



**UJI TEKAN (*Compressive Strength*) SCAFFOLD HIDROKSIAPATIT GIPSUM
PUGER-PATI SINGKONG *Manihot Esculenta* Starch SEBAGAI BAHAN
BONEGRAFT**

Skripsi

Oleh

Naufal Aditya Tarma

NIM 181610101086

FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI

UNIVERSITAS JEMBER

2022



**UJI TEKAN (*Compressive Strength*) SCAFFOLD HIDROKSIAPATIT GIPSUM
PUGER-PATI SINGKONG *Manihot Esculenta Starch* SEBAGAI BAHAN
BONEGRAFT**

Skripsi

Diajukan guna melengkapi tugas akhir dan memenuhi salah satu syarat
untuk menyelesaikan Program Studi Kedokteran Gigi (SI)
dan mencapai gelar Sarjana Kedokteran Gigi

Oleh

Naufal Aditya Tarma

NIM 181610101086

FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI

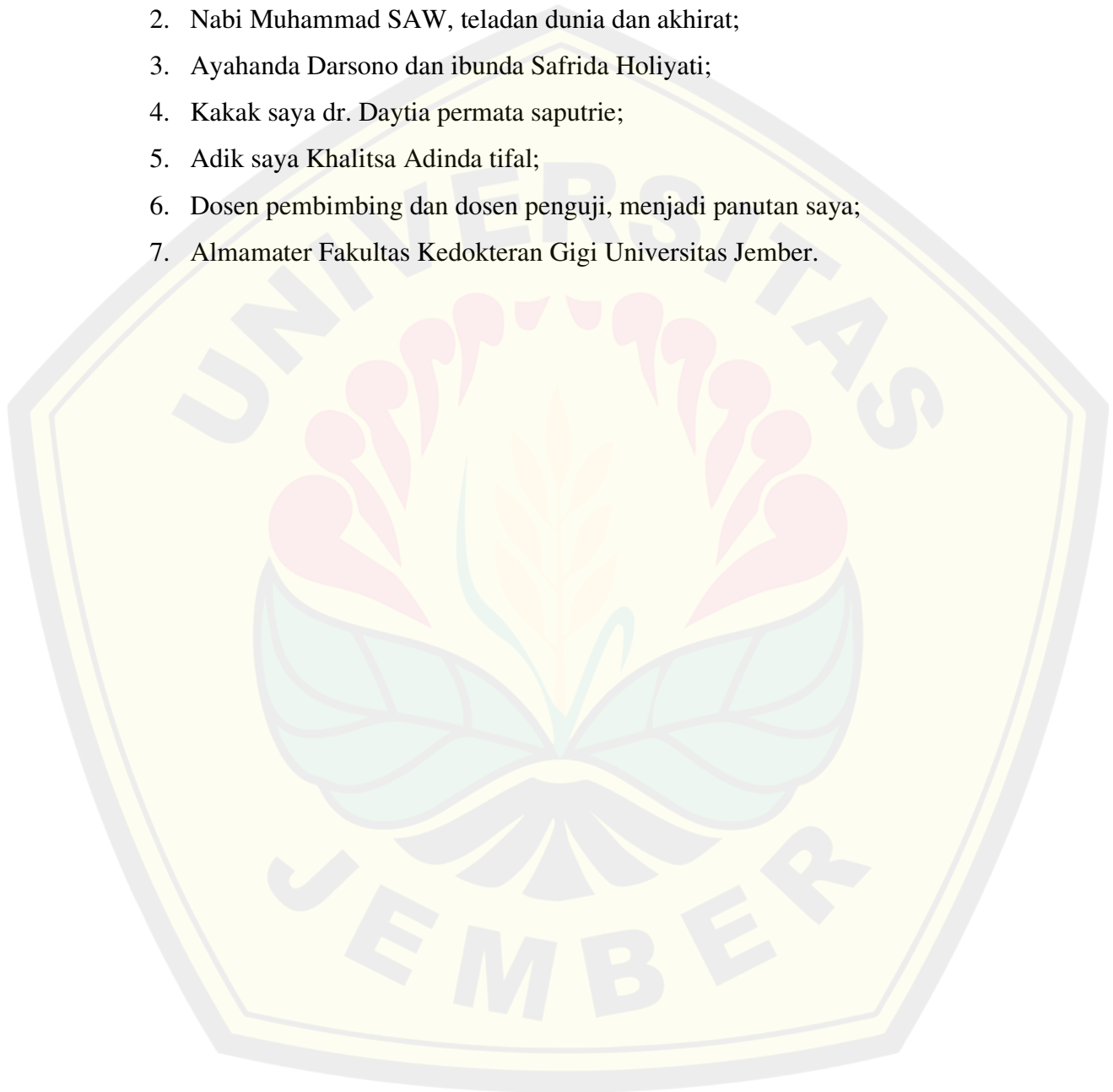
UNIVERSITAS JEMBER

2022

PERSEMBAHAN

Skripsi ini saya persembahkan untuk :

1. Allah SWT atas limpahan rahmat, hidayah, kemudahan dan berkah yang tiada habisnya ;
2. Nabi Muhammad SAW, teladan dunia dan akhirat;
3. Ayahanda Darsono dan ibunda Safrida Holiyati;
4. Kakak saya dr. Daytia permata saputrie;
5. Adik saya Khalitsa Adinda tifal;
6. Dosen pembimbing dan dosen penguji, menjadi panutan saya;
7. Almamater Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember.



MOTO

“SEMUA ADA WAKTUNYA”



PERNYATAAN

Saya yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Naufal Aditya Tarma

Nim : 181610101086

menyatakan dengan sesungguhnya bahwa karya ilmiah yang berjudul “Uji Tekan (*Compressive Strength*) Scaffold Hidroksiapatit Gypsum Puger-Pati Singkong *Manihot Esculenta Starch* Sebagai Bahan *Bonegraft* “ adalah benar-benar hasil karya sendiri, kecuali kutipan yang sudah saya sebutkan sumbernya, belum pernah diajukan pada institusi mana pun, dan bukan karya jiplakan. Saya bertanggung jawab atas keabsahan dan kebenaran isinya sesuai dengan sikap ilmiah yang harus dijunjung tinggi.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya, tanpa ada tekanan dan paksaan dari pihak mana pun serta bersedia mendapat sanksi akademik jika ternyata di kemudian hari pernyataan ini tidak benar.

