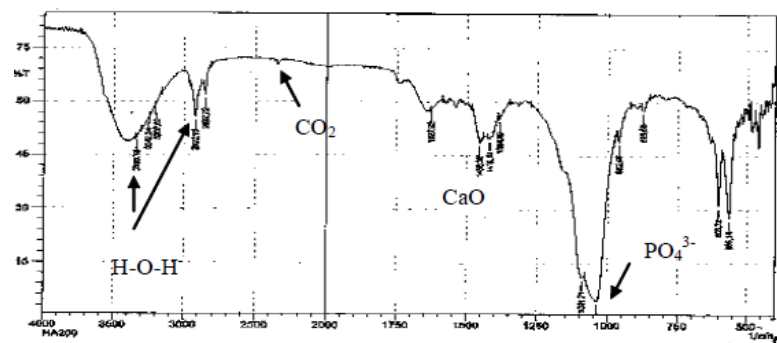
Tabel 7. Standar Hidroksiapatit untuk Implan Tulang

No	Spesifikasi	Standar hidroksiapatit untuk implan tulang
1	Rasio Ca:P	$1,6 \leq \text{Ca:P} \leq 1,8$
2	Jejak elemen (impuritas)	Arsenic < 5 mg/kg, Cd < 5 mg/kg Pb < 30 mg/kg Mercury < 30 mg/kg
3	Komposisi fase kristalin	Hidroksiapatit harus memiliki fraksi massa 50% atau lebih CaO harus sama atau kurang 5% dari fraksi massa hidroksiapatit
4	Nilai Kristalinitas	95%-100%
5	Kuat Tekan	$\geq 1.5 \text{ MPa}$

Sumber : Standar ISO 13779-1:2015

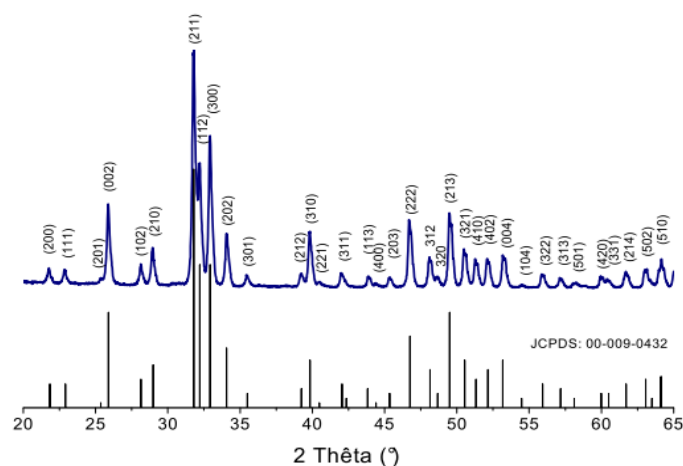
Kualitas dari hidroksiapatit yang dihasilkan sangat dipengaruhi oleh waktu kalsinasi, seperti penelitian yang telah dilakukan oleh (Permada, 2013), waktu yang digunakan untuk sintesis hidroksiapatit adalah dengan variasi 1, 3 dan 5 jam, dari hasil penelitiannya diperoleh waktu kalsinasi 3 jam menghasilkan hidroksiapatit dengan derajat kristalinitas yang lebih

tinggi. Derajat kristalinitas ini merupakan besaran yang menyatakan banyaknya kandungan kristal dalam suatu material dengan membandingkan luasan kurva kristal dengan total luasan amorf dan kristal. Derajat kristalinitas sendiri dapat diketahui dengan karakterisasi hidroksiapatit menggunakan XRD dan FTIR, dari grafik yang dihasilkan akan terlihat puncak-puncak difraksi yang lebih tajam. Berikut merupakan gambar hasil karakterisasi hidroksiapatit menggunakan FTIR dapat dilihat pada Gambar 8:



Gambar 8. Pola FTIR hidroksiapatit 200 jepang
(Sumber: (Prabaningtyas, 2015))

Berdasarkan Gambar 8, dapat dilihat bahwa gugus fungsi yang mungkin untuk hidroksiapatit adalah OH dan PO_4^{3-} , adanya gugus fungsi tersebut menandakan kemunculan dari hidroksiapatit. Suatu sampel yang telah berhasil disintesis menjadi hidroksiapatit juga dapat dibandingkan dengan pola JCPDS 09-0432 dan HA 200 Jepang seperti Gambar 9 berikut:



Gambar 9. Pola XRD Hidroksiapatit murni (JCPDS 09-0432)
(Sumber: (Boujaady, 2016))

Berdasarkan Gambar 9 tersebut dapat dilihat bahwa pada pola XRD pada hidroksiapatit murni menunjukkan sebanyak 30 puncak pada sudut 2θ yaitu 21.82° , 22.92° , 22.95° , 28.21° , 28.96° , 31.97° , 32.26° , 32.92° , 34.11° , 39.25° , 39.80° , 41.98° , 43.94° , 45.38° , 46.71° , 48.10° , 49.52° , 50.47° , 51.25° , 52.09° , 53.27° , 55.85° , and 87.15° (Zhang & dkk, 2010).

Berbagai teknik telah dikembangkan untuk sintesis hidroksiapatit diantaranya yaitu metode kering, metode pengendapan basah, metode hidrotermal. Metode pengendapan basah adalah salah satu metode sintesis hidroksiapatit yang paling umum digunakan karena prosedurnya yang lebih sederhana. Metode pengendapan basah ini juga memiliki keunggulan yang dapat dilihat dari hasil samping metodenya berupa air dan kemungkinan kontaminasi selama proses pengolahan sangatlah rendah, sehingga dapat diperoleh hidroksiapatit dengan kemurnian yang cukup tinggi.

