

**OBSERVASI SIFAT FISIS DAN MEKANIK KOMPOSIT
BIPHASIC (HA-TCP)-KOLAGEN UNTUK SCAFFOLD
TULANG**

SKRIPSI



RATNA MUSTIKA HIDAYAH

**PROGRAM STUDI S-1 FISIKA
FAKULTAS SAINS DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS AIRLANGGA**

2022

LEMBAR PERNYATAAN SKRIPSI

SKRIPSI

Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Memperoleh Gelar Sarjana Sains Bidang S1
Fisika Pada Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangga

Oleh:

Ratna Mustika Hidayah

081811333080

Tanggal Lulus:

27-12-2022

Pembimbing I

Drs. Siswanto, M.Si

NIP. 196403051989031003

Pembimbing II

Dekah Hikmawati S.Si, M.Si.

NIP.196911281994032601

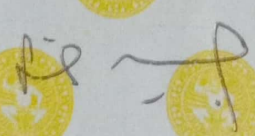
LEMBAR PENGESAHAN NASKAH SKRIPSI

Judul : Observasi Sifat Fisis dan Mekanik Komposit *Biphasic*
(HA-TCP)-Kolagen Sebagai *Scaffold Tulang*
Penyusun : Ratna Mustika Hidayah
NIM : 081811333080
Pembimbing I : Drs. Siswanto, M.Si.
Pembimbing II : Dyah Hikmawati, S.Si., M.Si.
Tanggal Ujian : 27-12-2022 1:00 PM

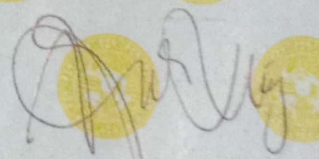
Disetujui Oleh,

Pembimbing I

Pembimbing II


Drs. Siswanto, M.Si

NIP. 196403051989031003


Dyah Hikmawati S.Si., M.Si.

NIP. 196911281994032001

Mengetahui,

Ketua Departemen Fisika

Fakultas Sains dan Teknologi

Universitas Airlangga


Herri Trilaksana, S.Si., M.Si., Ph.D.

NIP. 197712282993121003

iii

SKRIPSI

OBSERVASI SIFAT FISIS...

RATNA MUSTIKA

PEDOMAN PENGGUNAAN SKRIPSI

Skripsi ini tidak dipublikasikan, namun tersedia dipergustakaan dalam lingkungan Universitas Airlangga, diperkenankan untuk dipakai sebagai referensi kepustakaan, tetapi pengutip harus seizin penyusun dan harus menyebutkan sumbernya sesuai kebiasaan ilmiah. Dokumen skripsi ini merupakan hak milik Universitas Airlangga.

LEMBAR PERNYATAAN KEASLIAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Ratna Mustika Hidayah
NIM : 081811333080
Program Studi : S-1 Fisika
Judul Skripsi : Observasi Sifat Fisis dan Mekanik Komposit *Biphasic*
(HA-TCP)-Kolagen Sebagai *Scaffold* Tulang

Menyatakan dengan sesungguhnya bahwa bagian atau keseluruhan isi skripsi ini tidak pernah diajukan untuk mendapat gelar akademis pada bidang studi dan/ atau universitas lain serta tidak pernah dipublikasikan atau ditulis oleh individu lain selain penyusun kecuali apabila dituliskan dengan format kutipan dalam isi skripsi.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sesungguhnya dan apabila dikemudian hari terdapat penyimpangan serta ketidaksamaan dalam pernyataan ini, maka saya bersedia menerima sanksi sesuai ketentuan yang berlaku di Universitas Airlangga. Pernyataan ini saya buat dalam keadaan sadar dan tanpa paksaan dari pihak manapun.

Surabaya, 11 Desember 2022

Yang membuat pernyataan,



Ratna Mustika Hidayah

081811333080

Ratna Mustika Hidayah, 2022. **Observasi Sifat Fisis dan Mekanik Komposit *Biphasic (HA-TCP)-Kolagen Sebagai Scaffold Tulang***. Skripsi di bawah bimbingan Drs.Siswanto, M.Si., dan Dyah Hikmawati S.Si., M.Si. Program studi S1 Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Airlangga.

ABSTRAK

Scaffold merupakan bagian dari *bone graft* yakni komponen utama dari rekayasa jaringan untuk regenerasi tulang. *Biphasic Calcium Phosphate* (BCP) sering digunakan sebagai implan dan *scaffold* pada aplikasi ortopedik atau gigi. Dengan menggabungkan biokeramik dengan polimer (Kolagen) akan menghasilkan biokomposit yang dapat digunakan sebagai *scaffold*. HA dan TCP sebagai fiber, kolagen sebagai matriks. Tujuan dari penelitian ini yaitu untuk mengetahui sifat fisis dan mekanik dari *scaffold* serta nilai optimumnya. HA-TCP-Kolagen dikelompokkan menjadi lima, yaitu 1) 1 (5% kolagen didalam *scaffold*), 2) 2 (7,5% kolagen didalam *scaffold*), 3) 3 (10% kolagen didalam *scaffold*), 4) 4 (12,5% kolagen didalam *scaffold*), 5) 5 (15% kolagen didalam *scaffold*). Sampel dikarakterisasi dengan *Fourier Transform Infra-Red* (FTIR), *Scanning Electron Microscopy-Energy Dispersive X-ray Spectroscopy* (SEM-EDX), Porositas, dan *Compressive Strenght*. Secara keseluruhan, perbedaan konsentrasi kolagen tidak menunjukkan perbedaan yang nyata pada gugus fungsi, namun analisis FTIR menunjukkan perubahan intensitas pada sampel. Intensitas kolagen meningkat seiring dengan meningkatnya kolagen pada *scaffold*, sedangkan intensitas BCP menurun seiring dengan meningkatnya kolagen. Analisis morfologi memperlihatkan bahwa pada variasi ke 4 terbentuk pori pada material *scaffold* dan didapatkan rasio Ca/P 1,8. Analisis porositas didapatkan hasil dari *scaffold* biokomposit memenuhi standar sebagai implan tulang yang bervariasi antara 30,54 % - 89,44%. Pada hasil uji *Compressive Strenght* juga didapatkan nilai yang belum sesuai dengan kriteria penggunaan pada implan tulang yakni 0,16-0,35 MPa yaitu sama atau lebih tinggi daripada tulang *cancellous* manusia (2-12 MPa).

Kata Kunci: *Scaffold, Biphasic Calsium Phosphate (BCP), Kolagen, SEM-EDX.*

Ratna Mustika Hidayah, 2022. **Observasi Sifat Fisis dan Mekanik Komposit *Biphasic* (HA-TCP)/Kolagen Sebagai *Scaffold* Tulang**. Undergraduate research paper, supervised by Drs. Siswanto, M.Si., and Dyah Hikmawati S.Si., M.Si. Undergraduate Study of Physics, Departement of Physics, Faculty of Saince and Technology, Airlangga University.

ABSTRACT

The *scaffold* is part of the *bone graft*, which is the main component of tissue engineering for bone regeneration. *Biphasic* Calcium Phosphate (BCP) is frequently used as an implant and *scaffold* in orthopedic or dental applications. Combining bioceramics with polymers (collagen) will produce biocomposites that can be used as *scaffolds*. HA and TCP as fiber, collagen as matrix. The purpose of this study is to determine the physical and mechanical properties of the *scaffold* and its optimum value. HA-TCP/Collagen is grouped into five, namely 1) 1 (5% collagen in the *scaffold*), 2) 2 (7.5% collagen in the *scaffold*), 3) 3 (10% collagen in the *scaffold*), 4) 4 (12.5% collagen in *scaffold*), 5) 5 (15% collagen in *scaffold*). Samples were characterized by Fourier Transform Infra-Red (FTIR), Scanning Electron Microscopy-Energy Dispersive X-ray Spectroscopy (SEM-EDX), Porosity, and Compressive Strength. Overall, differences in collagen concentrations did not show significant differences in functional groups, but FTIR analysis showed changes in intensity in the samples. Collagen intensity increases with increasing collagen in the *scaffold*, while BCP intensity decreases with increasing collagen. Morphological analysis showed that in the fourth variation pores were formed in the *scaffold* material and a Ca/P ratio of 1.8 was obtained. Porosity analysis showed that the results of the biocomposite *scaffold* met the standards as bone implants, which varied between 30.54% - 89.44%. The results of the Compressive Strength test also obtained values that match the criteria for use in bone implants, namely 0.16-0.35 MPa which is not same or higher than human cancellous bone (2-12 MPa).

Keywords: *Scaffold, Biphasic Calsium Phosphate (BCP), Collagen, SEM-EDX.*

KATA PENGANTAR

Dengan mengucapkan puji syukur kepada kehadiran Allah SWT atas limpahan rahmat dan karunia, sehingga penulis dapat menyusun dan menyelesaikan proposal skripsi yang berjudul **“Observasi Sifat Fisis dan Mekanik Komposit *Biphasic* (HA-TCP)-Kolagen Sebagai *Scaffold* Tulang”**. Naskah skripsi ini tersusun dari tiga bab yaitu, pendahuluan, tinjauan pustaka, dan metode penelitian. Penyusunan naskah skripsi ini disusun sebagai prasyarat menempuh mata kuliah proposal skripsi yang merupakan mata kuliah wajib serta menjadi salah satu syarat akademik untuk mendapatkan gelar Sarjana Sains pada Program Studi Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Airlangga.

Diharapkan dengan adanya skripsi ini, penulis dapat melakukan penelitian dengan baik dan menghasilkan karya yang bermanfaat bagi masyarakat khususnya dunia biomaterial. Selain itu, dengan adanya naskah skripsi ini dapat membantu adik-adik angkatan dalam mengangkat sebuah topik penelitian serta melakukan penyusunan skripsi. Skripsi ini dapat diselesaikan berkat kerja keras dan juga dukungan dari pihak yang telah membantu penyusunan skripsi sehingga dapat diselesaikan dengan baik dan tepat waktu. Oleh karena itu, penulis mengucapkan terimakasih, terutama kepada:

1. Allah S.W.T dan Nabi Muhammad S.A.W atas limpahan rahmat serta hidayah-Nya sehingga penulis dapat menyelesaikan proposal skripsi ini.
2. Bapak, Ibu, dan kakak selaku kedua orang tua dan kakak kandung penulis yang selalu memberikan dukungan dan doa sehingga terselesaikan naskah skripsi.
3. Bapak Herri Trilaksana, S.Si., M.Si., Ph.D. selaku Kepala Program Studi Fisika, Departemen Fisika, Fakultas Sains dan Teknologi, Universitas Airlangga.
4. Bapak Drs. Siswanto, M.Si. selaku dosen pembimbing I yang telah memberikan bimbingan, arahan dan saran kepada penulis dalam penyelesaian skripsi.
5. Ibu Dyah Hikmawati, S.Si., M.Si. selaku dosen pembimbing II yang telah memberikan bimbingan, arahan dan saran kepada penulis dalam penyelesaian skripsi.

6. Bapak Jan Ady S.Si., M.Si. selaku dosen penguji I yang telah memberikan masukan serta arahan kepada penulis dalam penyelesaian skripsi.
7. Bapak Winarno S.Si., M.T. selaku dosen penguji II yang telah memberikan masukan serta arahan kepada penulis dalam penyelesaian skripsi.
8. Lembaga Ilmu Hayati, Teknik, dan Rekayasa UNAIR telah meminjamkan freezer -80°C dalam proses pembuatan sampel. Laboratorium Material dan Metalurgi ITS yang telah membantu karakterisasi FTIR, Laboratorium UM Surakarta yang telah membantu karakterisasi SEM-EDX, serta Laboratorium Fisika FST UNAIR yang telah membantu karakterisasi *compressive strength*.
9. Segenap Dosen Prodi Fisika Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangga yang telah memberikan ilmunya kepada penulis.
10. Teman-teman S-1 Fisika 2018 dan Syakiirah yang telah membantu dan memberikan motivasi serta semangat dalam penyusunan skripsi.
11. Sahabat saya Agestina, Abida, dan Iffah yang selalu ada dan memberikan dukungan serta motivasi dalam penyusunan skripsi.
12. Teman-teman Perkutut dan salah satu teman seperjuangan yang selalu memberikan semangat dan motivasi dalam proses menyusun skripsi.
13. *Last but not least, I wanna thank me, for believing in me, for doing all this hard work, for having no days off, for never quitting, for just being me at all times.*

Penulis menyadari sepenuhnya bahwa naskah skripsi ini masih banyak kekurangan. Oleh karena itu, kritik dan saran yang membangun sangat diharapkan untuk mengembangkan penelitian ini.

Surabaya, 11 Desember 2022

Penulis

DAFTAR ISI

LEMBAR JUDUL	I
LEMBAR PERNYATAAN	II
LEMBAR PENGESAHAN.....	III
LEMBAR PEDOMAN PENGGUNAAN SKRIPSI	IV
LEMBAR PERNYATAAN KEASLIAN.....	V
ABSTRAK.....	VI
ABSTRACT.....	VII
KATA PENGANTAR	VIII
DAFTAR ISI.....	X
DAFTAR TABEL	XII
DAFTAR GAMBAR	XIII
BAB I PENDAHULUAN	
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah	5
1.3 Batasan Masalah.....	5
1.4 Tujuan Penelitian	5
1.5 Manfaat Penelitian	5
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	
2.1 Tulang	6
2.1.1 Mineral Anorganik	6
2.1.2 Mineral Organik.....	7
2.2 Biomaterial	8
2.3 <i>Bone graft</i>	9
2.4 Komposit.....	10
2.5 <i>Scaffold</i> Tulang	11
2.6 Hidroksiapatit	12
2.7 Trikalsiumfosfat	15
2.8 Kolagen.....	15
2.9 Karakterisasi Sampel	16
2.9.1 FTIR.....	16

2.9.2 SEM EDX	18
2.9.3 Porositas	20
2.9.4 <i>Compressive Strength</i>	20
BAB III METODELOGI PENELITIAN	
3.1 Waktu dan Tempat Penelitian	22
3.2 Alat dan Bahan Penelitian	22
3.3 Diagram Alir Penelitian	23
3.4 Prosedur Penelitian	24
3.4.1 Pembuatan sampel komposit <i>Biphasic</i> HA-TCP-K.....	24
3.5 Karakterisasi Sampel	25
3.5.1 Pengujian FTIR	25
3.5.2 Pengujian SEM-EDX	26
3.5.3 Pengujian Porositas.....	27
3.5.4 Pengujian <i>Compressive Strength</i>	27
BAB IV HASIL DAN ANALISIS.....	28
4.1 Uji FTIR	31
4.2 Uji SEM-EDX.....	34
4.3 Uji Porositas.....	36
4.4 Uji <i>Compressive Strenght</i>	37
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	38
5.1 Kesimpulan	38
5.2 Saran	39
DAFTAR PUSTAKA	40
LAMPIRAN	44

DAFTAR TABEL

Nomor	Judul Tabel	Halaman
2.1	Komposisi Tulang	8
2.2	Material yang dapat digunakan dalam Tubuh	9
2.3	Klasifikasi <i>Bone graft</i>	10
2.4	Sifat Ideal <i>Bone Scaffold</i> untuk aplikasi	12
2.5	Sifat Fisis dan Mekanik Hidroksiapatit	13
3.1	Data Variasi Komposisi Sampel	24
4.1	Hasil FTIR Sampel <i>Scaffold</i>	29
4.2	Hasil Analisis EDX	33
4.3	Hasil Uji Porositas	34
4.4	Hasil Uji <i>Compressive Strenght</i>	36

DAFTAR GAMBAR

Nomor	Judul Gambar	Halaman
2.1	Struktur Tulang Panjang	6
2.2	Representasi Skema Sel-Sel Tulang	7
2.3	Struktur Kimia Hidroksiapatit	10
2.4	Skema Diagram FTIR	15
2.5	Diagram Komponen SEM	16
3.1	Diagram Alir Penelitian	19
3.2	Alat Uji FTIR Shimadzu IRTracer-100	19
3.4	Alat Uji SEM	23
4.1	Sampel <i>Scaffold</i>	25
4.2	Hasil Spektrum Uji FTIR 5 Sampel <i>scaffold</i>	28
4.3	Analisis EDX Pada <i>Scaffold</i> Tulang <i>Biphasic</i> (HA-TCP-K)	31
4.4a	Morfologi SEM-EDX Perbesaran 10.000x	32
4.4b	Morfologi SEM-EDX Perbesaran 5.000x	32
4.5	Hasil Uji Porositas	35
4.6	Sampel Setelah Uji <i>Compressive Strenght</i>	36

BAB I PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Tulang adalah alat gerak pasif manusia. Tulang juga menopang tubuh, melindungi organ dalam tubuh, membentuk postur, berfungsi sebagai tempat metabolisme kalsium dan mineral, dan berfungsi sebagai organ hematopoietic (Bella, et al. 2021). Jika terjadi kerusakan tulang maka akan berdampak serius pada fungsi tubuh manusia. Menurut data Badan Pusat Statistik (BPS) pada tahun 2017, selama tahun 2010 hingga 2017 telah terjadi kecelakaan sebanyak 103.228 kasus dengan korban luka berat mencapai 14.395 jiwa atau kasus fraktur tulang sebesar 62,6% (Pusparasmi, et al. 2021).

