

No. Dok: 5687

Copy : 1

D
610-28
Rud
S

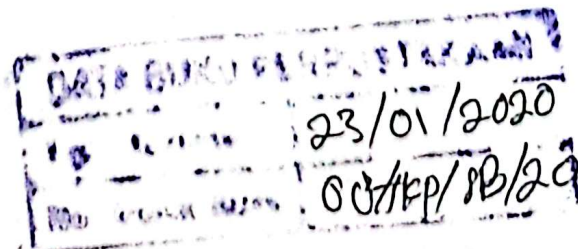
**LAPORAN TUGAS AKHIR PENELITIAN
SINTESIS DAN KARAKTERISASI KOMPOSIT
HDIROKSIAPATIT-KITOSAN**



OLEH:

RUDIATNO (1513054)
SUKMA HUDHORI (1513058)

**PROGRAM STUDI TEKNIK KIMIA POLIMER
POLITEKNIK STMI JAKARTA
KEMENTERIAN PERINDUSTRIAN R.I
JAKARTA
2017**



POLITEKNIK STMI JAKARTA
KEMENTERIAN PERINDUSTRIAN REPUBLIK INDONESIA
LEMBAR PENGESAHAN TIM PENGUJI SIDANG

JUDUL LAPORAN TUGAS AKHIR

SINTESIS DAN KARAKTERISASI KOMPOSIT HIDROKSIAPATIT-KITOSAN
DISUSUN OLEH:

NAMA : RUDIATNO
SUKMA HUDHORI

NIM : 1513054
1513058

PROGRAM STUDI : TEKNIK KIMIA POLIMER

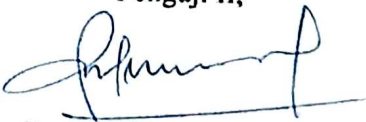
Telah diuji oleh Tim Penguji Sidang Tugas Akhir Program Studi Teknik Kimia Polimer
pada Politeknik STMI Jakarta pada 15 November 2017.

Jakarta, 24 November 2017

Penguji I,


Sakri Widhianto, S.Teks, MM.
NIP. 195303171978031001

Penguji II,


Ir. Parullan Leonard M., MM.
NIP. 195702141985031002

Penguji III,


Dr. Erfing Oktarlani, ST., MT.
NIP. 198210012014022001

Pembimbing,


Ir. Roosmariharso, MBA
NIP. 195405231980031004

POLITEKNIK STMI JAKARTA
KEMENTERIAN PERINDUSTRIAN R.I

LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING

JUDUL PENELITIAN

**SINTESIS DAN KARAKTERISASI KOMPOSIT HIDROKSIAPATIT-
KITOSAN**

DISUSUN OLEH :
NAMA : 1. RUDIATNO
2. SUKMA HUDHORI
NIM : 1. 1513054
2. 1513058
PROGRAM STUDI : TEKNIK KIMIA POLIMER

Telah diperiksa dan disetujui sebagai salah satu syarat penyelesaian akademik
Program Studi Teknik Kimia Polimer pada Politeknik STMI Jakarta.

Jakarta, 11 Agustus 2017

Dosen Pembimbing 1



Ir. Roosmariharso, MBA
NIP. 195405231980031004

Dosen Pembimbing 2



Ir. Rochmi Widjajanti, M.Eng
NIP. 090015198

Menyetujui,

Ketua Program Studi
Teknik Kimia Polimer



Ir. Roosmariharso, MBA
NIP. 195405231980031004

LEMBAR PENGESAHAN PEMBIMBING PENELITIAN

JUDUL PENELITIAN


SINTESIS DAN KARAKTERISASI KOMPOSIT HIDROKSIAPATIT-
KITOSAN

DISUSUN OLEH :
NAMA : 1. RUDIATNO
2. SUKMA HUDHORI
NIM : 1. 1513054
2. 1513058
PROGRAM STUDI : TEKNIK KIMIA POLIMER

Jakarta, 11 Agustus 2017

Telah diperiksa dan disetujui oleh :

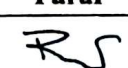





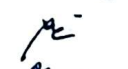
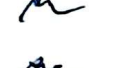
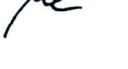
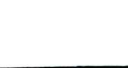
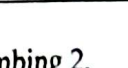
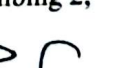

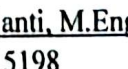
Pembimbing


Yessy Warastuti, M.Si

NIP. 197903292003122002

LEMBAR BIMBINGAN PENYUSUNAN TUGAS AKHIR PENELITIAN

Nama : Rudiantno / Sukma Hudhori
NIM : 1513054 / 1513058
Judul TA Penelitian : Sintesis dan Karakterisasi Komposit Hidroksiapatit-
Kitosan
Pembimbing : Ir. Roosmariharso, MBA & Ir. Rochmi Widjajanti, M.Eng

Tanggal	BAB	Keterangan	Paraf
9-06-2017	BAB I	Tujuan Penelitian	
22-06-2017	BAB II	Tinjauan Pustaka	
19-07-2017	BAB I & II	ket. gambar dan penulisan bahasa asing	
20-07-2017	BAB III	Tinjauan Pustaka	
24-07-2017	BAB I & II	Acc bab I & bab II	
25-07-2017	BAB III	Revisi diagram alir proses	
25-07-2017	BAB III	Acc bab III	
25-07-2017	BAB IV & V	Revisi Penulisan	
25-07-2017	BAB IV & V	Acc bab IV dan bab V	
25-07-2017	Abstrak	Revisi penulisan isi abstrak	
25-07-2017	Abstrak	Acc Abstrak.	
27-07-2017	Abstrak - bab V	Tujuan penelitian, penulisan sumber, variabel dan kesimpulan	
3-08-2017	BAB IV	Perbaikan simbol titik grafik.	
10-08-2017	PPT	Font diperbesar, beri nomor di macam-macam metode, tambahkan nama sampel di grafik uji tekan dan kesimpulan ditambahkan.	

Menyetujui,

Dosen Pembimbing 1,

Dosen Pembimbing 2,



Ir. Roosmariharso, MBA
NIP. 195405231980031004

Ir. Rochmi Widjajanti, M.Eng
NIP. 090015198

Mengetahui,
Ketua Program Studi
Teknik Kimia Polimer



Ir. Roosmariharso, MBA
NIP. 195405231980031004



nomor : 004 /SJ-IND.7.2/IX/2016
inspirasi :
sifat : Permohonan Penelitian

Jakarta, 05 September 2016

Kepada
Yth. Bapak/Ibu Pimpinan
Pusat Afiliasi Teknologi Isotop dan Radiasi
Badan Tenaga Nuklir Nasional
Jl. Lebak Bulus Raya No.49 Pasar Jumat,
Jakarta Selatan

Dalam rangka menambah wawasan dan mengaplikasikan teori yang didapat Mahasiswa/i di Politeknik STMI Jakarta, Kementerian Perindustrian RI, dengan ini memohon bantuan Bapak/Ibu agar bersedia menerima mereka yang namanya tersebut di bawah ini untuk melakukan Penelitian di Perusahaan/Instansi yang Bapak/Ibu pimpin selama kurang lebih 2(dua) bulan.

Adapun nama mahasiswa/i yang akan melakukan Penelitian adalah:

No.	Nama	NIM	Kompetensi yang diharapkan
1.	Rudiatno	1513054	Proses Produksi

Dalam pelaksanaannya kami mengharapkan bantuan bimbingan Bapak/Ibu agar mahasiswa/i kami dapat melakukannya dengan baik. Untuk selanjutnya kompetensi yang diperoleh dari hasil bimbingan Bapak/Ibu akan dipresentasikan dan mudah-mudahan dapat bermanfaat bagi perusahaan

Demikian atas bantuan dan kerjasama Bapak/Ibu, kami ucapkan terima kasih.

Pembantu Direktur I Bidang Akademik,



Dr. Ridzky Kramanandita, S.Kom, MT

NIP: 19740302 200212 1 001

ibusan:
irektur STMI;
a Prodi TKP;
lahasiswa yang bersangkutan;
ertinggal



nomor : 105 /SJ-IND.7.2/X/2016
ampiran :
perihal : Permohonan Penelitian

Jakarta, 05 Oktober 2016

Kepada
Yth. Bapak/Ibu Pimpinan
Pusat Afiliasi Teknologi Isotop dan Radiasi
Badan Tenaga Nuklir Nasional
Jl. Lebak Bulus Raya No.49 Pasar Jumat,
Jakarta Selatan

Dalam rangka menambah wawasan dan mengaplikasikan teori yang didapat Mahasiswa/i di Politeknik STMI Jakarta, Kementerian Perindustrian RI, dengan ini memohon bantuan Bapak/Ibu agar bersedia menerima mereka yang namanya tersebut di bawah ini untuk melakukan Penelitian di Perusahaan/Instansi yang Bapak/Ibu pimpin selama kurang lebih 2(dua) bulan.

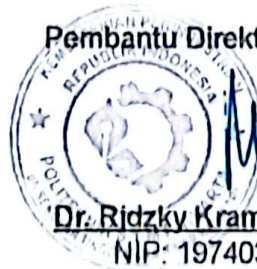
Adapun nama mahasiswa/i yang akan melakukan Penelitian adalah:

No.	Nama	NIM	Kompetensi yang diharapkan
1.	Sukma Hudhori	1513058	Proses Produksi

Dalam pelaksanaannya kami mengharapkan bantuan bimbingan Bapak/Ibu agar mahasiswa/i kami dapat melakukannya dengan baik. Untuk selanjutnya kompetensi yang diperoleh dari hasil bimbingan Bapak/Ibu akan dipresentasikan dan mudah-mudahan dapat bermanfaat bagi perusahaan

Demikian atas bantuan dan kerjasama Bapak/Ibu, kami ucapkan terima kasih.

Pembantu Direktur I Bidang Akademik,



Dr. Ridzky Kramanandita, S.Kom., MT

NIP: 19740302 200212 1 001

busan:
Direktur STMI;
Ka Prodi TKP;
Mahasiswa yang bersangkutan;
Pertinggal



BADAN TENAGA NUKLIR NASIONAL PUSAT APLIKASI ISOTOP DAN RADIASI

Jalan Lebak Bulus Raya No. 49, Jakarta 12440, Indonesia

Telp : +62-21-7690709 Fax : +62-21-7691607

Home page: www.batan.go.id/pair, E-mail: pair@batan.go.id

Nomor : B-3415/BATAN/AIR 1.1/HM 03/12/2016
Lampiran : 1 (satu) lembar
Hal : Izin Penelitian Tugas Akhir

29 Desember 2016

Yth.
Pembantu Direktur I Bidang Akademik
Politeknik STMI Jakarta
Jln. Letjen Suprpto No. 26
Cempaka Putih
Jakarta 10510

Berkenaan dengan surat Saudara Nomor : 504/SJ-IND.7.2/IX/2016 tanggal 05 September 2016 dan nomor: 505/SJ-IND.7.2/X/2016 tanggal 05 Oktober 2016 hal tersebut pada pokok surat, dengan ini kami beritahukan bahwa kami dapat menerima mahasiswa Politeknik STMI Jakarta untuk melakukan Penelitian Tugas Akhir di Pusat Aplikasi Isotop dan Radiasi (PAIR)-BATAN, atas nama :

No.	Nama/NIM	Judul Penelitian/Skripsi	Pembimbing
1.	Rudiatno 1513054	Sintesis dan karaktersasi komposit hidroksiapatit-kitosan	Yessy Warastuti, M.Si.
2.	Sukma Hudhori 1513058	Sintesis dan karaktersasi komposit hidroksiapatit-kitosan	Yessy Warastuti, M.Si.

untuk melakukan Penelitian Tugas Akhir di Pusat Aplikasi Isotop dan Radiasi - BATAN selama 3 (tiga) bulan terhitung mulai tanggal 01 Februari sampai dengan 28 April 2017, dan hasil penelitian dari kegiatan tersebut sepenuhnya menjadi Hak Kekayaan Intelektual PAIR.

Perlu kami informasikan bahwa Pusat Aplikasi Isotop dan Radiasi-BATAN tidak menyediakan akomodasi dan transportasi. Terlampir kami sampaikan ketentuan bagi mahasiswa/siswa praktek, untuk disampaikan kepada yang bersangkutan.

Atas perhatian Saudara, kami ucapkan terima kasih.

Plh. Kepala



Dr. Sugiharto, M.T.

NIP. 19620705 198510 1 002

LEMBAR PERNYATAAN KEASLIAN PENELITIAN

Kami Mahasiswa Program Studi Teknik Kimia Polimer, Politeknik STMI Jakarta,
Kementerian Perindustrian Republik Indonesia :

Nama : Rudiantno
NIM : 1513054
Program Studi : Teknik Kimia Polimer

Dengan ini menyatakan bahwa hasil karya Tugas Akhir Penelitian yang kami buat dengan judul :

SINTESIS DAN KARAKTERISASI KOMPOSIT HIDROKSIAPATIT-KITOSAN

- Dibuat dan diselesaikan sendiri dengan menggunakan literature hasil kuliah, survei lapangan, bimbingan dengan dosen pembimbing dan pembimbing penelitian, melalui tanya jawab maupun asistensi serta buku-buku jurnal acuan yang tertera dalam referensi pada karya tulis Tugas Akhir Penelitian ini.
- Bukan merupakan duplikasi yang sudah dipublikasikan atau yang pernah dipakai untuk mendapatkan gelar sarjana di Universitas/Perguruan Tinggi lain, kecuali pada bagian-bagian tertentu digunakan referensi pendukung untuk melengkapi informasi dan sumber informasi dengan dicantumkan melalui referensi yang semestinya
- Bukan merupakan karya tulis terjemahan dari kumpulan buku atau jurnal acuan yang tertera dalam referensi pada karya Tugas Akhir Penelitian kami.

Jika terbukti kami tidak memenuhi apa yang telah kami nyatakan seperti apa yang diatas, maka karya Tugas Akhir Penelitian kami ini dibatalkan.

Jakarta, 11 Agustus 2017



Rudiantno

LEMBAR PERNYATAAN KEASLIAN PENELITIAN

Kami Mahasiswa Program Studi Teknik Kimia Polimer, Politeknik STMI Jakarta,
Kementerian Perindustrian Republik Indonesia :

Nama : Sukma Hudhori

NIM : 1513058

Program Studi : Teknik Kimia Polimer

Dengan ini menyatakan bahwa hasil karya Tugas Akhir Penelitian yang kami buat dengan judul :

SINTESIS DAN KARAKTERISASI KOMPOSIT HIDROKSIAPATIT-KITOSAN

- Dibuat dan diselesaikan sendiri dengan menggunakan literature hasil kuliah, survei lapangan, bimbingan dengan dosen pembimbing dan pembimbing penelitian, melalui tanya jawab maupun asistensi serta buku-buku jurnal acuan yang tertera dalam referensi pada karya tulis Tugas Akhir Penelitian ini.
- Bukan merupakan duplikasi yang sudah dipublikasikan atau yang pernah dipakai untuk mendapatkan gelar sarjana di Universitas/Perguruan Tinggi lain, kecuali pada bagian-bagian tertentu digunakan referensi pendukung untuk melengkapi informasi dan sumber informasi dengan dicantumkan melalui referensi yang semestinya
- Bukan merupakan karya tulis terjemahan dari kumpulan buku atau jurnal acuan yang tertera dalam referensi pada karya Tugas Akhir Penelitian kami.

Jika terbukti kami tidak memenuhi apa yang telah kami nyatakan seperti apa yang diatas, maka karya Tugas Akhir Penelitian kami ini dibatalkan.

Jakarta, 11 Agustus 2017



KATA PENGANTAR

Puji syukur kami panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa, karena atas berkat dan rahmat-Nya, saya dapat menyelesaikan Laporan Tugas Akhir Penelitian ini. Penulisan Laporan Tugas Akhir Penelitian ini dilakukan diajukan sebagai salah satu syarat penyelesaian akademik Program Studi Teknik Kimia Polimer pada Politeknik STMI Jakarta Kementerian Perindustrian RI.

Kami menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan sampai pada penyusunan Laporan Tugas Akhir Penelitian ini, sangatlah sulit bagi kami untuk menyelesaikan Laporan Tugas Akhir Penelitian ini. Oleh karena itu, kami mengucapkan terima kasih kepada:

1. Dr. Mustofa, ST, MT, selaku Direktur Politeknik STMI Jakarta Kementerian Perindustrian RI
2. Ir. Roosmariharso, MBA selaku Ketua Program Studi Teknik Kimia Polimer Politeknik STMI Jakarta Kementerian Perindustrian R.I sekaligus dosen pembimbing 1 yang telah menyediakan waktu, tenaga, dan pikiran untuk mengarahkan saya dalam penyusunan skripsi ini;
3. Ir. Rochmi Widjajanti, M.Eng, selaku dosen pembimbing 2 yang telah menyediakan waktu, tenaga, dan pikiran untuk mengarahkan saya dalam penyusunan skripsi ini;
4. Ibu Yessy Warastuti, selaku pembimbing di PAIR-BATAN Pasar Jum'at, Lebak Bulus, Jakarta Selatan dalam penelitian/riset ini;
5. Bapak Fahmi Huda, selaku operator uji kuat tekan di Laboratorium Teknologi Biomedis Universitas Indonesia.
6. Ibu Afifah, selaku operator uji SEM di Pusat Laboratorium Forensik Mabes Polri.
7. Orang tua dan keluarga saya yang telah memberikan bantuan dukungan material dan moral; dan
8. Sahabat yang telah banyak membantu saya dalam menyelesaikan Laporan Tugas Akhir Penelitian ini.

Akhir kata, kami berharap Tuhan Yang Maha Esa berkenan membalas segala kebaikan semua pihak yang telah membantu. Semoga Laporan Tugas Akhir Penelitian ini membawa manfaat bagi pengembangan ilmu.

Jakarta, Agustus 2017

Penulis

ABSTRAK

Kebutuhan implan tulang semakin meningkat sehingga perlu dilakukan pengembangan biomaterial. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh komposisi massa tulang korteks sapi dan konsentrasi kitosan yang dibuat dari tulang korteks sapi dan konsentrasi kitosan terhadap kualitas komposit hidroksiapatit-kitosan yang sudah disterilisasi dengan iradiasi sinar gamma pada dosis 15 kGy dan 25 kGy. Dalam penelitian ini dilakukan sintesis hidroksiapatit-kitosan dengan hidroksiapatit sebagai matriks dan kitosan sebagai *filler*. Sintesis komposit hidroksiapatit-kitosan dilakukan dengan metode pencampuran sederhana dengan variasi massa tulang korteks sapi dan konsentrasi kitosan. Variasi yang dibuat adalah 20 g tulang korteks sapi : 1% konsentrasi kitosan, 20 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan, 20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan, 10 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan, 30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan dan 40 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan. Karakterisasi untuk mengetahui sifat makroskopik dan mikroskopik dilakukan dengan uji kuat tekan, FTIR dan SEM. Hasil penelitian menunjukkan bahwa variasi komposisi massa tulang korteks sapi dan konsentrasi kitosan mempengaruhi kualitas mutu komposit hidroksiapatit-kitosan yang mengakibatkan perubahan kekuatan tekan dimana menghasilkan nilai kekuatan tekan tertinggi pada sampel A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) dengan dosis iradiasi 15 kGy sebesar $1,22 \pm 0,00258$ MPa dan nilai pori kisaran 1,228 - 11,62 μm . Semakin tinggi dosis iradiasi yang digunakan, nilai kuat tekan yang dihasilkan mengalami kenaikan dan penurunan.

Kata kunci: Dosis iradiasi, FTIR, hidroksiapatit, iradiasi sinar gamma, kitosan, komposit hidroksiapatit-kitosan, kuat tekan, SEM, tulang korteks sapi.