Jember, 27 Mei 2022

Yang menyatakan,

Naufal Aditya Tarma

Nim. 181610101086

PRAKATA

Puji syukur kehadiran Allah SWT karena hanya dengan ridho dan karuniaNya semata penulis dapat menyelesaikan skripsi yang berjudul “Uji Tekan (*Compressive Strength*) Scaffold Hidroksiapatit Gypsum Puger-Pati Singkong *Manihot Esculenta Starch* Sebagai Bahan *Bonegraft*” sebagai persyaratan menyelesaikan pendidikan strata satu (S1) di Faklutas kedokteran gigi Universitas Jember. Namun, karya ini tidak akan selesai tanpa orang-orang tercinta di sekeliling saya yang mendukung dan membantu. Terima kasih saya sampaikan kepada:

1. Ayah saya Darsono, yang selalu berusaha memberikan kecukupan demi tercapainya saya menjadi dokter gigi;
2. Ibu saya Safrida Holiyati, yang selalu memberikan support dukungan dalam kehidupan ;
3. Kakak saya dr. Daytia permata saputrie, sebagai tempat berkeluh kesah saya dan contoh berkehidupan;
4. Adik saya Khalitsa Adinda Tifal, penghibur saya Ketika dirumah;
5. drg. Rahardyan Parnaadji, M.Kes, sp. Pros sebagai Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember;
6. Dr. drg. Masniari Novita, M.Kes., Sp.OF.(K), sebagai Wakil Dekan I Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember;
7. drg. Rendra Chriestedy Prasetya. MDSc., sebagai Wakil Dekan II Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember;
8. drg. Dwi Kartika Apriyono, M.Kes., Sp.OF., sebagai Wakil Dekan I Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember;
9. drg. Agus Sumono, M.Kes., sebagai pembimbing utama yang telah meluangkan waktu dalam memberikan bimbingan, ilmu, nasihat, motivasi dan perhatian dengan penuh kesabaran;
10. Dr. drg. AmiyatunNaini, M.Kes., sebagai pembimbing Pendamping yang telah meluangkan waktu dalam memberikan bimbingan, ilmu, nasihat, motivasi dan perhatian dengan penuh kesabaran;

11. Dr. drg. Muhammad Nurul Amin, M.kes sebagai dosen penguji Utama dan drg. Dessy Rachmawati M.kes., Ph.D sebagai penguji anggota yang telah meluangkan waktu, pikiran serta saran yang membangun skripsi ini;
12. Teman-teman kontrakan saya : Edwin, rafif, pandu ;
13. Teman-teman kontrakan barokah dan kontrakan harist, gilang aril;
14. Teman-teman penelitian *Scaffold* Hagp, harist, weny, alief mayla;
15. Serta semua pihak yang tidak dapat disebutkan satu persatu yang membantuk selesainya skripsi ini.;

Semoga segala kebaikan dan pertolongan semuanya mendapat berkah dari Allah Swt. dan akhirnya saya menyadari bahwa skripsi ini masih jauh dari kata sempurna, karena keterbatasan ilmu yang saya miliki. Untuk itu saya dengan kerendahan hati mengharapkan saran dan kritik yang sifatnya membangun dari semua pihak demi membangun laporan penelitian ini.

Jember, 27 Mei 2022

Penulis

Skripsi

**Uji Tekan (*Compressive Strength*) Scaffold Hidroksiapatit Gypsum Puger-Pati
Singkong *Manihot Esculenta Starch* Sebagai Bahan *Bonegraft***

Oleh

Naufal Aditya Tarma

NIM 181610101086

FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI

UNIVERSITAS JEMBER

2022

Dosen Pembimbing Utama : drg. Agus Sumono, M.Kes.

Dosen Pembimbing Pendamping : Dr. drg. Amiyatun Naini, M.Kes.

PERSETUJUAN PEMBIMBING

Skripsi berjudul “Uji Tekan (*Compressive Strength*) Scaffold Hidroksiapatit Gypsum Puger-Pati Singkong (*Manihot Esculenta Starch*) Sebagai Bahan *Bonegraft*” telah diuji dan disahkan oleh Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember pada :

Hari, Tanggal : Jumat, 27 Mei 2022

Tempat : Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember

Dosen Penguji Utama

Dr. drg. Muhammad Nurul Amin, M.Kes.

NIP. 197702042002121002

Dosen Penguji Anggota

drg. Dessy Rachmawati, M.kes, Ph.D

NIP. 197612232005012001

Dosen Pembimbing Utama

drg. Agus Sumono, M.Kes.

NIP. 196804012000121001

Dosen Pembimbing Pendamping

Dr. drg. Amiyatun Naini, M.Kes.

NIP. 197112261999032001

Mengesahkan

Dekan Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember

drg. R. Rahardyan Parnaadji, M.Kes, Sp. Pros

NIP. 196901121996011011

RINGKASAN

Uji Tekan (*Compressive Strength*) Scaffold Hidroksiapatit Gypsum Puger-Pati Singkong (*Manihot Esculenta Starch*) Sebagai Bahan *Bonegraft*; Naufal Aditya Tarma, 181610101086, 81 Halaman, Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember,

Komplikasi yang terjadi pasca pencabutan salah satunya yaitu trauma pada tulang alveolar, pada proses pencabutan gigi dilakukan jaringan lunak dan jaringan keras akan mengalami trauma, akan tetapi dapat pulih secara alami namun cacat tulang alveolar akan pulih hanya sebagian sehingga terjadi resorpsi *alveolar ridge*. Pasca pencabutan tulang alveolar cenderung menyempit dan kehilangan bentuk aslinya rata-rata lebar 3,8 mm, dan tinggi 1,24 mm mengakibatkan penurunan volume tulang 30 – 60 % dalam waktu enam bulan. Resorpsi tulang alveolar dapat ditangani dengan *Socket preservation*, dengan mekanisme pencegahan resorpsi tulang dengan memasukkan bahan *bone graft* ke dalam soket gigi setelah proses pencabutan gigi. (Rahmawati, D, 2020)