Kemudian reaksi pada metode pengendapan basah ini terbilang sederhana sehingga mudah untuk diaplikasikan pada industri skala besar dan tentunya tidak mencemari lingkungan. Ketika melakukan sintesis hidroksiapatit dengan metoda pengendapan basah ini, perlu juga diperhatikan beberapa parameter diantaranya pH, kecepatan pengadukan, penambahan fosfat dan suhu kalsinasi karena akan berpengaruh terhadap hidroksiapatit yang dihasilkan (Wang & Nacolas, 2010).

Pada penelitian ini dalam sintesis hidroksiapatit dengan metode pengendapan basah, parameter pH dijaga tetap stabil ($\text{pH}=10$), kecepatan penadukan yang digunakan ialah 300 rpm, suhu kalsinasi cangkang lokan yang digunakan adalah sesuai dengan (Dahlan & dkk, 2009) yang mana kalsinasi dilakukan pada suhu 900°C selama 6 jam agar diperoleh kandungan kalsium pada kerang lokan yang tinggi. Proses kalsinasi sendiri dapat dilihat pada lampiran 1.

D. Implan Tulang

Tulang adalah jaringan yang berfungsi sebagai rangka, penyokong dan pelindung organ tubuh serta sebagai penghubung antar otot yang memungkinkan terjadinya gerakan (Rivera, 2011). Tulang mempunyai jenis bervariasi yang memungkinkan tulang dapat melakukan banyak fungsi.

Perbedaan fungsi inilah yang membuat tulang mempunyai banyak jenis, jenis tulang pada manusia dapat dibedakan menjadi dua yaitu sebagai berikut:

1. Tulang rawan (tulang *cancellous*)

Tulang rawan ini tersusun dari sel-sel tulang rawan yang bersifat lentur. Tulang rawan banyak terdapat pada tulang anak-anak, jika pada anak-anak mengalami patah tulang proses rehabilitasinya lebih cepat, hal ini dikarenakan tulang rawan pada anak-anak masih banyak sehingga bila patah dapat dengan mudah untuk menyambung kembali.

2. Tulang keras (tulang kortikal)

Tulang keras ini terdiri dari sel pembentuk tulang (*osteoblas*). Tulang keras sendiri berfungsi untuk menyusun sistem kerangka. Ruang antar sel tulang banyak mengandung zat kapur dan sedikit zat perekat sehingga bersifat sangat keras. Dalam tulang keras ini juga terdapat saluran *havers* yang di dalamnya terdapat pembuluh darah yang berguna untuk mengatur kehidupan sel tulang.

Implan tulang adalah perangkat yang ditempatkan sebagai pengganti tulang untuk menyangga fraktur, dalam hal ini implan ditempatkan di dalam tubuh ataupun di luar tubuh. Material yang digunakan untuk implan harus memenuhi beberapa syarat berikut ini:

1. *Biocompatible*

Sifat *biocompatible* berarti sifat material harus dapat menyatu dengan tubuh jangan sampai terjadi penolakan dari tubuh terhadap material yang diimplan. Ketika hidroksiapatit diimplementasikan dengan tubuh manusia, hidroksiapatit tidak akan menimbulkan racun ataupun menghasilkan reaksi yang bersifat racun. Sifat hidroksiapatit yang *biocompatible* ini akan membuat hidroksiapatit diterima pada jaringan tubuh dan membuat hidroksiapatit sebagai salah satu prekursor pembuatan biomaterial yang mampu mengganti jaringan organ atau fungsi tubuh dan digunakan sebagai material pendukung imobilisasi enzim.

2. Material tahan korosi, degradasi, dan keausan, material yang akan diimplan harus dapat bertahan lama di dalam tubuh saat fase penyembuhan, karena di dalam tubuh manusia itu sendiri lingkungannya sangat korosif, sehingga dibutuhkan material tulang yang tahan terhadap korosi.
3. *Mechanical properies*, yang sama antar implan dengan tulang manusia itu sendiri ketika sedang bekerja mengalami beberapa pembebanan. Hal ini karena ketika implan tersebut bekerja dan mengalami pembebanan maka implan tersebut dapat memenuhi fungsinya sebagai pengganti dari sendi tulang yang rusak. Material implant tulang harus memenuhi karakteristik biomekanik untuk tulang *cancellous* yang diganti diantaranya memiliki nilai kekuatan tekan 2-12 MPa, 100-230 untuk tulang kortikal serta modulus young 0,05-0,5 GPa (tulang *cancellous*) 7-30 GPa (tulang kortikal) (Ficai & dkk, 2011).

4. *Bioactive*

Sifat hidroksiapatit yang bioaktif berarti memiliki kemampuan untuk terikat secara kimia dengan jaringan hidup manusia. Material implan diharapkan dapat menyatu dengan jaringan ketika telah ditanam di dalam tubuh manusia. Biokomposit bioaktif merupakan bentuk sintesis asli dari tulang sebab dapat menyatu dengan tulang asli. Hidroksiapati sendiri merupakan biomateri implant yang paling efektif digunakan dalam bidang orthopedi untuk implntasi guna memperbaiki bagian kerangka tubuh yang rusak karena suatu kecelakaan atau penyakit.

5. *Osteoconductive*, material ini harus dapat menghubungkan atau sebagai perekat antara implan dan tulang. Salah satu material yang dapat digunakan sebagai material implan tulang dan memenuhi syarat sifat mekanis sebagai implan tulang adalah hidroksiapatit, karena hidroksiapatit merupakan material bioaktif untuk regenerasi tulang, mempunyai sifat bikompatibilitas yang baik dengan jaringan keras, mampu melekat dengan tulang secara langsung, sangat osteokonduktif atau dengan kata lain kemampuan material untuuk dapat merangsang sel

osteoblast dalam jaringan keras manusia serta biologis dan kristalnya sangat mirip dengan tulang.