ABSTRACT

The need bone implant is increasing every year, it is necessary to develop biomaterials. This study aimed to determine the effect composition composite hydroxyapatite-chitosan which is made from bovine cortical bone and chitosan concentration on the quality composite hydroxyapatite-chitosan which has been sterilized by gamma x-ray irradiation at doses 15 kGy and 25 kGy. In this research hydroxyapatite-chitosan synthesis was performed with hydroxyapatite as matrix and chitosan as filler. Synthesis composite hydroxyapatite-chitosan was performed with simple mixing method with cortical bone mass variation and chitosan concentration. Variation made is 20 g bovine cortical bone : 1% chitosan concentration, 20 g bovine cortical bone : 2% chitosan concentration, 20 g bovine cortical bone : 3% chitosan concentration, 10 g bovine cortical bone : 2% chitosan concentration, 30 g bovine cortical bone : 2% chitosan concentration and 40 g bovine cortical bone : 2% chitosan concentration. Characterization to determine the macroscopic and microscopic properties performed with compressive strength test, FTIR and SEM. The result showed that the variation of bone cortical mass composition and chitosan concentration influenced the quality of hydroxyapatite-chitosan composite which resulted in changes compressive strength which resulted in the highest compressive strength value in the sample composition 30 g bovine cortical bone : 2% chitosan concentration which resulting in compressive strength of $(1,22 \pm 0,00258)$ MPa and the pore size in range 1,228 – 11.62 μm . The higher the dose of irradiation used, the resulting compressive strength value increase and decrease.

Keywords: Bovine cortical bone, chitosan, composite hydroxyapatite-chitosan, compressive strength, doses irradiation, FTIR, hidroxyapatite, irradiation x-ray gamma, SEM.

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	
LEMBAR PENGESAHAN DOSEN PEMBIMBING	
LEMBAR PENGESAHAN PEMBIMBING PENELITIAN	
LEMBAR BIMBINGAN PENYUSUNAN LAPORAN TUGAS AKHIR	
LEMBAR PERNYATAAN KEASLIAN PENELITIAN	
HALAMAN SURAT PENGAJUAN TUGAS AKHIR PENELITIAN	
HALAMAN SURAT KETERANGAN DITERIMA PENELITIAN	
PENELITIAN	
KATA PENGANTAR	i
ABSTRAK	iii
DAFTAR ISI	v
DAFTAR GAMBAR	vii
DAFTAR TABEL	ix
DAFTAR LAMPIRAN	x
BAB I. PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Batasan Masalah	4
1.4 Tujuan Penelitian	5
1.5 Manfaat Penelitian	5
1.6 Sistematika Penelitian	5
BAB II. TINJAUAN PUSTAKA	7
2.1 Tulang Sapi	7
2.2 Hidroksiapatit	10
2.3 Metode Hidroksiapatit dari Tulang Sapi	14
2.4 Kitosan	15
2.5 Komposit Hidroksiapatit-Kitosan	16
2.6 Iradiasi Sinar Gamma	18

2.7	<i>Fourier Transform Infra Red (FTIR)</i>	20
2.8	Analisa Sifat Mekanik.....	21
2.9	<i>Scanning Electron Microscope (SEM)</i>	22
BAB III.	METODE PENELITIAN.....	25
3.1	Waktu dan Tempat Penelitian	25
3.2	Alat dan Bahan.....	25
3.3	Variabel Penelitian	26
3.4	Prosedur Penelitian.....	27
3.5	Tahap Penelitian Komposit Hidroksiapatit-Kitosan	28
3.6	Karakterisasi Sampel.....	30
BAB IV.	HASIL DAN PEMBAHASAN.....	32
4.1	Karakterisasi <i>Fourier Transform Infra Red (FTIR)</i>	32
4.2	Analisa Uji Kuat Tekan (<i>Compressive Strength</i>).....	39
4.3	Analisa <i>Scanning Electron Microscope (SEM)</i>	46
BAB V.	KESIMPULAN DAN SARAN.....	50
5.1	Kesimpulan.....	50
5.2	Saran.....	50
	DAFTAR PUSTAKA	51

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1	Anatomi Kerangka Tulang Sapi	8
Gambar 2.2	Tulang Paha Sapi Bagian Korteks dari Rumah Pemotongan Hewan.....	9
Gambar 2.3	Tulang Paha Sapi Bagian Korteks yang Sudah di Potong.....	9
Gambar 2.4	Tulang Paha Sapi Bagian Kancellus yang Sudah di Potong.....	10
Gambar 2.5	Struktur Kimia Hidroksiapatit	12
Gambar 2.6	Struktur Kimia Kitosan.....	16
Gambar 2.7	Instrumentasi FTIR.....	21
Gambar 2.8	<i>Universal Testing Machine</i> (UTM).....	22
Gambar 2.9	Alat Instrumentasi Scanning Electron Microscope (SEM)	23
Gambar 3.1	Diagram Alir Penelitian.....	28
Gambar 4.1	Spektrum FTIR Serbuk Hidroksiapatit.....	32
Gambar 4.2	Spektrum FTIR Serbuk Kitosan	33
Gambar 4.3	Spektrum FTIR Pada Komposit Sampel 20 g Tulang Korteks Sapi dengan 1% Konsentrasi Kitosan.....	34
Gambar 4.4	Spektrum FTIR Pada Komposit Sampel 20 g Tulang Korteks Sapi dengan 2% Konsentrasi Kitosan.....	35
Gambar 4.5	Spektrum FTIR Pada Komposit Sampel 20 g Tulang Korteks Sapi dengan 3% Konsentrasi Kitosan.....	35
Gambar 4.6	Spektrum FTIR Pada Komposit Sampel 10 g Tulang Korteks Sapi dengan 2% Konsentrasi Kitosan.....	37
Gambar 4.7	Spektrum FTIR Pada Komposit Sampel 30 g Tulang Korteks Sapi dengan 2% Konsentrasi Kitosan.....	37
Gambar 4.8	Spektrum FTIR Pada Komposit Sampel 40 g Tulang Korteks Sapi dengan 2% Konsentrasi Kitosan.....	38
Gambar 4.9	Hasil Uji Kuat Tekan Hidroksiapatit Murni.....	41
Gambar 4.10	Hasil Uji Kuat Tekan Pada Variasi Konsentrasi Kitosan.....	42
Gambar 4.11	Hasil Uji Kuat Tekan Pada Variasi Massa Tulang Korteks Sapi ...	43

Gambar 4.12 Hasil Uji Kuat Tekan Antara Variasi Massa Tulang Korteks, Konsentrasi Kitosan dan Dosis Iradiasi.....	45
Gambar 4.13 Hasil Uji SEM Pada Sampel Hidroksiapatit dengan Perbesaran 1.000x	46
Gambar 4.14 Hasil Uji SEM Pada Komposit Sampel 20 g Tulang Korteks Sapi dan 3% Konsentrasi Kitosan dengan Perbesaran 1.000x	47
Gambar 4.15 Hasil Uji SEM Pada Komposit Sampel 30 g Tulang Korteks Sapi dan 2% Konsentrasi Kitosan dengan Perbesaran 1.000x.....	48

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1	Komposisi Kimia Tulang Sapi	7
Tabel 3.1	Variasi Komposisi Tulang Korteks Sapi dan Konsentrasi Kitosan.....	27
Tabel 3.2	Dosis Iradiasi Sinar Gamma Variasi Komposisi Komposit Hidroksiapatit Tulang Korteks Sapi-Kitosan	27
Tabel 4.1	Hasil Identifikasi Spektrum FTIR Pada Serbuk Hidroksiapatit	33
Tabel 4.2	Hasil Identifikasi Spektrum FTIR Pada Serbuk Kitosan	34
Tabel 4.3	Hasil Identifikasi Spektrum FTIR Pada Komposit Variasi Konsentrasi Kitosan	36
Tabel 4.4	Hasil Identifikasi Spektrum FTIR Pada Komposit Variasi Massa Tulang Korteks Sapi.....	39
Tabel 4.5	Hasil Uji Kuat Tekan Pada Komposit Hidroksiapatit-Kitosan	40
Tabel 4.6	Rentang Pori Hidroksiapatit Pada Perbesaran 1.000x.....	47
Tabel 4.7	Rentang Pori Komposit Sampel A3 (20 g Tulang Korteks Sapi dan 3% Konsentrasi Kitosan).....	48
Tabel 4.8...	Rentang Pori Komposit Sampel A5 (30 g Tulang Korteks Sapi dan 2% Konsentrasi Kitosan).....	49

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran A	Gambar Alat	53
Lampiran B	Hasil Spektrum <i>Fourier Transform Infra Red</i> (FTIR)	57
Lampiran C	Data <i>Sampling Uji Kuat Tekan</i>	65
Lampiran D	Hasil <i>Scanning Electron Microscope</i> (SEM).....	78

BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Terganggunya kesehatan dan fungsi organ dapat mengakibatkan penurunan kualitas hidup manusia. Penanganan kerusakan fungsi pada beberapa organ dilakukan dengan implantasi biomaterial. Sesuai dengan konferensi ilmu biomaterial oleh masyarakat Eropa pada tahun 1987, biomaterial merupakan bahan yang digunakan dalam perangkat medis dan berhubungan dengan sistem biologi. Pada perkembangannya, definisi biomaterial dalam kamus kontekstual ilmu biomaterial yang diterbitkan tahun 1999 adalah biomaterial merupakan materi yang berinteraksi antarmuka dengan sistem biologis untuk mengevaluasi, mengobati, menambah atau mengganti jaringan, organ atau fungsi tubuh (Yessy, 2015).

Penggunaan material asing di dalam tubuh manusia bukan hal baru, material tersebut berguna untuk membantu menjalankan beberapa fungsi tertentu organ tubuh. Material seperti ini disebut dengan biomaterial yaitu material yang didesain khusus untuk berinteraksi dan berintegrasi dengan sistem biologi manusia. Biomaterial tersebut digunakan untuk mengganti atau memperbaiki bentuk jaringan ataupun fungsi organ yang rusak. Sampai saat ini telah banyak dihasilkan biomaterial, yaitu implan tulang, engsel sendi, katup buatan pada jantung, dan lain sebagainya (Arista Indriani, 2014).

Syarat biomaterial yang berhubungan langsung dengan jaringan hidup atau sebagai aplikasi medis dikendalikan oleh dua sifat penting dari material tersebut, yakni bersifat biokompatibel dengan tubuh manusia, artinya material tersebut dapat diterima oleh tubuh dan biofungsional, artinya sesuai dengan fungsi organ yang diganti. Selain itu material juga tidak boleh melepaskan ion – ion yang bersifat racun atau karsinogenik bagi sel dan tubuh manusia (Arista Indriani, 2014).

Berdasarkan kedua syarat tersebut, maka dilakukan upaya untuk mendapatkan biomaterial yang tepat sebagai solusi masalah kerusakan tulang, karena kerusakan tulang merupakan masalah kesehatan yang serius karena tulang merupakan penyokong fungsi tubuh. Oleh karena itu, penggunaan material yang tepat untuk penanganan kerusakan tulang merupakan faktor keberhasilan implantasi tulang. Material substitusi tulang yang ideal bersifat tidak beracun, biokompatibel dengan semua jaringan di sekitarnya, osteokonduktif dan mempertahankan sifat mekanik. Klasifikasi material substitusi tulang meliputi penggantian satu bagian tubuh dengan bagian tubuh lainnya dalam satu individu (*autograft*), penggantian tulang manusia dengan tulang yang berasal dari manusia lain (*allograft*) dan penggantian tulang manusia dengan tulang yang berasal dari hewan (*xenograft*) (Istirafah, 2012).

Setiap material memiliki kekurangan dan kelebihan dalam memperbaiki tulang. Kelemahan pada *autograft* yaitu dapat menyebabkan komplikasi dalam penyembuhan luka sehingga membutuhkan operasi tambahan, nyeri pada donor tulang dan menyebabkan pasokan tulang tidak memadai untuk mengisi kesenjangan (*gap*). Pada material *allograft* tulang mayat digunakan sebagai tulang pengganti. Hal ini memiliki resiko penyakit menular seperti *Acquired Immune Deficiency Syndrome* (AIDS) dan hepatitis. Sedangkan pada material *Xenograft* juga membawa resiko penyakit menular antar spesies. Keterbatasan tersebut yang memicu perkembangan penelitian di bidang biomaterial, yaitu dengan melakukan berbagai modifikasi pembuatan biomaterial sintetik. Dengan biomaterial sintetik diharapkan karakter bahan diketahui secara pasti dan terkontrol (Istirafah, 2012).

Kekuatan tulang ditentukan oleh kandungan mineral massa tulang selain itu juga ditentukan oleh karakteristik struktural tulang yaitu ukuran, bentuk dan susunan arsitektur tulang. Penurunan massa tulang selain diidentifikasi dari kepadatan tulang, juga dapat diprediksi dari perubahan struktural tulang misalnya perubahan massa bagian kortikal dan trabekula (*cancellous*). Perubahan massa daerah kortikal dan trabekula berpengaruh terhadap kekuatan tulang karena perbedaan kandungan mineral yang menentukan fungsi kedua daerah tersebut (Istirafah, 2012).

Bagian kortikal berfungsi mekanik sedangkan bagian trabekula berfungsi metabolik (Setyawan, 2001). Oleh karena itu perlu dilakukan upaya pengembangan biomaterial yang sesuai sebagai implan tulang. Secara umum penyusun utama komponen anorganik tulang adalah kalsium fosfat, dalam hal ini biomaterial yang sudah dikembangkan adalah hidroksiapatit.

Hidroksiapatit telah dipelajari selama bertahun-tahun dan digunakan secara luas untuk pembuatan implan karena kesamaannya dengan fase mineral tulang dan terbukti biokompatibel dengan tulang dan gigi manusia. Hidroksiapatit adalah komponen anorganik utama dari jaringan keras tulang dengan kandungan mineral dalam tulang manusia 60-70%. Beberapa penelitian menunjukkan bahwa hidroksiapatit tidak menunjukkan toksisitas dan dapat menyebabkan demam (Istirafah, 2012). Selain itu, pembentukan jaringan ikat fibrosa antara implan dan tulang sangat baik dan memiliki kemampuan menjalin ikatan langsung dengan tulang. Hidroksiapatit menunjukkan sifat bioaktif dan osteokonduktif yang sangat bermanfaat dalam proses mineralisasi tulang. Hidroksiapatit yang disintesis dari bahan alam memiliki osteokonduktivitas yang lebih baik dibandingkan dengan dari bahan sintetik (Saraswathy, dalam Dewi, 2008). Bahan alam yang dapat digunakan untuk sintesis hidroksiapatit adalah tulang sapi. Pada umumnya tulang sapi mengandung unsur seperti kalsium dan fosfor. Kalsium dan fosfor merupakan unsur utama pembentuk hidroksiapatit sehingga tulang sapi dapat dimanfaatkan sebagai bahan baku dalam sintesis hidroksiapatit (Wathi, Warhani dan Khunur, 2014).

Dalam pengaplikasiannya, biokeramik seperti hidroksiapatit dan trikalsium fosfat (TKF) bersifat rapuh. Oleh karena itu, kalsium fosfat digunakan dengan kekuatan tekan (*compressive strength*) yang relatif rendah seperti pengisi tulang dan gigi atau pelapis pada perangkat implan. Tulang yang sering mengalami patah di antaranya adalah tulang kering (*tibia*) dan tulang betis (*fibia*) yang menopang berat tubuh ketika seseorang berdiri. Dengan demikian, kekuatan tekan juga turut memegang peran penting. Untuk menyempurnakan sifat mekanik hidroksiapatit dapat dilakukan modifikasi dengan menambahkan polimer sebagai pengisi (*filler*) (Istirafah, 2012).

Kitosan adalah salah satu polimer alami yang berpotensi untuk digunakan sebagai pengisi (*filler*) dalam pembuatan komposit. Kitosan memiliki karakter dapat diserap tubuh (*bioresorbable*), biokompatibel, tidak beracun, dan osteokonduktif. Karakter osteokonduktif yang dimiliki kitosan dapat mempercepat pertumbuhan osteoblas pada komposit hidroksiapatit-kitosan sehingga dapat mempercepat pembentukan mineral tulang (Istirafah, 2012).

Pada penelitian ini dilakukan penggabungan antara hidroksiapatit tulang sapi dan kitosan yang dicampur secara homogen melalui pengadukan. Komposit yang terbentuk diproses menjadi perancah (*scaffold*) dengan metode penuangan dan penguapan pelarut pada suhu kamar. Implan atau suatu material yang akan dipasang atau dimasukkan ke dalam tubuh harus bersifat steril. Diperlukan suatu metode sterilisasi yang aman dan tidak merusak materi yang akan disterilisasi. Salah satu metode yang sesuai adalah metode iradiasi. Metode iradiasi adalah pemancaran energi dengan radiasi gamma berintensitas tinggi yang dapat membunuh organisme berbahaya, tetapi tanpa mempengaruhi komposisi perancah (*scaffold*) tersebut dan tidak meninggalkan residu serta tidak membuat perancah (*scaffold*) menjadi radioaktif. Dilakukan iradiasi sinar gamma dengan variasi dosis iradiasi untuk melihat pengaruh radiasi terhadap sifat fisik dan mekanik komposit.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah dipaparkan, maka rumusan permasalahan untuk penelitian ini adalah :

1. bagaimana pengaruh komposisi massa tulang korteks sapi dan konsentrasi kitosan terhadap kualitas komposit hidroksiapatit-kitosan?
2. bagaimana pengaruh dosis iradiasi sinar gamma pada komposit hidroksiapatit-kitosan ?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah untuk penelitian ini adalah :

1. bahan baku berupa tulang sapi diperoleh dari rumah pematangan sapi dan kitosan diperoleh dari PT. Biotech Surindo. Tulang sapi korteks disintesis dari

tulang sapi dengan metode hidrotermal pada suhu 220°C menggunakan pelarut NaOH.

2. proses karakterisasi dilakukan dengan variabel yang divariasikan adalah penambahan tulang korteks sapi dan variasi konsentrasi kitosan.

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini untuk :

1. mengetahui pengaruh komposisi massa tulang korteks sapi dan konsentrasi kitosan terhadap kualitas komposit hidroksiapatit-kitosan.
2. mengetahui pengaruh dosis iradiasi sinar gamma pada komposit hidroksiapatit-kitosan.

1.5 Manfaat Penelitian

Adapun manfaat dari penelitian ini adalah :

1. penelitian ini memberikan informasi tambahan dasar teori tentang sifat mikro, makro dan mekanik dari komposit hidroksiapatit-kitosan.
2. penelitian ini membuat kandidat komposit hidroksiapatit-kitosan dengan sifat mikro, makro dan mekanik kearah aplikasi biomaterial.

1.6 Sistematika Penulisan

Bagian ini merupakan gambaran secara keseluruhan. Didalamnya terdapat lima bab yang masing-masing berkaitan erat. Adapun susunan ke lima bab tersebut sebagai berikut :

BAB I: PENDAHULUAN

Bab ini berisi penjelasan mengenai latar belakang diadakannya penelitian, rumusan masalah yang akan dibahas, batasan masalah dari penelitian yang akan dilakukan, tujuan dan manfaat dari dilakukannya penelitian ini, serta penjelasan mengenai sistematika penulisan laporan penelitian.

BAB II: TINJAUAN PUSTAKA

Bab ini berisi tinjauan umum mengenai tulang sapi, hidroksiapatit, metode hidroksiapatit dari tulang sapi, kitosan, komposit hidroksiapatit-kitosan, iradiasi gamma, dan karakterisasi senyawa hidroksiapatit-kitosan.

BAB III: METODE PENELITIAN

Bab ini berisi penjelasan tentang waktu dan tempat penelitian, alat dan bahan yang digunakan, variabel penelitian, prosedur penelitian, tahapan pembuatan komposit hidroksiapatit-kitosan dan karakterisasi sampel.

BAB IV: HASIL PENELITIAN DAN PEMBAHASAN

Bab ini berisi data hasil pengujian, analisis data yang sudah diolah menjadi grafik, dan pembahasan terhadap hasil pengujian dan analisis data.