Data yang telah dipublikasi oleh Kementrian Kesehatan menyebutkan, setidaknya terdapat 8 juta orang yang mengalami patah tulang dengan berbagai sebab. Kerusakan tulang umumnya disebabkan oleh kecelakaan, kekurangan gizi, penyakit, usia, atau keturunan. Dari jumlah cedera dan kerusakan tulang yang meningkat seiring bergantinya tahun, maka semakin dibutuhkan juga alternatif penanganan kerusakan tulang untuk mengurangi resiko masalah kompatibilitas dan potensi transfer penyakit. Salah satu alternatif penanganan kerusakan tulang yakni menggunakan rekayasa jaringan tulang (Pusparasmi, et al. 2021).

Perbaikan terhadap kerusakan tulang dapat berupa fiksasi dan cangkok tulang yang bergantung pada besar kecilnya defek yang terjadi akibat penyakit, cedera, trauma, dan lain sebagainya. Defek kecil tulang membutuhkan fiksasi dari logam atau gipsum, sedangkan defek besar dapat menggunakan cangkok tulang. Cangkok tulang dapat berasal dari berbagai sumber yaitu *allografts*, *autologous* dan *xenografts* (Cucu, 2014).

Dalam rekayasa jaringan tulang terdapat tiga komponen utama yaitu sel, *growth factors*, dan *scaffold*. *Scaffold* tulang merupakan struktur tiga dimensi yang berfungsi sebagai kerangka/template untuk pertumbuhan sel tulang. Agar memungkinkan terjadinya pertumbuhan sel, maka *scaffold* harus memiliki struktur berpori. Diketahui jika semakin besar ukuran pori *scaffold* tulang

menghasilkan proliferasi dan diferensiasi sel tulang lebih cepat. Untuk menghasilkan *scaffold* berpori tersebut, maka digunakan bahan berbeda-beda. Tulang terdiri dari bahan apatit, oleh karena itu salah satu bahan yang akan digunakan sebagai *scaffold* adalah Hidroksiapatit (HA). Ukuran pori yang optimal untuk aplikasi perbaikan jaringan tulang berkisar pada rentang 100-300 μm (Milla, et al. 2018). Akan tetapi ukuran pori dengan diameter $>300 \mu\text{m}$ lebih baik untuk pembentukan tulang dan pembuluh darah baru (Ichsan, 2012). Namun, jika disesuaikan dengan ukuran rata-rata sel pada manusia berkisar pada *scaffold* memiliki kurang dari 10 μm (Ellyza and Dewi, 2018).

Hidroksiapatit (HA) merupakan salah satu komponen yang memiliki karakteristik sesuai dengan karakteristik sel tulang yang akan ditumbuhkan. Senyawa kalsium fosfat pada HA paling banyak dipelajari (Indrani and Adi 2018). Namun HA memiliki sifat biomekanik yang lemah yaitu memiliki kuat tekan yang rendah dengan nilai 510-896 MPa dan bersifat brittle serta porositas yang rendah. Oleh sebab itu saat ini banyak yang melakukan kombinasi Hidroksiapatit dengan bahan keramik dan polimer untuk membentuk *scaffold* komposit (Milla, et al. 2018).

Bahan keramik yang memiliki potensi untuk rekayasa jaringan adalah Trikalsium fosfat (TCP). TCP merupakan salah satu biomaterial yang banyak digunakan sebagai penyusun *scaffold* tulang dengan bahan berbentuk semen kalsium fosfat. TCP memiliki karakteristik yang unggul, karena biokompatibel dan memiliki kelarutan tinggi, serta lebih mudah terdegradasi (Azkiya et al. 2021).

Biphasic merupakan kombinasi yang diinginkan dari bioaktivitas, bioresorbabilitas, osteokonduktivitas dan osteoinduktivitas hampir tidak terintegrasi dalam materi fase tunggal. Terdapat dua pendekatan umum dalam hal modifikasi kimia, termasuk menggunakan komposit atau keramik multiphasic. Di dalam hal, biokeramik *biphasic* yang paling umum digunakan adalah silikat dan bahan kalsium fosfat. Kalsium fosfat atau apatit, yang kelompok biokeramik yang paling dapat diterapkan baik dalam penelitian maupun teknologi, yang melibatkan berbagai komposisi dan sifat-sifatnya.

Dengan demikian, mikrosfer keramik multifasik yang paling banyak dipelajari adalah sistem keramik bioaktif/bioresorbable yang sama (Sohrab and Erfan, 2021).

Prosentase komposisi tulang dan kesamaan bila membentuk cangkok tulang serta ciri Ca/P pada tulang antara 1,3 -1,8 (Ca/P untuk HA dan TCP berada pada nilai 1,67 dan 1.50) pada porositas dan kekuatan mekanik *scaffold* sinter meningkat dengan diameter batang menurun. Kekuatan tekan *scaffold* yang dibuat (porositas 25–80 %) menghasilkan nilai bervariasi antara 3 dan 50 MPa, nilai yang sama atau lebih tinggi daripada tulang cancellous manusia (2-12 MPa). sehingga (HA-TCP) merupakan kombinasi yang memungkinkan karena saling menunjang karakteristiknya (Houmard, et al. 2013).

Dari karakteristik secara umum dari (Ha-TCP) dibutuhkan kombinasi lain agar *scaffold* tulang ini dapat memiliki sifat mudah terjadinya regenerasi pada kerusakan tulang. Salah satu kandidatnya adalah kolagen. Kolagen merupakan salah satu protein berserat yang memiliki biokompatibilitas baik, biodegradabel, dan antigenensis rendah. Kelebihan dari kolagen (K) yaitu berguna untuk regenerasi tulang karena dapat diserap oleh tubuh serta pelekatan yang baik terhadap sel. Disisi lain kolagen juga merupakan pembentuk tulang yang menunjang keelastikan dan memiliki faktor osteoinduktif. Namun, kolagen memiliki kelemahan yaitu waktu degradasi yang cepat dan kekuatan mekanik lemah (Rahmitasari, 2018).

HO, et al (2016) melakukan penelitian untuk membandingkan kinerja kolagen fibrial murni bioresorabel baru dengan HA/ β -TCP-Kolagen yang ditanamkan pada gigi premolar pertama kiri dan kanan, kedua dan ketiga pada rahang bawah, dan geraham, keempat dibiarkan kosong untuk penyembuhan alami. Karakterisasi sampel dilakukan dengan menggunakan uji *Scanning Electron Microscopy* (SEM) dan *Compression Strength*. Dari penelitian tersebut didapatkan hasil bahwa komposit bersifat osteokondusif dan dapat menunjukkan bahwa komposit HA/ β -TCP-Kolagen merupakan bahan pengganti tulang yang layak dalam dimensi horizontal, dan secara struktural dan fungsional bila digunakan untuk soket setelah pencabutan gigi.

Guerrero-Grironés et al (2021) juga melakukan penelitian ini, geraham tikus digunakan untuk membandingkan respon pulpa terhadap *capping* langsung *scaffold* MTA dengan HA/ β -TCP/K. Faktanya, beberapa penulis telah menyatakan bahwa penyembuhan pulpa manusia secara histologis sebanding dengan pulpa tikus. HA/ β -TCP/K menunjukkan fibrosis di sepanjang saluran akar. Pada kelompok eksperimen yang diobati dengan HA/ β -TCP/K, didapatkan hasil bahwa penggunaan *Scaffold* ini dapat menumbuhkan kembali akar gigi dengan terlihat adanya pembuluh darah di implan sampel tersebut yang berarti menunjukkan adanya sifat osteoinduksi pada *scaffold*.

Berdasarkan latar belakang tersebut, penelitian ini akan difokuskan observasi karakteristik fisis dan mekanik dari komposit *biphasic* Hidroksiapatit Trikalsium Fosfat Kolagen (Ha-TCP-K) sebagai *Scaffold* implan tulang dengan komposisi 5 sampel HA-TCP-K yang berbeda. Untuk mendapatkan karakteristik dari komposit tersebut maka akan akan memanfaatkan uji FTIR untuk mengetahui komposisi suatu material atau gugus fungsi, uji SEM-EDX untuk menganalisis morfologi sampel, uji Porositas pada sampel untuk mengetahui pori yang terbentuk, dan uji *Compresssive Strength* untuk mengetahui sifat mekanik kuat tekan sampel.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang, maka rumusan masalah pada penelitian ini antara lain:

1. Bagaimana karakteristik fisis komposit *biphasic* HA-TCP-K untuk *scaffold* tulang?
2. Bagaimana karakteristik mekanik komposit *biphasic* HA-TCP-K untuk *scaffold* tulang?
3. Berapakah nilai komposisi optimum pada komposit *biphasic* HA-TCP-K agar memberikan sifat terbaik untuk *scaffold* tulang?

1.3 Batasan Masalah

Agar penelitian ini tidak menyimpang dari tujuan penelitian, maka batasan masalah dari topik penelitian ini antara lain:

1. Material yang akan digunakan sebagai *scaffold* tulang adalah Hidroksiapatit, Trikalsium Fosfat, dan Kolagen komersil.
2. Sampel dikarakterisasi menggunakan karakterisasi uji FTIR, uji SEM-EDX, uji porositas, dan uji *Compressive Strength*.
3. Variasi sampel terdapat 5 sampel yang diberi label dan perbandingan dari (HA-TCP)-K berikut 1 ((9,50)-0,50), 2 ((9,25)-0,75), 3 ((9,00)-1,00), 4 ((8,75)-1,25) dan 5 ((8,50)-2,00).

1.4 Tujuan Penelitian

Ditinjau dari rumusan masalah, didapatkan tujuan dari penelitian ini yaitu:

1. Menganalisis karakteristik fisis komposit *biphasic* HA-TCP-K untuk *scaffold* tulang.
2. Menganalisis karakteristik Mekanik komposit *biphasic* HA-TCP-K untuk *scaffold* tulang.
3. Menganalisis komposisi optimum pada komposit *biphasic* HA-TCP-K agar memberikan sifat terbaik untuk *scaffold* tulang

1.5 Manfaat Penelitian

1. Manfaat Teoritik

Memberikan wawasan tentang karakteristik fisis dan mekanik komposit *biphasic* HA-TCP-K untuk *scaffold* tulang.

2. Manfaat Praktis

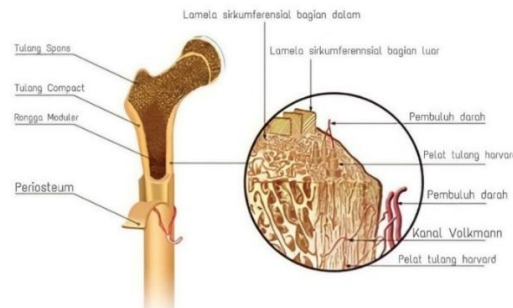
Menghasilkan referensi dari penggunaan komposit *biphasic* HA-TCP-K untuk *scaffold* tulang.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 TULANG

Tulang terutama terdiri dari tulang *cancellous* dan tulang keras. Gambar 2.1 secara skematis menunjukkan struktur tulang panjang. Epifisis di kedua ujungnya terdiri dari tulang *cancellous*. Bagian tengah disebut tulang belakang dan terdiri dari tulang padat. Unit struktural tulang padat membentuk sistem Havers pada penampang seperti yang ditunjukkan pada Gambar 2.1.



Gambar 2.1 Struktur Tulang Panjang

Tulang adalah salah satu sistem biomineralisasi yang paling kompleks. Komponen anorganik terutama hidroksiapatit dan karbonat apatit, terhitung sekitar 65% dari total berat. Komponen organik didominasi kolagen tipe I, dengan sejumlah kecil protein non-kolagen, polisakarida, dan lipid, dengan total sekitar 34 pon. Sisanya adalah air (Wang, et al. 2019).

2.1.1 Mineral Anorganik

Tulang memiliki sistem anorganik yang kompleks, sistem kalsium fosfat. Kompleksitasnya terutama dinyatakan sebagai:

1. Tulang anorganik polimorfik. Fasa anorganik terpenting dalam tulang adalah hidroksiapatit (Ha, rumus molekul $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), tetapi mengandung ion pengotor seperti CO_3^{2-} , Cl^- , F^- , Na^+ , dan Mg^{2+} . CO_3^{2-} dapat menggantikan OH^- atau PO_4^{3-} untuk membentuk alfa atau beta karbonat apatit (CHA). Berbagai fase mineral juga terdapat

dalam tulang, seperti kalsium fosfat amorf (ACP), oktakalsium fosfat (OCP), dan dibasik dikalsium fosfat (DCPD), yang diyakini ada sebagai prekursor apatit. Mekanisme evolusi yang sesuai adalah sebagai berikut: pertama, pembentukan ACP, kemudian konversi ke OCP, dan akhirnya pembentukan HA.

2. Dalam sistem kalsium fosfat antara setiap fase, sulit untuk mengidentifikasi fase karena puncak difraksi kristal sangat dekat. Bentuk kristal utama kalsium fosfat adalah hidroksiapatit (HA): $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, struktur heksagonal; OCP: $\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6\text{H}_2\text{O}$, struktur triklinik; Dicalcium Phosphate Dibasic (DCPD): $\text{CaHPO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$, struktur monoklinik; Tricalcium phosphate (TCP), $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, struktur monoklinik. (Wang, et al. 2019).

2.1.2 Mineral Organik

Komponen organik tulang yang paling penting adalah kolagen tipe I, yang biasanya menyumbang 85% dari total protein. Protein yang tersisa disebut protein non-kolagen. Kandungan protein non kolagen dalam tulang memang rendah, namun jenisnya banyak. Lebih dari 200 varietas non-kolagen telah dilaporkan, 12 di antaranya adalah mayoritas. Kolagen adalah protein utama dalam matriks tulang, sejenis glikoprotein yang disekresikan oleh sel-sel jaringan ikat. Tabel 2.1 mencantumkan protein utama dalam komponen tulang organik.

Tabel 2.1 Komposisi Tulang (Wang, et al. 2019)

Komponen Matriks Ekstraseluler	Sifat dan Fungsi
Kolagen I	Menyediakan <i>Scaffold</i> untuk struktur tulang dan mineralisasi matriks
Osteonektin	Glikoprotein : Mengikat Ca^{++} dan Kolagen tipe I; pendukung pembentukan inti Hidroksiapatit.
Osteokalsin	Skeletal Gla Protein : Penanda fenotipe fase osteogenik akhir yang dikaitkan dengan remodeling tulang dan mungkin melalui proses mineralisasi yang telah dikontrol.
Fibronektin	Matriks adhesi osteoblast
Osteopontin	Sialonprotein: komposisi garis pengikat, terlibat dalam remodeling.
Sialoprotein tulang	Sialoprotein: Komposisi garis pengikat

2.2 BIOMATERIAL

Biomaterial adalah ilmu yang membahas tentang sifat-sifat materi dan interaksi antara materi dan jaringan biologis manusia. Menurut Sutowo (2014), biomaterial dapat didefinisikan sebagai bahan yang bersentuhan langsung dengan jaringan makhluk hidup. Biomaterial digunakan untuk jangka waktu tertentu atau terus menerus untuk menggantikan dan mengembalikan fungsi jaringan tubuh yang rusak. Biomaterial harus memiliki respon khusus terhadap lingkungan biologis (jaringan hidup), yaitu bioresistensi, bioinertness serta bioaktivitas.