Komposisi dari pembuatan implan tulang berupa bahan polimer dengan bahan penyusun yang terdiri dari alginat dan kitosan. Bahan polimer merupakan salah satu bahan yang dapat digunakan sebagai material dasar pembuatan implan tulang.

1. Kitosan

Kitosan merupakan polisakarida nomor dua terbesar yang disintesis dari hewan crustacea seperti udang, kepiting, lobster dan lain-lain. Kitosan memiliki rumus umum yaitu $[C_6H_9NO_3]_n$ dengan rumus kimia 2-amino-2-deoksi-D-glukosa. Kitosan juga memiliki sifat biokompatibel dan biodegradabel yang bagus, kitosan juga merupakan material dengan struktur porositas yang tinggi sehingga memberikan banyak ruang bagi sel untuk berkembang dan juga memiliki sifat biologis yang bagus. Kitosan dari polimer organik untuk aplikasi orthopedik memiliki kelebihan yaitu sebagai berikut:

- a. Mempunyai kemampuan untuk menghasilkan struktur pori yang diinginkan.
- b. Dapat dilakukan pencocokan ukuran
- c. Bentuk dan sifat mekanik untuk memenuhi berbagai aplikasi dapat ditentukan
- d. Untuk tujuan biomaterial nano-komposit hidroksiapatit, kitosan mampu mengurangi ruang/cacat yang dimiliki struktur geometri tulang yang rumit, sehingga mengakibatkan bioaktivitas ikatan antar jaringan tulang.

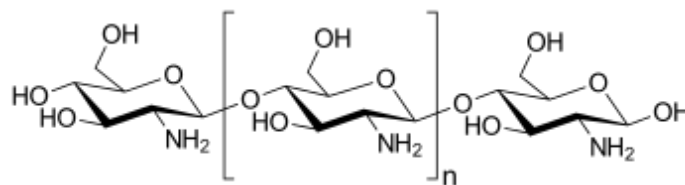
Jadi, kitosan dan alginat berpotensi secara luas khususnya di bidang bioteknologi, industri serta sebagai bahan pembuatan sampel implan tulang (Hidayat, 2011). Berikut ini adalah pemanfaatan kitosan pada beberapa industri dapat dilihat pada Tabel 8:

Tabel 8. Pemanfaatan Kitosan dalam Industri

No	Industri	Manfaat
1	Industri Pengelolaan Limbah	Penyerap ion logam, protein, asam amino dan bahan pencelup
2	Industri Makanan	Pengawet, penstabil makanan, penstabil warna, bahan pengental
3	Industri Kesehatan	Penyembuh luka tulang, pengontrol kolesterol darah, lensa kontak, penghambat plat gigi
4	Industri Pertanian	Pupuk, pelindung biji tanaman
5	Industri Kosmetik	Pelembab, krim wajah, tangan dan badan
6.	Keramik	Perekat
7.	Bioteknologi	Imobilisasi enzim, chromatographi, penyembuh sel, dll

(Sumber: Fernandez-Kim,2004)

Berdasarkan Tabel 8 tersebut dapat dilihat bahwa kitosan memiliki peran sebagai perekat pada sampel implant tulang yang berbahan keramik seperti hidroksiapatit, jadi dengan adanya kitosan bahan dasar dapat tercampur atau menyatu dengan homogen. Adapun struktur polimer dari kitosan berbentuk linear yang terdiri dari kopoliemer D-glukosamin (GlcN) dan monomer N-asetilglukosamin (GlcNAc) yang umumnya diperoleh dari proses daasetilasi kitin. Struktur polimer dari kitosan dapat dilihat pada Gambar 10:

**Gambar 10.** Struktur Kimia Kitosan

Berikut adalah karakteristik kitosan yang berasal cangkang udang, dapat dilihat pada Tabel 9:

Tabel 9. Karakteristik Kitosan dari Cangkang Udang

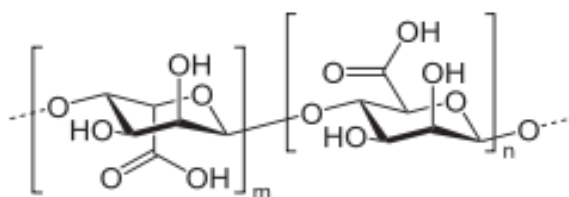
No	Spesifikasi	Hasil Analisis
1.	Warna	Putih Kecoklatan

2.	Bau	Tidak berbau
3.	Bentuk	Serpihan/Serbuk
4.	Kadar air (%)	12,29
5.	Kadar abu (%)	0,99
6.	Total Lemak (%)	3,13
7.	Total nitrogen (%)	2,20
8.	Karbohidrat (%)	81,39
9.	Viskositas (cPs)	1.713,04
10.	Derajat destilasi	98,65

(Sumber: (Cahyono, 2018))

2. Alginat

Alginat merupakan polimer alam yang memiliki struktur berpori terbuka dan terkoneksi, bersifat biokompatibel dan biodegradebel. Alginat digunakan untuk membuat permukaan substrat menjadi fleksibel. Alginat memiliki rumus $[C_6H_8O_6]_n$ yang terdiri dari asam D-mannoronat dan L-guluronat. Berikut struktur dari alginate dapat dilihat pada Gambar 11:



Gambar 11. Struktur Kimia Alginat

Sifat terpenting yang dimiliki oleh alginate adalah kemampuannya untuk membentuk gel yang bereaksi dengan ion kalsium. Sumber kalsium sendiri dapat berupa kalsium karbonat, kalsium sulfat, kalsium klorida, kalsium fosfat dan kalsium tetrat. Selain itu, alginat juga memiliki kemampuan sebagai pengental atau pengikat air, penstabil dan sebagai bahan pembentuk filmstrip. Berikut adalah beberapa pemanfaatan dari alginat dapat dilihat pada Tabel 10:

Tabel 10. Contoh Pemanfaatan Alginat

No	Pemanfaatan Alginat	Contoh
----	---------------------	--------

1	Pembentuk gel	Makanan ternak, pengolahan buah dan sayur, ikan dan daging agar tetap dalam kondisi segar, makanan pencuci mulut, krim roti, dan pupuk cair
2	Pengental	Makanan beku, lapisan gula pada lapisan kertas dan bahan perekat dan pencilup tekstil
3	Pengemulsi	Cat emulsi kasein, disinfektan
4	Penstabil	propilen glikol alginat
5	Pengikat	Keramik
6	Pembentuk filmstrip	Lapisan daging dan ikan, lapisankue dan pembuat kertas

Sifat-sifat spesifik dari alginat tersebut, ditentukan oleh presentase dari setiap unit-unit monomer penyusunnya. Contohnya alginat dengan presentase poli (asam alginat) lebih tinggi akan membentuk gel yang kaku dan lebih rapuh. Alginat dengan presentase poli (asam manuronat) lebih tinggi akan membentuk gel yang elastis. Berikut adalah tabel karakterisasi alginat yang berasal dari alga coklat *Sargassum* Sp. Dapat dilihat pada Tabel 11:

Tabel 11. Karakterisasi Alginat

No	Spesifikasi	Hasil Analisis
1.	Warna	Harus bebas dari selulosa, dan warna udah dipucatkan sehingga warna berubah menjadi terang atau putih
4.	Kadar air (%)	5-20
5.	Kelarutan	Larut dalam air
6.	pH	3,5-10
7.	Ukuran partikel	200 mesh
9.	Viskositas (cPs)	10-5000
10.	Derajat destilasi	98,65

(Sumber: (Ngurah & dkk, 2020))

E. Pengujian Sifat Mekanik

Sifat mekanik merupakan sifat yang menunjukkan kelayakan dari suatu material ketika diberi beban mekanik. Pengujian sifat mekanik merupakan uji dari suatu material untuk melihat seberapa layak atau kelakuan dari material uji ketika diberi tekanan atau beban mekanik, pengujian ini juga merupakan pengujian yang merusak dan tidak merusak

sampel. Sifat mekanik dari suatu material diantaranya adalah kekuatan (*strength*), kekakuan (*stiffness*), kekenyalan (*elasticity*), plastisitas (*plasticity*), keuletan (*ductility*), ketangguhan (*toughness*), kegetasan (*brittleness*), kelelahan (*fatigue*), melar (*creep*) dan kekerasan (*hardness*).

1. Kekuatan (*strength*)

Kekuatan merupakan kemampuan dari suatu material untuk menerima tanpa menyebabkan material patah. Berdasarkan jenis beban yang bekerja padanya, kekuatan dibagi dalam beberapa macam yaitu kekuatan tekan, kekuatan geser, kekuatan torsi dan kekuatan lengkung.

2. Kekakuan (*stiffness*)

Kekakuan adalah kemampuan suatu material untuk dapat menerima beban tanpa mengakibatkan terjadinya deformasi.

3. Kekenyalan (*elasticity*)

Kekakuan ialah kemampuan suatu material untuk menerima tegangan tanpa terjadinya perubahan bentuk yang permanen pada spesimen, sehingga spesimen dapat kembali ke bentuk semula.

4. Plastisitas (*plasticity*)

Plastisitas merupakan kemampuan suatu material untuk mengalami deformasi plastik atau dengan kata lain perubahan bentuk secara permanen tanpa adanya kerusakan. Nilai plastisitas juga menentukan sifat dari material, jika nilai plastisitas tinggi maka material tersebut disebut sebagai material ulet, sedangkan sebaliknya material tersebut disebut sebagai material getas.

5. Keuletan (*ductility*)

Keuletan adalah sifat material yang dapat digambarkan seperti kabel dengan aplikasi kekuatan tarik. Material ini harus kuat dan lentur.

6. Ketangguhan (*toughness*)

Ketangguhan adalah kemampuan dari material untuk dapat menyerap sejumlah energi tanpa mengakibatkan terjadinya kerusakan.

7. Kegetasan (*brittleness*)

Kegetasan merupakan sifat suatu material yang berlawanan dengan sifat keuletan. Kegetasan merupakan sifat kerapuhan atau pecah dari suatu material

8. Kelelahan (*fatigue*)

Kelelahan merupakan kecenderungan dari logam untuk menjadi patah bila menerima beban bolak balik yang besarnya masih jauh di bawah batas kekuatan elastisnya.

9. Melar (*creep*)

Melar merupakan kecenderungan suatu material logam untuk mengalami deformasi plastik.

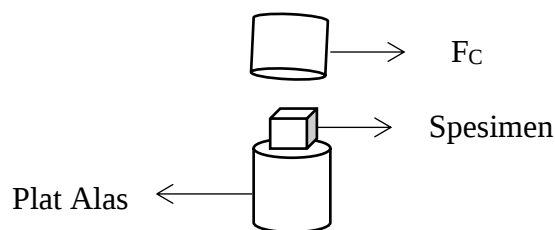
10. Kekerasan (*hardness*)

Kekerasan adalah ketahan suatu material terhadap penekanan atau indentasi/penetrasi. Sifat ini berkaitan dengan sifat tahan aus dengan kata lain ketahanan material terhadap penggoresan ataupun pengikisan.