BAB V: PENUTUP

Bab ini berisi dua bagian, kesimpulan dan saran yang telah dilakukan berdasarkan hasil yang telah didapat pada bab sebelumnya.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tulang Sapi

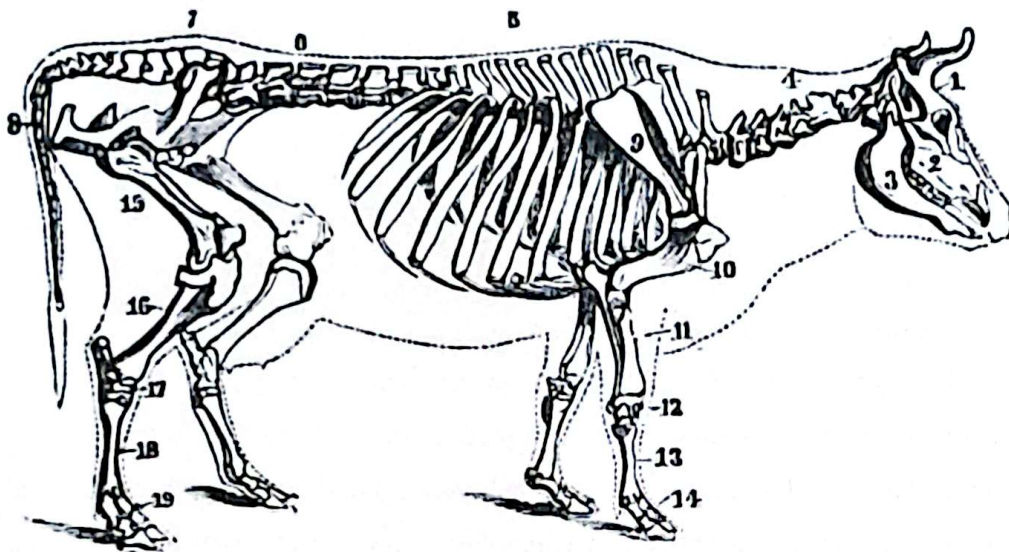
Tulang merupakan jaringan ikat yang terdiri dari sel, serat dan bahan pengisi. Bahan pengisi pada tulang terdiri dari gelatin dan garam-garam mineral. Garam-garam mineral yang banyak terdapat pada tulang adalah kalsium fosfat 57,55%, kalsium karbonat 3,85%, magnesium fosfat 2,05%, sodium karbonat 3,45% dan sisanya gelatin 11,10%. Berikut tabel 2.1 komposisi kimia tulang sapi.

Tabel 2.1. Komposisi kimia tulang sapi

Senyawa	Kadar (%)
Gelatin	11,10
Kalsium Fosfat	57,55
Kalsium Karbonat	3,85
Magnesium Fosfat	2,05
Sodium Karbonat	3,45

Sumber : Komang Artawa dan Ketut Adi Puspa, 2014.

Tulang merupakan jaringan yang dinamis yang secara kontinyu dapat diperbaharui dan direkonstruksi. Tulang memiliki pembuluh darah, pembuluh limfe atau getah bening dan syaraf. Tulang panjang seperti tulang paha (*femur*) memiliki bentuk seperti silinder dengan bagian ujung yang membesar. Bagian tengah tulang panjang yang berbentuk silinder disebut diafisis yang terdiri dari tulang kompak sedangkan bagian ujung yang membesar terdiri dari tulang berongga dan disebut epifisis. Komponen utama tulang adalah mineral organik dan anorganik, dikenal sebagai hidroksiapatit biologis yang merupakan 65-70% dari berat tulang alami. Penyusun utama tulang adalah kolagen (20% berat), kalsium fosfat (69% berat) dan air (9% berat). Sebagai tambahan, bahan organik lain seperti protein, polisakarida dan lemak juga terdapat dalam jumlah yang kecil (Komang Artawa dan Ketut Adi Puspa, 2014). Bagian-bagian anatomi tulang sapi ditunjukkan pada Gambar 2.1 berikut.

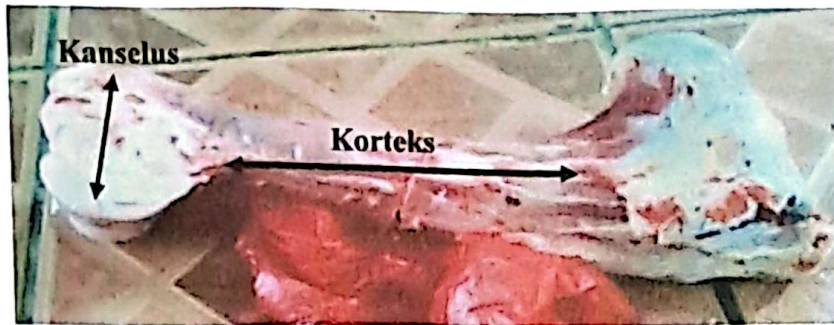


Gambar 2.1. Anatomi kerangka tulang sapi
 Sumber : (Komang Artawa dan Ketut Adi Puspa, 2014)

Keterangan dari deskripsi gambar 2.1 yaitu:

- | | |
|----------------------------|-----------------------------------|
| 1. tulang dahi | 11. <i>radius</i> dan <i>ulna</i> |
| 2. rahang bagian atas | 12. <i>karpus</i> |
| 3. rahang bagian bawah | 13. <i>metakarpus</i> |
| 4. serviks <i>vertebra</i> | 14. jari kaki |
| 5. tulang punggung | 15. <i>femur</i> |
| 6. <i>vertebra lumbar</i> | 16. <i>tibia</i> |
| 7. <i>vertebra sakra</i> | 17. <i>tarsus</i> |
| 8. ekor <i>vertebra</i> | 18. <i>metatarsus</i> |
| 9. tulang belikat | 19. jari kaki |
| 10. <i>humerus</i> | |

Tulang sapi digunakan peneliti sebagai pengganti tulang manusia karena memiliki karakteristik mekanik dan struktur yang hampir sama dengan tulang manusia (sama-sama mamalia dan vertebrata). Selain itu tulang sapi lebih mudah diperoleh dan memiliki penampang tulang yang cukup lebar sehingga dalam pengambilan sampel lebih mudah. Bagian tulang yang digunakan dalam penelitian ini adalah bagian tulang paha (*femur*) seperti yang terlihat pada gambar 2.2 berikut ini.



Gambar 2.2. Tulang Paha Sapi bagian Korteks dari rumah pemotongan hewan

Berdasarkan porositasnya, tulang dapat diklasifikasikan menjadi tulang kompak atau korteks dan tulang berongga atau kanselus. Pada ujung tulang terdapat struktur tulang berpori yang lebih dikenal sebagai tulang berongga atau kanselus sedangkan tulang yang lebih padat dari tulang berongga atau kanselus adalah tulang kompak atau korteks. Jumlah tulang kompak atau korteks dan tulang berongga atau kanselus relatif bervariasi bergantung pada jenis tulang dan bagian yang berbeda dari tulang yang sama.

- a. tulang kompak atau korteks adalah jaringan yang tersusun rapat dan terutama ditemukan sebagai lapisan di atas jaringan tulang berongga atau kanselus. Tulang kompak atau korteks terletak di bagian eksternal tulang panjang. Berikut adalah gambar 2.3 tulang paha sapi bagian korteks yang sudah dipotong.



Gambar 2.3. Tulang Paha Sapi bagian Korteks yang sudah di potong

- b. tulang berongga atau kanselus disebut juga tulang bersepon, atau tulang trabekular. Struktur tulang berongga atau kanselus menyerupai kisi yang terdiri dari batang tulang tipis atau trabekular yang menutupi ruang sumsum.

Tulang berongga atau kancellus terletak di bagian internal tulang kompak atau korteks. Berikut adalah gambar 2.4 tulang paha sapi bagian kancellus yang sudah dipotong.



Gambar 2.4. Tulang Paha Sapi bagian Kancellus yang sudah dipotong

Penelitian hidroksiapatit dari tulang sapi yang dapat diaplikasikan sebagai pengganti tulang manusia. Penelitian ini bertujuan untuk mengoptimasikan hidroksiapatit dalam tulang sapi melalui proses sintering dalam kondisi hampa udara (*vacuum*). Selama beberapa dekade terakhir banyak perhatian telah diberikan untuk mengembangkan bahan biologis yang relevan baru yang berguna untuk rekonstruksi jaringan tulang pada pasien operasi pembedahan. Kebanyakan dari mereka didasarkan pada hidroksiapatit sintetis.

2.2. Hidroksiapatit

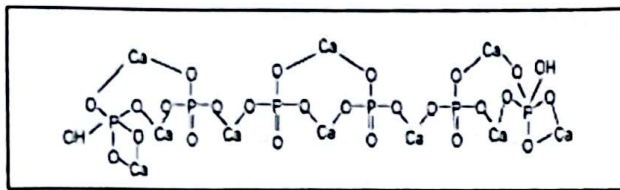
Hidroksiapatit merupakan suatu material yang mirip dengan struktur jaringan keras pada tubuh manusia. Bahan biokeramik dapat dimanfaatkan untuk bahan implan pengganti tulang atau sebagai bahan substitusi untuk tulang buatan yang telah dipergunakan secara luas dalam bidang kedokteran gigi. Penggunaan hidroksiapatit sebagai bahan implan tulang sintetis telah banyak digunakan. Salah satu penerapannya adalah sebagai bahan pelapis logam yang akan diimplantasikan ke dalam tubuh sebagai bahan komponen buatan untuk jaringan manusia karena

sangat dekat dengan komponen tulang dan mineral gigi (Komang Artawa dan Ketut Adi Puspa, 2014).

Masalah yang timbul pada saat pelapisan adalah pada suhu yang tinggi hidroksiapatit dapat terdekomposisi menjadi β -trikalsium fosfat (β -TCP), α -trikalsium fosfat (α -TCP), kalsium oksida (CaO) ataupun senyawa lain yang tidak diinginkan (Arifianto, 2006). Komposisi kimianya hampir serupa dengan mineral tulang dan gigi, sifat biokompatibilitas ke jaringan tulang sangat baik. Hal ini memenuhi persyaratan sebagai bahan untuk memperbaiki tulang (Jeffrey dkk., 2010) dalam meningkatkan kristalinitas dan stabilitas kimia hidroksiapatit. Beberapa senyawa apatit berbasis fosfat, antara lain: (Barakat dkk., 2008)

- a. Flourapatit : $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$
- b. Klorapatit : $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{Cl}$
- c. Hidroksiapatit : $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$
- d. Karbonatapatit (A) : $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{CO}_3$
- e. Karbonatapatit (B) : $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4\text{CO}_3)_6(\text{OH})_2$
- f. Francolite : $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4\text{CO}_3)_6(\text{FOH})_2$

Hidroksiapatit adalah suatu kalsium fosfat yang terdiri atas kalsium dan fosfat dengan perbandingan 1,67, sesuai komposisi tulang dan berasal dari rangka sejenis binatang karang yang organiknyanya telah didekomposisi sehingga yang tertinggal hanya kalsium karbonatnya. Melalui proses hidrotermal, bahan ini akan diubah menjadi hidroksiapatit (Yessy, 2015). Kalsium fosfat memiliki sifat alami yang kompleks seperti dapat hadir dalam berbagai fase, dapat dalam bentuk nonstoikiometri dengan hadirnya impuritas yang mengganti ion kisi dalam kristal, dan dapat pula dalam bentuk larutan padat. Pada umumnya, kalsium fosfat hadir dalam bentuk campuran amorf maupun berbagai kristal. Struktur kimia hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) dapat dilihat pada gambar 2.5.



Gambar 2.5. Struktur Kimia Hidroksiapatit
Sumber : Yessy, 2015.

Salah satu teknik substitusi tulang yang banyak diaplikasikan saat ini adalah teknik substitusi tulang dengan memanfaatkan biomaterial sintesis. Secara komersial bahan pengganti tulang yang biasa digunakan selama ini adalah senyawa kalsium fosfat hidroksiapatit dengan rumus kimia $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ (Nurlaela, 2009). Dari penelitian Soejoko dan Wahyuni (2002), sampel senyawa kalsium fosfat dibuat dari larutan ion kalsium dan ion fosfat jenuh. Hidroksiapatit diperoleh dari kopresipitasi kalsium klorida dan asam fosfat. Hidroksiapatit ukuran nano dapat memberikan aktivitas katalitik tinggi dan besar kemampuan adsorpsi di bidang katalis dan pemisahan. Hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) sangat baik untuk memperbaiki jaringan keras (misalnya tulang) pada tubuh manusia karena dapat mempercepat pertumbuhan tulang.

2.2.1 Sifat Hidroksiapatit

Beberapa sifat spesifik yang dimiliki hidroksiapatit antara lain adalah tidak beracun dan biokompatibel yang dapat digunakan dengan jaringan tulang. Tetapi memiliki sifat mekaniknya relatif rendah terutama dilingkungan basah dan tidak diserap oleh tubuh sehingga cocok digunakan untuk restorasi jangka panjang. Hidroksiapatit tidak hanya biokompatibel, osteokonduktif dan tidak beracun, tetapi juga bioaktif, yaitu memiliki kemampuan untuk membentuk ikatan kimia langsung dengan jaringan hidup (Fathi dkk., 2008). Namun, memiliki penggabungan tulang (*osteointegration*) yang relatif lambat (Palard dkk., 2009) serta memiliki kekuatan dan ketangguhan patah yang dibatasi hanya dengan luas penampang pada beban. Oleh karena itu, banyak upaya telah dilakukan untuk meningkatkan sifat mekanik melalui penggabungan atau komposit dengan senyawa lain (Kim dkk., 2003). Pori-pori hidroksiapatit yang letaknya tidak teratur dan tidak saling berhubungan satu sama lain atau tidak rekat juga

menyebabkan pori-pori menjadi faktor yang melemahkan kekuatan bahan hidroksiapatit. Ukuran butir juga menurunkan kekuatan bahan hidroksiapatit dengan mempengaruhi ikatan antara butir. Oleh karena itu, untuk mendapatkan hidroksiapatit yang diharapkan, pada penelitian yang dilakukan Mulyaningsih (2007) serbuk hidroksiapatit dipanaskan sampai suhu 1400°C.

2.2.2 Jenis Hidroksiapatit

Sumber hidroksiapatit memang sebagian besar terkandung dari tulang pada vertebrata yang telah tumbuh dewasa. Senyawa ini memiliki susunan molekul kristal dan menempati fibril-fibril kolagen. Keberadaan kolagen dapat diumpamakan dengan cetakan yang menjadi wadah atau tempat tumbuhnya kristal hidroksiapatit. Menurut hasil difraksi sinar-X, teramati bahwa kandungan terbesar tulang vertebrata muda dan vertebrata dewasa ternyata berbeda. Pada tulang vertebrata muda struktur kristal hidroksiapatit itu belum dijumpai. Artinya, tulang vertebrata yang masih belia sebagian besar terdiri atas bahan amorf atau bahan yang molekulnya tidak dalam susunan kristal. Perubahan kemudian terjadi seiring dengan pertumbuhan vertebrata itu. Kandungan tulangnya berubah dari yang sebagian besar berupa bahan amorf ketika muda, menjadi sebagian besar berupa kristal hidroksiapatit ketika dewasa (Ichsan, 2012). Terdapat dua jenis utama hidroksiapatit yaitu hidroksiapatit alami dan hidroksiapatit sintesis:

a. Hidroksiapatit alam

Hidroksiapatit alam sering juga disebut dengan hidroksiapatit biologis banyak ditemukan dalam struktur tulang dan gigi pada hewan dan manusia. Didalam tulang terkandung senyawa hidroksiapatit sekitar 65%-70% dan didalam lapisan luar gigi terkandung sebesar 95% (Fakhriyadi, 2013).

b. Hidroksiapatit sintesis

Hidroksiapatit sintetis dapat dibentuk dengan mereaksikan senyawa kimia berupa kalsium dan fosfor. Terdapat beberapa metode yang dapat digunakan dalam proses pembuatan hidroksiapatit sintetis seperti:

- Metode basah, menggunakan reaksi larutan (dari larutan menjadi padatan). Biasanya digunakan membuat kristal hidroksiapatit.

- Metode kering, menggunakan reaksi padatan (dari padat menjadi padatan). Biasanya digunakan untuk penyiapan kristal tunggal hidroksiapatit.
- Metode hidrotermal, menggunakan reaksi hidrotermal (dari larutan menjadi padatan). Biasanya digunakan untuk penyiapan kristal tunggal hidroksiapatit.
- Metode alkoksida, menggunakan hidrolisis (dari larutan menjadi padatan). Biasanya untuk menyiapkan membran tipis hidroksiapatit poli kristal.
- Metode flux, menggunakan reaksi penggabungan garam (dari lelehan menjadi padatan, biasanya digunakan untuk menyiapkan komponen hidroksiapatit tunggal jumlah besar (Barakat dkk., 2008).

2.3 Metode Hidroksiapatit dari Tulang Sapi

Pada beberapa tahun terakhir terdapat beberapa metode pembuatan hidroksiapatit dari tulang sapi yang banyak digunakan oleh para peneliti. Berbagai metode sudah ditemukan untuk menghasilkan hidroksiapatit. Metode yang dapat dilakukan yaitu dengan menggunakan metode kering melalui perlakuan panas pada suhu tinggi, metode hidrotermal dan metode basah melalui presipitasi..

Metode pertama yang dikembangkan adalah sintesis melalui perlakuan panas. Panas yang digunakan biasanya pada suhu tinggi melalui proses sintering. Untuk mendapatkan hidroksiapatit murni dari sumber tulang sapi perlu dilakukan proses pembersihan tulang. Proses ini bertujuan untuk menghilangkan senyawa organik seperti lemak dan protein. Kemudian dilakukan pemotongan tulang hingga menjadi kecil, setelah itu tulang dididihkan dalam air deionisasi selama 30 menit untuk menghilangkan cairan dalam tulang, sum-sum dan jaringan lunak yang tersisa. Proses tersebut diulang beberapa kali agar diperoleh tulang yang bersih dari materi organik (Betancur dkk.,2013).

Metode kedua yaitu metode hidrotermal, dilakukan dengan mensintesis hidroksiapatit dari kalsium nitrat tetrahidrat ($\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$) dan ammonium hidrogen fosfat ($(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$) dengan memberikan perlakuan panas dan tekanan pada proses sintesis hidroksiapatit. Suhu yang digunakan yaitu 200°C dengan

variasi waktu pada 24, 48 dan 72 jam. Hasil eksperimen dianalisis dengan XRD. Pada hasil analisis spektrum XRD yang dilakukan oleh Earl dkk, (2006) menunjukkan pada waktu perlakuan 48 dan 72 jam terbentuk fase hidroksiapatit namun, terdapat dikalsium fosfat (CaHPO_4). Fase tunggal hidroksiapatit terbentuk pada waktu perlakuan 24 jam (Earl dkk., 2006).

Metode ketiga yaitu metode basah, pada proses ini digunakan air deionisasi kemudian dicampur pada tulang yang telah digiling. Campuran ditempatkan pada cawan Teflon, kemudian dialiri gas nitrogen untuk menghilangkan oksigen terlarut. Setelah itu diautoklaf dengan suhu 275°C selama 1 jam. Serbuk yang diperoleh kemudian disaring, dicuci dan dikeringkan pada suhu 80°C selama 30 menit (Barakat dkk, 2008).

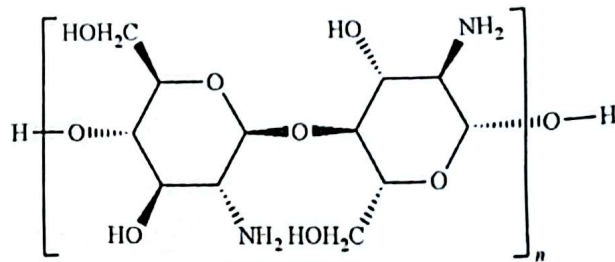
2.4 Kitosan

Kitosan ($\text{C}_6\text{H}_{11}\text{NO}_4$)_n merupakan polimer alami yang berpotensi digunakan sebagai pengisi dalam pembuatan komposit. Kitosan banyak terdapat di alam dan dapat diperoleh dari eliminasi asetil kitin. Kitosan juga dapat diekstrak dari kepiting atau udang (Istirafah, 2012).