Bone graft atau cangkok tulang merupakan salah satu cara yang umum digunakan untuk mengembalikan fungsi dari suatu jaringan tulang yang hilang atau telah mengalami kerusakan. *Bone graft* atau cangkok tulang dapat dikatakan metode yang saat ini masih bisa diharapkan untuk terapi tulang (Poernomo, H. 2019). *Bone graft* atau Cangkok tulang mempunyai beberapa jenis teknik diantaranya *autograft*, *allograft*, *xenograft*, dan *alloplast*. Pengganti tulang atau *bone graft* sintetis yang berasal dari hidroksiapatit mempunyai rumus kimia $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$. Susunan kristal hidroksiapatit yang memiliki gambaran identik dengan tulang dan gigi pada manusia membuat hidroksiapatit sangat populer dikembangkan sebagai material pengganti tulang (Ardhiyanto, H. B, 2016). Hidroksiapatit yang digunakan sebagai *Scaffold* karena memiliki kesamaan kimia dan fisika dengan kandungan mineral penyusun tulang yaitu apatit.

Scaffold dari hidroksiapatit bahan alam memiliki kemampuan yang sama seperti material komersial yang ada di pasaran. Salah satunya yaitu gipsum alam yang banyak di temukan di gunung gamping Puger, kabupaten Jember Jawa timur. Bahan alternatif *Scaffold* hidroksiapatit bahan Gypsum puger (HAGP) pada penelitian (Naini dan

Rachmawati 2010). didapati bahwa kandungan kalsium lebih tinggi dan sulfurnya yang rendah dibandingkan gipsum komersial. Penelitian lebih lanjut oleh Naini (2014) gipsum alam Puger berhasil disintesis menjadi hidroksiapatit yang dikenal dengan Hidroksiapatit Gypsum Puger (HAGP) dan karakterisasi uji XRD serta FTIR HAGP menunjukkan pola kemiripan dengan HA Jepang 200 sebagai standar pembanding, Namun Hidroksiapatit masih mempunyai kelemahan yaitu sifat biomekanik memiliki kelemahan sifat biomekaniknya yang lemah yaitu kuat tekan yang rendah, *brittle*, dan porositasnya yang rendah. Oleh karena itu, saat ini hidroksiapatit banyak dikombinasikan dengan bahan biopolimer. Bahan biopolimer salah satunya pati singkong, kandungan amiosa dan amilopektin dalam pati singkong dapat digunakan untuk memperbaiki sifat brithel dari hidroksiapatiti gipsum puger, dengan mekanisme interlocking O-H dengan Ca⁺ melalui ikatan hidrogen. Penelitian ini berfokus pada Uji Tekan (*Compressive Strength*) *Scaffold* Hidroksiapatit Gypsum Puger-Pati Singkong (*Manihot Esculenta Starch*) Sebagai Bahan *Bonegraft*.

Jenis penelitian ini adalah eksperimental laboratoris dengan rancangan penelitian *post test only group design*. Penelitian ini menggunakan 3 kelompok rasio perbandingan *Scaffold* HAGP dan pati singkong (%w/w) (100:0), (70:30), (50:50). Penelitian ini terdiri dari empat tahapan yaitu : Proses sintesis Hidroksiapatit Gypsum Puger, Pembuatan Pati singkong (*Manihot Esculenta Starch*), pembuatan *Scaffold* HAGP dan pati singkong(*Manihot Esculenta Starch*), dan Uji kekuatan tekan (*compressive Strenght*).

Data penelitian yang didapat dilakukan analisis data, diawali uji normalitas selanjutnya homogenitas. Didapatkan hasil data terdistribusi normal dan homogen, kemudian dilakukan analisis data untuk mengetahui perbedaan signifikan menggunakan uji *One way Anova*, didapatkan hasil (p) < 0,05 yaitu 0,000 artinya terdapat perbedaan signifikan antar kelompok sampel. Selanjutnya uji LSD (*Least Significance Different*) didapatkan hasil (p) < 0,05 pada semua kelompok sampel sehingga memperkuat bahwa terdapat perbedaan signifikan di semua kelompok sampel.

Berdasarkan hasil uji kekuatan tekan *Scaffold* HAGP-pati singkong kelompok rasio perbandingan (50:50) didapatkan hasil sebesar 2,07 Mpa dan menjadi kekuatan

tekan tertinggi, sedangkan kuat tekan *Scaffold* HAGP-pati singkong kelompok rasio perbandingan (70:30) didapatkan hasil sebesar 1,78 Mpa, dan kelompok tekan *Scaffold* HAGP-pati singkong kelompok rasio perbandingan (100:0) menjadi yang terendah sebesar 0,78 Mpa. *Scaffold* HAGP-pati singkong kelompok rasio perbandingan (50:50) menjadi yang tertinggi disebabkan jumlah pati singkong sebagai perekat lebih banyak sehingga ikatan antara gugus amilosa dan amilopektin pada *Scaffold* semakin banyak berikatan, sehingga didapatkan kekuatan tekan yang lebih baik.