Berdasarkan macam-macam sifat mekanik dari suatu material di atas pada penelitian ini akan dilakukan pengujian sifat mekanik pada implan tulang yaitu sebagai berikut:

1. Kuat Tekan

Kuat tekan merupakan salah satu parameter yang digunakan untuk mengetahui kekuatan dari suatu material untuk menahan beban atau tekanan (Nadiah, 2021). Kuat tekan juga diartikan sebagai kemampuan suatu material untuk dapat menahan beban atau gaya mekanis sampai terjadinya kerusakan/kegagalan. Pengujian kuat tekan dilakukan pada specimen yang berbentuk balok dengan ukuran 12,7x12,7x25,4mm sesuai standar ASTM D695. Berikut ilustrasi pengujian kuat tekan dapat dilihat pada Gambar 12:



Gambar 12. Ilustrasi Kuat Tekan

Pada pengujian kuat tekan sesuai standar **ASTM D695** dapat diperoleh perhitungan kuat tekan berdasarkan persamaan berikut:

$$\sigma_c = \frac{F_c}{A} \dots\dots\dots(2.1)$$

Keterangan:

σ_c = kuat tekan (Mpa)

F_c = beban retak maksimum spesimen (N)

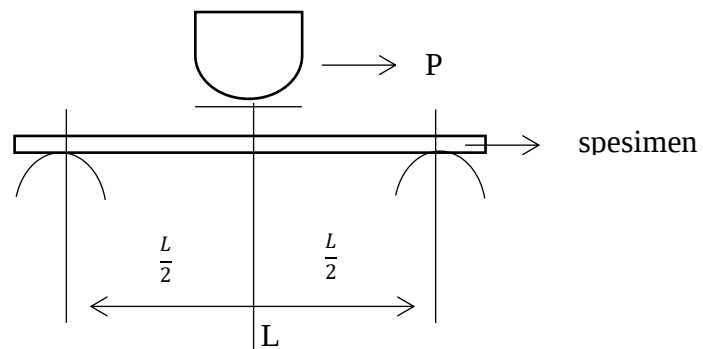
A = luas penampang (mm²)

Nilai kuat tekan pada material digunakan untuk mengetahui kekuatan maksimum spesimen untuk menahan beban hingga spesimen mengalami keretakan dan pecah. Kualitas kuat tekan dari suatu material yang diuji tergantung pada besar kecilnya nilai kuat tekan yang dihasilkan, namun faktor lain juga mempengaruhi seperti tingkat pembakaran, porositas dan bahan dasarnya (Sutapa, 2011).

2. Kuat Lentur

Kuat lentur adalah kemampuan spesimen yang diletakan pada dua perletakan untuk menahan gaya dengan arah tegak lurus sumbu benda uji yang diberikan padanya sampai spesimen patah atau disebut juga penguin kuat lentur dengan metoda *three point bend*. Berdasarkan uji kuat lentur ini dapat diketahui seberapa besar ketahan dan kelayakan suatu sampel atau spesimen ketika mendapatkan tekanan yang besar.

Kuat lentur ini digunakan untuk menunjukkan kekauan dari suatu material ketika menerima beban lengkung. Berikut ilustrasi kuat lentur dapat dilihat pada Gambar 13:



Gambar 13. Ilustrasi Kuat Lentur

Nilai maksimal kuat lentur diperoleh dengan persamaan :

$$\sigma_f = \frac{3PL}{2bd^2} \dots\dots\dots(2.2)$$

Keterangan:

σ_f : kuat lentur (Mpa)

P : beban retak maksimum spesimen (N)

L : panjang tumpuan (mm)

b : lebar spesimen (mm)

d : tebal spesimen (mm)

3. Kekerasan

Kekerasan adalah ukuran ketahanan dari suatu bahan atau material padat terhadap perubahan bentuk permanen sampel ketika diberikan tekanan atau beban. Kekerasan sering kali digunakan untuk memberikan indikasi dari kemampuan suatu bahan untuk melawan suatu goresan. Kekerasan biasanya ditandai dengan ikatan intermolekul yang kuat serta kekerasan juga bergantung terhadap daktilitas, kekakuan elastis, plasitisitas, regangan, kekuatan, viskoelastisitas dan viskositas. Pada penelitian ini akan digunakan *mikrohardness vickers* untuk pengujian kekerasan, seperti pada Gambar 14 berikut:

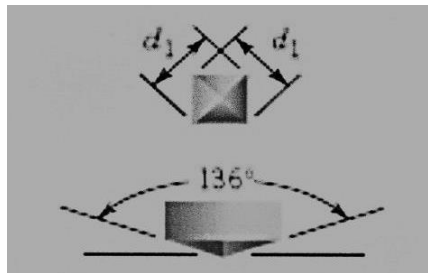


Gambar 14. Alat Uji *Microhardness Vickers*
(Sumber : Dokumentasi pribadi)

Microhardness Vickers adalah salah satu alat pengujian kekerasan yang dapat digunakan untuk mengukur dan menganalisa kekerasan pada material. *Microhardness Tester* merupakan salah satu pengujian dari *hardness tester* yang dapat digunakan untuk mengukur dan menganalisis kekerasan pada material. Umumnya pengujian kekerasan dengan

menggunakan vicker ini biasanya dilakukan untuk mengetahui nilai dari deformasi material dari standar yang telah ditetapkan sebelumnya. *Vicker microhardness tester* ini biasanya digunakan pada sampel yang berukuran kecil dan memiliki struktur yang sangat keras.