Pada saat yang sama, biomaterial harus memiliki sifat yang memungkinkannya mudah dicetak menjadi bentuk yang diinginkan menggunakan mesin, dan harus memiliki biaya yang relatif rendah dan bahan baku yang tersedia secara luas di pasar atau tersedia secara langsung. Menurut Ikhsan (2014), biomaterial yang akan digunakan sebagai implan harus memenuhi persyaratan sebagai berikut:

- a. Bahan implan yang tahan terhadap korosi, patah dan abrasi dapat bertahan lama di dalam tubuh hingga fase penyembuhan.

- b. Sifat mekanik, bahan implan harus memiliki sifat mekanik yang hampir sama antara implan dan jaringan tubuh itu sendiri.
- c. Bahan implan bioaktif dapat bercampur dengan jaringan tubuh saat ditanamkan ke dalam tubuh manusia.
- d. Bahan osteokonduktif dari implan harus mampu mengikat atau bertindak sebagai perekat antara tulang dan implan.

Terdapat empat jenis biomaterial yang biasa diterapkan pada tubuh manusia yakni: polimer, logam, keramik, dan komposit. Kelebihan dan kekurangan masing-masing bahan ditunjukkan pada Tabel 2.2.

Tabel 2.2 Material yang dapat digunakan dalam tubuh (Park *et al.* 2007)

Material	Kelebihan	Kekurangan	Aplikasi
Polimer	Elastis, mudah dibentuk	Tidak kuat, dapat terjadi deformasi	Jahitan, jaringan lunak, telinga dan lain sebagainya
Logam	Kuat, ulet, tangguh	Korosi	Penggantian sendi, kawat gigi, pelat tulang, sekrup
Keramik	Sangat biokompatibel	Getas, tidak elastis, tegangan lemah	Gigi, implan ortopedis
Komposit	Kuat	Sulit dibuat	Semen tulang, resin gigi

2.3 BONE GRAFT

Bone graft merupakan bahan pengganti tulang yang digunakan untuk memperbaiki patah tulang kompleks. Bahan ini juga digunakan untuk memperbaiki kerusakan (*defect*) tulang akibat cacat lahir, trauma, operasi kanker tulang, dan rekonstruksi tengkorak atau wajah. *Bone graft* yang ideal harus osteokonduktif, biomekanik, bebas penyakit, dan tidak bersifat toksik.

Bone graft digunakan sebagai pengisi dan *scaffold* untuk meningkatkan pembentukan tulang dan mempercepat penyembuhan luka yang dapat terurai dan tidak memiliki reaksi antigen-antibodi. *Bone graft* berperan untuk menginduksi pembentuk tulang baru (Rahmawati, 2021). Klasifikasi *bone graft* dapat diperhatikan pada Tabel 2.3.

Tabel 2.3 Klasifikasi *Bone graft* (Laurencin and Jiang 2015)

Kelas	Deskripsi
<i>Allograft-based</i>	Tulang <i>allograft</i> digunakan sendiri atau kombinasi dengan bahan lain
<i>Factor-based</i>	Faktor pertumbuhan alami dan rekombinan, digunakan sendiri atau kombinasi dengan material lain
<i>Cell-based</i>	Penggunaan sel untuk menghasilkan jaringan baru atau ditambahkan ke matriks pendukung
<i>Ceramic-based</i>	Kalsium fosfat, kalsium sulfat, <i>bioglass</i> yang digunakan sendiri atau kombinasi dengan material lain
<i>Polymer-based</i>	Penggunaan <i>degradable</i> atau <i>non degradable polymer</i> sendiri atau kombinasi dengan material lain

2.4 KOMPOSIT

Bahan komposit adalah kombinasi bahan yang dirancang untuk mencapai sifat yang diinginkan sesuai dengan standar biomaterial. Menurut Park Joon (2007), komposit didefinisikan sebagai kombinasi dari setidaknya dua elemen atau topologi yang berbeda pada tingkat mikroskopis atau makro. Memasukkan kedua elemen ke dalam material komposit dicapai dalam fase massal atau kontinu di mana material pertama kali menerima material melalui permukaan yang besar dan kemudian bergerak ke fase penguatan (fase diskontinu) yang memberikan sifat mekanik dan termal yang lebih baik seperti kekuatan, kekakuan dan ketangguhan material.

Komponen utama dari komposit adalah matriks dan serat. Bahan pembantu untuk pembuatan komposit meliputi katalis, akselerator, pelapis gel dan pewarna. Aditif ini melakukan fungsi yang sangat penting dalam menentukan kualitas produk komposit. Karena bahan komposit terdiri dari kombinasi elemen dasar yang berbeda, daerah batas muncul antara serat dan matriks.

Fungsi utama dari serat adalah untuk menjaga kekuatan komposit sehingga tinggi rendahnya kekuatan komposit akan tergantung pada serat yang digunakan. Ini karena tegangan yang diterapkan pada komposit awalnya diserap oleh matriks dan ditransfer ke serat. Oleh karena itu, serat harus memiliki tegangan tarik dan modulus elastisitas yang lebih tinggi daripada matriks komponen komposit.

Matriks dari struktur komposit dapat dibuat dari bahan polimer, logam atau keramik. Matriks adalah fase yang sesuai dari komposit dengan fraksi atau fraksi terbesar. Persyaratan utama untuk bahan matriks adalah bahwa mereka harus menahan beban. Oleh karena itu, serat harus dapat melekat pada matriks dan kompatibel antara serat dan matriks. Secara umum, matriks pilihan adalah matriks dengan stabilitas termal yang tinggi. Matriks yang merupakan komponen utama material komposit, secara optimal mengikat material penguat (serat) sehingga serat dapat menyerap beban secara maksimal untuk mencapai kekuatan yang tinggi.

2.5 SCAFFOLD TULANG

Scaffold adalah bagian dari *bone graft* atau cangkok tulang yang merupakan komponen utama dari rekayasa jaringan untuk regenerasi tulang. Fungsi *scaffold* yakni untuk pembentukan matriks ekstraseluler tulang, yang menyediakan matriks untuk interaksi sel dan dukungan struktural untuk pembentukan jaringan baru. *Scaffold* harus mudah digunakan sehingga dokter bedah dapat menanamkan *scaffold* dalam tubuh dengan aman dan mudah. Biokompatibilitas merupakan salah satu hal penting *scaffold* untuk aplikasi rekayasa jaringan. Secara umum, *scaffold* harus cocok untuk dilekati sel, berfungsi secara normal, berkembang biak, membedakan dan menghasilkan matriks baru (Laurencin, 2014).

Scaffold juga berguna untuk regenerasi tulang harus memenuhi kriteria tertentu untuk berfungsi optimal. *Scaffold* yang baik harus biodegradabel, dimana sifat ini membiarkan pembentukan jaringan terjadi bersamaan dengan degradasi *scaffold*. Hasil dari degradasi *scaffold* tidak boleh berbahaya dan

tubuh manusia dapat membuangnya tanpa efek samping. Selain itu, dibutuhkan pula sifat bioaktif dimana sifat ini akan menghindari kekebalan tubuh sehingga dapat berinteraksi dengan jaringan hidup di sekitarnya (Tariverdian, 2019). Tentu saja *scaffold* memiliki sifat mekanik yang cukup untuk berfungsi sebagai pendukung sementara selama proses pertumbuhan jaringan baru. Bentuk dari *scaffold* dapat dilihat pada Tabel 2.3.

Tabel 2.4 Sifat Ideal *Bone Scaffold* untuk aplikasi (Tariverdian, 2019)

Persyaratan Biologis	Komposisi Biomaterial	Proses Fibrikasi	Fitur Struktural
Biodegradabel	Keramik	<i>Gas foaming</i>	Biomimetik
Nonimunogenetik	Polimer	<i>Solvent-Casting</i>	<i>Bioinspired</i>
Bioaktif	Logam	<i>Freeze-Drying</i>	Arsitektur yang disesuaikan
	Komposit	Elektrospinning	Porositas tinggi
		Manufaktur Aditif	Interkoneksi pori
			Peralatan mekanis

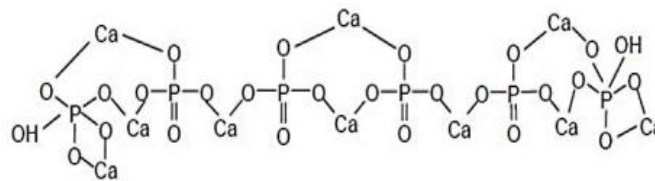
2.6 HIDROKSIAPATIT

Hidroksiapatit adalah anggota keluarga molekul kalsium ortofosfat dan merupakan salah satu bahan yang paling biokompatibel yang digunakan sebagai pengganti cangkang tulang. Hidroksiapatit sintesis mirip dengan mineralogi tulang, tetapi sangat berbeda. Mineral tulang sangat berkarbonasi dan ada sebagai kristal planar yang sangat kecil dalam matriks tiga dimensi yang secara dinamis diatur dengan protein dan komponen lain dari matriks ekstraseluler. Ini juga melibatkan banyak substitusi ionik yang mengubah sifat kimia dan fisik kristal, bagaimana berinteraksi dengan fase organik dari matriks ekstraseluler sebagai sifat material tulang. Sebaliknya, apatit sintetik cenderung seragam dalam komposisi dengan kristal yang lebih besar dan lebih sempurna. Meskipun komponen organik teradsorpsi ke permukaan, mereka biasanya bukan komponen struktural biomaterial dan tidak mengubah sifat fisik material cangkang tulang (Laurencin and Jiang 2015).

Tabel 2.5 Sifat Fisis dan Mekanik Hidroksiapatit (Yinen, 2006)

Sifat	Nilai
Modulus Elastisitas	40-117 Gpa
Kekuatan Tekan	249 Mpa
Kekuatan Bengkok	147 Mpa
Densitas	3,16 g/cm ³
<i>Hardness</i>	3,43 Gpa
Titik Leleh	1227°C

Rumus kimia dari molekul HA ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) merupakan molekul kristalin yang terbentuk dari fosfor dan kalsium dengan rasio Ca/P sebesar 1,67 (Dewi, 2009). Sifat fisis dan mekanik Ha ditampilkan pada Tabel 2.5, Struktur kimia HA seperti pada Gambar 2.4.



Gambar 2.2 Struktur Kimia Hidroksiapatit (Warastuti, 2018)

Hidroksiapatit telah digunakan dalam bentuk partikulat selama lebih dari setengah abad. Blok berpori yang disinter memungkinkan dokter untuk menggunakan bahan ini untuk memulihkan struktur fisik. Ini adalah kemajuan penting, tetapi bahan-bahan ini cenderung sangat mengkristal dan diserap sangat lambat. Kalsium fosfat lainnya, seperti TCP, membutuhkan kelarutan yang lebih tinggi, tetapi penyerapan keseluruhan masih relatif lambat. Tentu saja, ini membutuhkan waktu lebih lama daripada yang dibutuhkan tulang untuk mensintesis dan memecah. Idealnya, pengganti cangkok tulang harus diresorpsi saat tulang baru disintesis dan dihancurkan.

Jika implan keramik tetap ada setelah tulang sembuh sepenuhnya, sifat bahan tulang dan ketahanan mekanisnya terhadap *stress* dapat berubah. Kebanyakan bahan implan hidroksiapatit adalah osteokonduktif, tetapi penggunaan blok besar dapat mengganggu kemampuan osteoprogenitor untuk

bermigrasi melalui implan, bahkan jika sangat berpori, dan menghasilkan jaringan ikat fibrosa. Untuk mengatasi masalah ini, hidroksiapatit dan kalsium fosfat lainnya dapat digunakan sebagai komposit dengan bahan penyerap seperti kolagen atau polimer biodegradabel sintetis. Ukuran pori dan porositas juga merupakan sifat penting dari bahan cangkok tulang berbasis hidroksiapatit.

Awalnya, ukuran pori dianggap sebagai faktor yang paling penting. Tidak ada endofit dengan ukuran pori kecil, dan terbentuk jaringan fibrosa dengan ukuran pori 15-40 μm , sedangkan sisa-sisa terbentuk dengan pori sekitar 100 μm . Ukuran lubang 300-500 μm dianggap ideal karena pertumbuhan vaskular dapat terjadi. Ukuran pori mungkin kurang penting daripada keberadaan pori-pori yang saling berhubungan. Pori-pori yang saling berhubungan mencegah pembentukan "kelompok buta" di mana tekanan oksigen rendah dirasakan, mencegah sel-sel osteogenik mengikuti kaskade klon osteoblas dan sebagai gantinya berdiferensiasi menjadi tulang rawan, jaringan fibrosa, atau lemak. Penelitian hewan terbaru telah menunjukkan bahwa beberapa bahan hidroksiapatit sintetis mungkin juga bersifat osteoinduktif. Dilaporkan bahwa pengamatan pembentukan tulang baru di situs ektopik terjadi terutama ketika kondisi geometris tertentu terpenuhi (Anjarsari, 2016).

Penting untuk mengemas pelet sedemikian rupa sehingga jarak tanam dapat mendukung pengayaan faktor pertumbuhan kritis. Jelas bahwa keramik adalah bahan yang sangat efektif dalam banyak hal. Keramik hidroksiapatit berpori telah digunakan untuk mengobati defek tulang setelah kuretase tumor tulang jinak karena sebagian bersifat osteokonduktif tetapi memberikan dukungan struktural yang mengisi ruang. Namun, bahan keramik yang dapat menahan tekanan masih menjadi target yang sulit dipahami (Laurencin and Jiang 2015).

2.7 TRIKALSIUM FOSFAT (TCP)

TCP memiliki ikatan kimia $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ serta memiliki Ca/P 1.50, TCP merupakan bahan yang tersedia secara luas dan disetujui oleh FDA. Tidak seperti kalsium sulfat yang secara kimiawi larut dalam beberapa minggu pada implantasi. TCP diabsorpsi oleh aktivitas osteoklastik. Perbedaan mendasar ini sangat penting. Kalsium sulfat akan pergi terlepas dari pembentukan tulang, sebagai perbandingan, TCP berfungsi dengan menyebabkan resorpsi osteoklastik dan karenanya memberi sinyal untuk aktivitas osteoblast. Oleh karena itu, TCP tidak akan hilang sampai tulang baru terbentuk.

Secara intuitif, tingkat dimana bahan-bahan ini hanya osteokonduktif, kebutuhan osteoinduksi oleh sel punca mesenkim di sepanjang garis keturunan osteoblastic sebagian bergantung pada lingkungan mikro yang dibentuk oleh kimia perancah dan interaksi dengan pejamu. TCP dengan porositas yang lebih tinggi dan rentang ukuran pori yang lebih besar akan memungkinkan infiltrasi sel yang lebih besar dan resorpsi yang lebih cepat (Laurencin and Jiang 2015).

2.8 KOLAGEN

Kolagen merupakan salah satu protein berserat yang paling melimpah dan memiliki berbagai fungsi mekanik, terutama pada mamalia yang memiliki rumus kimia $\text{C}_4\text{H}_6\text{N}_2\text{O}_3\text{R}_2(\text{C}_7\text{H}_9\text{N}_2\text{O}_2\text{R})_n$. Ini adalah bagian utama dari tendon dan ligamen dan merupakan mayoritas matriks organik tulang dan dentin. Hal ini umumnya hadir di kulit, arteri, tulang rawan, dan banyak matriks ekstraseluler. Kolagen juga digunakan pada invertebrata, misalnya, dalam filamen visceral, di mana cangkang menempel pada batu.

Lebih umum, polimer berserat adalah blok bangunan dasar dari semua jenis jaringan pembawa beban, dari organisme bersel tunggal dalam air hingga tumbuhan dan hewan. Serat ini mengandung berbagai protein dan polisakarida seperti selulosa dan kitin, yang banyak terdapat pada kutikula tumbuhan dan serangga. Selain kolagen, protein struktural termasuk keratin, yang lazim di rambut dan kuku, sutra yang digunakan laba-laba, dan aktin, yang ada di otot

dan sitoskeleton setiap sel. Lebih banyak protein berserat dengan fungsi yang lebih khusus digunakan oleh organisme lain.