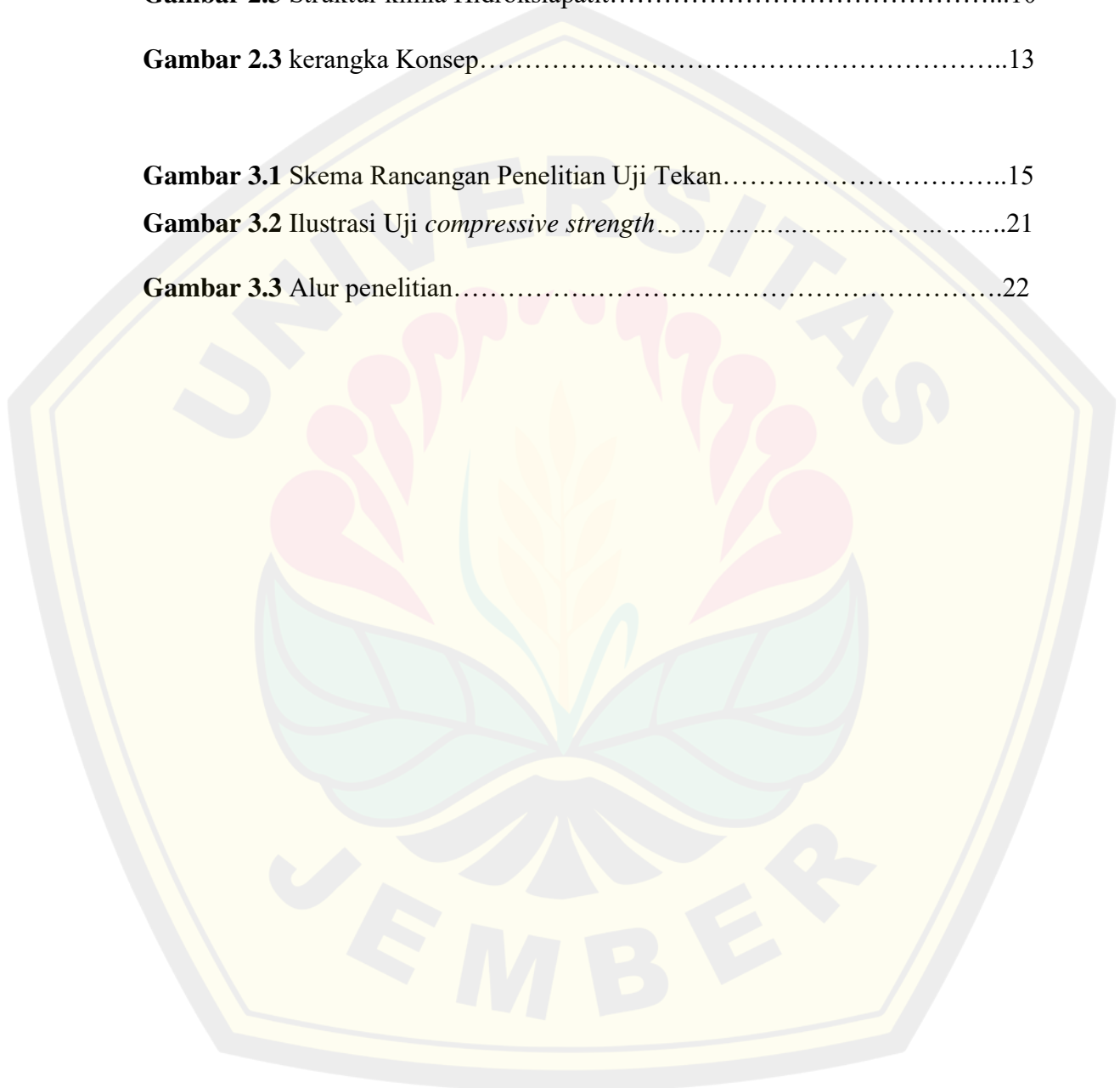
Daftar isi

UJI TEKAN (<i>Compressive Strength</i>) SCAFFOLD HIDROKSIAPATIT GIPSUM PUGER-PATI SINGKONG <i>Manihot Esculenta Starch</i> SEBAGAI BAHAN BONEGRAFT	i
UJI TEKAN (<i>Compressive Strength</i>) SCAFFOLD HIDROKSIAPATIT GIPSUM PUGER-PATI SINGKONG <i>Manihot Esculenta Starch</i> SEBAGAI BAHAN BONEGRAFT	ii
PERSEMBAHAN.....	iii
MOTO	iv
PERNYATAAN.....	v
PRAKATA	vi
PERSETUJUAN PEMBIMBING.....	ix
RINGKASAN	x
Daftar isi.....	xiii
Daftar Gambar	xv
Daftar Tabel.....	xvi
BAB I.....	1
PENDAHULUAN.....	1
1.1 Latar belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah	4
1.3 Tujuan Penelitian	4
1.4 Manfaat Penelitian	5
BAB II	13
TINJAUAN PUSTAKA	13
2.1 <i>Bone graft</i>	13
2.2 Pati Singkong	7
2.3 Gypsum puger.....	9
2.4 Hidroksiapatit.....	10

2.5	<i>Scaffold</i>	12
2.5.1	<i>Scaffold</i> Hidrosiapatit Gypsum Puger	13
2.6	Uji Tekan (<i>Compressive Strenght</i>)	13
2.7	Kerangka Konsep	14
BAB III.....		13
METODE PENELITIAN		13
3.1	Jenis Penelitian	13
3.2	Rancangan Penelitian.....	13
3.3	Waktu dan Tempat Penelitian	13
3.3.1.	Waktu penelitian : Juli 2021 hingga selesai	13
3.3.2.	Tempat penelitian :	13
3.4	Variabel Penelitian	17
3.5	Definisi Operasional	17
3.8.1	Komposisi <i>Scaffold</i> HAGP dan pati singkong	17
3.8.2	Uji Tekan (<i>Compressive Strength</i>)	17
3.6	Alat dan Bahan Penelitian	18
3.7	Besar Sampel dan Kelompok Penelitian	19
3.8	Prosedur Penelitian	19
3.9	Analisa Data	22
3.10	Alur Penelitian	23
Bab 4. Hasil Dan Pembahasan		23
4.1	Hasil Penelitian	23
4.2	Pembahasan	26
5.1	Kesimpulan	31
DAFTAR PUSTAKA		31
DAFTAR LAMPIRAN		35

Daftar Gambar

Gambar 2.1 Struktur ikatan amilosa dan amilopektin dengan Hidroksiapatit.....	8
Gambar 2.2 Gypsum puger alam.....	9
Gambar 2.3 Struktur kimia Hidroksiapatit.....	10
Gambar 2.3 kerangka Konsep.....	13
Gambar 3.1 Skema Rancangan Penelitian Uji Tekan.....	15
Gambar 3.2 Ilustrasi Uji <i>compressive strength</i>	21
Gambar 3.3 Alur penelitian.....	22