Pengujian ini pada umumnya dilakukan dengan metode *vickers* digunakan untuk melakukan pengamatan dan perhitungan pada material serta untuk mengetahui nilai dari deformasi material dari standar yang telah ditetapkan. Adapun jenis indentor pada alat uji *Microhardness Vickers* adalah jenis indentor Knoop. Indentor knoop adalah indentor berupa pyramid dengan dasar bukan bujur sangkar, identitasnya memberikan dua diagonal yang berbeda, panjang dan pendek. Gambar indentor dapat dilihat pada Gambar 15 berikut ini:



Gambar 15. Bentuk indentor *Microhardness Vickers*
(Sumber : Rauf dkk, 2018)

Uji kekerasan menggunakan suatu diamon berbentuk *square-based pyramid* dengan sudut 136° antara permukaan indentor dengan permukaan material, 22° antara sisi indentor dengan permukaan material. Nomor piramida Vicker (HV) dapat ditentukan oleh perbandingan P/A , dengan P adalah tekanan yang di berikan pada diamon, A merupakan luas permukaan area. Penyesuaian satuan HV adalah kekerasan vicker ke dalam satuan SI (Mpa atau Gpa) dapat dilakukan dengan cara, pertama perlu untuk mengubah aplikasi gaya dari kgf menjadi Newton dan luas penampang/area dari mm^2 menjadi m^2 agar memberikan hasil dalam satuan pascal. Prinsip kerja dari alat uji *microhardness vickers* ini adalah dengan menekan ujung penguji ke permukaan benda pada beban dan dalam waktu tertentu. Adapun rumus perhitungannya yaitu:

$$\text{VHN} = \frac{1.8544 \times L}{d^2} \dots\dots\dots (2.3)$$

Keterangan :

VHN :Nilai Kekerasan (Kg/mm^2)

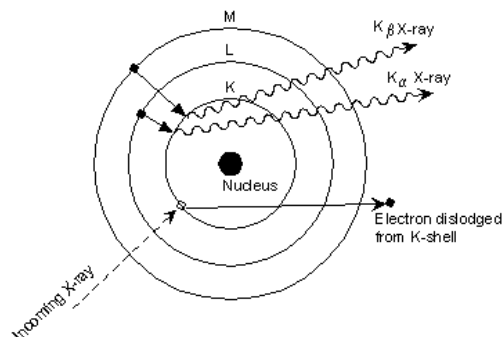
L :Beban indentasi (Kg)

d :Panjang rata-rata diagonal (mm)

F. Karakterisasi menggunakan X-Ray *Fluorescence*

X-Ray *Fluorescence* (XRF) merupakan salah satu alat yang digunakan untuk menguji kandungan dari suatu logam atau senyawa pada suatu material atau sampel. Teknik analisa dengan menggunakan X-Ray *Fluorescence* biasanya lebih cepat, lebih teliti serta tidak merusak bahan. Teknik analisa ini dapat digunakan pada sampel dalam bentuk powder, cair dan pasta (Munasir & dkk, 2012).

Analisa X-Ray *fluorescence* sendiri merupakan salah satu contoh analisa yang didasarkan pada perilaku atom yang terkena sinar radiasi. Interaksi dari atom dengan cahaya dapat menyebabkan berbagai fenomena yang dipengaruhi oleh kuatnya interaksi cahaya yang berinteraksi dengan cahaya yang berenergi lebih tinggi seperti halnya pada Sinar-X, oleh sebab itu dapat menyebabkan tepentalnya elektron yang berada pada tingkat energi paling rendah pada suatu atom. Berdasarkan hal tersebut, atom berada pada keadaan yang tidak stabil sehingga elektron yang berada pada kulit valensi dengan tingkat yang lebih tinggi akan mengisi bagian dari atom yang terpental tadi (bagian kosong). Proses pengisian elektron dari kulit valensi yang tinggi ke kulit paling rendah ini dinamakan dengan deeksitasi. Proses tersebut dapat dilihat pada Gambar 16 berikut:



Gambar 16. Proses deeksitasi
(Sumber: (Setabudi & dkk, 2012))

Proses deeksitasi ini akan disertai dengan pemancaran cahaya energi yang lebih kecil daripada energi yang menyebabkan elektron tereksitasi. Energi yang dipancarkan inilah yang dinamakan dengan radiasi fluoresensi. Radiasi fluoresensi memiliki energi yang khas yang mana tergantung pada elektron yang tereksitasi pada atom penyusun suatu material. Karakteristik dari fluoresensi ini memungkinkan dapat dilakukannya analisa kualitatif untuk mengidentifikasi unsur-unsur yang berbeda. Sedangkan analisa kuantitatif dapat digunakan untuk menentukan konsentrasi dari unsur yang dianalisis yaitu ditentukan berdasarkan intensitas dari radiasi fluoresensi yang dipancarkan.

Kelebihan dari *X-ray Fluorescence* (XRF) yaitu sampel yang akan dianalisa tidak perlu dirusak, kemudian hasil dari analisa memiliki keakuratan yang tinggi, menentukan unsur didalam material tanpa standar, dapat menentukan kandungan material dalam bahan biologi maupun dalam tubuh secara langsung. Namun alat ini juga memiliki kelemahan yang mana tidak dapat menentukan serta menganalisis atom dengan nomor di bawah 10, tidak dapat mengetahui senyawa apa yang dibentuk oleh unsur-unsur yang terkandung dalam material, serta tidak dapat menentukan struktur dari atom yang membentuk material.