Dari sudut pandang mekanis, jaringan fibrosa sangat istimewa. Bahan-bahan ini biasanya jauh lebih kuat dalam arah serat daripada tegak lurus terhadap serat. Akibatnya, sifatnya anisotropik dan dapat dikurangi dengan menerapkan prinsip desain khusus, seperti merakit kayu lapis menjadi laminasi. Faktanya, dengan rakitan serat optik yang cerdas, berbagai sifat umum dapat dengan mudah dicapai. Dari pengalaman hidup kita sehari-hari, kita tahu bagaimana serat dapat digunakan untuk membuat tali atau jaring yang kuat untuk beban uniaksial dengan elastisitas tinggi atau beban uniaksial rendah, tergantung pada kainnya. Demikian juga, jaringan dan semua organ terdiri dari serat melalui agregasi hierarkis, menunjukkan berbagai sifat mekanik. Oleh karena itu, memahami struktur hierarki bahan biologis adalah kunci untuk memahami sifat mekaniknya. Tidak terkecuali kolagen dalam hal ini, dan kami menemukan gen dalam hierarki yang sangat kompleks dengan sifat yang sangat berbeda, seperti kulit elastis, tulang rawan lunak, tulang keras, dan tendon (Fratzl 2008).

2.9 KARAKTERISASI SAMPEL

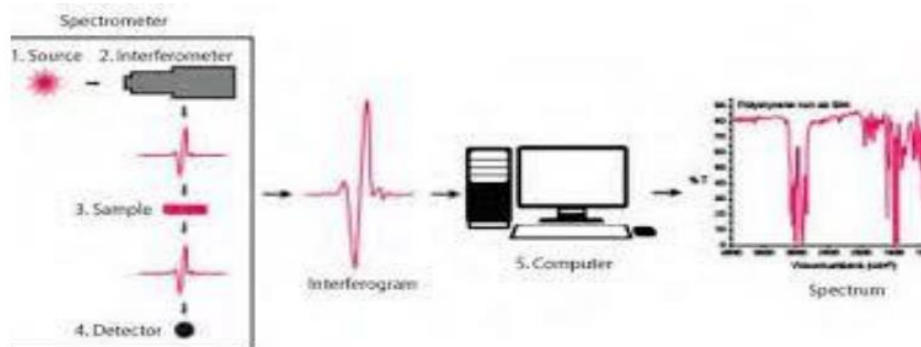
Uji untuk mengetahui karakteristik pada sampel meliputi uji FTIR (*Fourier Transform Infra Red*) untuk pengujian kemurnian komposit, uji SEM (*Scanning Electron Microscopy*) untuk analisis morfologi permukaan sampel. Uji mekanik yang dilakukan meliputi uji Porositas untuk mengetahui persentase pori yang terbentuk pada sampel, dan uji *Compressive Strenght* untuk mengetahui sifat mekanik kuat tekan pada sampel.

2.9.1 FTIR (*Fourier Transform Infra Red*)

Fourier Transform Infra-Red (FTIR) merupakan teknik spektroskopi inframerah yang dilengkapi dengan transformasi fourier untuk menganalisis hasil spektrumnya. Pengujian FTIR memiliki tujuan untuk mengetahui komposisi suatu material. Karakterisasi FTIR

memiliki beberapa keunggulan dibandingkan karakterisasi yang lainnya. Keunggulan FTIR adalah sensitivitas, kecepatan, proses kalibrasi, dan kesederhanaan instrument (Anam *et al*, 2007).

Instrumen yang digunakan untuk mengukur spektrum serapan suatu senyawa disebut spektrofotometer. Diagram sederhana komponen utama spektrofotometer dapat dilihat pada Gambar 2.8. Perangkat menghasilkan sinar inframerah yang dipancarkan dari sumber sinar benda hitam. Cahaya kemudian melewati interferometer di mana proses pengkodean spektral berlangsung. Dalam interferometer, ketika berkas dengan panjang lintasan yang berbeda digabungkan kembali, interferensi konstruktif dan destruktif, yang disebut interferometer, dihasilkan. Cahaya memasuki ruang sampel dan menyebabkan sampel menyerap energi pada frekuensi tertentu. Detektor kemudian secara bersamaan mengukur energi versus sinyal waktu untuk semua frekuensi. Spektrum yang diperlukan dihasilkan setelah interferogram secara otomatis mengurangi spektrum latar belakang dari spektrum sampel menggunakan perangkat lunak komputer transformasi Fourier.



Gambar 2.3 Skema Diagram FTIR

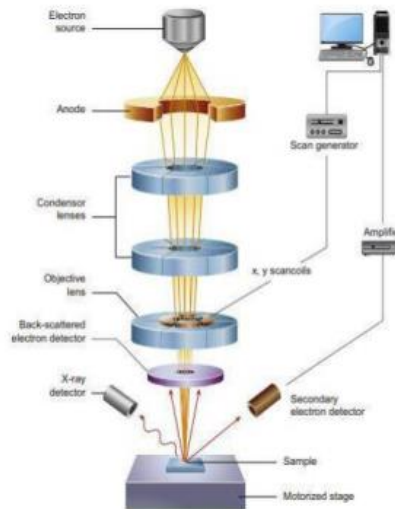
Hasil uji penyerapan inframerah ditampilkan sebagai grafik yang menunjukkan transmitansi atau penyerapan sebagai persentase bilangan gelombang dalam cm^{-1} . Grafik menunjukkan jumlah puncak yang terbentuk pada setiap gelombang. Posisi puncak yang dihasilkan tergantung pada kekuatan ikatan antara atom dan atom sekitarnya (Mohamed *et al*. 2017).

2.9.2 SEM-EDX (*Scanning Electron Microscopy- Energy Dispersive X-ray Spectroscopy*)

SEM-EDX (Scanning Electron Microscopy – Energy Dispersive X-ray Spectroscopy) merupakan uji mikrostruktur yang dapat digunakan untuk mengamati morfologi permukaan sampel dalam bentuk mikro dan nano. Teknik analisa SEM-EDX menggunakan elektron sebagai sumber pencitraan dan medan elektromagnetik sebagai lensanya (Rianita, et al. 2010). SEM-EDX adalah salah satu teknik untuk menentukan komposisi atom pada material sampel (Kustomo, 2020).

SEM memiliki keunggulan dalam proses pengoprasian yakni kemudahan dalam penyiapan sampel sehingga dapat menghasilkan beragam sinyal karena adanya interaksi antara berkas elektron dengan sampel, dimana proses tersebut akan menghasilkan beragam tampilan data dari permukaan lapisan sampel. Informasi yang diberikan dari hasil SEM ini yaitu berupa topologi, morfologi, komposisi, dan informasi mengenai kekristalan suatu sampel (Goldstein et al. 2010).

Pada prinsip kerja komponen SEM ini dengan dimulai dari berkas electron berinteraksi dengan sampel yang akan menghasilkan Secondary Electron (SE) yang didalam detektor SE tersebut diubah menjadi sinyal listrik sehingga akan menghasilkan gambar pada monitor. Sinyal yang keluar dari detektor akan berpengaruh terhadap intensitas cahaya pada monitor, karena jumlah cahaya yang dipancarkan oleh monitor sebanding dengan jumlah electron yang dipancarkan. Maka, semakin banyak gambar yang dihasilkan akan semakin terang dan demikian sebaliknya. Dalam penelitian ini, uji SEM digunakan untuk mengukur ukuran lebar pori pada *scaffold* (Inkson, 2016). SEM yang dilengkapi dengan EDX dimana sinar-X yang diemisikan adalah hasil dari tumbukan elektron pada atom-atom sampel yang diuji (Sujaatno, 2015).



Gambar 2.4 Diagram Komponen SEM (Inkson, 2016)

Energy Dispersive X-ray (EDX) merupakan karakterisasi material menggunakan sinar-X yang diemisikan ketika material mengalami tumbukan dengan elektron. Tingkat energy tergantung dari tingkatan pada energi kulit atom karena sinar-X diemisikan dari transisi elektron dari lapisan atom. Sehingga dengan mendeteksi tingkat energi yang dipancarkan oleh sinar-X dan intensitasnya, maka dapat diketahui atom-atom penyusun dari material dan persentase massanya. Terdapat empat komponen utama dari penyusun EDX: sumber berkas cahaya, detektor sinar-X, pengolah pulsa, dan penganalisis. Namun, sistem EDX yang paling umum ditemukan pada SEM adalah sebuah katoda dan lensa magnet. Detektor akan digunakan untuk mengkonversi energi sinar-X ke dalam sinyal tersebut dan sinyal akan dilewatkan menuju ke suatu penganalisis untuk menampilkan data dan analisa (Chardin et al. 1998).

2.9.3 Porositas

Porositas didefinisikan sebagai persentase volume ruang kosong pada *scaffold*. Porositas adalah perbandingan volume total suatu bahan. Pori-pori sangat penting untuk pembentukan jaringan tubuh karena dapat mendorong pergerakan dan proliferasi sel-sel tubuh. Uji porositas dilakukan untuk mengetahui derajat porositas yang terdapat pada benda uji. Tingkat porositas benda uji dapat ditentukan dengan menggunakan Persamaan 2.2.

$$\text{Porositas (\%)} = \frac{M_w - M_d}{\rho V} \times 100\% \quad (2.1)$$

Pengujian ini dilakukan sesuai dengan prinsip Archimedes. Perhitungan dilakukan dengan mengukur berat kering (M_w) sampel. Langkah selanjutnya adalah merendam sampel dalam larutan etanol 96% selama 48 jam. Kemudian, berat basah (M_d) sampel diukur. Dimensi sampel diukur untuk menentukan volume (V) sampel. Uji porositas ini menggunakan larutan etanol 96%, sehingga diketahui densitas etanol (ρ) sebesar $0,789 \text{ gr.cm}^{-3}$. Semakin tinggi nilai porositas suatu benda, maka semakin banyak pula lubang-lubang yang tersebar pada rangka, yang dapat mempengaruhi sifat mekanik benda tersebut (Palella et al. 2012).

2.9.4 Compressive Strength

Uji *Compressive Strength* atau uji kuat tekan merupakan uji kemampuan suatu bahan untuk menahan beban atau tekanan yang ada ketika suatu material dikenai tekanan. Uji kuat tekan ini merupakan salah satu jenis uji mekanik yang paling berguna ketika membandingkan bahan atau material yang umumnya rapuh dan lemah terhadap tekanan. Tujuan pengujian kuat tekan suatu material adalah untuk mengetahui tingkat kekuatan atau ketahanan material yang akan digunakan sebagai pengganti alternatif. Ukuran partikel yang besar akan menghasilkan nilai kuat tekan suatu bahan semakin kecil (Kusumawardani et al. 2020).

Sampel diukur menggunakan *Autograph*. Sampel ditempatkan pada permukaan halus pada tekanan penguji kompresi, hidupkan mesin, dan sesuaikan kecepatan untuk memilih rentang beban (gaya) yang akan diukur. Kemudian sel beban diturunkan perlahan, lalu berhenti, dan catat jumlah kekuatan dan ketegangannya. Langkah-langkah di atas dilakukan dengan sedikit modifikasi hingga sampel macet. Penguji kompresi secara otomatis menampilkan gaya maksimum yang dapat ditahan sampel. Nilai kuat tekan diperoleh dengan menghitung sebagai berikut : (Indriani et al. 2014)

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (2.2)$$

Keterangan:

σ = Compressive strength (MPa)

F = Gaya (Newton)

A = Luas Permukaan (mm²) (Anusavice, 2003).

BAB III

METODE PENELITIAN

3.1 Tempat dan Waktu Penelitian

Penelitian ini dilaksanakan selama 10 bulan, dimulai pada bulan Februari sampai dengan Desember 2022. Penelitian ini dilakukan di Laboratorium Fisika Material, Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangga untuk proses pembentukan komposit *biphasic* HA-TCP-K.

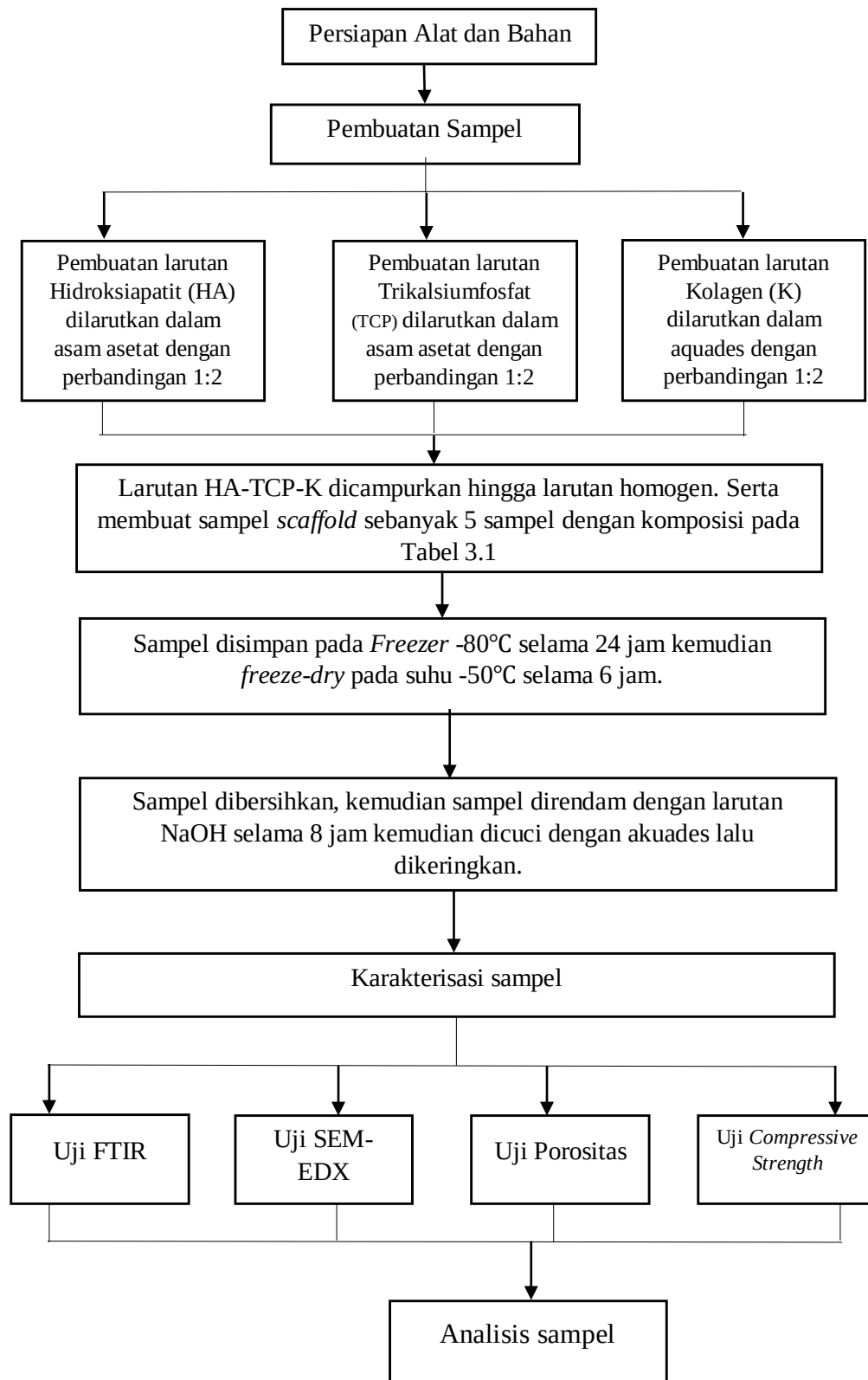
Karakterisasi *scaffold* HA-TCP-K melalui uji FTIR (*Fourier Transform Infra Red*) dilakukan di Laboratorium Material Metalurgi Institut Teknologi Sepuluh Nopember Surabaya, uji SEM-EDX (*Scanning Electron Microscopy – Energy Dispersive X-ray*) dilakukan di Laboratorium Teknik Mesin Universitas Muhammadiyah Surakarta. Uji porositas dilakukan di Laboratorium Fisika Material Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangga. Uji *compressive strength* atau uji kuat tekan dilakukan di Laboratorium Fisika Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangga Surabaya.