Daftar Tabel

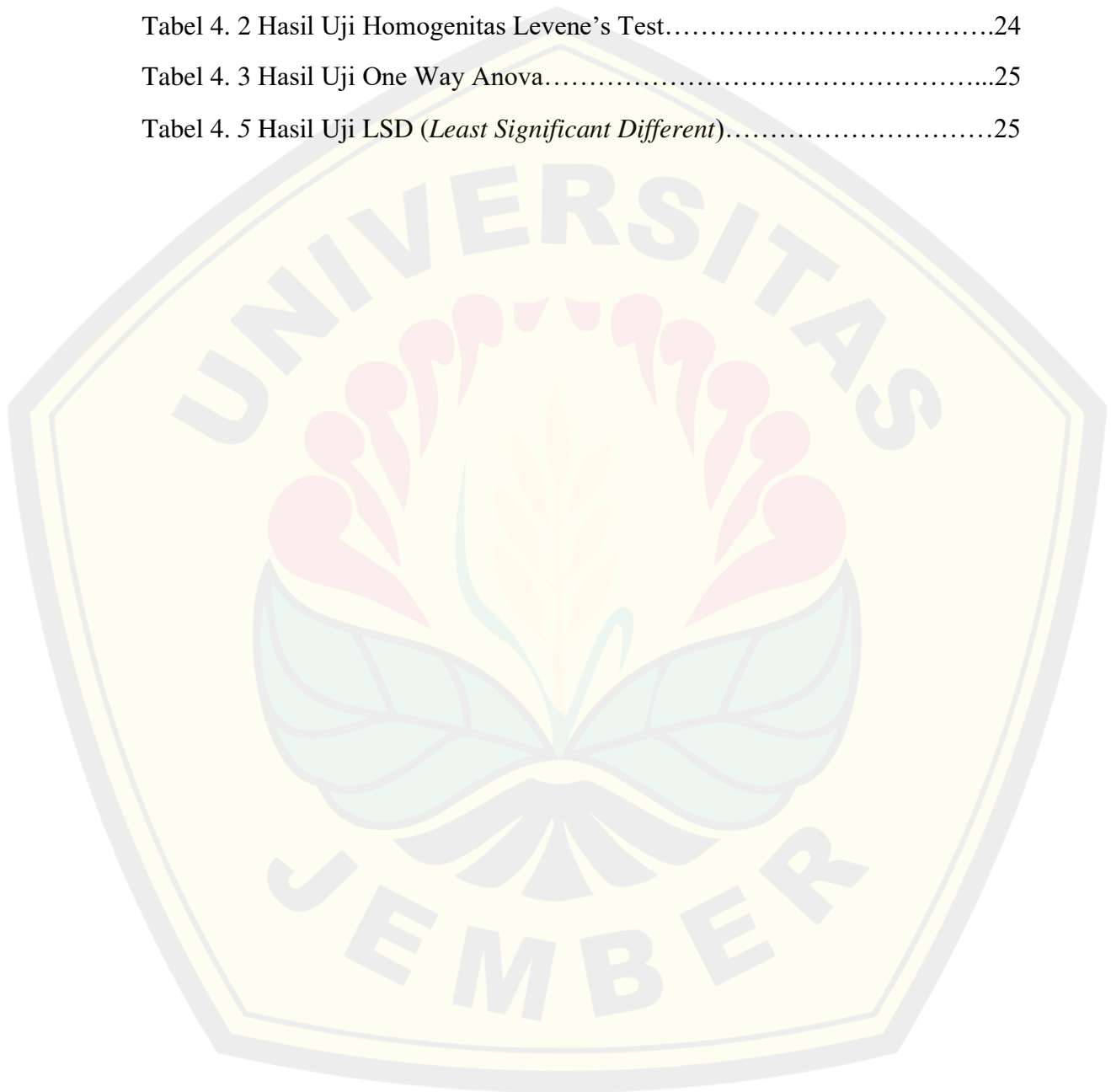
Tabel 4. 1 Rata-Rata Kekuatan Tekan *Scaffold* HAGP-Pati Singkong23

Tabel 4.2 Hasil Uji Normalitas Shapiro-Wilk.....24

Tabel 4. 2 Hasil Uji Homogenitas Levene’s Test.....24

Tabel 4. 3 Hasil Uji One Way Anova.....25

Tabel 4. 5 Hasil Uji LSD (*Least Significant Different*).....25



BAB I

PENDAHULUAN

1.1 Latar belakang

Indonesia memiliki program pembangunan Kesehatan nasional menuju Indonesia sehat 2025 yang bertujuan meningkatkan derajat Kesehatan nasional, tak terkecuali Kesehatan gigi dan mulut. Kesehatan gigi dan mulut yang terganggu dapat menjadi tanda bahkan factor timbulnya gangguan Kesehatan lainnya. Menurut data Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas 2018), Indonesia memiliki prosentase masalah kesehatan gigi dan mulut tingkat nasional sebesar 57,6%, sedangkan kasus hilang gigi tanggal nya atau karena pencabutan gigi, memiliki prosentase nasional sebesar 19,0%.

Pencabutan gigi atau *tooth extraction* merupakan tindakan kedokteran gigi mengeluarkan gigi dari soketnya. Indikasi bahwa gigi harus dilakukan pencabutan gigi beberapa diantaranya yaitu penyakit periodontal yang parah, gigi yang fraktur dan gigi yang menyebabkan abses periapikal, gigi dengan karies yang dalam, gigi yang terletak pada garis fraktur, gigi impaksi, tujuan ortodontik, tujuan prostetik, sebelum perawatan radioterapi, pencabutan profilaksis, sisa akar. (Asridiana, A. 2020; Salim,S, 2015).