Udang merupakan komoditas ekspor non migas yang dapat diandalkan dan bernilai ekonomis tinggi. Udang di Indonesia pada umumnya diekspor dalam bentuk beku yang telah dibuang kepala, ekor dan kulitnya. Sampai saat ini limbah tersebut belum diolah dan dimanfaatkan secara maksimal sehingga menyebabkan pencemaran lingkungan khususnya bau dan estetika lingkungan yang buruk (Mardiyah Kurniasih dan Dwi Kartika, 2013).

Kulit udang mengandung protein (25-40%), kitin (15-20%) dan kalsium karbonat (45-50%). Kitosan merupakan biopolimer yang diperoleh dari deasetilasi kitin. Akhir-akhir ini kitosan banyak dimanfaatkan dalam beragam industri dengan alasan limbah industri makanan laut begitu besar dan perlu untuk diolah menjadi sesuatu yang berguna selain itu karena sifat-sifat kitosan yang tidak beracun dan mudah terurai (*biodegradable*) (Mardiyah Kurniasih dan Dwi Kartika, 2013).

Proses utama dalam pembuatan kitosan, meliputi penghilangan protein dan kandungan mineral melalui proses deproteinasi dan demineralisasi, yang masing-masing dilakukan dengan menggunakan larutan basa dan asam. Selanjutnya, kitosan diperoleh melalui proses deasetilasi dengan cara memanaskan dalam larutan basa (Mardiyah Kumiasih dan Dwi Kartika, 2013). Gambar 2.6 menunjukkan struktur kimia dari kitosan.



Gambar 2.6. Struktur Kimia Kitosan
Sumber : Yessy, 2015.

2.5 Komposit Hidroksiapatit-Kitosan

Material komposit merupakan bahan yang terdiri dari dua atau lebih fasa yang berbeda (fasa matriks dan fasa terdispersi) dan memiliki sifat yang berbeda dari yang salah satu unsurnya. Fasa utama, memiliki karakter kontinyu yang disebut matriks. Matriks biasanya lebih ulet dan kurang keras. Fasa kedua yang tertanam pada matriks dalam bentuk diskontinyu. Ini fase sekunder disebut fasa terdispersi. Fasa terdispersi biasanya lebih kuat dari matriks, oleh karena itu fasa terdispersi biasanya memperkuat matriks. Ada dua sistem klasifikasi bahan komposit. Salah satunya didasarkan pada bahan matriks (logam, keramik, polimer) dan yang kedua didasarkan pada struktur materi (Istirafah, 2012).

Biomaterial seperti hidroksiapatit dan kitosan dapat digunakan dalam implantasi tulang. Dalam implantasi tulang, hidroksiapatit merupakan material inorganik utama dari tulang alami yang memiliki sifat biokompatibel dan bioaktif yang baik. Sifat getas hidroksiapatit, membuat hidroksiapatit sulit untuk dibentuk atau didesain. Material lain perlu ditambahkan pada hidroksiapatit untuk menghilangkan sifat getas hidroksiapatit. Kitosan yang bersifat bioaktif merupakan pilihan yang tepat untuk ditambahkan pada hidroksiapatit. Dalam hal ini penggunaan kitosan yaitu sebagai tempat melekatnya hidroksiapatit.

Penambahan kitosan diharapkan dapat meningkatkan bioaktivitas, biokompatibel dan sifat mekanik komposit hidroksiapatit- kitosan (Istirafah, 2012)..

Modifikasi untuk menyempurnakan sifat mekanik Hidroksiapatit dapat dilakukan dengan menambahkan kitosan untuk membentuk komposit. Penambahan kitosan sebagai pengisi (*filler*) diharapkan dapat mengurangi sifat rapuh dari senyawa apatit sehingga menghasilkan komposit yang ulet, tahan terhadap tekanan, mudah terurai (*biodegradable*) dan mempercepat pertumbuhan osteoblas dan pembentukan mineral tulang (Istirafah, 2012).

Li dkk. (2005) mensintesis komposit kitosan-nanohidroksiapatit (n-HA) dengan metode kopresipitasi (*co-precipitation*) menggunakan kalsium hidroksida ($\text{Ca}(\text{OH})_2$), asam fosfor (H_3PO_4) dan kitosan. Variasi perbandingan berat kitosan yang dilakukan yaitu antara 20-80%. Hasil penelitian menunjukkan bahwa hidroksiapatit yang disintesis adalah kristal berkarbonat, berskala nanometer dengan kristalinitas yang rendah dan tersebar merata dalam fase kitosan dan tanpa ada pemisahan. Nilai kekuatan tekan maksimum yang diperoleh dari sampel komposit dengan perbandingan berat kitosan : n-HA = 30 : 70, yaitu sekitar 120 MPa, jauh berbeda dengan hidroksiapatit murni yaitu 6,5 MPa.

Mensintesis komposit hidroksiapatit-kitosan dengan metode *in-situ* dan *ex-situ*. Perbedaan kedua metode ini terletak pada proses penambahan kitosan saat presipitasi sampel berlangsung. Pada metode *in-situ* proses pembentukan mineral apatit dilakukan dalam matriks kitosan. Sedangkan metode *ex-situ*, penambahan larutan kitosan dilakukan setelah proses presipitasi selesai dilakukan (Istirafah, 2012)

Pramanik dkk (2009) mensintesis nanokomposit hidroksiapatit-kitosan dengan cara pelarutan sederhana berdasarkan metode kimia. Variasi hidroksiapatit yang dilakukan dari 10% hingga 60%. Hasil penelitian menunjukkan sifat mekanik komposit meningkat secara signifikan seiring dengan penambahan jumlah hidroksiapatit. Uji sitotoksitas dengan sel *fibroblast* mencit L929 menegaskan bahwa nanokomposit bersifat sitokompatibel. Penelitian dengan kultur sel osteoblas primer mencit membuktikan nanokomposit bersifat

osteokompatibel dan osteogenik. Penggunaan kitosan fosfat meningkatkan homogenitas distribusi partikel pengisi (*filler*) dalam matriks polimer.

Dewi (2009) mensintesis komposit hidroksiapatit-kitosan dengan menggunakan metode sonikasi. Pembuatan komposit dilakukan variasi perbandingan kalsium fosfat (hidroksiapatit dan campuran hidroksiapatit-Apatit Karbonat (AK) dengan kitosan yaitu (80 : 20)% dan (70 : 30)%. Kalsium fosfat yang digunakan juga dilakukan variasi perbandingan Hidroksiapatit dan campuran Hidroksiapatit- Apatit Karbonat (AK) yaitu (80 : 20)% dan (70 : 30)%. Hasil pengujian menunjukkan bahwa penggunaan kitosan 30% mengindikasikan adanya kitosan yang tidak berinteraksi dengan kristal apatit, sehingga komposit yang optimal diperoleh dengan komposisi Hidroksiapatit (64%), campuran Hidroksiapatit- Apatit Karbonat (AK) (16%) dan kitosan (20%).

Ketika komposit hidroksiapatit-kitosan digunakan sebagai perancah (*scaffold*) dan diimplankan ke tubuh, maka kitosan akan terdegradasi membentuk pori dan memberi ruang untuk pertumbuhan tulang baru dan kemudian digantikan dengan tulang baru. Dengan demikian, penggunaan komposit hidroksiapatit-kitosan untuk substitusi tulang dapat mengaktifkan regenerasi dan membentuk ulang (*remodelling*) tulang (Li dkk., 2005).

2.6 Iradiasi Gamma

Biomaterial yang akan dijadikan sebagai bahan implan harus bersifat steril dari mikroorganisme sebelum ditanam dalam tubuh. Terdapat beberapa metode sterilisasi yang telah digunakan untuk proses sterilisasi. Setiap metode memiliki keterbatasan karena suatu metode memungkinkan dapat membunuh semua jenis mikroorganisme, tetapi tidak dapat diterapkan karena dapat merusak sifat material yang akan disterilisasi. Misalnya sterilisasi fisika menggunakan panas lembab dan panas kering, sterilisasi kimia dan sterilisasi gas menggunakan etilen oksida, tidak dapat diterapkan untuk mensterilisasi alat-alat kesehatan dan implan. Panas dan senyawa kimia dapat merusak bahan implan sedangkan gas etilen oksida diketahui memiliki toksisitas dan potensi bahaya bagi pekerja, penanganan gas mudah terbakar cukup sulit dan adanya sisa residu gas yang menempel pada produk akhir (Mendes et al., 2007). Oleh karena itu, dikembangkan metode

sterilisasi iradiasi untuk membunuh mikroorganisme pada bahan implan. Sterilisasi radiasi dapat dilakukan menggunakan sumber partikel elektron dan sinar gamma yang bersumber dari isotop kobalt (^{60}Co). Kelebihan sterilisasi radiasi diantaranya proses dilakukan pada temperatur kamar sehingga tidak merubah struktur jaringan, tidak meninggalkan residu, efektif membunuh mikroorganisme sampai batas tertentu. Teknologi ini sudah diaplikasikan untuk mensterilkan alat kesehatan (ISO 11137, 13409). Penetrasi atau daya tembus sinar besar, sehingga dapat mensterilkan jaringan dalam kemasan akhir (produk siap pakai).

Ketika radiasi digunakan untuk sterilisasi alat kesehatan, kompatibilitas dari semua komponen harus dipertimbangkan. Radiasi tidak hanya membunuh mikroorganisme, tetapi juga dapat mempengaruhi sifat material. Alat kesehatan dan implan banyak yang terbuat dari logam, keramik dan polimer. Bahan polimer mewakili berbagai kelompok. Polimer menunjukkan perubahan yang berbeda pada sifat fisik akibat radiasi pada struktur kimia polimer. Radiasi pada polimer dapat menyebabkan terjadinya ikatan silang, pemutusan rantai, atau tidak berpengaruh pada beberapa polimer. Ikatan silang terjadi melalui ikatan rangkap atau melalui abstraksi hidrogen dari polimer jenuh seperti polietilena. Hasil pemutusan rantai dapat menyebabkan berat molekul polimer berubah, polimer menjadi rapuh yang ditandai dengan menurunnya nilai kekuatan tarik dan perpanjangan putus.

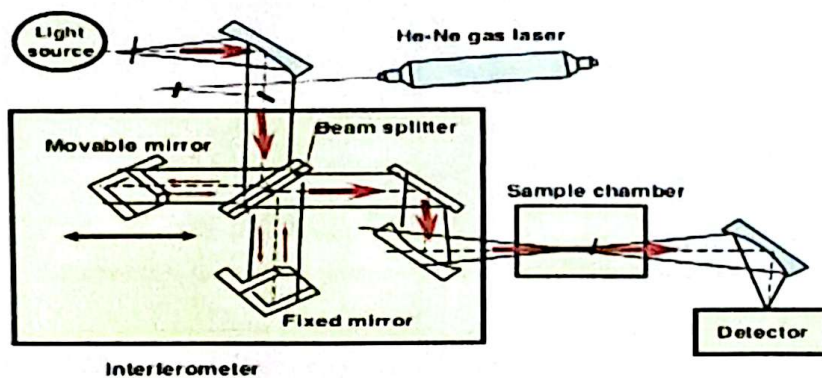
Kitosan diketahui memiliki berat molekul yang tinggi dan sukar larut dalam air sehingga aplikasinya terbatas. Untuk meningkatkan kelarutannya dalam air, dilakukan proses degradasi sehingga berat molekulnya menjadi berkurang. Salah satu metode yang paling baik dipakai adalah dengan menggunakan degradasi iradiasi gamma karena prosesnya mudah dikontrol, tidak dibutuhkan senyawa kimia, tidak ada limbah yang dihasilkan, dan produknya memiliki kemurnian tinggi. Proses degradasi dengan radiasi melalui mekanisme pemutusan rantai tanpa merubah struktur utama kitosan N-asetilglukosamin (GlcNAc) dan D-glukosamin (GlcN) sehingga tidak mempengaruhi sifat unik dari kitosan (Gatot, 2012)

2.7 *Fourier Transform Infrared (FTIR)*

Spektrofotometer *Fourier Transform Infra-Red* (FTIR) pada umumnya memiliki prinsip yang sama dengan spektrofotometer inframerah. Perbedaan diantara keduanya terletak pada sistem optiknya. Spektrofotometer *Fourier Transform Infra-Red* (FTIR) dilengkapi dengan interferometer yang merupakan instrumen yang digunakan sebagai pengganti monokromator yang dapat memisahkan radiasi menjadi dua bagian dan menghubungkannya kembali sehingga variasi intensitas yang keluar dapat diukur sekali dengan detektor. Sistem optik spektrofotometer *Fourier Transform Infra-Red* (FTIR) dilengkapi dengan cermin yang bergerak tegak lurus dan cermin yang diam. Radiasi dibagi oleh pembagi berkas menjadi dua bagian lalu direaksikan kembali kearah pembagi berkas, kemudian berkas tersebut sebagian direfleksikan dan sebagian diteruskan, sehingga berkas yang telah melewati cermin diam maupun cermin bergerak mencapai detektor. Adanya jarak yang ditempuh menuju cermin yang bergerak dan jarak cermin yang diam menimbulkan perbedaan jarak tempuh radiasi yang selanjutnya disebut sebagai retardasi (δ). Hubungan antara intensitas radiasi IR yang diterima detektor terhadap retardasi disebut sebagai interferogram. Sedangkan sistem optik dari spektrofotometer inframerah yang didasarkan atas bekerjanya interferometer disebut sebagai sistem optik *Fourier Transform Infra Red* (FTIR) (Carlson C.S., 2011).

Sistem optik *Fourier Transform Infra Red* (FTIR) menggunakan prinsip radiasi *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation* (LASER) yang berfungsi sebagai radiasi yang diinterferensikan dengan radiasi inframerah agar sinyal radiasi infra merah yang diterima oleh detektor utuh dan lebih baik. Dari sisi detektor, spektrofotometer *Fourier Transform Infra Red* (FTIR) menggunakan detektor Triglisin Sulfat (*TGS*) atau *Mercury Cadmium Telluride* (MCT). Pada penerapannya detektor *Mercury Cadmium Telluride* (MCT) lebih banyak digunakan dibandingkan detektor Triglisin Sulfat (*TGS*) karena dapat memberikan respon yang lebih baik, lebih cepat, lebih sensitif, serta sangat selektif terhadap energi vibrasi yang diterima dari radiasi inframerah.

Fourier Transform Infra Red (FTIR) dapat digunakan untuk menganalisa senyawa organik dan anorganik. Selain itu, *Fourier Transform Infra Red* (FTIR) juga dapat digunakan untuk analisa kualitatif dengan membandingkan puncak (*peak*) yang dihasilkan sehingga dapat menganalisa gugus fungsi yang terkandung didalam bahan dan analisa kuantitatif dengan melihat kekuatan absorpsi senyawa pada panjang gelombang tertentu. Keuntungan *Fourier Transform Infra Red* (FTIR) dibanding spektroskopi inframerah diantaranya yaitu lebih cepat karena pengukuran dilakukan secara serentak, memiliki resolusi yang lebih baik, dapat mengukur sampel dalam jumlah yang sangat sedikit, serta mekanik optik yang lebih sederhana. (8) (Carlson C S 2011). Gambar 2.7 menunjukan contoh instrumentasi dari FTIR.



Gambar 2.7 Instrumentasi FTIR

Sumber: *Fourier Transform Infrared*, JSS University Collage of Pharmacy.

2.8 Analisa Sifat Mekanik

Parameter material yang dibutuhkan agar dapat digunakan sebagai bahan implan antara lain sifat mekanik yang meliputi kekuatan tekan (*compressive strength*). Kekuatan Tekan merupakan gaya maksimum yang diberikan untuk merusak atau mematahkan bahan. Salah satu cara untuk mengukur kekuatan tekan adalah menggunakan *Universal Testing Machine* seperti gambar 2.8, yaitu dengan memberi beban tekanan secara diametral pada sampel yang berbentuk silinder atau disk. Nilai kuat tekan didapatkan melalui perhitungan dengan persamaan sebagai berikut :

$$(\sigma) = \frac{2P}{\pi t d}$$

Keterangan :

P = Gaya maksimal yang dapat diterima sampel (kN)

t = Tinggi sampel (mm)

d = Diameter sampel (mm)

σ = Kekuatan tekan (kN/mm² atau MPa)



Gambar 2.7. *Universal Testing Machine (UTM) Compressive Test*

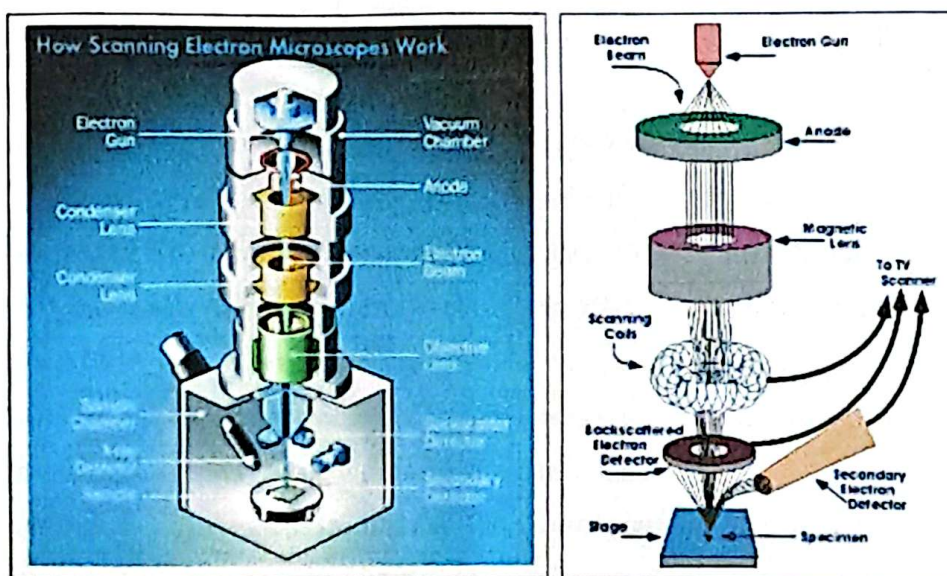
2.9 *Scanning Electron Microscope (SEM)*

Mikroskop elektron adalah jenis mikroskop yang menggunakan sinar elektron untuk membuat gambar dari spesimen. Hal tersebut mampu melakukan perbesaran yang lebih tinggi dan memiliki kekuatan menyelesaikan lebih besar dari pada mikroskop cahaya yang memungkinkan untuk melihat objek jauh lebih kecil secara detail lebih halus.

Scanning Electron Microscope (SEM) adalah jenis mikroskop elektron yang gambar permukaan sampel dipindai dengan menggunakan sinar elektron berenergi tinggi dalam pola pemindai pixel. *Scanning Electron Microscope (SEM)* adalah mikroskop yang menggunakan hamburan elektron dalam membentuk bayangan elektron berinteraksi dengan atom-atom yang membentuk

sampel menghasilkan sinyal yang berisi informasi tentang topografi permukaan sampel, komposisi dan sifat-sifat lain seperti konduktivitas listrik.

Alat ini memiliki banyak keuntungannya jika dibandingkan dengan menggunakan mikroskop cahaya. *Scanning Electron Microscope* (SEM) menghasilkan bayangan dengan resolusi yang tinggi, yang maksudnya adalah pada jarak yang sangat dekat tetap dapat menghasilkan perbesaran yang maksimal tanpa memecahkan gambar. Kombinasi dari perbesaran kedalaman jarak fokus, resolusi yang bagus, dan persiapan yang mudah, membuat *Scanning Electron Microscope* (SEM) merupakan satu dari alat-alat yang sangat penting untuk digunakan dalam penelitian saat ini. Berikut adalah gambar 2.9 contoh alat instrumentasi SEM.