3.2 Bahan dan Alat Penelitian

Bahan yang digunakan pada pembuatan *scaffold* HA-TCP-K dalam penelitian ini yaitu Hidroksiapatit, trikalsiumfosfat, kolagen, akuades, asam asetat, Ethanol 96% dan larutan NaOH.

Peralatan yang akan digunakan dalam penelitian ini terbagi menjadi dua, yaitu peralatan yang akan digunakan sebagai sampel dan observasi karakteristiknya. Peralatan yang dibutuhkan ketika pembuatan sampel meliputi neraca analitik, gelas beaker, gelas ukur, spatula, pipet, labu erlenmayer, saringan, jangka sorong, mesin *freeze drying* dan cetakan *scaffold* tulang. Peralatan untuk karakterisasi sampel antara lain uji FTIR di Laboratorium Material Metalurgi ITS Surabaya, Uji SEM-EDX di Laboratorium SEM Teknik Mesin Fakultas Teknik UM Surakarta, peralatan untuk uji porositas, dan seperangkat alat uji mekanik (*Autograph*) SHIMADZU AG-10 di Laboratorium Fisika Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangg

3.3 Diagram Alir Penelitian



Gambar 3.1 Diagram Alir Penelitian

3.4 Prosedur Penelitian

Prosedur penelitian ini meliputi beberapa tahap antara lain, pembuatan larutan sampel hidroksiapatit, trikalsiumfosfat, dan kolagen dengan karakterisasi sampel *scaffold* tulang, variasi komposisi pada Tabel 3.1.

3.4.1 Pembuatan Sampel Komposit HA-TCP-K

Sampel dibuat dengan berbagai variasi komposisi antara HA-TCP-K. Hidroksiapatit (HA) dan Trikalsiumfosfat (TCP) yang masing-masing telah dilarutkan dengan asam asetat dengan perbandingan 1:2 menggunakan *magnetic stirrer* selama 2 jam, kemudian dicampurkan keduanya hingga homogen. Setelah itu dilarutkan dalam aquades dengan perbandingan 1:2, aduk menggunakan *magnetic stirrer* selama 2 jam hingga larutan homogen. Larutan HA-TCP diambil sebesar variasi kolagen pada masing-masing sampel, sehingga didapatkan berat total sebesar 10 gram. Kemudian, kolagen yang telah larut akan dihomogenkan dengan larutan HA-TCP yang telah disiapkan pada masing-masing variasi sampel, lalu diaduk menggunakan *magnetic stirrer* selama 2 jam hingga menjadi homogen.

Tabel 3.1 Data Variasi Komposisi Sampel

Sampel	Komposisi Sampel				Berat Total (gr)
	HA (gr)*	TCP (gr)*	HA+TCP(gr)**	K (gr)	
1	7	3	9,5	0,5	10
2	7	3	9,25	0,75	10
3	7	3	9,0	1,0	10
4	7	3	8,75	1,25	10
5	7	3	8,5	1,5	10

*Sebelum dicampurkan

**Setelah dicampurkan

3.5 Karakterisasi Sampel

Scaffold dari komposit HA-TCP-K yang telah terbentuk dikarakterisasi untuk mengetahui sifat-sifat dari komposit *scaffold*. Karakterisasi yang dilakukan adalah uji *Fourier Transform Infrared Spectroscopy* (FTIR – *Spectroscopy*), uji morfologi (SEM-EDX), uji porositas, dan uji compressive strength. Sampel yang telah terbuat dari variasi akan dikarakterisasi terlebih dahulu menggunakan uji FTIR, uji SEM-EDX, uji porositas, lalu uji *compressive strength*.

3.5.1 Pengujian FTIR

Uji FTIR dilakukan untuk mengetahui gugus fungsi yang terdapat di dalam sampel menggunakan alat *Fourier Transform Infra Red* (FTIR). Sampel yang akan diuji menggunakan FTIR berupa komposit *scaffold* yang tersusun dari komponen HA-TCP-K sesuai dengan komposisi pada Tabel 3.1. Alat yang digunakan untuk uji FTIR terdapat pada gambar 3.2 dan parameter yang akan didapatkan pada karakterisasi ini terdapat pada Tabel 3.1 yang akan menghasilkan grafik seperti Gambar 3.2.



Gambar 3.2 Alat Uji FTIR Shimadzu IRTracer-100 (Lab. Kimia, Universitas Airlangga).

3.5.2 Pengujian *Scanning Electron Microscopy - Energy Dispersive X-ray* (SEM-EDX)

Uji SEM-EDX dilakukan untuk mengetahui morfologi permukaan sampel *scaffold*, dari morfologi permukaan beserta dengan struktur atom-atom dan persentase penyusun sampel *scaffold* HA-TCP-K. Alat yang digunakan untuk uji SEM-EDX terdapat pada Gambar 3.3



Gambar 3.3 Alat Uji SEM-EDX (Chomsin *et al.* 2014)

Langkah yang dilakukan pada pengujian ini adalah sampel dipreparasi terlebih dahulu kemudian direkatkan pada karbon yang terbuat dari logam yang terlapsi dengan palladium agar sampel dapat dimasukkan ke dalam ruang specimen dan diberikan sinar pancaran electron sebesar 20kV. Detektor sintilator yang diperkuat dengan rangkaian listrik akan mendeteksi electron yang dipantulkan, sehingga hasil didapatkan berupa gambar layar *Chotode Ray Tube* (CRT). Bagian dari objek dapat dipilih dan mengatur perbesaran yang akan dipakai, kemudian akan dilakukan pemetretan untuk mendapatkan gambar.

3.5.3 Pengujian Porositas

Uji porositas dilakukan untuk mengetahui persentase pori yang terbentuk pada sampel. Sebelum melakukan pengujian, sampel ditimbang terlebih dahulu untuk mengetahui massa kering (W_d), kemudian sampel direndam dalam ethanol 96% selama 48 jam. Setelah itu sampel ditimbang kembali untuk mengetahui massa basah (W_i), kemudian sampel ditimbang kembali setelah permukaan massa basah dikeringkan pada kertas filter (W_w).

3.5.4 Pengujian *Compressive Strength* (Kuat Tekan)

Uji kuat tekan (*compressive strength*) dilakukan untuk mengetahui kuat tekan yang mampu diberikan pada sampel komposit *scaffold*. Sampel akan diukur sisinya menggunakan jangka sorong untuk mengetahui diameter sampel, setelah itu sampel diletakkan di spesimen alat uji tekan dilakukan penekanan sampai sampel hancur. Dari uji yang dilakukan ini dapat dilihat hasilnya berapa besarnya beban (F) yang digunakan untuk menekan sampel hingga hancur.

BAB IV

HASIL DAN PEMBAHASAN

Pada penelitian ini telah dilakukan sintesis *scaffold biphasic* (HA-TCP)-Kolagen. Sintesis *scaffold* dilakukan dengan melarutkan hidroksiapatit dan trikalsiumfosfat yang telah disesuaikan dengan komposisi seperti pada Tabel 3.1 kemudian hasil dari campuran tersebut distirrer selama 4 jam hingga larutan homogen. Sampel dicetak menggunakan sedotan dengan diameter 0,6 cm dan di-freeze selama 24 jam menggunakan suhu -80°C , setelah itu di-dry selama 6 jam agar kadar air yang terdapat pada sampel berkurang. Hasil dari sintesis ditunjukkan pada Gambar 4.1. Karakterisasi uji yang dilakukan pada penelitian ini adalah uji FTIR untuk mengetahui gugus fungsi sampel, uji SEM-EDX untuk mengetahui morfologi permukaan dan ukuran pori pada sampel, uji porositas untuk mengetahui persentase pori pada sampel, uji kuat tekan untuk mengetahui nilai kuat tekan sampel.



Gambar 4.1 Sampel *Scaffold*

4.1 Uji FTIR

Uji FTIR dilakukan untuk mengetahui komponen penyusun atau gugus fungsi yang ada dalam *scaffold*. Hasil dari uji FTIR berupa grafik perbandingan antara transmisi (%) dan bilangan gelombang (cm^{-1}). Vibrasi spektroskopi ini akan didapat informasi kimia pada daerah panjang gelombang $4000\text{--}400\text{ cm}^{-1}$. Grafik ini dianalisis dengan membandingkan pita absorpsi yang terbentuk pada

spectrum inframerah menggunakan tabel rentan frekuensi senyawa yang tersedia. Uji gugus fungsi ini dilakukan pada ketiga bahan penyusun *scaffold* dan kelima variasi sampel. Pada masing-masing sampel didapatkan hasil karakterisasi FTIR yang disajikan pada Tabel 4.1.

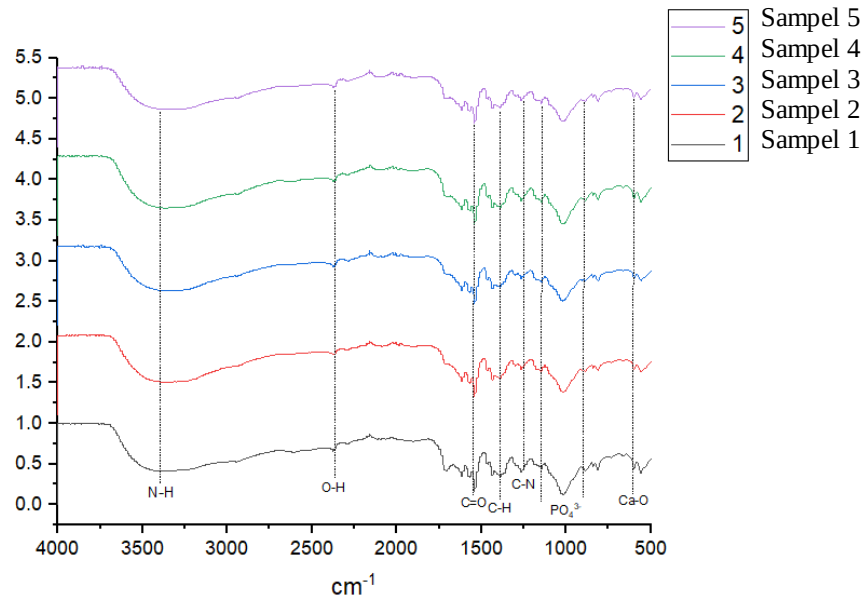
Tabel 4.1 Hasil FTIR sampel *scaffold*

Gugus Fungsi	Bilangan Gelombang (/cm)					Vibrasi Dan Senyawa
	Sampel 1	Sampel 2	Sampel 3	Sampel 4	Sampel 5	
O-H	2376.26	2376.46	2376.31	2376.04	2375.95	<i>Stretching</i> , Kolagen
N-H	3380.90	3374.48	3370.31	3369.98	3363.48	<i>Stretching</i> , Kolagen
C-N	1263.06	1264.14 dan 1299.38	1264.25 dan 1299.43	1263.83	1263.76	<i>Stretching</i> , Kolagen
C-H	1390.06	1390.55	1390.45	1390.42	1390.15	<i>Bending</i> , Kolagen
C=O	1614.79	1614.69	1614.89	1614.98	1614.59	<i>Stretching</i> , HA-TCP
O-P-O	1146.48	1146.96	1146.44	1146.35	1145.97	<i>Stretching</i> , HA-TCP
Ca-O	558.78	558.53	558.27	558.71	558.99	<i>Stretching</i> , HA-TCP

Gugus fungsi yang ada pada sampel *scaffold* gugus yang terdeteksi N-H dengan vibrasi bending, terlihat pada sampel 1 hingga 5 yang telah berurutan daerah serapan sekitar 3380.90 cm⁻¹, 3374.18 cm⁻¹, 3370.31 cm⁻¹, 3369.98 cm⁻¹, dan 3363.48 cm⁻¹. Gugus fungsi O-H berada pada 2376.29 cm⁻¹, 2376.46 cm⁻¹, 2376.31 cm⁻¹, 2376.04 cm⁻¹, dan 2375.95 cm⁻¹. Gugus fungsi C-N dengan vibrasi stretching pada 1263.06 cm⁻¹, 1264.14 cm⁻¹ serta 1299.38 cm⁻¹, 1264.25 cm⁻¹ serta 1299.43 cm⁻¹, 1263.83 cm⁻¹, dan 1263.76 cm⁻¹. Gugus fungsi C-H dengan vibrasi bending pada 1390.06 cm⁻¹, 1390.55 cm⁻¹,

1390.45 cm⁻¹, 1390.42 cm⁻¹, dan 1390.15 cm⁻¹. Gugus fungsi O-H, N-H, C-H diindikasikan sebagai kolagen yang terdapat pada masing-masing sampel (Anjarsari, 2016). Hasil *scaffold* (HA-TCP)/K menunjukkan bahwa gugus fungsi pada masing-masing perancah mengalami penurunan pada nilai transmitansi, artinya nilai absorbansi meningkat. Nilai absorbansi akan semakin meningkat seiring dengan meningkatnya persentase kolagen dalam *scaffold*.

Pada daerah serapan sekitar 1146.48 cm⁻¹, 1146.96 cm⁻¹, 1146.44 cm⁻¹, 1146.35 cm⁻¹ dan 1145.97 cm⁻¹ diindikasikan sebagai gugus fungsi O-P-O dengan vibrasi stretching, dan gugus fungsi C=O dengan vibrasi stretching muncul pada daerah serapan sekitar 1614.79 cm⁻¹, 1614.96 cm⁻¹, 1146.44 cm⁻¹, 1146.35 cm⁻¹, dan 1145.97 cm⁻¹. sedangkan gugus fungsi Ca-O muncul pada daerah serapan 558.78 cm⁻¹, 558.53 cm⁻¹, 558.27 cm⁻¹, 558.71 cm⁻¹, dan 558.99 cm⁻¹. Menurut Xie (2016) gugus fungsi O-P-O, C-O dan Ca-O diindikasikan sebagai *biphasic* calcium phosphate (HA-TCP). Berbeda dengan gugus kolagen, gugus fungsi pada BCP mengalami penurunan nilai absorbansi. Nilai absorbansi gugus fungsi yang terdapat pada *scaffold* meningkatnya konsentrasi kolagen pada *scaffold*, meningkatkan nilai absorbansi gugus fungsi yang terdapat pada kolagen, namun menurun nilai absorbansi gugus fungsi yang ada pada *biphasic* (HA-TCP).



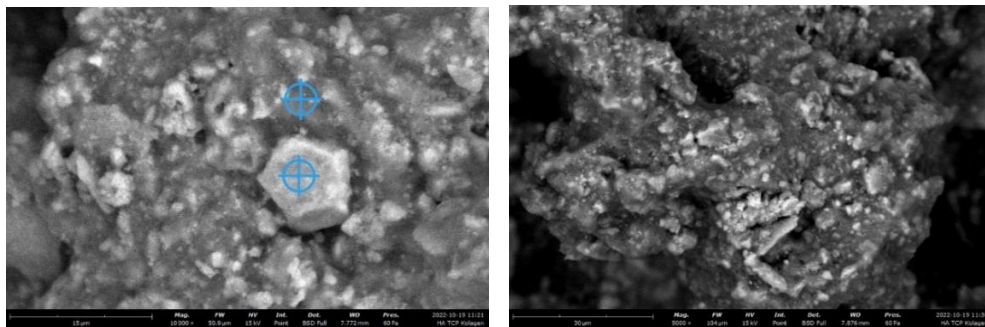
Gambar 4.2 Hasil Spektrum Uji FTIR 5 sampel Scaffold

Biokomposit *biphasic* (HA-TCP-K), tidak menunjukkan perbedaan spectrum yang terlihat nyata pada 95/5, 92.5/7.5, 90/10, 87.5/12.5, dan 85/15, artinya sintesis biokomposit *biphasic* (HA-TCP-K) terjadi secara fisika. Gugus fungsi yang terdapat pada *scaffold* hanya berbeda pada transmitansinya. Sintesis biokomposit *scaffold* (HA-TCP-K) memiliki gugus fungsi yang sama untuk *scaffold* tulang baik dengan konsentrasi 95/5, 92.5/7.5, 90/10, 87.5/12.5, dan 85/15.