Komplikasi yang terjadi pasca pencabutan salah satunya yaitu trauma pada tulang alveolar, pada proses pencabutan gigi dilakukan jaringan lunak dan jaringan keras akan mengalami trauma, akan tetapi dapat pulih secara alami namun cacat tulang alveolar akan pulih hanya sebagian sehingga terjadi resorpsi *alveolar ridge*. Dampak dari resorpsi tulang alveolar berpengaruh terhadap pembuatan gigi tiruan karena memengaruhi retensi, stabilisasi sehingga menyebabkan gangguan faktor estetika, sehingga kenyamanan penggunaan gigi tiruan berkurang. Pasca pencabutan tulang alveolar cenderung menyempit dan kehilangan bentuk aslinya rata-rata lebar 3,8 mm, dan tinggi 1,24 mm mengakibatkan penurunan volume tulang 30 – 60 % dalam waktu enam bulan. Resorpsi tulang alveolar dapat ditangani dengan *Socket preservation*, dengan mekanisme pencegahan resorpsi

tulang dengan memasukkan bahan *bone graft* ke dalam soket gigi setelah proses pencabutan gigi. *Socket preservation* dengan *bone graft* dapat menjadi salah satu solusi mempertahankan dimensi dan kontur *ridge* (Rahmawati, D, 2020)

Bone graft atau cangkok tulang merupakan salah satu cara yang umum digunakan untuk mengembalikan fungsi dari suatu jaringan tulang yang hilang atau telah mengalami kerusakan. *Bone graft* atau cangkok tulang dapat dikatakan metode yang saat ini masih bisa diharapkan untuk terapi tulang (Poernomo, H. 2019). Bahan *bone graft* yang digunakan harus memiliki struktur dan sifat yang mirip dengan tulang, sehingga dapat membantu mempercepat proses penyembuhan tulang. Selain itu material *bone graft* harus bersifat biokompatibel, osteokonduktif, dan dapat menyatu dengan tulang sehingga diharapkan dapat meningkatkan proses regenerasi tulang (Naini, A.,2016). *Bone graft* sintesis yang berasal dari hidroksiapatit mempunyai rumus kimia $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$. Susunan kristal hidroksiapatit yang memiliki gambaran identik dengan tulang dan gigi pada manusia membuat hidroksiapatit sangat populer dikembangkan sebagai material pengganti tulang (Ardhiyanto, H. B, 2016).

Hidroksiapatit yang digunakan sebagai *Scaffold* karena memiliki kesamaan kimia dan fisika dengan kandungan mineral penyusun tulang yaitu apatit. Struktur kimia hidroksiapatit yaitu gugus hidroksil (O-H) dan fosfat (PO_4^{3-}) Hidroksiapatit saat ini mayoritas masih merupakan produk impor dengan harga mahal dan dengan stok terbatas. *Scaffold* merupakan biomaterial berbentuk 3 dimensi yang solid dan porus yang berfungsi untuk mendukung interaksi sel-biomaterial, adhesi sel dan deposisi matriks ekstraseluler, menyediakan suplai gas, nutrisi sehingga dapat terjadi proliferasi, diferensiasi dan maturasi sel. *Scaffold* berfungsi sebagai media regenerasi jaringan yaitu meliputi : sebagai *space holder* untuk mengantisipasi adanya gangguan/ bahaya terhadap jaringan, menyediakan struktur yang bersifat sementara untuk mendukung pertumbuhan jaringan oleh karena struktur *Scaffold* akan hilang karena degradasi seiring dengan waktu, sebagai substrat bagi sel agar dapat melakukan adhesi, tumbuh, berproliferasi, migrasi dan berdiferensiasi. *Scaffold* sebagai pendukung pertumbuhan dan remodeling jaringan yang akan

tumbuh (Herda, E. 2018). Di Indonesia potensi bahan untuk dijadikan bahan alternatif hidroksiapatit sebagai *Scaffold* masih melimpah (Naini dan Rachmawati 2010).

Scaffold dari hidroksiapatit bahan alam memiliki kemampuan yang sama seperti material komersial yang ada di pasaran. Salah satunya yaitu gipsum alam yang banyak di temukan di gunung gamping Puger, kabupaten Jember Jawa timur. Bahan alternatif *Scaffold* hidroksiapatit bahan Gipsum puger (HAGP) pada penelitian (Naini dan Rachmawati 2010). didapati bahwa kandungan kalsium lebih tinggi dan sulfurnya yang rendah dibandingkan gipsum komersial. Penelitian lebih lanjut oleh Naini (2014) gipsum alam Puger berhasil disintesis menjadi hidroksiapatit yang dikenal dengan Hidroksiapatit Gipsum Puger (HAGP) dan karakterisasi uji XRD serta FTIR HAGP menunjukkan pola kemiripan dengan HA Jepang 200 sebagai standar pembanding, Namun Hidroksiapatit masih mempunyai kelemahan yaitu sifat biomekanik memiliki kelemahan sifat biomekaniknya yang lemah yaitu kuat tekan yang rendah, *brittle*, dan porositasnya yang rendah. Oleh karena itu, saat ini hidroksiapatit banyak dikombinasikan dengan bahan biopolimer. Biopolimer dari alam lebih banyak dipilih sebagai material *Scaffold* karena memiliki sifat biokompatibel, biodegradabel, non toksik dan lebih banyak ketersediaannya dibanding polimer sintetik (El Milla, L 2016). Biopolimer dari alam di salah satunya adalah Pati singkong.

Pati singkong (*Manihot Esculenta Starch*) memiliki kandungan amilum yang tinggi disbandingkan dengan ubi jalar. Pada penelitian Henny Ayu, dkk 2015 di dapatkan hasil bahwa kandungan amilum pada singkong sebesar 87,95% dan ubi jalar sebesar 84,89%. Kandungan yang dapat dimanfaatkan pada singkong yaitu kandungan amilosa dan amilopektin, kandungan kadar amilosa dan amilopektin dalam pati dapat dimanfaatkan dikarenakan pati memiliki gugus hidroksil O-H yang terbuka sehingga dapat berikatan dengan gugus Ca⁺ dari HAGP melalui ikatan hidrogen. Sehingga penambahan pati dapat mengakibatkan terjadinya ikatan dan porosits sehingga memperbaiki sifat kuat Tekan dari HAGP (Pramesti, H. A., dkk 2015; Koski, C dan Susmita, B, 2019). Kabupaten Jember memiliki

berbagai komoditas potensial di sektor pertanian, salah satunya adalah singkong. Hal tersebut tampak dari produktivitas dan jumlah produksi singkong di Kabupaten Jember. Berdasarkan data Badan Pusat Statistik Kabupaten Jember diketahui jumlah produksi singkong pada tahun 2019 sebesar 16,83 kw/ha dan 15.220 ton dengan total luas panen sebesar 904 ha (BPS, 2020). Penggabungan bahan alam yaitu gipsum dari kecamatan Puger dan Pati Singkong dapat dijadikan sebagai bahan *Scaffold* dari bahan biomaterial yang dapat dimanfaatkan sebagai bahan *Bonegraft*.