Gambar 2.9. Alat instrumentasi *Scanning Electron Microscope* (SEM)

Cara kerja *Scanning Electron Microscope* (SEM) yaitu gambar dibuat berdasarkan deteksi elektron baru (elektron sekunder) atau elektron pantul yang muncul dari permukaan sampel ketika sampel tersebut dipindai dengan sinar electron. Elektron sekunder atau elektron pantul yang terdeteksi selanjutnya diperkuat sinyalnya, kemudian besar amplitudonya ditampilkan dalam gradasi gelap-terang dalam monitor *Cathode Ray Tube* (CRT). Di layar *Cathode Ray Tube* (CRT) inilah gambar struktur objek yang sudah diperbesar bias dilihat. Pada

proses operasinya *Scanning Electron Miscroscope* (SEM) tidak memerlukan sampel yang ditipiskan, sehingga bisa digunakan untuk melihat objek dari sudut pandang tiga dimensi. Pada sebuah *Scanning Electron Miscroscope* (SEM) terdapat beberapa peralatan utama, antara lain:

- a. Pistol elektron, biasanya berupa filamen yang terbuat dari unsur yang mudah melepas elektron, misalnya tungsten
- b. Lensa untuk elektron, berupa lensa magnetis karena elektron yang bermuatan negatif dapat dibelokkan oleh medan magnet
- c. Sistem vakum, karena elektron sangat kecil dan ringan maka jika ada molekul udara yang lain elektron yang berjalan menuju sasaran akan terpecah sebelum mengenai sasaran sehingga menghilangkan molekul udara sangat penting.

Prinsip kerja *Scanning Electron Miscroscope* (SEM) adalah sebagai berikut :

- a. Sebuah pistol elektron memproduksi sinar elektron dan dipercepat dengan anoda.
- b. Lensa magnetik memfokuskan elektron menuju sampel.
- c. Sinar elektron yang terfokus memindai keseluruhan sampel.
- d. Ketika elektron mengenai sampel maka sampel akan mengeluarkan elektron baru yang akan diterima oleh detektor dan dikirim ke monitor *Cathode Ray Tube* (CRT).

Aplikasi dari mikroskop pemindai electron dirangkum sebagai berikut:

- a. Topografi : menganalisa permukaan dan tekstur
- b. Morfologi : menganalisa bentuk dan ukuran dari sampel
- c. Komposisi : menganalisa komposisi dari permukaan benda secara kuantitatif dan kualitatif.

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Waktu dan Tempat Penelitian

Pengambilan data penelitian ini dilakukan di laboratorium Bahan Kesehatan, Bidang Proses Radiasi, Pusat Aplikasi Isotop dan Radiasi Badan Tenaga Nuklir Nasional, Pasar Jumat, Jakarta Selatan. Penelitian dilakukan pada bulan Februari s.d Mei 2017. Pada lokasi ini dilakukan pengujian sampel komposit hidroksiapatit-kitosan dengan *Fourier Transform Infra Red* (FTIR) pada tanggal 4 April 2017 sedangkan uji kuat tekan dengan *Universal Testing Machine* (UTM) dilakukan di laboratorium Teknologi Biomedis Universitas Indonesia, Salemba Raya, Jakarta Pusat pada tanggal 18 April 2017 dan pengujian dengan *Scanning Electron Microscopy* (SEM) dilakukan di laboratorium Forensik Mabes Polri, Kalimalang, Jakarta Timur pada tanggal 25 April 2017.

3.2 Alat dan Bahan

3.2.1 Alat

- | | |
|--|--------------------------------|
| 1. timbangan + timbangan analitis | 14. <i>petridish</i> |
| 2. <i>bone saw machine</i> | 15. pipet volumetrik |
| 3. <i>water jet</i> | 16. <i>micrometer</i> |
| 4. <i>beaker glass</i> | 17. <i>indicator universal</i> |
| 5. <i>Freezer</i> | 18. corong <i>buchner</i> |
| 6. <i>bransonic</i> | 19. corong gelas |
| 7. <i>oven</i> | 20. <i>erlenmeyer</i> |
| 8. <i>autoclave</i> | 21. pompa <i>vacuum</i> |
| 9. <i>termostirer + magnet stirrer</i> | 22. pipet ukur |
| 10. alat pencetak <i>scaffold</i> | 23. sikat tabung reaksi |
| 11. spatula logam | 24. FTIR (Shimadzu) |
| 12. <i>mortal dan pestle</i> | 25. UTM (Instron) |
| 13. pengaduk | 26. SEM (Zeiss) |

3.2.2 Bahan

- | | |
|------------------------|------------------------|
| 1. tulang korteks sapi | 5. aquades |
| 2. natrium hidroksida | 6. aquabides |
| 3. metanol-kloroform | 7. asam asetat glasial |
| 4. kitosan | 8. kertas saring |

3.3 Variabel Penelitian

3.3.1 Variabel Tetap

Variabel tetap merupakan variabel yang tidak berubah selama penelitian berlangsung. Variabel tetap dalam penelitian ini sebagai berikut :

- a. Konsentrasi : 10% dan 20% NaOH
- b. Suhu : 121°C (*Autoclave*)
40°C dan 225°C (*termostirrer*)
30°C (pengeringan sampel dengan suhu ruangan)
- c. Waktu : 20 menit (proses penghilangan lemak)
30 menit (proses penghancuran tulang)
24 jam (pengeringan)

3.3.2 Variabel Bebas

Variabel bebas merupakan variabel yang di variasikan pada tiap penelitian agar didapat hasil yang diinginkan. Variabel bebas memiliki fungsi utama sebagai acuan untuk mengetahui pengaruhnya terhadap variabel lain. Pada penelitian ini variabel bebas yang ditetapkan massa tulang korteks dan konsentrasi kitosan untuk pembuatan komposit hidroksiapatit-kitosan adalah komposisi tulang korteks sapi dan kitosan. Tabel 3.1 memperlihatkan variasi komposisi komposit hidroksiapatit tulang korteks sapi-kitosan dan table 3.2 memperlihatkan dosis iradiasi sinar gamma variasi komposisi komposit hidroksiapatit tulang korteks sapi-kitosan.

Tabel 3.1. Variasi Komposisi Tulang Korteks Sapi dan Konsentrasi Kitosan

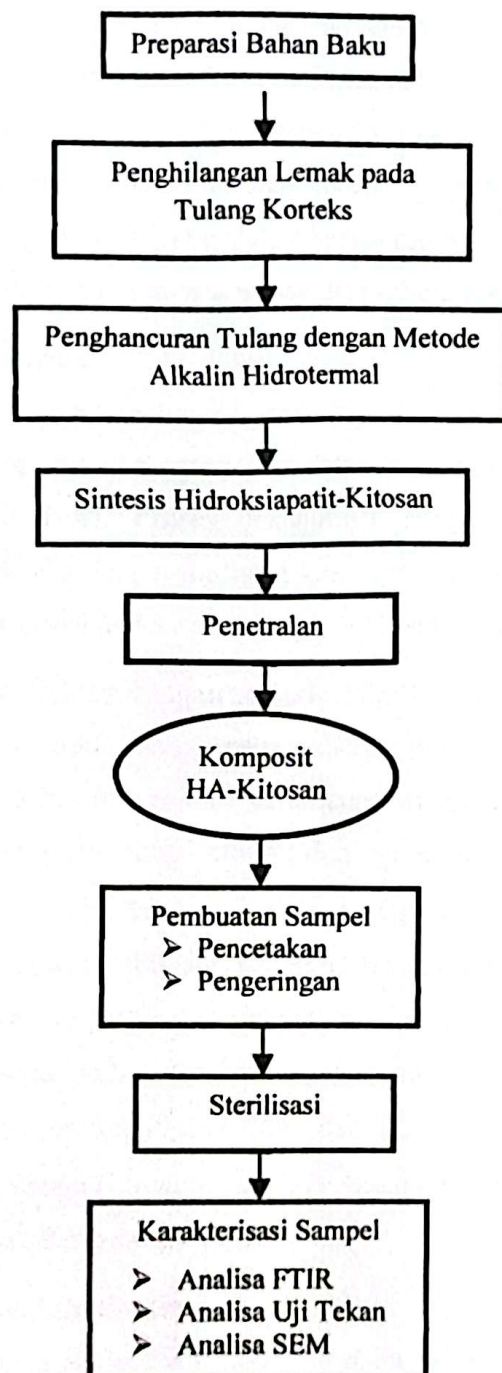
Sampel	Tulang Korteks Sapi	Kitosan
	Massa (g)	Konsentrasi (%)
A0	20 g	0
A1	20 g	1
A2	20 g	2
A3	20 g	3
A4	10 g	2
A5	30 g	2
A6	40 g	2

Tabel 3.2. dosis iradiasi sinar gamma variasi komposisi komposit hidroksiapatit tulang korteks sapi-kitosan

Sampel	Tulang Korteks Sapi (g) : Konsentrasi Kitosan (%)	Dosis Iradiasi Gamma Sel (kGy)
A0	20 g	0
		15
		25
A1	20 g : 1 %	0
		15
		25
A2	20 g : 2 %	0
		15
		25
A3	20 g : 3 %	0
		15
		25
A4	10 g : 2 %	0
		15
		25
A5	30 g : 2 %	0
		15
		25
A6	40 g : 2 %	0
		15
		25

3.4 Prosedur Penelitian

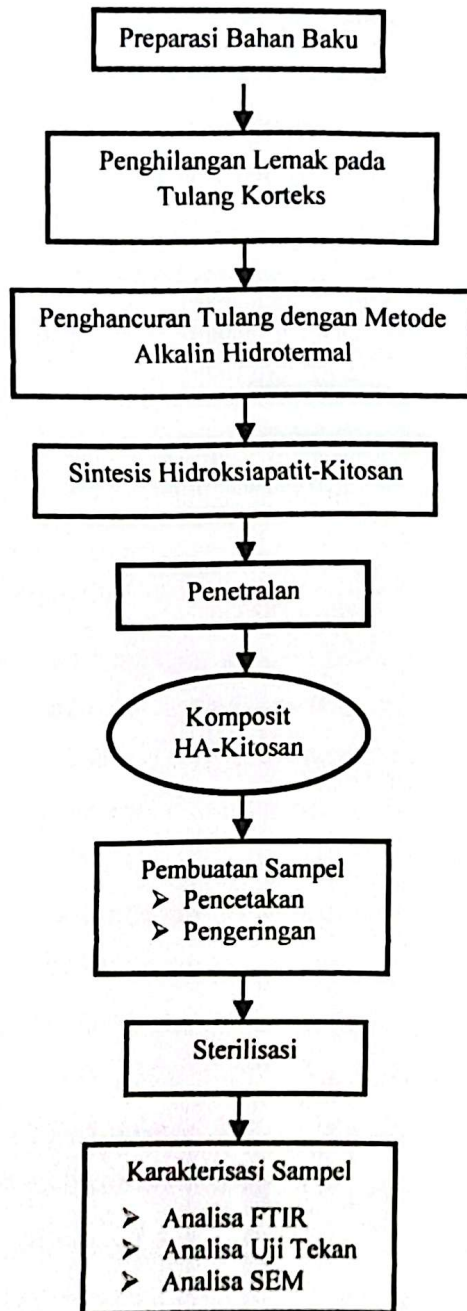
Gambar 3.1 memperlihatkan prosedur penelitian yang digambarkan dalam diagram proses keseluruhan penelitian.



Gambar 3.1. Diagram alir penelitian

3.5 Tahap Penelitian Komposit Hidroksiapatit-Kitosan

3.5.1 Preparasi Bahan Baku



Gambar 3.1. Diagram alir penelitian

3.5 Tahap Penelitian Komposit Hidroksiapatit-Kitosan

3.5.1 Preparasi Bahan Baku

Proses pembuatan komposit hidroksiapatit-kitosan dimulai dengan pemotongan tulang sapi yang diambil dari lemari pendingin. Tulang sapi segar dipotong, kemudian diambil bagian korteks dengan alat *bone saw machine*, setelah itu hasil potongan tersebut dibersihkan dengan mesin air bertekanan (*water jet*) bertujuan untuk membersihkan kotoran-kotoran seperti darah yang masih menempel pada tulang. Tulang yang sudah bersih dipisahkan menurut bagiannya. Dilakukan berbagai variasi komposisi massa dari tulang korteks.

3.5.2 Penghilangan Lemak

Proses penghilangan lemak atau perebusan, dengan memasukan botol yang sudah berisi tulang korteks dan aquades ke dalam pemanas (*autoclave*) selama 20 menit (dilakukan 3 kali). Proses selanjutnya penghilangan lemak dengan merendam tulang korteks dengan metanol-kloroform 1:1 selama 5 jam ke dalam alat sonifikasi lalu di masukan ke *oven* selama ± 24 jam untuk proses pengeringan.

3.5.3 Penghancuran Tulang dengan metode Alkalin Hidrotermal

Proses penghancuran tulang menggunakan metode alkalin hidrotermal dimana proses ini adalah proses dari penghancuran tulang sapi ini. Sebanyak tulang korteks kering pada variasi kitosan dan variasi berat, ditambah dengan 300 ml larutan NaOH 10%, kemudian di *autoclave* pada suhu 121°C selama 30 menit. Proses tersebut diulang kembali dengan melakukan penggantian larutan NaOH. Dilakukan proses penghancuran tulang menggunakan pengaduk *magnetic stirrer* pada suhu 40°C sampai larut sempurna. Setelah itu, ditambahkan ± 500 ml larutan NaOH 20% dan dilakukan proses pengadukan pada suhu 225°C sampai tulang menjadi homogen. Kemudian dilakukan pengecekan potongan tulang secara visual.

3.5.4 Sintesis Hidroksiapatit-Kitosan

Preparasi terhadap kitosan dilakukan sebelum dilakukan sintesis komposit Hidroksiapatit-Kitosan dengan langkah sebagai berikut:

1. Serbuk kitosan dengan variasi persen konsentrasi ditambahkan dengan akuades dan 1% asam asetat glasial.
2. Campuran diaduk pada suhu 40°C selama 15 menit dengan pengadukan secara

konstan.

3. Kitosan didiamkan satu malam sampai terlarut sempurna.

Sintesis komposit hidroksiapatit-kitosan dilakukan dengan metode pencampuran sederhana. Metode yang dilakukan adalah pencampuran kitosan secara konstan kedalam suspensi hidroksiapatit (campuran hidroksiapatit yang sudah *distirrer*) dengan pengaduk *magnetic stirrer* pada suhu 40°C sampai larutan kitosan habis. Selanjutnya campuran dihomogenkan menggunakan *homogenizer* selama 10 menit. Kemudian dilakukan proses pengadukan kembali dengan pengaduk *magnetic stirrer* selama 5 jam pada suhu 40°C sampai homogen.

3.5.5 Penetralan

Dilakukan penyaringan dengan penambahan aquades sampai campuran larutan dalam keadaan netral dan dalam bentuk *slurry*. Alat yang digunakan dalam proses ini adalah pompa *vacuum*.

3.5.6 Tahap Pembuatan Sampel

Pada tahap ini, *slurry* yang dihasilkan dikeringkan pada suhu ruang 30°C selama lebih dari semalam. Komposit hidroksiapatit-kitosan dituang kedalam cetakan berukuran lebar 35 mm, panjang 92 mm dan tinggi 15 mm dengan bentuk *scaffold* ukuran diameter 12 mm dan tinggi 15 mm kemudian dikeringkan pada suhu ruangan sampai terlihat mengeras.

3.5.7 Sterilisasi

Komposit kering berbentuk *scaffold* dikemas dalam plastik klip kemudian dilakukan proses sterilisasi dengan cara diiradiasi menggunakan sinar gamma pada dosis 15 kGy dan 25 kGy. Iradiasi dilakukan pada fasilitas Iradiasi Gamma Karet Alam (IRKA) Pusat Aplikasi Isotop dan Radiasi Badan Tenaga Nuklir Nasional, Pasar Jum'at dan dilakukan dengan laju dosis 5,37 kGy/jam. Proses selanjutnya adalah melakukan karakterisasi komposit dan unsur penyusunnya.

3.6 Karakterisasi Sampel

3.6.1 Pengujian dengan *Fourier Transform Infra Red* (FTIR)

ditentukan dengan menggunakan rumus $Y = a + bX$ dan $Y = c + dX$ dengan
nilai konstanta a, b, c, d dengan menggunakan $100 < a < 500 < 1000 < 1500 < 2000 <$
 $2500 < \text{dan } 3000 < \text{dengan } 500 < \text{yang akan menghasilkan masing-masing output}$

Pengujian komposit Hidroksiapatit-Kitosan dengan FTIR adalah untuk menganalisa gugus fungsi yang terkandung di dalam komposit hidroksiapatit-kitosan. Pengujian dilakukan dengan menggunakan seluruh sampel variasi komposit hidroksiapatit-kitosan dalam bentuk serbuk. Bahan bantu untuk membaca komposit hidroksiapatit-kitosan adalah kalium bromida (kBr).

3.6.2 Pengujian dengan Universal Testing Machine (UTM)

Pengukuran kekuatan tekan sampel dilakukan menggunakan *Autograph*. Pengujian dilakukan dengan menggunakan seluruh sampel variasi komposit hidroksiapatit-kitosan. Sampel yang permukaannya halus ditempatkan pada bagian penekan mesin uji tekan, kemudian mesin dinyalakan dan mengatur kecepatan serta memilih *range* beban atau gaya yang akan diukur. Kemudian *load cell* diturunkan perlahan, kemudian di-*stop* dan dicatat besar gaya dan *strain*. Langkah-langkah diatas dilakukan dengan perubahan yang sangat kecil hingga sampel hancur. Secara otomatis gaya maksimal yang dapat ditahan oleh sampel ditampilkan oleh mesin uji tekan.

3.6.3 Pengujian dengan Scanning Elektron Microscopy (SEM)

Analisa dengan menggunakan SEM bertujuan untuk mengetahui morfologi komposit hidroksiapatit-kitosan. Secara singkat proses pengujian SEM dilakukan sebagai berikut. Sebelum dilakukan uji SEM, sampel terlebih dulu di *coating*. Persiapan sampel sebelum *coating*, melakukan penempelan pin sampel dengan *carbon tape*, kemudian di *blower* untuk menghilangkan debu sampel pada pin. *Coating* dilakukan dengan paladium. Uji SEM dimulai dengan mengaktifkan program SMARTSEM pada PC. Membuka pintu *chamber* dengan klik menu *vacuum*, pilih *vent* untuk mengalirkan gas nitrogen maksimal 0,5 bar, segera aliran gas nitrogen dimatikan setelah pintu terbuka. Memasukkan sampel yang telah *dicoating* dan menutup kembali *chamber*, kemudian klik menu *vacuum* pilih *pump*. Memulai proses dengan klik *Gun* pilih *beam ON*. Setelah mendapatkan gambar yang dikehendaki tekan menu *Photo* untuk menghentikan *scanning*. Menekan menu *Save* untuk menyimpan gambar. Uji SEM dilakukan pada sampel yang memiliki nilai kuat tekan terbaik dan yang paling rendah. Pengujian

BAB IV

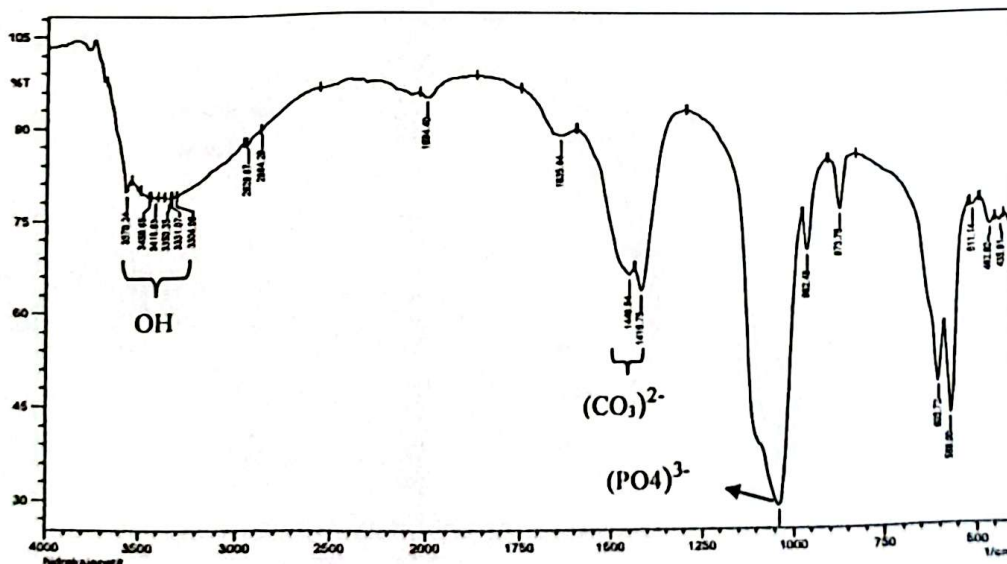
HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Karakterisasi *Fourier Transform Infra Red* (FTIR)

Pada penelitian ini dilakukan analisa pengujian dengan FTIR dalam bentuk serbuk dari 6 sampel komposit hidroksiapatit-kitosan berupa sampel A1 (20 g tulang korteks sapi : 1% konsentrasi kitosan), A2 (20 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan), dan A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan) sebagai variasi dari konsentrasi kitosan dan sampel A4 (10 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan), A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan), dan A6 (20 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) sebagai variasi dari berat tulang korteks sapi. Dilakukan karakterisasi untuk melihat gugus fungsi yang terbentuk terhadap semua variasi dan kontrol sampel komposit hidroksiapatit-kitosan.