4.2 Uji SEM-EDX

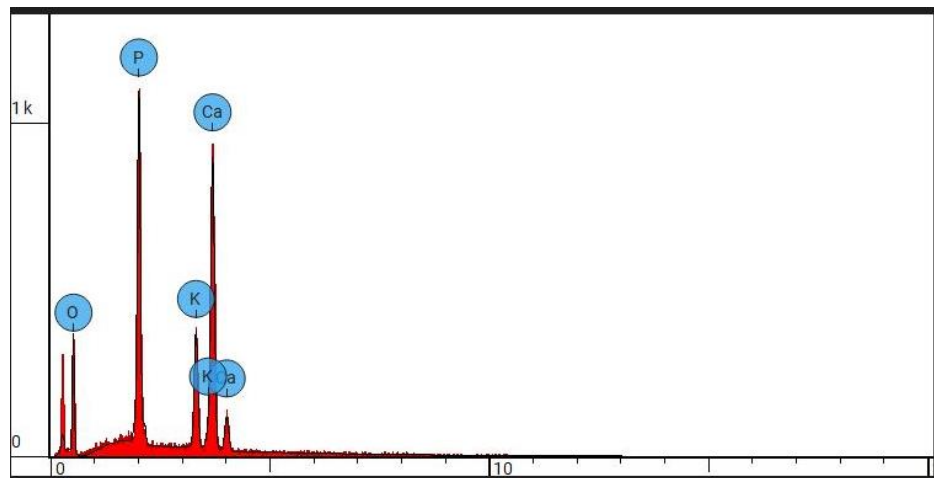
Uji morfologi menggunakan *Scanning Electron Microscop-Energy Dispersive X-ray Spectroscopy* (SEM-EDX) merupakan uji yang bertujuan untuk mengetahui morfologi pada permukaan *scaffold*. Permukaan yang berpori pada *scaffold* dapat meningkatkan ikatan mekanis antara implan dengan tulang asli di sekitarnya serta dapat menstabilkan mekanis yang lebih besar. Teknik analisa SEM-EDX menggunakan elektron sebagai sumber pencitraan dan medan elektromagnetik sebagai lensanya (Rianita, et al. 2010). SEM-EDX merupakan salah satu teknik untuk menentukan komposisi atom pada material sampel (Kustomo, 2020).

Sampel yang sudah disiapkan akan dimasukkan ke dalam spesimen tersebut, kemudian akan ditembakkan elektron. Elektron yang dipantulkan akan dideteksi detektor sintilator yang diperkuat dengan suatu rangkaian listrik sehingga dapat menghasilkan gambar yang sesuai dengan letak yang akan dideteksi pada layar Catrode Ray Tube (CRT). Morfologi permukaan *scaffold* diambil pada bagian tertentu dengan perbesaran yang diinginkan sampai morfologi permukaan terlihat dengan jelas dan pori pada permukaan *scaffold* dapat ditemukan. Pada penelitian ini dilakukan uji morfologi *Scanning Electron Microscop-Energy Dispersive X-ray Spectroscopy* (SEM-EDX) terhadap 1 sampel terbaik yang didapatkan dari hasil analisis uji porositas dan uji compressive strength, yaitu sampel 4. Hasil uji SEM-EDX dari sampel menggunakan perbesaran 10.000x dan 5.000x dapat dilihat pada Gambar 4.4a dan Gambar 4.4b. Hasil EDX dari sampel 4 disajikan pada Gambar 4.3.



Gambar 4.4a Morfologi SEM-EDX perbesaran 10.000x, 4.4b Morfologi SEM-EDX perbesaran 5.000x.

Berdasarkan hasil SEM pada Gambar 4.4a maupun Gambar 4.4b dapat dilihat bahwa permukaan *scaffold* tulang *biphasic* (HA-TCP-K) menunjukkan permukaan memiliki pori-pori. Permukaan berpori memiliki peran penting pada *scaffold* yakni sebagai ruang untuk pertumbuhan sel osteoblas yang berfungsi sebagai pembentukan tulang baru. Berdasarkan hasil pengukuran diameter pori yang terdapat pada lampiran, didapatkan diameter yang bervariasi dari 61- 750 μm . Hal ini dapat menunjukkan bahwa pori yang terbentuk ideal yakni pada 300-500 μm (Anjarsari, 2016).



Gambar 4.3 Analisis *Energy Dispersive X-Ray (EDX)* pada *scaffold* tulang *biphasic HA-TCP-K*

Tabel 4.2 Hasil Analisis EDX

<i>Element</i>	<i>Weight %</i>	<i>Atomic %</i>
N K	5,1%	7,9%
O K	46,9%	63,67%
P K	14,5%	10,17%
K K	7,3%	4,1%
Ca K	26,2%	14,20%

Analisis EDX dilakukan untuk mengetahui komposisi unsur dari *scaffold* yang ditunjukkan pada Gambar 4.3 dan Tabel 4.2. Pengujian EDX dilakukan hanya pada suatu titik/spot pada sampel dan akan menghasilkan keluaran dalam bentuk persentase unsur (bukan senyawa). Unsur kimia yang terdeteksi Nitrogen (N), Oksigen (O), Fosfat (P), Kalium (K), dan Kalsium (Ca). Untuk kandungan unsur Nitrogen (N) sebesar 5,1%, Oksigen (O) sebesar 46,9%, Fosfat (P) sebesar 14,5%, Kalium (K) sebesar 7,3%, dan Ca sebesar 26,2%. Dari keseluruhan unsur, Oksigen merupakan unsur yang paling banyak terkandung didalam *scaffold biphasic* (HA-TCP-K) yaitu sebesar 46,9%. Dari analisis EDX diperoleh rasio Ca/P sebesar 1,8 yang mana nilainya sesuai dengan komposisi tulang dan kesamaan bila membentuk cangkuk tulang karena ciri Ca/P pada tulang yakni 1,3 -1,8.

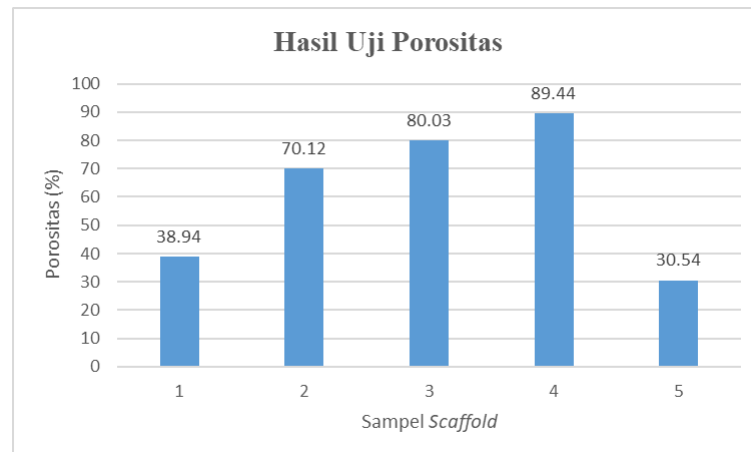
4.3 Uji Porositas

Salah satu parameter karakterisasi yang penting untuk perkembangan dan perbaikan jaringan tulang adalah porositas, dengan adanya pori dapat memberikan space bagi sel-sel tulang untuk bermigrasi, pertumbuhan sel, dan transport nutrisi. Persentase porositas didapatkan dengan menggunakan perhitungan pada persamaan 2.1. hasil dari perhitungan persentase porositas disajikan pada Tabel 4.3.

Tabel 4.3 Hasil Uji Porositas

Sampel	Massa Kering (Md)	Massa Basah (Mw)	Porositas (%)
1	0,3534 gram	0,6141 gram	38.93%
2	0,4269 gram	0,8964 gram	70.12%
3	0,5324 gram	1,0780 gram	80,03%
4	0,5032 gram	1,1020 gram	89,43%
5	0,6179 gram	0,8224 gram	30,54%

Berdasarkan Tabel 4.3 didapatkan persentase porositas terbesar adalah sampel 4 yaitu sebesar 89,43%, sedangkan persentase porositas terkecil adalah sampel 5 yaitu sebesar 30,54%. Hal ini menunjukkan bahwa persentasi porositas semakin tinggi seiring bertambahnya rasio kolagen yaitu dengan perbandingan rasio (%w/w) dan mencapai pada optimumnya pada sampel 4. pada sampel 5 terjadi penurunan porositas seperti yang ditunjukkan pada Gambar 4.5.



Gambar 4.5 Hasil Uji Porositas

Hasil uji dari kelima sampel menunjukkan persentase porositas yang tinggi yaitu berkisar 89.44% pada sampel 4. Semua sampel yang dihasilkan, merupakan hasil dari metode freeze dry. Metode freeze dry adalah metode yang sangat efektif dalam pembentukan pori pada sampel, sehingga dapat menghasilkan persentase porositas yang sangat tinggi yaitu sekitar 90% dan memiliki pori yang terkoneksi satu dengan yang lain (Walker J.L., dan Santoro M., 2017). *Scaffold* harus memiliki struktur berpori dengan nilai porositas 80-90% sehingga memungkinkan terjadinya pertumbuhan sel untuk mendukung regenerasi tulang, karena semakin besar porositas *scaffold* akan menghasilkan proliferasi dan diferensiasi sel tulang lebih cepat (El Milla et al, 2018).

Hasil uji porositas sampel *scaffold biphasic* (Ha-TCP-K) menunjukkan bahwa pada sampel 1 persentase porositas telah mencapai 38,94% dan pada sampel 2 mencapai 70,12%, sedangkan pada sampel 3 mencapai 80,03%, kemudian 89.44% untuk sampel 4, dan 30,54% untuk sampel 5. Berdasarkan penelitian yang dilakukan oleh Wall A., dan Board T. (2014), Porositas yang ideal adalah diatas 70% agar memberikan keseimbangan optimal antara luas permukaan yang baik untuk melekatnya sel serta kekuatan struktur tulang. Dari hasil pengujian yang dilakukan semua variasi sampel telah memenuhi standar persentase porositas pada tulang.

4.4 Uji *Compressive Strenght*



Gambar 4.6 Sampel Setelah Uji *Compressive Strenght*

Salah satu parameter yang harus diperhatikan untuk aplikasi teknik jaringan dengan menggunakan *scaffold* adalah sifat mekanik. Sifat mekanik yang baik pada *scaffold* akan tahan terhadap lingkungan biomekanikal kompleks seperti perubahan *stress* dan *strain* dari tekanan dan aliran cairan di dalam tubuh, tahan terhadap beban yang diberikan oleh tubuh baik yang diakibatkan melalui pergerakan ataupun tidak, kemudian deformasi selular yang dapat memberi dampak pada aktivitas biologis sehingga pada penelitian ini dilakukan untuk mengetahui kekuatan mekanik dari sampel *scaffold* komposit *biphasic* (HA-TCP)–K dengan uji *compressive strenght* atau kuat tekan.

Sampel	σ = (MPa)
1	0,16
2	0,21
3	0,22
4	0,25
5	0,35

4.4 Tabel Hasil Uji *Compressive Strenght*

Hasil uji dari compressive strength disajikan pada Tabel 4.4. Dengan diameter *scaffold* sebesar 1,6-1,8 mm. Kekuatan tekan pada *scaffold* bervariasi 0,16-0,35 MPa. *Scaffold* yang berlabel sampel 5 memiliki kekuatan tekan yang paling tinggi yakni 0,35 MPa dibandingkan dengan sampel yang lain. Sedangkan yang paling rendah merupakan sampel 1 yaitu 0,16 MPa. Jika dibandingkan dengan sifat biomekanik pada tulang sehat, nilai kekuatan tekan *scaffold* yang dihasilkan masih belum memenuhi standar yakni 2-12 MPa.

BAB V

KESIMPULAN DAN SARAN

5.1 KESIMPULAN

Berdasarkan hasil dan analisis yang telah dilakukan selama penelitian, dapat disimpulkan sebagai berikut:

1. Karakteristik fisis pada komposit *biphasic* HA-TCP-K untuk *scaffold* tulang dapat dilihat dari hasil gugus fungsi, bilangan gelombang, dan morfologi *scaffold*. Berdasarkan hasil karakterisasi, dapat disimpulkan bahwa *scaffold biphasic* HA-TCP-K dapat memenuhi syarat sebagai *scaffold* tulang dengan memiliki nilai rasio Ca/P 1,8 dan memiliki ukuran pori yang bervariasi 61-750 μm serta memiliki nilai persentase transmitansi mengalami penurunan dan persentase absorbansi meningkat.
2. Karakteristik mekanik pada komposit *biphasic* HA-TCP-K untuk *scaffold* tulang dapat dilihat dari hasil kuat tekan. Berdasarkan hasil karakterisasi yang didapatkan *scaffold* HA-TCP-K memiliki hasil antara 0,16-0,35 MPa. Jika dibandingkan dengan sifat biomekanik pada tulang yang sehat, nilai kekuatan tekan *scaffold* yang dihasilkan masih belum memenuhi standar yakni 2-12 MPa.
3. Nilai optimum pada komposit *biphasic* HA-TCP-K untuk *scaffold* tulang dapat dilihat dari porositas, kuat tekan, dan pori yang terbentuk. Semakin meningkat rasio kolagen maka semakin banyak pori yang terbentuk. Sehingga dapat memperbaiki kekuatan *scaffold* tulang, nilai rasio Ca/P dari *scaffold* yakni 1,8 yang mana nilainya telah sesuai dengan komposisi tulang. Persentase porositas terus meningkat pada *scaffold* hingga sampel ke-4 mencapai 89,44% sedangkan pada komposisi variasi sampel ke-5 didapatkan hasil porositas menurun drastis mencapai 30,54%, namun, dari keseluruhan sampel telah memenuhi nilai porositas terbaik untuk proliferasi dan melekatnya sel pada *cancellous bone*.

5.2 SARAN

Setelah dilakukan penelitian karakteristik sifat fisis dan mekanik pada komposit *biphasic* HA-TCP-K untuk *scaffold* tulang sebagai berikut:

1. Perlu dilakukan penelitian lebih lanjut pengaruh variasi komposisi dan lama waktu proses *freeze drying* terhadap karakteristik HA-TCP-K guna mengetahui sifat *scaffold* pada variasi mana yang memiliki karakteristik paling baik.
2. Perlu dilakukan penelitian dengan menambahkan karakterisasi yang dilakukan pada sampel *scaffold*.

DAFTAR PUSTAKA

- Afrianit R, Dewi F, Putri R Sari. 2010. *Pemanfaatan Fly Ash Batubara sebagai Adsorben dalam Penyisihan Chemical Oxygen Demand (COD) dari Limbah Cair Domestik*. ISSN: 0854-8471. Padang: Universitas Andalas.
- Anam, Chairul, Sirojudin, Firdausi, Sofjan K., 2008. Analisis Gugus Fungsi pada Sampel Uji, Bensin dan Spiritus Menggunakan Metode Spektroskopi FTIR Berkala Fisika, Vol 10, No.1 : 79-85.
- Anusavice KJ, dkk (2013). "Combination of silica nanoparticles with hydroxyapatite reinforces poly *scaffold* without loss of bioactivity". Journal of bioactive and compatible polymers, 29 (1). pp 15-31.
- Azkiya, Noor Isnaini, Fanny Prasetya, Rosita Dwi Chrisnandari, and Wianthi Septia Witasari. 2021. "Pemanfaatan Precipitated Calcium Carbonat Dari Batu Kapur Dalam Pembuatan β -TCP Sebagai Bahan Dasar Implan Tulang." Jurnal Teknik Kimia dan Lingkungan 5(1): 78.
- Azkiya, N. I. et al. (2021) 'Pemanfaatan Precipitated Calcium Carbonat dari Batu Kapur dalam Pembuatan β -TCP sebagai Bahan Dasar Implan Tulang', Jurnal Teknik Kimia dan Lingkungan, 5(1), p. 78. doi: 10.33795/jtkl.v5i1.208.
- Badan Penelitian dan Pengembangan Kesehatan Kementrian Kesehatan RI. 2013. Riset Kesehatan Dasar (RISKESDAS 2013). Hal 100-107
- Bella, Audy K., Hedison Polii, and Herlina I. S. Wungow. 2021. "Pengaruh Latihan Resistensi Terhadap Kepadatan Tulang." Jurnal e-Biomedik 9(2): 229–39.
- Cahyati, Cucu. 2014. Observasi Morfologi dan Komposisi Hidroksiapatit yang Terbuat dari Cangkang Telur Ayam Kampung dan Ayam Ras. Bogor: FMIPA Institut Pertanian Bogor.