Pembuatan *Scaffold* Hidroksiapatit Gypsum Puger dan Pati singkong menggunakan metode *freeze drying* dikarenakan metode ini terbukti dapat menghasilkan *Scaffold* dengan sifat porus (pori – pori) yang terdapat pada *Scaffold* memiliki fungsi sebagai ruang bagi sel untuk menempel dan tumbuh menjadi suatu jaringan tulang baru.) *Freeze drying* biasa disebut dengan pengeringan beku metode yang dilakukan dengan menghilangkan kandungan air melalui pembekuan, kemudian dilakukan sublimasi untuk mengubah fase padat (air) menjadi gas dengan mengendalikan suhu dan tekanan pada pengolahannya. kelebihan diantaranya meminimalkan penyusutan dan perubahan struktural, menghilangkan air lebih cepat (Bariyah, N, dkk 2016; Habibi, N. A.dkk 2019). Bahan yang akan dijadikan *Bonegraft* harus memiliki syarat tertentu salah satunya yaitu kekuatan tekan *Compressive Strength*, oleh karena itu pada penelitian ini akan berfokus pada pengujian kekuatan tekan dari HAGP – pati singkong menggunakan *universal testing machine*.

1.2 Rumusan Masalah

Apakah penambahan pati singkong dapat membuat kekuatan tekan *scaffold* Hidroksiapatit Gypsum Puger menjadi lebih baik ?

1.3 Tujuan Penelitian

Untuk mengetahui kekuatan tekan (*compressive strength*) *scaffold* Hidroksiapatit Gypsum Puger - pati singkong sebagai bahan *Bonegraft*

1.4 Manfaat Penelitian

a. Manfaat Teoritis

Digunakan sebagai sumber informasi terkait kekuatan tekan (*compressive strength*) dari *Scaffold* Hidroksiapatit Gypsum Puger- Pati Singkong

b. Manfaat Praktis

Digunakan sebagai dasar pertimbangan dalam proses pembuatan bahan *Bonegraft* alternatif yang nantinya dapat digunakan oleh para klinisi.



BAB II**TINJAUAN PUSTAKA****2.1 Bone graft**

Bonegraft atau Cangkok tulang merupakan prosedur pembedahan yang memerlukan pergantian tulang yang hilang dengan bahan dari tubuh individu tersebut. pencangkokan tulang dimungkinkan karena jaringan tulang dapat beregenerasi sepenuhnya ke dalam ruang yang telah di kembangkan saat . Saat tulang alami tumbuh tulang baru akan menggantikan bahan cangkok atau *Bonegraft* sepenuhnya, dan akan menghasilkan bagian tulang baru yang sepenuhnya terbentuk. Pembentukan ruang oleh bahan cangkok atau *Bonegraft* akan membantu terjadinya regenerasi pada tulang. Ini disebabkan karena ruang ini menjadi tempat proses osteogenesis yang dapat menutupi defek tulang disebabkan karena pencabutan gigi, fraktur tulang rahang, atau bahkan disebabkan tumor (Salma dkk., 2016)

Bonegraft memiliki mekanisme biologis yaitu osteogenesis, osteoinduksi, dan osteokonduksi. Ketiga fungsi ini merupakan dasar pembentukan tulang baru, osteogenesis terjadi ketika osteoprogenitor yang berasal dari bahan cangkok tulang berubah menjadi osteoblast yang berkontribusi pada pembentukan tulang baru. Sedangkan pada osteoinduksi dan osteokonduksi merupakan tahap lanjutan dari osteogenesis osteoinduksi proses sel-sel premesenchymal host di stimulasi oleh molekul *graft* untuk menghasilkan osteoblast yang nantinya memicu pertumbuhan tulang baru, protein morfogenetik tulang (*bone morphogenetic protein / BMPs*) merupakan mediator sel osteoinduktif yang dapat memicu pembentukan osteoblast. Osteokonduksi merupakan tahapan ketika *Scaffold* berfungsi sebagai media yang membantuk pertumbuhan tulang baru pada proses penyembuhan tulang. Osteoblas

dari tepi tulang yang dilakukan cangkok akan memanfaatkan *Scaffold* sebagai kerangka untuk membentuk tulang baru (Salma dkk., 2016)

Saat ini terdapat empat macam *bone graft* yaitu : *autograft*, *allograft*, *xenograft* dan material sintesis *alloplast*. *Autograft* merupakan material regenerasi tulang yang berasal dari host atau individu itu, material ini saat ini dianggap sebagai gold standart perawatan defek tulang. Namun, *Autograft* memiliki kelemahan yaitu dapat menyebabkan trauma sekunder pada area yang diambil sebagai bahan graft dan berpotensi menimbulkan komplikasi pada area donor apabila volume bahan yang di ambil pada area tersebut cukup besar. Sehingga dapat mempengaruhi Kesehatan individu tersebut. *Allograft* merupakan *bone graft* yang di ambil dari donor spesies yang sama, biasanya di dapat dari cadaver yang menyumbangkan bagian – bagian tubuhnya, serta dapat berasal dari individu yang masih hidup yang melakukan cangkok pinggul total. *Xenograft* merupakan *bone graft* yang berasal dari spesies yang berbeda, contohnya dari tulang sapi, secara umum material *graft* yang digunakan yaitu *bovine bone*, karang, dan alga. Sedangkan *alloplast* merupakan bonegrafi sistetis yang berasal dari bahan yang memiliki komposisi kimia dan struktur kristal mirip dengan tulang. Bahan bioceramics yang digunakan untuk pencangkokan tulang adalah *Hidroksiapatit* (HA) karena strukturnya mirip dengan jaringan keras pada manusia. Ha ini memiliki kemampuan osteokonduktif yaitu menambah adesi dan proliferasi sel dan membantu dalam pertumbuhan sel sebagai media pertumbuhan tulang baru melalui media *Scaffold* (Ardhiyanto, 2011; Rahmawati, D, dkk, 2020)

2.2 Pati Singkong

Singkong (*Manihot Esculenta*) atau ubi kayu Secara umum Kedudukan tanaman singkong dalam taksonomi botani diklasifikasikan sebagai :