4.1.1 Analisa Spektrum FTIR Hidroksiapatit dan Kitosan

Hasil identifikasi spektrum FTIR serbuk hidroksiapatit sebagai bahan penyusun komposit hidroksiapatit-kitosan dapat dilihat pada gambar 4.1



Gambar 4.1. Spektrum FTIR serbuk hidroksiapatit

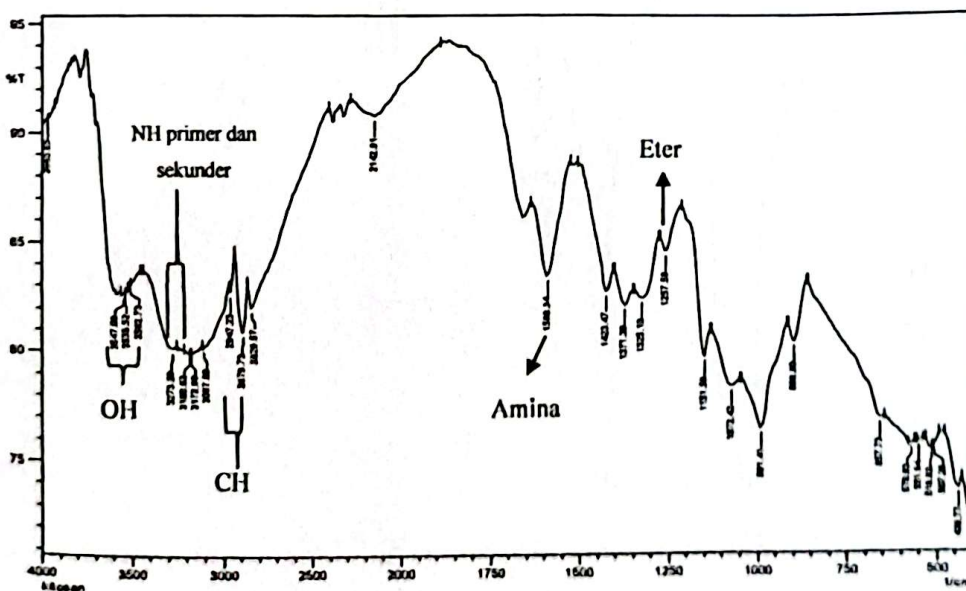
Pada gambar 4.1 yaitu serbuk hidroksiapatit, terdapat puncak serapan regangan vibrasi O-H pada daerah $3.304,06 - 3.570,24 \text{ cm}^{-1}$, serapan khas karbonat (CO_3^{2-}) pada daerah $1.415,75 - 1.448,54 \text{ cm}^{-1}$, kemudian serapan fosfat (PO_4^{3-}) pada $1.039,63 \text{ cm}^{-1}$.

Tabel 4.1. Hasil identifikasi spektrum FTIR pada serbuk Hidroksiapatit

Identifikasi Gugus Fungsi	Daerah bilangan gelombang (cm^{-1})	Bilangan gelombang (cm^{-1})
Gugus O-H	3.200 – 3.600	3.304,06 – 3.570,24
Gugus (CO_3) ²⁻	1.400 – 1.450	1.415,75 – 1.448,54
Gugus Fosfat (PO_4) ³⁻	950 – 1.100	1.039,63

Berdasarkan tabel 4.1 dapat diketahui gugus-gugus fungsional yang terdapat pada serbuk hidroksiapatit yaitu adanya gugus hidroksil (O-H), gugus fosfat (PO_4)³⁻ dan gugus karbonat (CO_3)²⁻ yang merupakan gugus fungsi zat anorganik dari serbuk hidroksiapatit. Maka, jenis hidroksiapatit yang terbentuk adalah hidroksiapatit karbonat (*carbonated hydroxyapatite*). Unsur karbonat yang ada pada hidroksiapatit menunjukkan bahwa senyawa tersebut memiliki kristalinitas rendah sehingga memiliki sifat bioaktifitas yang baik (Yessy, 2015).

Hasil identifikasi spektrum FTIR serbuk kitosan sebagai bahan penyusun komposit hidroksiapatit-kitosan dapat dilihat pada gambar 4.2



Gambar 4.2. Spektrum FTIR serbuk Kitosan

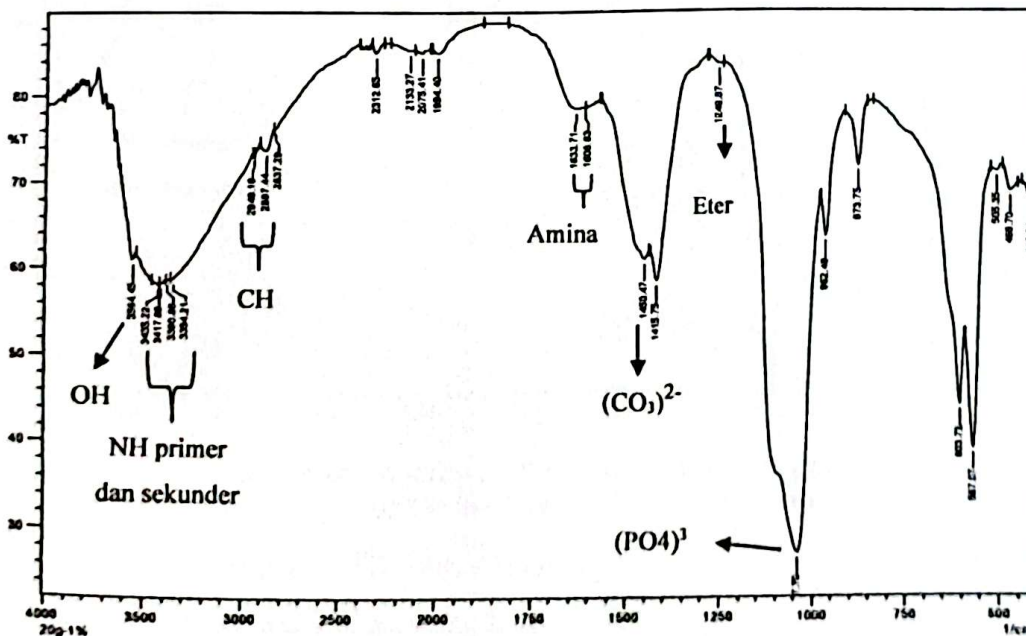
Pada gambar 4.2 yaitu serbuk kitosan, terdapat puncak serapan regangan vibrasi O-H pada daerah $3.502,73 - 3.547,09 \text{ cm}^{-1}$, kemudian puncak serapan C-H gugus alkana pada $2.879,72 \text{ cm}^{-1}$ dan gugus NH₂ dan N-H berturut-turut terdapat pada bilangan gelombang $3.172,90 - 3.273,20 \text{ cm}^{-1}$ dan $1589,34 \text{ cm}^{-1}$, Adanya puncak serapan (C-O) gugus eter pada $1.257,59 \text{ cm}^{-1}$.

Tabel 4.2. Hasil identifikasi spektrum FTIR pada serbuk Kitosan

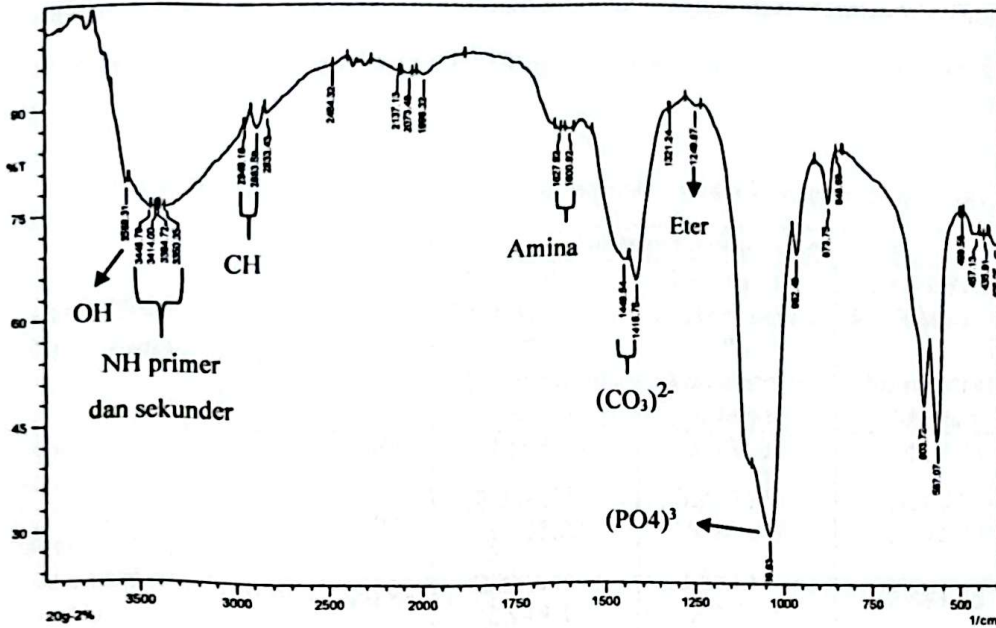
Identifikasi Gugus Fungsi	Daerah Bilangan Gelombang (cm^{-1})	Bilangan Gelombang (cm^{-1})
Gugus O-H	3.200 – 3.600	3.502,73 – 3.547,09
Gugus N-H (Amina primer dan sekunder)	3.100 – 3.500	3.172,90 – 3.273,20
Gugus C-H (alkana)	2.850 – 3.000	2.879,72 – 2.947,23
Gugus Amina (N-H)	1.550 – 1.640	1.589,34
Gugus Eter (C-O)	1.000 – 1.300	1.257,59

4.1.2 Analisa Spektrum FTIR Pada Variasi Konsentrasi Kitosan

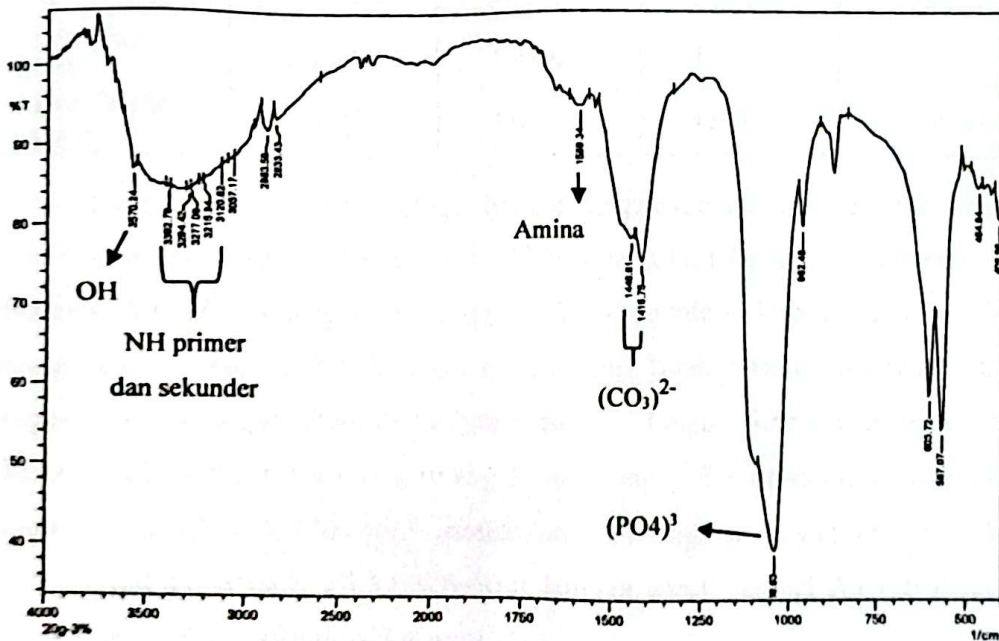
Hasil identifikasi spektrum FTIR pada serbuk sampel variasi konsentrasi kitosan pada sampel A1 (20 g tulang korteks sapi : 1% konsentrasi kitosan), A2 (20 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) dan A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan), dapat dilihat pada gambar 4.3, 4.4 dan 4.5



Gambar 4.3. Spektrum FTIR pada komposit sampel 20 g tulang korteks sapi dengan 1% konsentrasi kitosan



Gambar 4.4. Spektrum FTIR pada serbuk sampel 20 g tulang korteks sapi dengan 2% konsentrasi kitosan



Gambar 4.5. Spektrum FTIR pada serbuk sampel 20 g tulang korteks sapi dengan 3% konsentrasi kitosan

Dari hasil spektrum FTIR untuk sampel A1 (20 g tulang korteks sapi : 1% konsentrasi kitosan), A2 (20 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) dan A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan), tidak terjadi perubahan

gugus fungsi hanya pergeseran bilangan puncak serapan dari tiap gugus fungsi. Berikut tabel 4.3 Hasil spektrum FTIR pada serbuk sampel variasi konsentrasi kitosan.

Tabel 4.3. Hasil spektrum FTIR pada komposit variasi konsentrasi kitosan

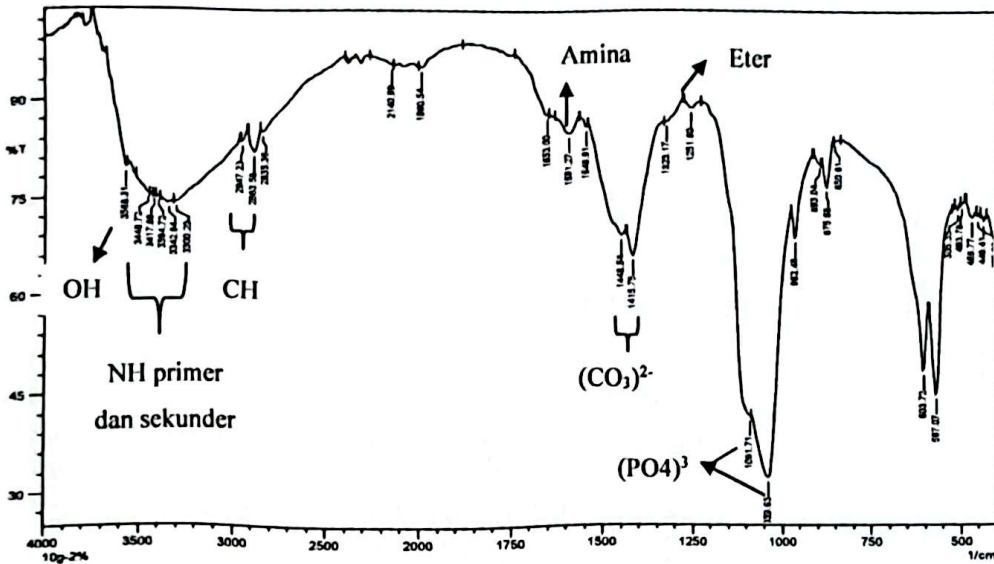
Identifikasi Gugus Fungsi	Daerah bilangan gelombang (cm^{-1})	Bilangan gelombang (cm^{-1})		
		20 g tulang korteks sapi 1 % konsentrasi kitosan	20 g tulang korteks sapi 2 % konsentrasi kitosan	20 g tulang korteks sapi 3 % konsentrasi kitosan
Gugus O-H	3.200 – 3.600	3.564,45	3.568,31	3.570,24
Gugus N-H (Amina primer dan sekunder)	3.100 – 3.500	3.354,21 – 3.435,22	3.350,35 – 3.446,79	3.120,82 – 3.392,79
Gugus C-H (alkana)	2.850 – 3.000	2.887,44 – 2.949,16	2.883,58 – 2.949,16	2.883,58
Gugus Amina (N-H)	1.575 – 1.650	1.608,63 – 1.633,71	1.600,92 – 1.627,92	1.589,34
Gugus (CO_3) ²⁻	1.400 – 1.450	1.415,75	1.415,75 – 1.448,54	1.415,75 – 1.446,61
Gugus Eter (C-O)	1.230 – 1.270	1.249,87	1.249,87	-
Gugus Fosfat (PO_4) ³⁻	950 – 1.100	1.037,70	1.039,63	1.039,63

Pada tabel 4.3 dapat dilihat bahwa pergeseran bilangan puncak serapan pada tiap gugus fungsi dari sampel A1 (20 g tulang korteks sapi : 1% konsentrasi kitosan), A2 (20 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) dan A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan) tidak terlalu signifikan hanya bergeser ke bilangan gelombang yang rendah. Gugus fungsi eter (C-O) dari kitosan pada sampel A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan) di bilangan 1.230 – 1.270 cm^{-1} menghilang. Hilangnya gugus tersebut tidak berpengaruh pada pada uji karakterisasi lainnya untuk sampel A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan).

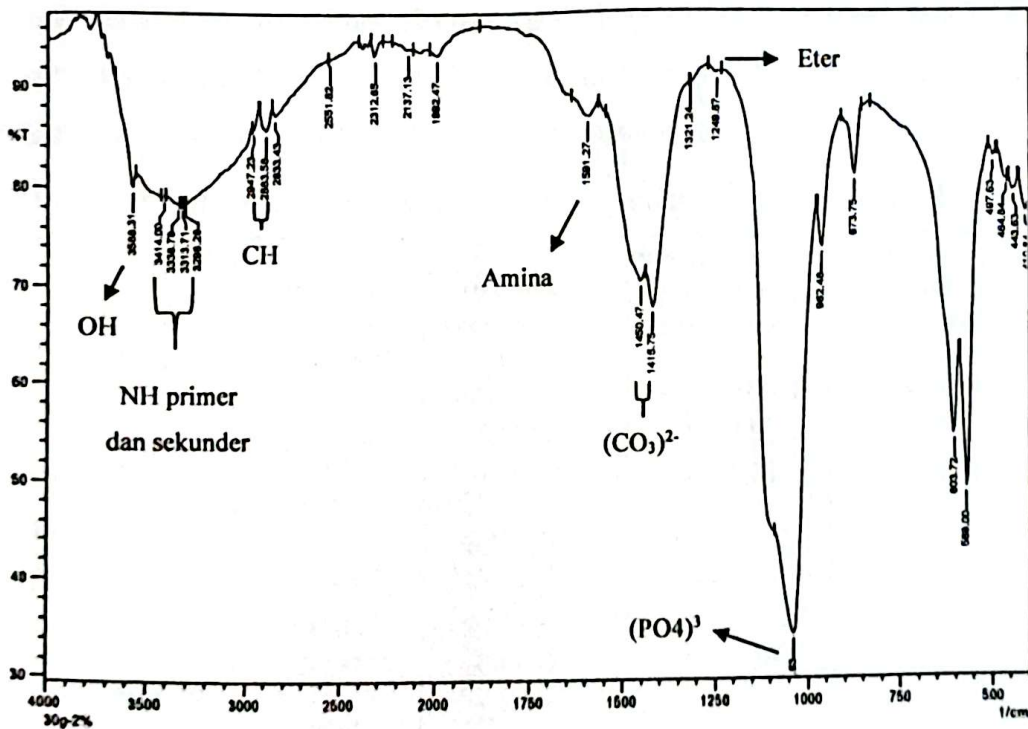
4.1.3 Analisa Spektrum FTIR Pada Variasi Berat Tulang Korteks Sapi

Hasil identifikasi spektrum FTIR pada serbuk variasi berat tulang korteks sapi pada sampel A4 (10 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan), A5 (30 g

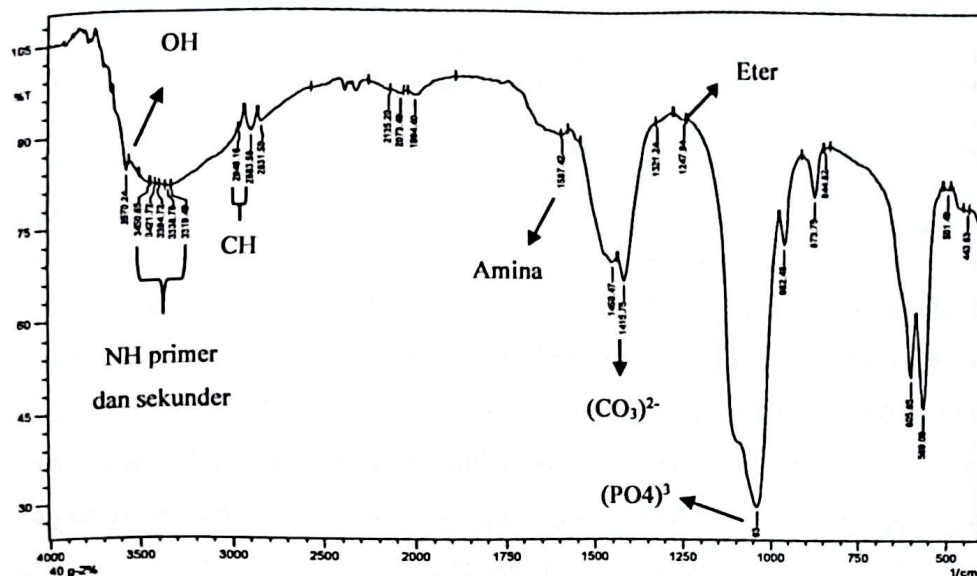
tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) dan A6 (40 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan), dapat dilihat pada gambar 4.6, 4.7 dan 4.8



Gambar 4.6. Spektrum FTIR pada serbuk sampel 10 g tulang korteks sapi dengan 2% konsentrasi kitosan



Gambar 4.7. Spektrum FTIR pada serbuk sampel 30 g tulang korteks sapi dengan 2% konsentrasi kitosan



Gambar 4.8. Spektrum FTIR pada serbuk sampel 40 g tulang korteks sapi dengan 2% konsentrasi kitosan

Dari hasil spektrum FTIR untuk variasi berat tulang korteks sapi pada sampel A4 (10 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan), A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) dan A6 (40 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan), tidak terjadi perubahan gugus fungsi hanya terjadi pergeseran bilangan puncak serapan dari tiap gugus fungsi.