- Chardin, H., A. C. Acevedoa, S. Risnes. 1998. Scanning Electron Microscopy and Energy Dispersive X-Ray Analysis of Defects in Mature Rat Incisor Enamel After Thyroparathyroidectomy. *Archives of Oral Biology*. Vol 43, halaman 317-327
- El Milla L, Indrani DJ, Irawan B, 2018. Sintesis dan Uji Porositas *Scaffold* Hidroksiapatit/Alginat. *ODONTO: Dental Journal*. 5(1):49-53.
- Fratzl, Peter. 2008. *Collagen Structure and Mechanics*. Springer Street, New York: Springer
- Guerrero-Gironés, Julia et al. 2021. “Biocompatibility of a Ha/B-tcp/c *Scaffold* as a Pulp-capping Agent for Vital Pulp Treatment: An in Vivo Study in Rat Molars.” *International Journal of Environmental Research and Public Health* 18(8).
- Herda, Ellyza; Puspitasari, Dewi. Tinjauan Peran Dan Sifat Material Yang Digunakan Sebagai *Scaffold* Dalam Rekayasa Jaringan. **Jurnal Material Kedokteran Gigi**, [S.l.], v. 5, n. 1, p. 56-63, aug. 2018. ISSN 2302-5271. Available at: <http://jurnal.pdgi.or.id/index.php/jmkg/article/view/244>.
- Ho, K. N. et al. (2016) ‘A novel HA/ β -TCP-collagen composite enhanced new bone formation for dental extraction socket preservation in beagle dogs’, *Materials*, 9(3). doi: 10.3390/ma9030191. Science+Business Media Ltd.
- Houmard, M., Fu, Q., Genet, M., Saiz, E., & Tomsia, A. P. (2013). On the structural, mechanical, and biodegradation properties of HA/ β -TCP robocast scaffolds. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1233-1242.
- Ichsan, Miranda Zawazi. 2012. Sintesis Makropus Komposit Kolagen Hidroksiapatit sebagai Kandidat *Bone graft*. *Skripsi*. Departemen Fisika Fakultas Sains dan Teknologi Universitas Airlangga.

- Indrani, D. J. and Adi, W. A. (2018) ‘Preparasi Nanokristalin Hidroksiapatit Untuk *Scaffold* Rekayasa Jaringan Tulang’, *Jusami | Indonesian Journal of Materials Science*, 13(4), pp. 36–39. Available at: <http://jurnal.batan.go.id/index.php/jsmi/article/view/4754>.
- Indriani, Arista, Aminatun, and Siswanto. 2014. “Upaya Meningkatkan Kuat Tekan Komposit Ha-Kitosan Sebagai Kandidat Aplikasi Implan Tulang Kortikal.” *Jurnal Fisika dan Terapannya*: 1–15.
- Inkson, B. J. (2016) *SEM and TEM for Materials characterization, materials characterization using evaluation (NDE) methods*, Elsevier Ltd.
- Laurencin, C. T. and Jiang, T. (2015) *Bone graft Substitutes and Bone Regenerative Engineering*.
- Laurencin, C. a. D. M. e., 2014. *Natural and Synthetic Biomedical Polymers*. Newnes.
- Kementrian Riset dan Teknologi Republik Indonesia. 2014. tersedia di: <https://www.ristek.go.id/index.php/module/News+News/id/12533/pdf>
- Kustomo, K. (2020). Uji Karakterisasi dan Mapping Magnetit Nanopartikel Terlapisi Asam Humat dengan Scanning-Electron-Microscope “Energy Dispersive X-Ray (SEM-EDX). *Indonesian Journal of Chemical Science*, 9(3), 148-153.
- Kusumawardani, Chaterina Diah Nanik, Ronaldo Tripuro Chondro, Ivan Andrian, and Rima Parwati Sari. 2020. “Pengaruh Penambahan Hidroksiapatit Terhadap Porositas Dan Compressive Strength Basis Resin Akrilik Heat-Cured Effect of Hydroxyapatite Addition towards Porosity Level and Compressive Strength of Heat-Cured Acrylic Resin Base.” *Jurnal Kedokteran Gigi Universitas Padjadjaran* 32(2): 91.
- Milla, L. El, Indrani, D. J. and Irawan, B. (2018) ‘Sintesis Dan Uji Porositas

- Scaffold Hidroksiapatit/Alginat*, ODONTO : Dental Journal, 5(1), p. 49. doi: 10.30659/odj.5.1.49-53.
- Mofakhami, S., & Salahinejad, E. (2021). *Biphasic calcium phosphate microspheres in biomedical applications. Journal of Controlled Release*, 338, 527-536.
- Park, J.B., and Lakes, R.S., 2007. *Biomaterials Principles an Indtroduction*: Third Edition, Pringers, New York.
- Palella, R. *et al.* (2012) 'Biophysicochemical evaluation of chitosan-hydroxiapatite-marine sponge collagen composite for bone tissue engineering, journal of Biomedical Materials Research-Part A, 100 A(2), pp. 486-495. doi:10.1002/jbm.a.33293.
- Pusparasmi, Dea Anggraheni, Bambang Suharno, and Sugeng Supriadi. 2021. "Studi Pengembangan Komponen Implan Paduan Ti6Al4V Untuk Aplikasi Biomedis Dengan Proses Metal Injection Molding." STRING (Satuan Tulisan Riset dan Inovasi Teknologi) 6(1): 106.
- Rahmawati, Nurul A. 2021. Pembentukan Komposit Hidroksiapatit Kolagen Silika (HA/Kol/SiO₄ Berbasis Mineral Alam Untuk Aplikasi *Bone graft*. Universitas Airlangga.Surabaya.
- Rahmitasari, F. (2018) '*Scaffold* 3D Kitosan dan Kolagen Sebagai Graft pada Kasus Kerusakan Tulang', Jurnal Material Kedokteran Gigi, 5(2), p. 1. doi: 10.32793/jmkg.v5i2.246.
- RIANITA, Y., Widodo, C. S., & Masruroh, M. (2014). *Studi identifikasi komposisi obat dan limbah balur benzoquinon (bq) hasil terapi pembaluran dengan scanning electron microscopy (SEM)* (Doctoral dissertation, Brawijaya University).
- Sahoo, S.K., Agarwal, K., Singh, A.K., Polke B.G., Raha, K.C. 2010. Characterization of γ - and α -Fe₂O₃ Nano Powders Synthesized by Emulsion Precipitation-Calcination Route and Rheological Behaviour of α -Fe₂O₃.

Interational Journal of Engineering, Science and Technology, 2 (8): 118- 126.

Setiadiputri Juliani Nurazizah. 2018. Sintesis dan Karakterisasi Biokomposit Hidroksiapatit-Alginat-Zinc sebagai *Bone graft*. Universitas Airlangga. Surabaya.

Tariverdian, T. S. F. G. M. a. M. M., 2019. *Scaffold For Bone Tissue Engineering*. 189-209 ed. s.l:Handbook of Tissue Engineering *Scaffold* : Volume One.

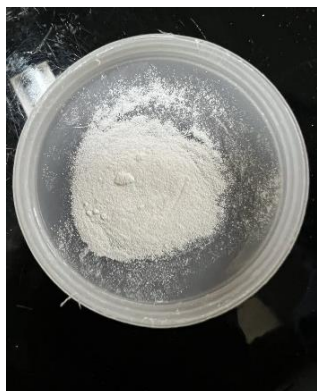
Wang, Xiu-Mei; Cui, Helen. 2019. Mineralized Collagen *Bone graft* Subtitutes. Cambridge, US: Woodhead Publishing Ltd.

Warastuti, Y.a A. B., 2018. Sintesis dan karakterisasi pasta injectable bone substitute iradiasi berbasis hidroksiapatit. *Jurnal Ilmiah Aplikasi Isotop dan Radiasi*, p. 7(2).

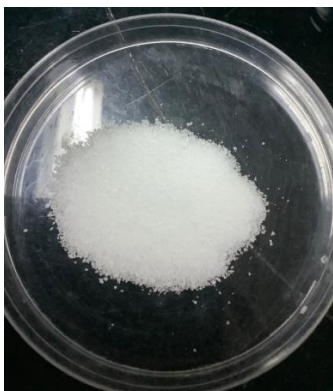
Wardhani, Sri., Rachmat, Triandi T., Pemta, Tia Deka., dan Jannah, Alif Rohmatil. 2015. Syntesis Photocatalyst Fe₂O₃-Zeolite for Photodegradation Methyl Orange Dye, *Prosiding SEMIRATA Bidang MIPA BKS-PTN Barat Universitas Tanjungpura*. Hal. 700 -709. Pontianak.

LAMPIRAN 1

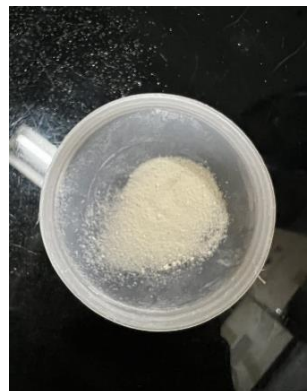
Alat dan Bahan



Hidroksiapatit



Trikalsium Fosfat



Kolagen



Gelas Beaker



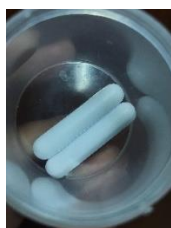
Gelas Ukur & Pipet



Timbangan Digital



Pengaduk



Magnetic bar



HA-TCP-K dilarutkan



Sampel yang akan dicetak



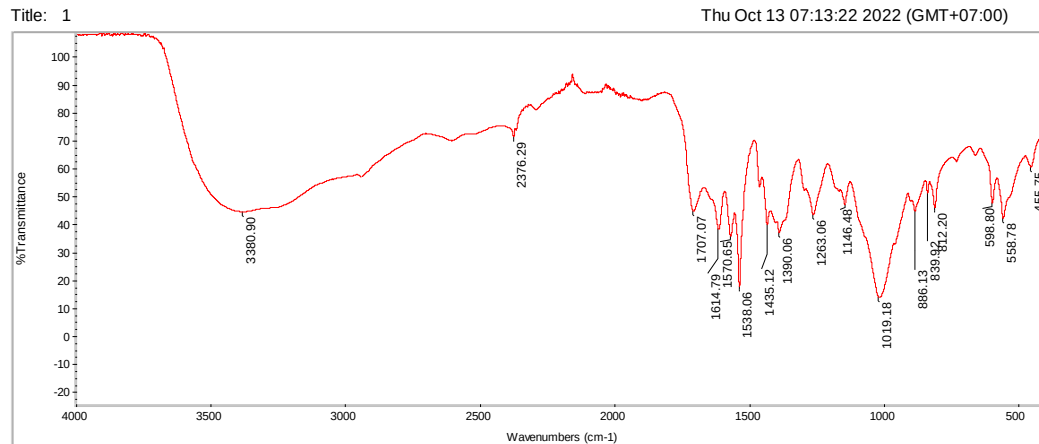
Freeze dry sampel



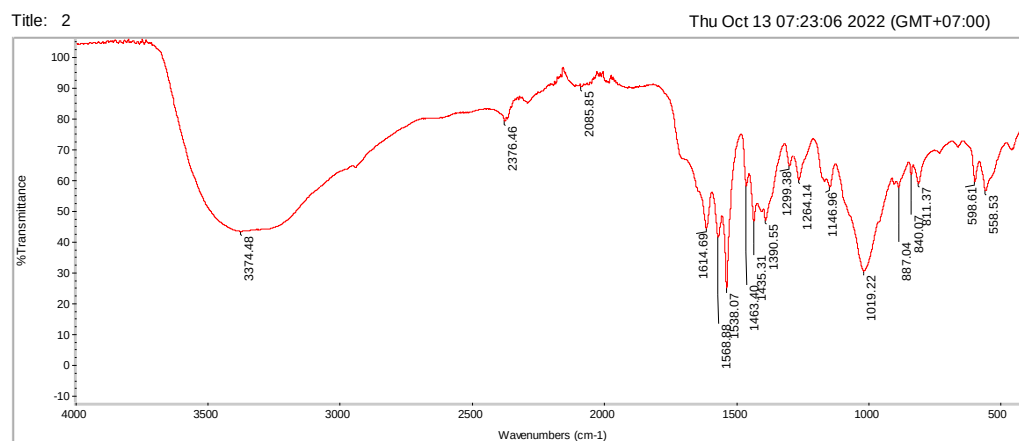
Sampel setelah di Freeze dry

LAMPIRAN 2

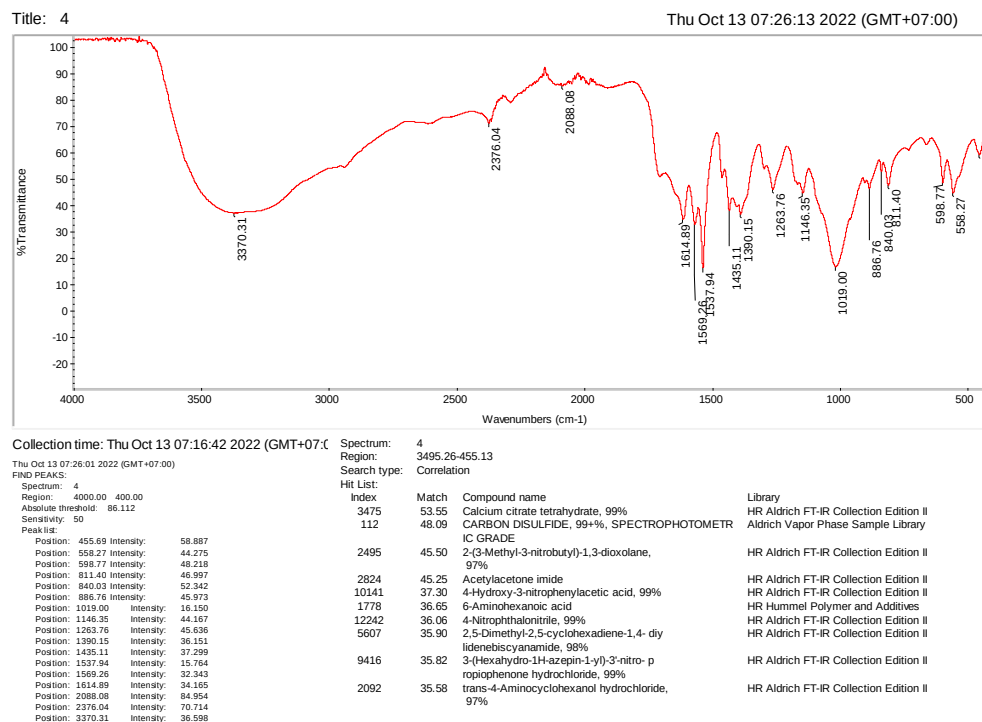
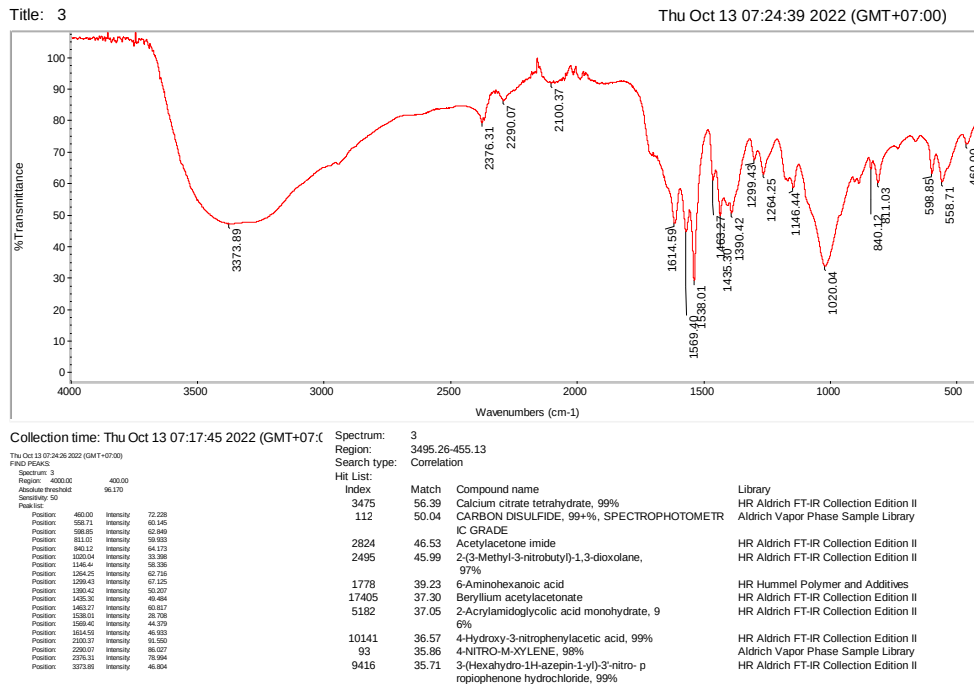
Hasil Uji FTIR