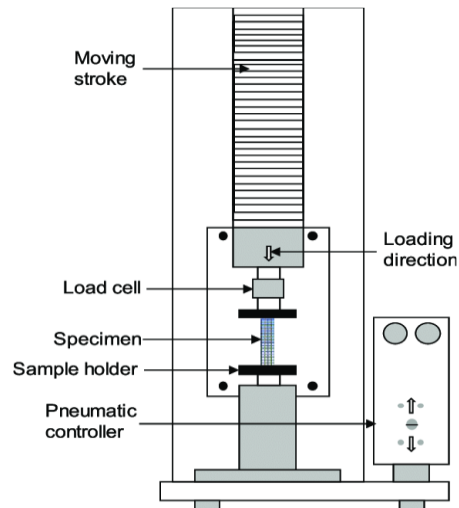
G. Universal Testing Machine

Universal Testing Machine (UTM) merupakan alat pengujian yang digunakan untuk menguji tegangan tarik (*tensile test*), uji tekan (*compression test*) dan uji lengkung/lentur (*bending test*) suatu spesimen supaya dapat diketahui karakteristik atau seberapa kuat suatu spesimen tersebut. Alat ini biasanya digunakan dalam berbagai bidang industri seperti logam, otomotif, plastik, karet, komposit, bahan perekat dan lainnya. Berikut adalah prinsip kerja dari *Universal Testing Machine*:

1. Uji Tekan (*Compression Test*)

Pada metoda ini digunakan material yang memiliki volume yang tebal. Material atau benda uji tersebut diletakkan pada bagian *lower plate* yang terdapat pada mesin, kemudian UTM akan memberi gaya tekan pada material tersebut. Setelah material ditekan, parameter data

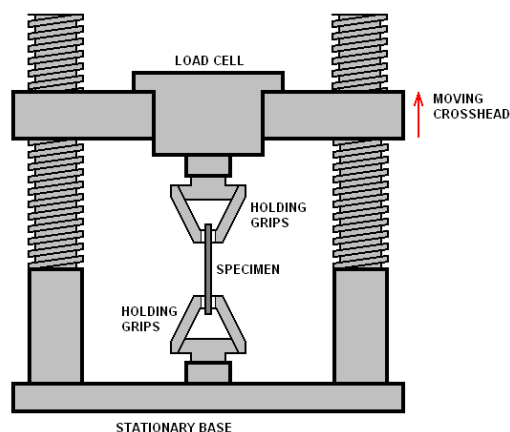
pada monitor akan terbaca atau akan ditampilkan. Hasil dari proses pengujian tersebut dapat dibandingkan antara material sebelum diuji dan sesudah diuji. Berikut ini adalah gambar pengujian kuat tekan menggunakan UTM, dapat dilihat pada Gambar 17:



Gambar 17. Set up pengujian kuat tekan

2. Uji Tarik

Material yang digunakan untuk uji Tarik adalah material yang mempunyai ukuran yang panjang. Cara pengujiannya dengan UTM adalah meletakkan material uji tepat pada bagian atas UTM, tepatnya di bawah *top plate*. Kemudian material uji tersebut dikunci dengan cara memutar bagian *handwheel* hingga dapat dipastikan bahwa kunci tadi tidak terlepas seperti Gambar 18 berikut:



Gambar 18. Set up Pengujian kuat Tarik

Setelah itu nyalakan mesin UTM. Pada prinsip kerjanya mesin UTM ini akan menarik material yang di uji sampai material tersebut

putus. Setelah itu, parameter akan menampilkan nilai atau data maksimal dari kekuatan material tersebut ketika ditarik.

3. Uji lentur (*bending test*)

Uji lentur/bending merupakan suatu proses pengujian material dengan cara ditekan untuk mendapatkan hasil berupa data tentang kekuatan lengkung suatu material yang diuji. Proses pengujian lentur ini dapat dilihat pada lampiran 2. Berikut merupakan set up dari pengujian kuat lentur dapat dilihat pada Gambar 19:



Gambar 19. Pengujian kuat lentur
(Sumber: Dokumentasi pribadi)

H. Penelitian Relevan

Pada penelitian (Bustam & dkk, 2012) mengenai pengaruh suhu pemanasan bahan tulang tiruan terhadap kuat tekan, dilakukan penelitian variasi suhu terhadap kuat tekan bahan tulang tiruan menggunakan *Universal Testing Mechine*. Bahan yang digunakan dalam penelitian ini yaitu karbonat apatit, alginat dan kitosan dengan perbandingan 1:2:1 dan dipanaskan dengan varisasi suhu masing-masing yaitu 100° C, 125° C dan 150° C selama 2 jam. Sebelum bahan dasar dicampur dilakukan pengujian XRF terlebih dahulu untuk menganalisis kandungan dari bahan. Setelah itu ketiga bahan dihomogenisasi dengan perbandingan 1:2:1, kemudian dicetak dan dikeringkan pada suhu ruang selama 24 jam dan diteruskan dengan pemanasan menggunakan *furnace* dengan variasi suhu yang telah ditentukan sebelumnya. Hasil dari penelitian ini diperoleh kuat tekan sampel pada suhu 125° C sudah memenuhi syarat standar kuat tekan tulang *cancellous* yaitu 2.938 Mpa.