Tabel 4.4. Hasil spektrum FTIR pada komposit variasi massa tulang korteks sapi

Identifikasi Gugus Fungsi	Daerah bilangan gelombang (cm^{-1})	Bilangan gelombang (cm^{-1})		
		10 g tulang korteks sapi 2 % konsentrasi kitosan	30 g tulang korteks sapi 2 % konsentrasi kitosan	40 g tulang korteks sapi 2 % konsentrasi kitosan
Gugus O-H	3.200 – 3.600	3.568,31	3.568,31	3.570,24
Gugus N-H (Amina primer dan sekunder)	3.100 – 3.500	3.300,20 – 3.448,72	3.298,28 – 3.414	3.319,49 – 3.450,65
Gugus C-H (alkana)	2.850 – 3.000	2.883,58 – 2.947,23	2.883,58 – 2.949,16	2.883,58 – 2.949,16
Gugus Amina (N-H)	1.575 – 1.650	1.591,27	1.591,27	1.587,42
Gugus $(\text{CO}_3)^{2-}$	1.400 – 1.450	1.415,75 – 1.448,54	1.415,75	1.415,57
Gugus Eter (C-O)	1.230 – 1.270	1.251,80	1.249,87	1.247,94

Identifikasi Gugus Fungsi	Daerah bilangan gelombang (cm^{-1})	Bilangan gelombang (cm^{-1})		
		10 g tulang korteks sapi 2 % konsentrasi kitosan	30 g tulang korteks sapi 2 % konsentrasi kitosan	40 g tulang korteks sapi 2 % konsentrasi kitosan
Gugus Fosfat (P-O)	950 – 1.100	1.039,63 – 1.091,71	1.039,63	1.039,63

Pada tabel 4.4 dapat dilihat bahwa pergeseran bilangan puncak serapan pada gugus fungsi dari sampel A4 (10 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan), A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) dan A6 (40 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) tidak terlalu signifikan hanya bergeser ke bilangan gelombang yang rendah, sama halnya pada tabel 4.3 sebelumnya dimana tiap gugus fungsi pergeseran bilangan puncak serapan tidak terlalu signifikan dan hanya bergeser ke bilangan gelombang yang lebih rendah namun pada tabel 4.4 untuk sampel A6 (40 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) dimana gugus fungsi eter (C-O) terlihat di bilangan 1.247,94 cm^{-1} .

4.2 Analisa Uji Tekan (*Compressive Strength*)

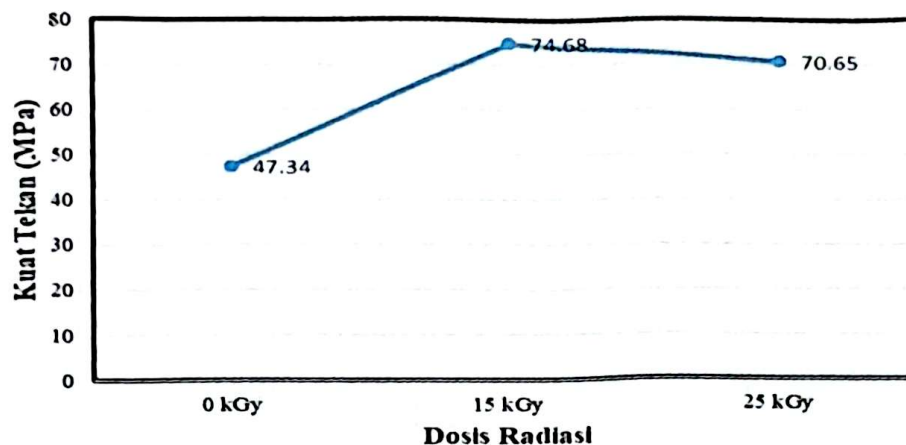
Pada penelitian ini dilakukan analisa pengujian dengan UTM dalam berbagai variasi komposisi dari hidroksiapatit tulang korteks sapi dan kitosan. Variasi komposisi konsentrasi kitosan dari tulang korteks sapi : konsentrasi kitosan adalah A1 (20 g tulang korteks sapi : 1% konsentrasi kitosan), A2 (20 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan), A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan) dan variasi komposisi berat tulang korteks sapi : konsentrasi kitosan adalah A4 (10 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan), A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan), A6 (40 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan). Hasil karakterisasi kekuatan tekan dari sifat mekanik ditunjukkan pada tabel 4.5

Tabel 4.5. Hasil uji kuat tekan pada komposit hidroksiapatit-kitosan

Sampel	Dosis Iradiasi Gamma (kGy)	Tekanan Kompaksi (MPa)	Nilai Kekuatan Tekan (MPa)
A0	0	47,34	$0,21 \pm 0,0000445$
	15	74,68	$0,35 \pm 0,000348$
	25	70,65	$0,32 \pm 0,000294$
A1	0	120,97	$0,67 \pm 0,00119$
	15	114,08	$0,64 \pm 0,00111$
	25	123,09	$0,68 \pm 0,00114$
A2	0	101,45	$0,71 \pm 0,00131$
	15	104,74	$0,73 \pm 0,00136$
	25	94,17	$0,59 \pm 0,000967$
A3	0	89,77	$0,58 \pm 0,000949$
	15	77,50	$0,51 \pm 0,000749$
	25	84,14	$0,55 \pm 0,000856$
A4	0	121,47	$0,90 \pm 0,00185$
	15	164,61	$1,02 \pm 0,00296$
	25	156,35	$1,01 \pm 0,00275$
A5	0	187,84	$1,07 \pm 0,00221$
	15	221,65	$1,22 \pm 0,00258$
	25	145,14	$0,80 \pm 0,00150$
A6	0	78,32	$0,43 \pm 0,00541$
	15	84,98	$0,46 \pm 0,000626$
	25	108,25	$0,60 \pm 0,000987$

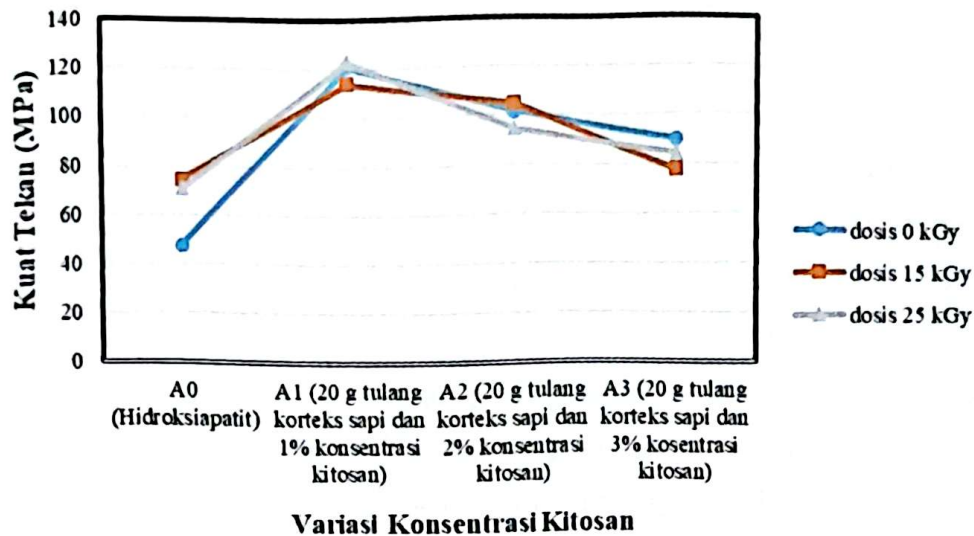
4.2.1 Karakterisasi Sifat Mekanik Komposit Hidroksiapatit Tulang Korteks-Kitosan dengan *Universal Testing Machine* (UTM)

Campuran yang baik harus mengarah pada interaksi antar molekul antara dua atau lebih komponen polimer, sehingga dapat memperbaiki kekuatan mekanik dari campuran. Pengujian menggunakan UTM bertujuan untuk mengetahui kekuatan tekan dari komposit. Pengujian kekuatan tekan bertujuan untuk mengetahui kemampuan suatu bahan komposit untuk menerima beban tanpa menjadi rusak atau patah. Dilakukan pengujian terhadap sampel komposit A0 (20 g Hidroksiapatit) sebagai kontrol. Hasilnya ditampilkan pada Gambar 4.9



Gambar 4.9. Hasil uji kuat tekan hidroksiapatit murni

Dari grafik diatas terlihat bahwa kekuatan tekan sampel A0 (20 g hidroksiapatit) menunjukkan ketidakstabilan nilai kompaksi kuat tekan seiring dengan bertambahnya dosis radiasi kisaran 74.67 MPa – 47.36 MPa, hal ini terjadi dikarenakan hidroksiapatit sebagai kontrol yang berperan dalam perubahan kekuatan tekan. Adanya struktur ikatan yang terdegradasi dan terjadinya ikatan silang pada hidroksiapatit akan mempengaruhi perubahan nilai tekanan kompaksi, terlihat pula dengan kenaikan perhitungan nilai tekanan kompaksi kisaran 47.36 - 74.67 MPa dan penurunan nilai modulus young kisaran 74.67 - 70.65 MPa. Dapat diasumsikan dari hasil tersebut bahwa nilai tekanan kompaksi kekuatan tekan menyatakan sampel A0 (20 g hidroksiapatit) memiliki sifat mekanik rendah dan rapuh.

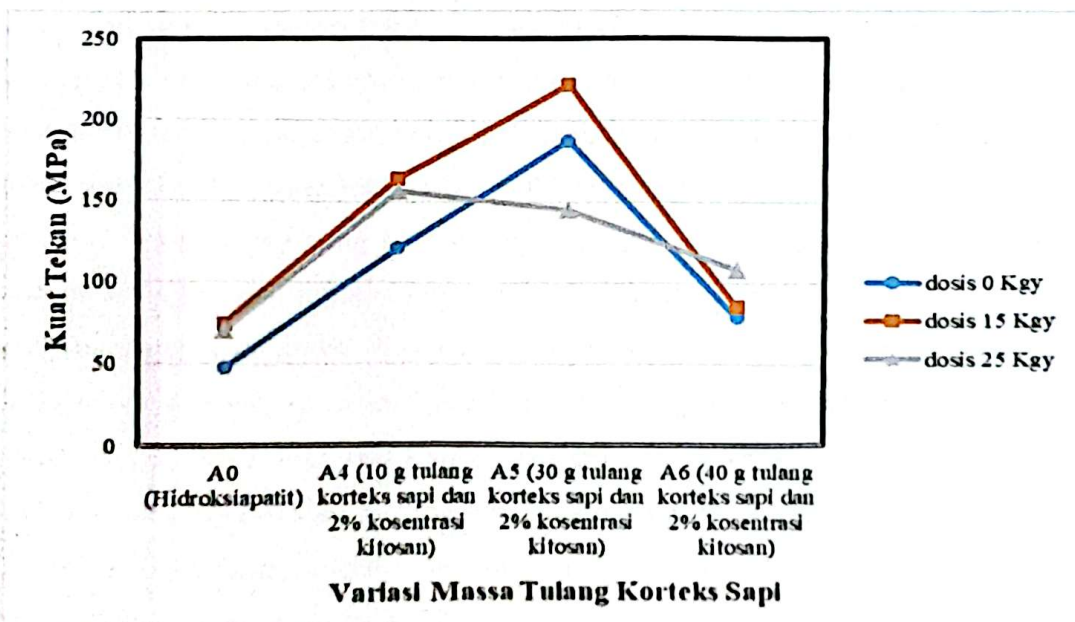


Gambar 4.10. Hasil uji kuat tekan pada variasi konsentrasi kitosan

Dari gambar 4.10 terlihat bahwa nilai komposisi kuat tekan dari komposit hidroksiapatit-kitosan dengan variasi konsentrasi kitosan menghasilkan nilai yang bervariasi. Variasi konsentrasi kitosan pada sampel A1-A2-A3 memperlihatkan bahwa semakin tinggi konsentrasi kitosan, nilai tekanan komposisi kuat tekannya semakin berkurang dan dengan bertambahnya dosis iradiasi gamma mengalami perubahan nilai tekanan komposisi kuat tekan. Nilai tekanan komposisi kekuatan tekan pada sampel A1 (20 g tulang korteks sapi : 1% konsentrasi kitosan) dengan penambahan dosis radiasi gamma memiliki tekanan komposisi kisaran 114,08 - 123,09 MPa, sedangkan sampel A2 (20 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) dengan penambahan dosis radiasi gamma memiliki tekanan komposisi sekitar 94,17-104,75 MPa, dan sampel A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan) dengan penambahan dosis iradiasi gamma memiliki tekanan komposisi kisaran 77,5-89,77 MPa. Terlihat bahwa dengan penambahan konsentrasi kitosan pada komposit hidroksiapatit-kitosan menyebabkan berkurangnya nilai tekanan komposisi kuat tekan, kemungkinan diakibatkan adanya kitosan yang tidak berinteraksi dengan hidroksiapatit. Hal tersebut seiring dengan penelitian Dewi (2009).

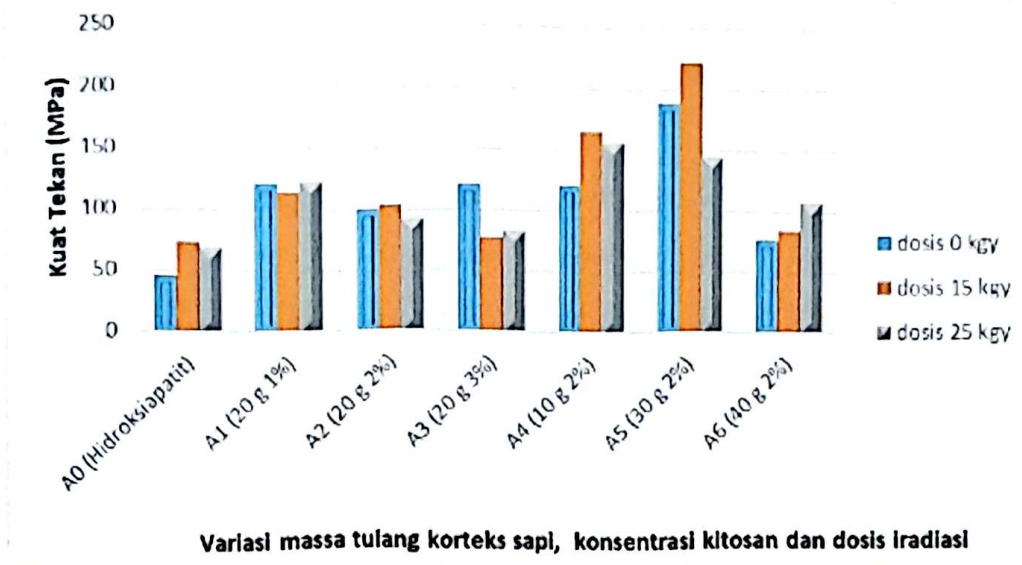
Penurunan nilai komposisi kuat tekan juga bisa saja terjadi karena sifat mekanik dipengaruhi beberapa faktor, diantaranya bentuk partikel yang

permukaan atas dari sampel tidak rata dan sedikit condong miring atau tidak lurus, ukuran partikel dimana ketika proses pencetakan dengan alat pencetak tidak sama rata, dan distribusi partikel ketika proses pencetakan yang dilakukan manual tidak homogen sepenuhnya antara hidroksiapatit dengan kitosan tidak mengikat sempurna. Begitu juga dengan bertambahnya dosis iradiasi gamma nilai tekanan kompaksi kekuatan tekan mengalami penurunan, hal ini mengindikasikan putusnya rantai ikatan molekul kitosan menjadi kitosan. Semakin besar konsentrasi kitosan menunjukkan nilai tekanan kompaksi kekuatan tekan semakin kecil. Ditunjukkan pada Komposit sampel A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan) dengan penambahan dosis iradiasi 15 kGy menghasilkan nilai tekanan kompaksi yang paling kecil yaitu 77,5 MPa didapatkan nilai kekuatan tekan sebesar $(0,51 \pm 0,000749)$ MPa. Sementara itu komposit A1 (20 g tulang korteks sapi : 1% konsentrasi Kitosan) dengan penambahan dosis iradiasi 25 kGy menghasilkan nilai tekanan kompaksi paling besar yaitu 123,09 MPa didapatkan nilai kekuatan tekan sebesar $(0,68 \pm 0,00114)$ MPa. Dapat diasumsikan Semakin kecil konsentrasi kitosan dihasilkan komposit yang semakin kuat, dan peningkatan konsentrasi Kitosan menghasilkan komposit yang rapuh.



Gambar 4.11. Hasil uji kuat tekan pada variasi massa tulang sapi korteks

Gambar 4.11 memperlihatkan nilai tekanan kompaksi kuat tekan dengan variasi berat tulang korteks sapi. Terlihat bahwa dengan penambahan berat tulang korteks sapi dan konsentrasi kitosan yang sama menunjukkan ketidakstabilan nilai tekanan kompaksi. Kekuatan tekanan kompaksi dengan penambahan dosis iradiasi gamma pada sampel A4 (10 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) memiliki nilai tekanan kompaksi sekitar 121,47-164,61 MPa, sedangkan sampel A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) memiliki nilai tekanan kompaksi kekuatan tekan kisaran 145,15-221,65 MPa, dan sampel A6 (40 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) memiliki nilai tekanan kompaksi kekuatan tekan kisaran 78,32-108,25 Mpa. Penambahan komposisi berat tulang sapi korteks dan konsentrasi kitosan yang sama dengan penambahan dosis radiasi gamma menghasilkan kenaikan nilai tekanan kompaksi dari sampel A4 (10 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) ke sampel A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan), kemudian mengalami penurunan nilai tekanan kompaksi pada sampel A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) ke sampel A6 (40 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan). Terlihat bahwa pada sampel A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) pada dosis 15 kGy menghasilkan nilai tekanan kompaksi yang paling besar, yaitu 221,65 MPa dihasilkan nilai kekuatan tekan sebesar $(1,22 \pm 0,00258)$ MPa, sementara itu sampel A6 (40 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) pada dosis 0 kGy menghasilkan nilai tekanan kompaksi dengan nilai terkecil, yaitu 78,32 MPa dihasilkan nilai kekuatan tekan $(0,43 \pm 0,00541)$ MPa. Hal ini disebabkan karena semakin besar berat tulang korteks sapi berakibat pada integrasi hidroksiapatit pada matriks kitosan, dimana kegagalan pembentukan komposit biasanya terjadi pada tegangan antarmuka (*interface*) antara kitosan dengan hidroksiapatit dan antarmuka (*interface*) antar partikel hidroksiapatit sangat lemah (Yang *et.al*,2008). Dengan kata lain kitosan sebagai pengisi (*filler*) tidak cukup untuk mengikat keseluruhan dari hidroksiapatit. Dengan semakin besar komposisi berat tulang korteks sapi dapat menurunkan nilai kuat tekan, karena terjadi ketidakseimbangan komposisi antara matriks dan pengisinya (*filler*), yaitu hidroksiapatit dan kitosan.