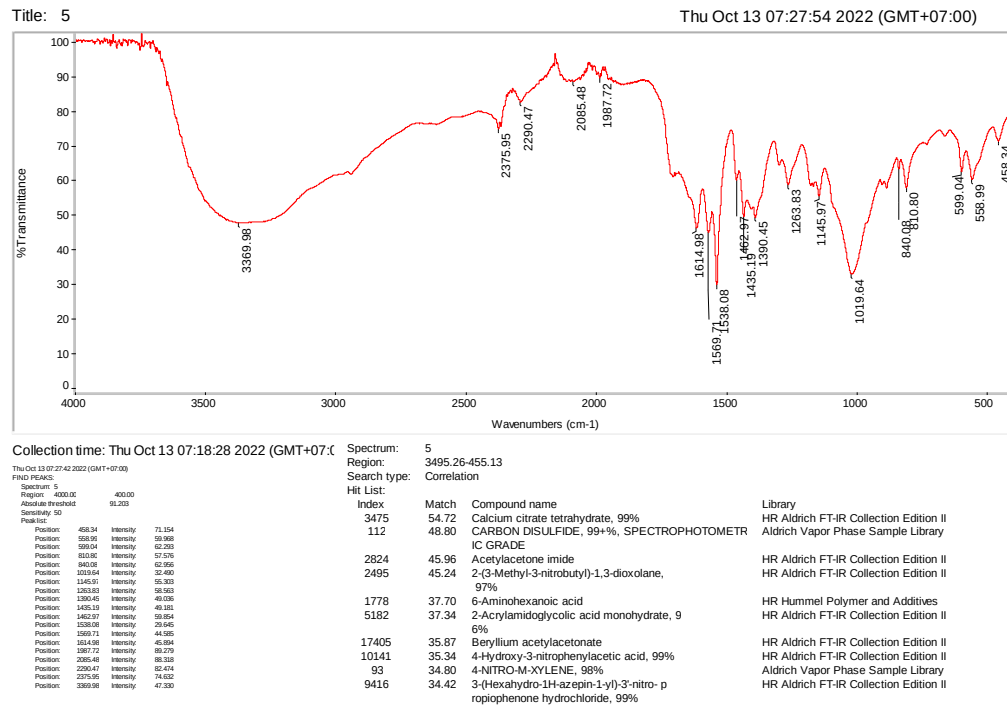


Collection time: Thu Oct 13 07:10:36 2022 (GMT+07:00) Spectrum: 1
Thu Oct 13 07:13:10 2022 (GMT+07:00) Region: 3495.26-455.13
FIND PEAKS: Search type: Correlation
Spectrum: 1 Hit List:
Region: 4000.00 400.00 Index Match Compound name Library
Absolute threshold: 85.438 3475 51.11 Calcium citrate tetrahydrate, 99% HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
Sensitivity: 50 112 44.16 CARBON DISULFIDE, 99+%, SPECTROPHOTOMETR Aldrich Vapor Phase Sample Library
IC GRADE
Peak list:
Position: 455.75 Intensity: 60.241 2824 43.62 Acetylacetone imide HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
Position: 558.78 Intensity: 41.949 2495 42.82 2-(3-Methyl-3-nitrobutyl)-1,3-dioxolane, 97% HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
Position: 598.80 Intensity: 47.253 10141 36.11 4-Hydroxy-3-nitrophenylacetic acid, 99% HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
Position: 812.20 Intensity: 45.728 12242 35.84 4-Nitrophthalonitrile, 99% HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
Position: 839.92 Intensity: 51.052 1644 35.65 Hexafluorobenzene HR Hummel Polymer and Additives
Position: 886.13 Intensity: 44.373 9416 35.34 3-(Hexahydro-1H-azepin-1-yl)-3'-nitro- p HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
Position: 1019.18 Intensity: 13.442 2092 34.61 trans-4-Aminocyclohexanol hydrochloride, 97% HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
Position: 1146.48 Intensity: 46.796 6635 34.28 Hexafluorobenzene, 99% HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
Position: 1263.06 Intensity: 43.197
Position: 1390.06 Intensity: 36.777
Position: 1435.12 Intensity: 39.498
Position: 1538.06 Intensity: 17.368
Position: 1570.65 Intensity: 35.401
Position: 1614.79 Intensity: 37.904
Position: 1707.07 Intensity: 44.528
Position: 2376.29 Intensity: 71.198
Position: 3380.90 Intensity: 44.177



Collection time: Thu Oct 13 07:15:36 2022 (GMT+07:00) Spectrum: 2
Thu Oct 13 07:22:51 2022 (GMT+07:00) Region: 3495.26-455.13
FIND PEAKS: Search type: Correlation
Spectrum: 2 Hit List:
Region: 4000.00 400.00 Index Match Compound name Library
Absolute threshold: 97.589 3475 55.83 Calcium citrate tetrahydrate, 99% HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
Sensitivity: 50 112 49.13 CARBON DISULFIDE, 99+%, SPECTROPHOTOMETR Aldrich Vapor Phase Sample Library
IC GRADE
Peak list:
Position: 558.53 Intensity: 56.301 2824 46.28 Acetylacetone imide HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
Position: 598.61 Intensity: 59.282 2495 45.37 2-(3-Methyl-3-nitrobutyl)-1,3-dioxolane, 97% HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
Position: 811.37 Intensity: 68.855
Position: 840.07 Intensity: 63.677
Position: 887.04 Intensity: 57.275
Position: 1019.22 Intensity: 30.198
Position: 1146.96 Intensity: 57.440
Position: 1264.14 Intensity: 58.887
Position: 1299.38 Intensity: 64.225
Position: 1390.55 Intensity: 46.717
Position: 1435.31 Intensity: 45.194
Position: 1463.49 Intensity: 57.852
Position: 1538.07 Intensity: 24.631
Position: 1568.88 Intensity: 42.852
Position: 1614.69 Intensity: 44.081
Position: 2085.85 Intensity: 90.240
Position: 2376.46 Intensity: 78.868
Position: 3374.48 Intensity: 42.998
1778 39.04 6-Aminohexanoic acid HR Hummel Polymer and Additives
10141 37.93 4-Hydroxy-3-nitrophenylacetic acid, 99% HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
17405 37.61 Beryllium acetylacetonate HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
9416 36.97 3-(Hexahydro-1H-azepin-1-yl)-3'-nitro- p HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
ropiophenone hydrochloride, 99%
12242 36.87 4-Nitrophthalonitrile, 99% HR Aldrich FT-IR Collection Edition II
2092 36.43 trans-4-Aminocyclohexanol hydrochloride, 97% HR Aldrich FT-IR Collection Edition II



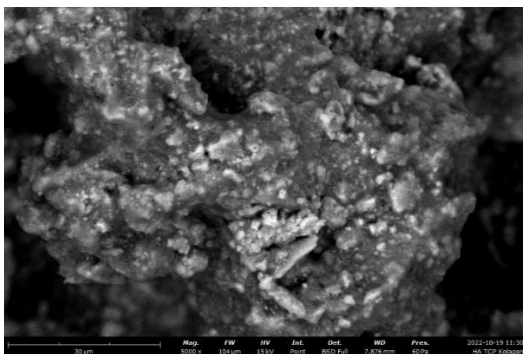


LAMPIRAN 3

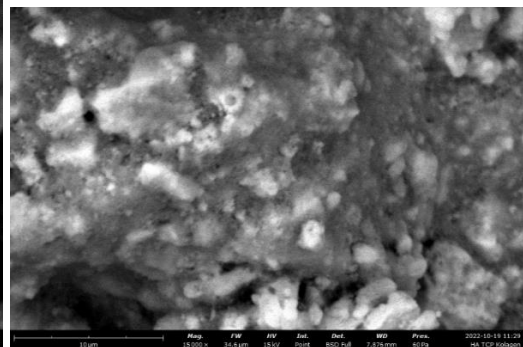


Peralatan SEM-EDX

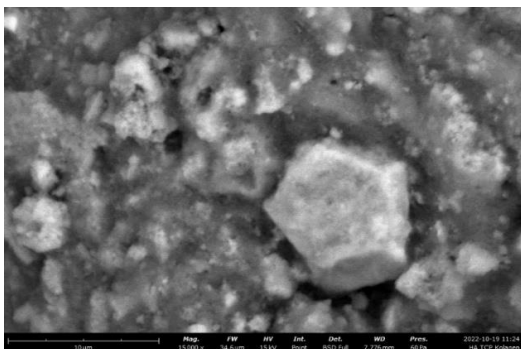
Hasil Uji SEM-EDS



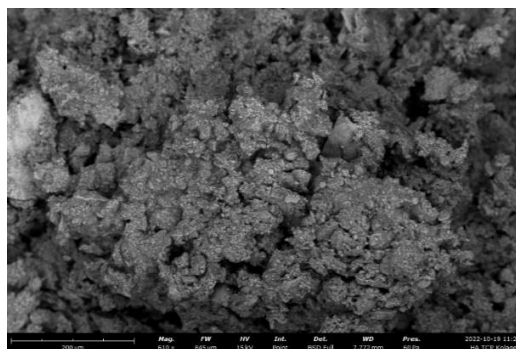
Perbesaran 5.000x



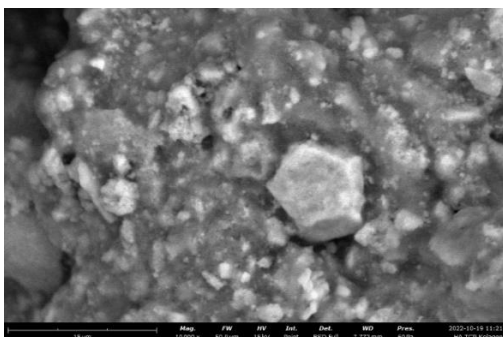
Perbesaran 15.000x



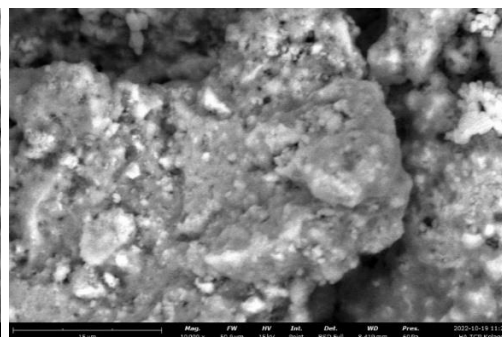
Perbesaran 15.000x



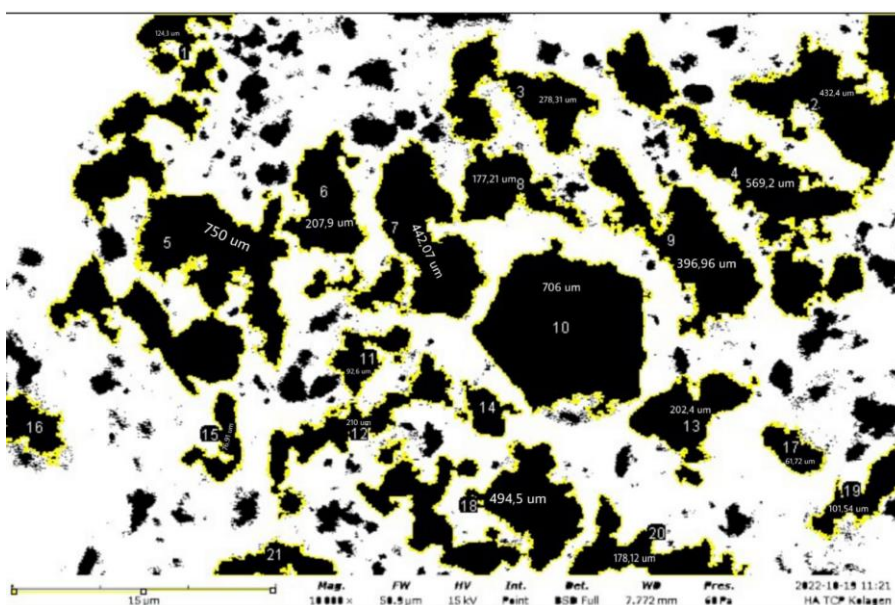
Perbesaran 610x



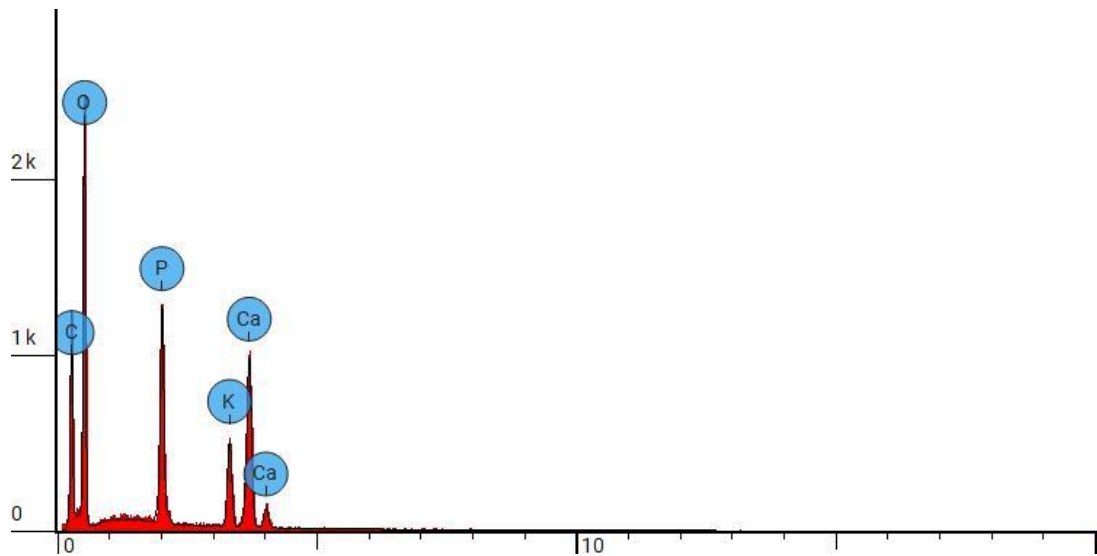
Perbesaran 10.000x



Perbesaran 10.000x



Perhitungan pori pada perbesaran 10.000x



Analisa EDX dari sampel

<i>Atomic number</i>	<i>Element symbol</i>	<i>Element name</i>	<i>Atomic concentration percentage</i>	<i>Weight concentration percentage</i>	<i>Energy level</i>
8	O	Oxygen	0.454634	0.264	15000
15	P	Phosphorus	0.160981	0.181	15000
19	K	Potassium	0.116275	0.165	15000
20	Ca	Calcium	0.268111	0.39	15000

LAMPIRAN 4



Sampel ditimbang massa kering

Perendaman dengan larutan ethanol 96%

Sampel ditimbang massa hasah

Hasil Uji Porositas

Sampel	Massa Kering (W _d)	Massa Basah (W _i)	Massa Basah (W _w)	Porositas (%)
A	0,3534 gram	0,7216 gram	0,6141 gram	38.93%
B	0,4269 gram	1,0039 gram	0,8964 gram	70.12%
C	0,5324 gram	1,1428 gram	1,0780 gram	80,03%
D	0,5032 gram	1,2095 gram	1,1020 gram	89,43%
E	0,6179 gram	1,0004 gram	0,8224 gram	30,54%

LAMPIRAN 5



Sampel setelah di Uji *Compressive Strength*

Hasil Uji *compressive strength*

Sampel	Kuat Tekan (KPa)
1	24,70
2	34,12
3	34,24
4	38,34
5	53,54