Selanjutnya pada penelitian (Annur & Kaelani, 2015) telah dilakukan pengujian lentur biomaterial hidroksiapatit dari tulang sapi sebagai prosthesis sendi rahang (TMJ) pada manusia, yang mana pada penelitian ini tulang sapi dijadikan sumber kalsium untuk pembuatan hidroksiapatit. Hidroksiapatit dibuat dengan cara merebus tulang sapi, yang kemudian dibersihkan dan selanjutnya dikalsinasi pada temperatur 900° C selama 2 jam, kemudian hasil kalsinasi dihaluskan dan diperoleh serbuk hidroksiapatit. Setelah itu, serbuk hidroksiapatit dicampurkan dengan resin *unsaturated polyester* berdasarkan fraksi volume. Setelah itu sampel dicetak dan diuji kuat lentur menggunakan standar pengujian ASTM D790 dengan variasi hidroksiapatit 40%, 50%, 60%, dan 70%. Hasil yang diperoleh pada penelitian ini yaitu kuat lentur atau beban maksimal yang mampu diterima oleh spesimen yaitu 31.2523 Mpa, sehingga dapat diaplikasikan pada tulang *cancellous*.

Selanjutnya penelitian yang dilakukan oleh (Mustaqim, 2017), mengenai analisa kuat tekan dan kekerasan material biokomposit hidroksiapatit tulang sapi, *shellac* dan tapioca. Pembuatan hidroksiapatit dimulai dengan proses crushing tulang sapi hingga menjadi serbuk, kemudian serbuk tersebut direndam dalam larutan *shellac* kemudian didiamkan sampai kering. Kemudian dilanjutkan dengan proses homogenisasi dengan tapioca yang telah dipanaskan pada suhu 300°C. Kemudian serbuk yang telah di homogenisasi di kompaksi membentuk tablet. Tablet kemudian di sintering supaya didapatkan dalam bentuk yang berporus kemudian di uji kuat tekan dan kekerasannya diperoleh nilai kuat tekan dan kekerasan sebesar 0,022 MPa dan 5,48 HVN.

Penelitian yang dilakukan oleh (Yanti & Gandi, 2020) telah membuktikan mengenai pengaruh waktu kalsinasi terhadap Sifat fisika-kimia hidroksiapatit dari cangkang lokan yang mana hasil penelitiannya telah berhasil mensintesis hidroksiapatit dari cangkang lokan dengan waktu kalsinasi 180 menit dengan suhu 900°, hasil penelitiannya dibuktikan dengan hasil analisa XRD yang menunjukkan munculnya puncak khas hidroksiapatit pada $2\theta = 31,7$ serta hasil sintesis nya juga

diperkuat dengan hasil analisa FTIR yang menunjukkan adanya gugus OH⁻ dan PO₄³⁺.

Penelitian dengan tema serupa juga dilakukan oleh (Indriani, 2013) tentang upaya meningkatkan kuat tekan komposit HA-Kitosan sebagai kandidat aplikasi implan tulang, yang mana telah disintesis HA-Kitosan dengan variasi komposisi kitosan sebesar 0%, 15%, 20%, 22.5% dan 25% untuk mengetahui kelayakan sampel dilakukan uji MTT assay. Hasil penelitian menunjukkan bahwa sampel dengan komposisi kitosan 20% menghasilkan tekanan kompaksi sebesar 679.41 Mpa dan menghasilkan kuat tekan sebesar 10.5914 Mpa. Komposisi ini berpotensi juga untuk aplikasi implan tulang pada tulang *cancellous*.

BAB V PENUTUP

A. Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, didapatkan kesimpulan yaitu:

1. Hidroksiapatit dari cangkang lokan telah berhasil dibentuk dibuktikan dengan hasil karakterisasi menggunakan XRF yang mana diperoleh rasio Ca dan P sebesar 1.8, serta diperkuat dengan karakterisasi menggunakan XRD yang hasilnya mirip dengan standar JCPDS dan FTIR yang menunjukkan adanya gugus PO_4^{3-} dan OH.
2. Pengaruh penambahan hidroksiapatit terhadap kuat tekan sampel implan tulang ialah semakin tinggi komposisi penambahan hidroksiapatit maka semakin tinggi nilai kuat tekannya. Nilai kuat tekan tertinggi diperoleh pada komposisi 2,5gram yaitu 12,4 MPa.
3. Pengaruh penambahan hidroksiapatit terhadap kuat lentur sampel implan tulang ialah semakin tinggi komposisi penambahan hidroksiapatit nilai kuat lenturnya menurun. Penurunan mencapai 32,5 MPa
4. Pengaruh penambahan hidroksiapatit terhadap kekerasan sampel implan tulang ialah semakin tinggi komposisi penambahan hidroksiapatit maka semakin tinggi nilai kekerasan. Nilai kekerasan tertinggi pada komposisi 2,5gram yaitu 5,53 Kg/mm².
5. Secara keseluruhan dari hasil pengujian kuat tekan dan kuat lentur, sampel implan tulang yang telah dihasilkan telah dapat diaplikasikan pada tulang *cancellous*. Hasil pengujian kekerasan yang dihasilkan telah dapat diaplikasikan sebagai implan tulang kortikal.

B. Saran

Berdasarkan hasil penelitian yang telah dilakukan, maka diberikan saran sebagai berikut:

1. Penambahan serbuk hidroksiapatit meningkatkan kuat tekan dan kekerasan sampel implan tulang, namun untuk kuat lentur terjadi penurunan, untuk itu perlu dikembangkan penelitian sejenis dengan

2. bahan tambahan atau dengan cara pembuatan sampel yang lebih baik lagi.
3. Perlu dilakukan pengecekan komposisi bahan untuk membuat sampel agar mendapatkan kualitas sampel implan tulang yang sempurna atau sesuai dengan standar
4. Pada penelitian selanjutnya, untuk dapat dilakukan pengkajian lebih dalam mengenai hidroksiapatit agar pengaplikasiannya tidak hanya pada tulang *cancellous* saja melainkan juga dapat diaplikasikan pada tulang keras/kortikal.