Gambar 4.12. Hasil uji kuat tekan antara variasi massa tulang korteks sapi, Konsentrasi kitosan dan dosis iradiasi.

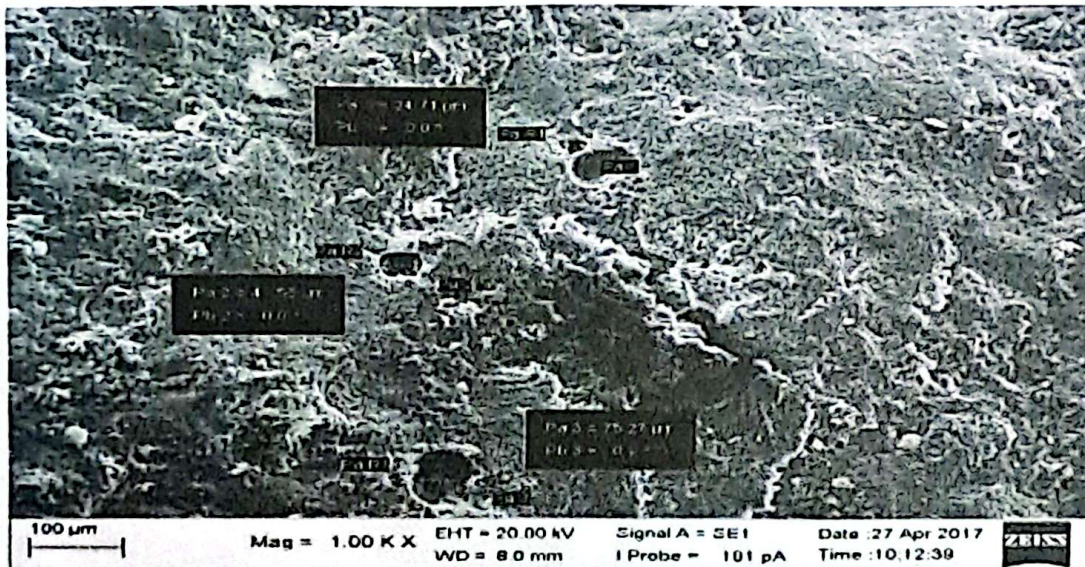
Pada keseluruhan sampel komposit hidroksiapatit-kitosan, menunjukkan bahwa komposisi antara berat tulang sapi korteks dan konsentrasi kitosan dapat mempengaruhi hasil uji kekuatan tekan komposit, sehingga dibutuhkan komposisi yang tepat untuk menghasilkan komposit yang terbaik. Terlihat dari analisa hasil uji kuat tekan dari seluruh sampel yang diuji menunjukkan bahwa pada sampel A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi Kitosan) pada dosis 15 kGy memiliki nilai tekanan kompaksi dan nilai kekuatan tekan yang terbaik, dimana nilai tekanan kompaksi, yaitu 221,65 Mpa didapatkan nilai kekuatan tekan ($1,22 \pm 0,00258$) MPa.

Dengan penambahan dosis iradiasi pada seluruh sampel memperlihatkan pola yang berbeda terhadap bertambahnya dosis radiasi. Semakin bertambah dosis radiasi, jumlah radikal yang terbentuk juga bertambah sehingga difusi monomer ke dalam matriks kitosan akan meningkat, di samping itu kemungkinan tumbukan antara molekul monomer dengan radikal kitosan yang terbentuk akan meningkat pula, sehingga nilai tekanan kompaksi dan nilai kekuatan tekan mengalami kenaikan, namun ada beberapa yang mengalami penurunan, yaitu terjadi pada dosis 0-15 kGy. Akan tetapi dosis iradiasi di atas 15 kGy fraksi padatan mulai terjadi penurunan, tetapi ada beberapa juga yang mengalami peningkatan, hal ini karena homopolimer yang terbentuk lebih tinggi sehingga

meningkatkan viskositas larutan yang menyebabkan hambatan difusi monomer ke dalam matriks kitosan. Hal tersebut telah diperkuat pada penelitian (Gatot,2012) tentang pengaruh dosis radiasi pada sifat fisik.

4.3 Analisa *Scanning Electron Microscope* (SEM)

Pada penelitian ini dilakukan pengujian dengan *Scanning Electron Microscope* (SEM) yang bertujuan untuk mengetahui besarnya diameter pori yang terbentuk pada sampel. Pengukuran dilakukan terhadap 2 sampel komposit hidroksiapatit-kitosan yaitu pada sampel A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan), A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) dan 1 sampel A0 (20 g hidroksiapatit) sebagai kontrol.



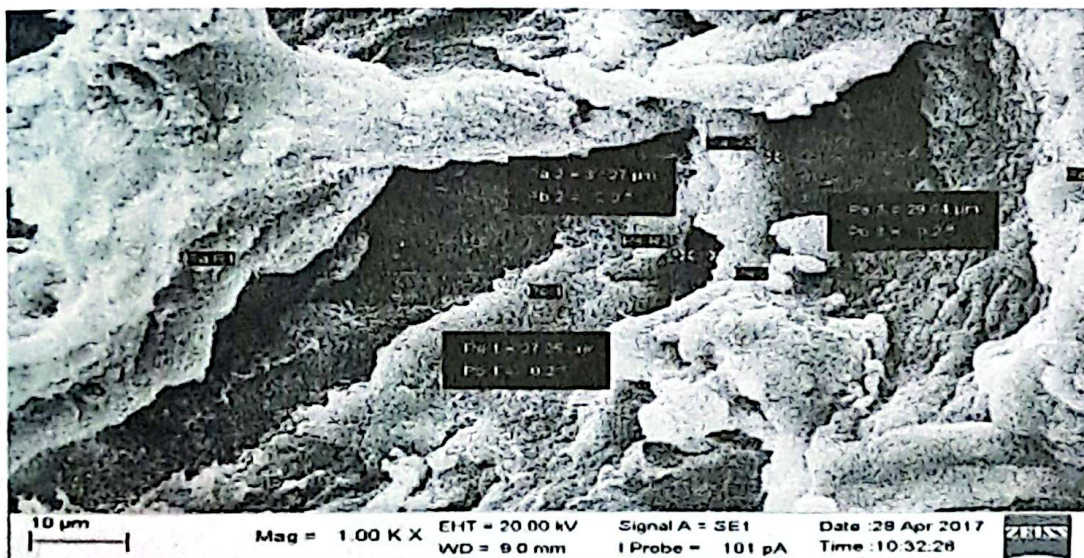
Gambar 4.13. Hasil uji SEM pada sampel Hidroksiapatit dengan perbesaran 1.000x.

Pada gambar 4.13, memperlihatkan struktur pada permukaan Hidroksiapatit. Sampel A0 (20 g Hidroksiapatit) merupakan scaffold hidroksiapatit dari tulang korteks sapi sebagai kontrol. Pada foto sampel A0 (20 g Hidroksiapatit) memperlihatkan hasil nilai ukuran pori scaffold hidroksiapatit dengan perbesaran 100x yang tertera pada tabel IV.1 berikut:

Tabel 4.6. Rentang pori hidroksiapatit pada perbesaran 1.000 kali

Pori Sampel A0	Ukuran Pori Hidroksiapatit (μm)
Pori 1 (Pa 1)	24,71
Pori 2 (Pa 2)	41,56
Pori 3 (Pa 3)	75,27

Dari tabel 4.6 diatas terlihat bahwa pada sampel A0 (20 g Hidroksiapatit) memiliki ukuran nilai pori dalam kisaran 24,71 nm – 75,27 μm yang menunjukkan bahwa pada sampel A0 (20 g Hidroksiapatit) masih ada butiran partikel hidroksiapatit dikarenakan tidak adanya pengikat senyawa hidroksiapatit sehingga permukaannya tidak rata yang mengindikasikan dengan tidak adanya pengisi pada senyawa hidroksiapatit maka poros dari scaffold renggang.



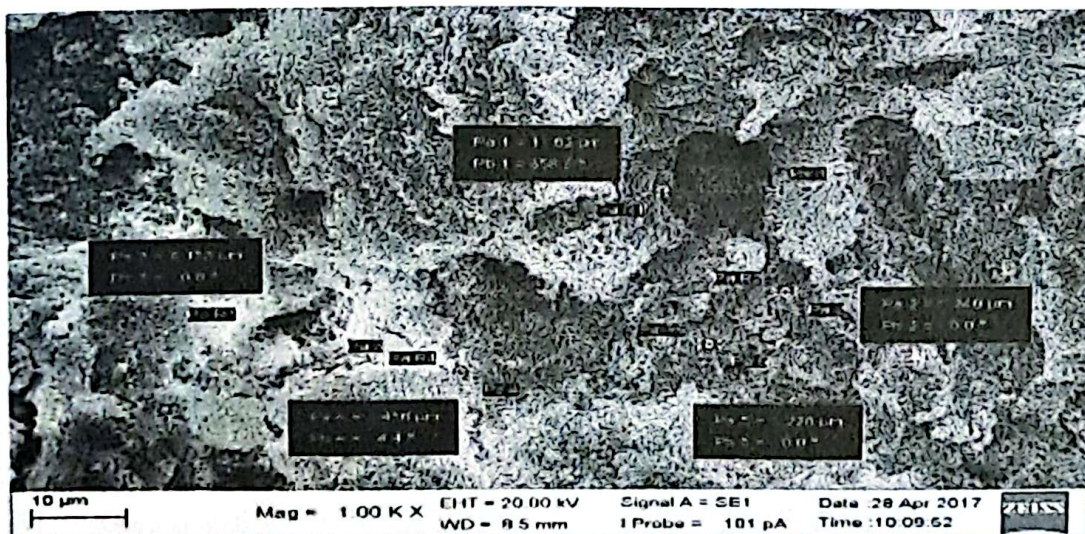
Gambar 4.13. Hasil uji SEM pada komposit sampel 20 g tulang korteks sapi dan 3% konsentrasi kitosan dengan perbesaran 1.000x.

Pada gambar 4.13, memperlihatkan struktur pada permukaan komposit hidroksiapatit-kitosan. Sampel A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan) merupakan komposit *scaffold* hidroksiapatit-kitosan dari tulang korteks sapi dan kitosan. Gambar tersebut memperlihatkan hasil nilai ukuran pori komposit hidroksiapatit dengan perbesaran 1.000x yang tertera pada tabel 4.7 berikut:

Tabel 4.7. Rentang pori komposit sampel A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan) pada perbesaran 1.000x.

Pori komposit Sampel A3 (20 g tulang korteks sapi dan 3% konsentrasi kitosan)	Ukuran Pori Komposit Sampel A3 (20 g tulang korteks sapi dan 3% konsentrasi kitosan) (μm)
Pori 1 (Pa 1)	27,75
Pori 2 (Pa 2)	3,175
Pori 3 (Pa 3)	29,04

Dari tabel diatas terlihat bahwa pada komposit sampel A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi Kitosan) memiliki ukuran nilai pori dalam kisaran (3,175 - 29,04) μm yang menunjukkan permukaan kurang halus dengan pengisian yang kurang homogen, dimana kitosan sebagai pengisi (*filler*) tidak mengikat secara merata dengan hidroksiapatit. Komposisi antara berat tulang korteks sapi dengan kitosan tidak sebanding maka ikatan antara hidroksiapatit dengan kitosan tidak terikat secara sempurna. Hal ini mengakibatkan nilai pori besar sehingga membuat poros menjadi kurang rapat yang mempengaruhi terjadinya kecilnya nilai kekuatan tekan.



Gambar 4.14. Hasil SEM pada komposit sampel 30 g tulang korteks sapi dan 2% konsentrasi kitosan dengan perbesaran 1.000 kali.

Pada gambar 4.14, memperlihatkan struktur pada permukaan komposit hidroksiapatit-kitosan. Sampel A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) merupakan komposit hidroksiapatit-kitosan dari tulang korteks sapi dan kitosan. Gambar tersebut memperlihatkan hasil nilai ukuran pori komposit sampel

30 g tulang korteks sapi dan 2% konsentrasi kitosan dengan perbesaran 1.000x yang tertera pada tabel 4.8 berikut:

Tabel 4.8. Rentang pori komposit sampel A5 (30 g Tulang Korteks Sapi : 2% konsentrasi Kitosan) pada perbesaran 1.000x

Pori Komposit Sampel A5 (30 g tulang korteks sapi dan 2% konsentrasi kitosan)	Ukuran Pori Komposit Sampel A5 (30 g tulang korteks sapi dan 2% konsentrasi kitosan) (μm)
Pori 1 (Pa 1)	11,62
Pori 2 (Pa 2)	1,340
Pori 3 (Pa 3)	8,153
Pori 4 (Pa 4)	1,456
Pori 5 (Pa 5)	1,228

Dari tabel diatas terlihat bahwa pada sampel A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% kitosan) memiliki ukuran nilai pori lebih kecil daripada sampel A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan) yaitu dalam kisaran (1,228 - 11,62) μm . Terlihat berkurangnya butiran partikel pada permukaan *scaffold* yang mengindikasikan sebaran partikel merata dan pengisian homogen. Hal ini disebabkan karena komposisi antara berat tulang korteks sapi dengan kitosan sesuai, sehingga ikatan antara hidroksiapatit dengan kitosan terikat sempurna. Hal ini mengakibatkan nilai pori lebih kecil dibandingkan sampel A3 (20 g tulang korteks sapi : 3% konsentrasi kitosan) sehingga membuat poros menjadi lebih rapat yang berpengaruh pada besarnya nilai kekuatan tekan.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 Kesimpulan

Dari serangkaian penelitian yang telah dilakukan ada beberapa kesimpulan yang dapat diambil yaitu:

1. Variasi komposisi massa tulang korteks sapi dan konsentrasi kitosan mempengaruhi kualitas mutu komposit hidroksiapatit-kitosan yang mengakibatkan perubahan kekuatan tekan dimana menghasilkan nilai kekuatan tekan tertinggi pada sampel A5 (30 g tulang korteks sapi : 2% konsentrasi kitosan) dengan dosis iradiasi 15 kGy sebesar $1,22 \pm 0,00258$ MPa dan nilai pori kisaran 1,228 - 11,62 μm .
2. Semakin tinggi dosis iradiasi yang digunakan, nilai kuat tekan yang dihasilkan tidak stabil, yaitu dapat mengalami kenaikan atau penurunan.

5.2 Saran

Dari serangkaian penelitian yang telah dilakukan terdapat beberapa saran untuk pengembangan penelitian ini:

1. Untuk meminimalisir distribusi partikel yang tidak merata pada komposit perlu diperhatikan pada saat proses pencetakan.
2. Perlu dilakukan penelitian lanjutan terkait dengan lama waktu sintesis komposit hidroksiapatit-kitosan dalam upaya meningkatkan kuat tekan dan juga perlu dilakukan karakterisasi SEM EDX agar dapat melihat kandungan komposit yang ada didalamnya.

DAFTAR PUSTAKA

- Barakat, N., dkk., "*Physicochemical characterizations of hydroxyapatite extracted from bovine bones by three different methods: Extraction of biologically desirable Hap*", *Materials Science and Engineering C*, 28,1381–1387), 2008.
- Betancur A. LG., dkk., "*Comparison of physicochemical properties of bio and commercial Hydroxyapatite*", *Current Applied Physics*, 13,1383 – 1390, 2013.
- Carlson, C S., Weisbrode S E., "*Pathologic basis of veterinary diseases: Elsevier*", 5.p.920-71, 2011.
- Dewi, Setia Utami., "*Pembuatan Komposit Kalsium Fosfat – Kitosan dengan Metode Sonikasi*", Tesis Sekolah Pascasarjana Institut Pertanian Bogor, 2009.
- Earl, JS., Wood, DJ., Milne, SJ., "*Hydrothermal Synthesis of Hydroxyapatite*", *Journal of Physics: Conference Series* 26 268–271, 2006.
- Fakhriyadi, "*Isolasi dan karakterisasi senyawa hidroksiapatit dari tulang kanelus sapi bali (Bos sandaicus)*", Skripsi, Universitas Pancasila, 2013.
- Indriani, Arista, dkk., "*Upaya Meningkatkan Kuat Tekan Komposit Ha-Kitosan Sebagai Kandidat Aplikasi Implan Tulang Kortikal*", Universitas Airlangga, 2014
- Istifarah, "*Sintesis Dan Karakterisasi Komposit Hidroksiapatit Dari Tulang Sotong (Sepia Sp.)-Kitosan Untuk Kandidat Aplikasi Bone Filler*", Tesis, Universitas Airlangga, Surabaya, 2012.
- Kurnia, Sukma Gantina., "*Kualitas Fisik dan Kimia Gelatin Tulang Kepala Sapi Dengan Lama Perendaman Yang Berbeda Menggunakan Asam Klorida*", Skripsi, Universitas Islam Negeri Sultan Syarif Kasim Riau, Pekanbaru, 2015.

- Komang Artawa, Ketut Adi Puspa., "Sintesis dan Karakterisasi Biokeramik Hidroksiapatit Bahan Tulang Sapi Pada Suhu 800 - 1100°C", Skripsi, Universitas Lampung, Lampung, 2014.
- Li, Z., Yubao, L., Aiping, Y., Xuelin, P., Xuejiang, W., Xiang, Z., "*Preparation and In Vitro Investigation of Chitosan/Nano-Hydroxyapatite Composite Used as Bone Substitute Materials*", Journal of Materials Science : Materials In Medicine 16 (2005) 213– 219. China, 2005.
- Mardiyah Kurniasih, Dwi Kartika., "Sintesis dan Karakterisasi Fisika-Kimia Kitosan", Skripsi, Universitas Jenderal Soedirman, Purwokerto, 2013.
- Pramanik, N., Mishra, D., Banerjee, I., Maiti, T.K., Bhargava, P., Pramanik, P., "*Chemical Synthesis, Characterization, and Biocompatibility Study of Hydroxyapatite/Chitosan Phosphate Nanocomposite for Bone Tissue Engineering Applications*", International Journal of Biomaterials, doi : 10.1155/2009/512417, India, 2009.
- Rekso, Gatot Trimulyadi., "Pengaruh Dosis Iradiasi Terhadap Sifat Fisik-Kimia Membran Km-Kitosan Akrilat Sebagai Bahan Fuel Cell", Pusat Aplikasi Teknologi Isotop Dan Radiasi, Badan Tenaga Nuklir Nasional, Jakarta, 2012
- Warastuti, Yessy., "Sintesis Dan Karakterisasi Membran Komposit Hidroksiapatit Tulang Sapi-Khitosan-Poli(Vinil Alkohol) Untuk Aplikasi Biomaterial", Universitas Indonesia, 2015.
- Wathi, Ayu Fahimah Diniyah., Sri Wardhani, Mohammad Misbah Khunur., "Pengaruh Perbandingan Massa Ca:P Terhadap Sintesis Hidroksiapatit Tulang Sapi Dengan Metode Kering", Kimia Student Journal, Vol. 1, pp. 196-202, 2014.