Kingdom : Plantae

Divisi : Spermatophyta

Subdivisi : Angiospermae

Kelas : Dicotyledonae

Ordo : Euphorbiales

Famili : Euphorbiaceae

Genus : Manihot

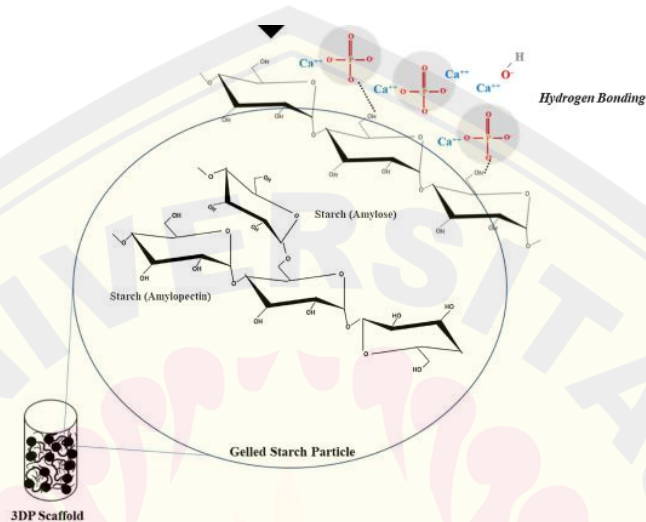
Spesies : *Manihot Esculenta* Crantz sin. *M. utilissima* Pohl.

Pemanenan sebaiknya dilakukan pada umur optimal yakni 8–12 bulan, tergantung varietasnya. Pemanenan yang melampaui umur optimal akan mempengaruhi mutu karena meningkatnya kadar serat dan menurunnya kadar pati umbi. (Puspitorini, Pitaloka, & Kurniastuti, 2016). pada penelitian ini singkong yang digunakan berumur 9 bulan.

Singkong memiliki komposisi kimiawi berupa: kadar air 62 %, serat kasar 1,5 %, pati 31 %, kadar lemak 0,2 %, kadar abu 1 % dan kadar protein 0,5 %. Polisakarida utama penyusun pati adalah amilum yang merupakan homopolimer glukosa dengan ikatan α -glikosidik dan terdapat dua fraksi yang dapat dipisahkan dengan airpanas. Fraksi terlarut merupakan amilosa sedangkan fraksi tidak terlarut merupakan amilopektin. Amilosa merupakan salah satu komponen dari amilum yang memiliki rantai lurus dan dapat larut dalam air. Amilosa dan amilopektin membentuk struktur kompleks yang di sebut Granula pati. amilosa menyusun amilum (pati) sekitar 17-20% dan 60-70% amilopektin, amilosa terdiri dari satuan glukosa dan bergabung melalui ikatan α -(1,4) D-glukosa dan memiliki rantai lurus. amilopektin yang merupakan komponen lain dari penyusun amilum memiliki rantai cabang, terdiri dari satuan glukosa yang bergabung melalui ikatan α -(1,4) D-glukosa dan percabangannya α -(1,6) D-glukosa. (Koski dan Susmita, 2019; Pramesti,H.A, dkk, 2015)

Pati singkong yang digabungkan pada Hidroksiapati Gypsum Puger (HAGP) dimaksudkan untuk memperbaiki kekurangan dari HAGP yaitu sifat fisiknya yang rendah. Struktur heliks amilosa dalam pati membentuk jaringan ikatan rantai lurus dengan HAGP mengelilingi amilopektin yang (*puffing*) atau mengembang akibat rantai cabangnya. Interaksi ini akibatnya akan menciptakan kekuatan perekat dan porositas sehingga meningkatkan kekuatan perancah HAGP. Pati membentuk struktur gugus hidrosil O-H yang terbuka akan berinteraksi dengan Ca^{2+} dari

Hidroksiapatit melalui ikatan hydrogen. Interaksi ini akibatnya akan menciptakan daya rekat antara jaringan polimer dan Hidroksiapatit, sehingga meningkatkan kekuatan perancah HA melalui mekanisme interlocking. Dan bagian hidrofilik dari pati akan larut Sebagian dan membentuk porositas (Mohd Roslan, et al., 2021; Koski, C dan Susmita, B, 2019)



Gambar 2.1 Struktur ikatan amilosa dan amilopektin dengan Hidroksiapatit
(oleh Koski dan Susmita, 2019)

2.3 Gypsum puger

Gypsum adalah salah satu bahan non logam yang merupakan mineral hidrat kalsium sulfat dengan rumus ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) yang ada alam, memiliki bentuk endapan sedimen mendatar dan terletak di permukaan bumi serta keberadaannya memiliki sebaran yang luas. Gypsum juga memiliki kemampuan daur ulang system tertutup, yang berarti limbahnya dapat digunakan Kembali untuk membuat produk yang sama komposisi Gypsum yaitu mineral padat dengan warna abu-abu, merah atau coklat. Warna ini disebabkan kemungkinan oleh kandungan mineral seperti anhidridasi, feri oksida, karbohidrat, tanah liat, serta banyak oksida lain (Az-Zahra,2020; Naini dan Rachmawati 2010).

Gypsum local yang ada di kecamatan Puger, Kabupaten Jember. Memiliki potensi untuk diolah menjadi produk kedokteran gigi, menurut penelitian Naini dan

Rachmawati (2010) gipsum puger memiliki potensi untuk dikembangkan menjadi hidroksiapatit karena kandungan kalsium (ca) pada gipsum tinggi ketimbang gipsum gigi komersil dan memiliki kandungan belerang (s) yang rendah dari pada gipsum gigi komersil. Dari peneletian sebelumnya dapat disimpulkan gipsum puger memiliki kandungan Ca dan S yang dapat digunakan dan dikembangkan dalam kedokteran gigi. Indikasi bahwa gipsum puger dapat di sintesis menjadi hidroksiapatit gipsum puger adalah hasil karakterisasinya menggunakan uji XRD dan FTIR menunjukkan pola yang sama dibandingkan dengan pola hidroksiapatit 200 dari Jepang yang merupakan hidroksiapatit komersil (Naini.,dkk, 2014).

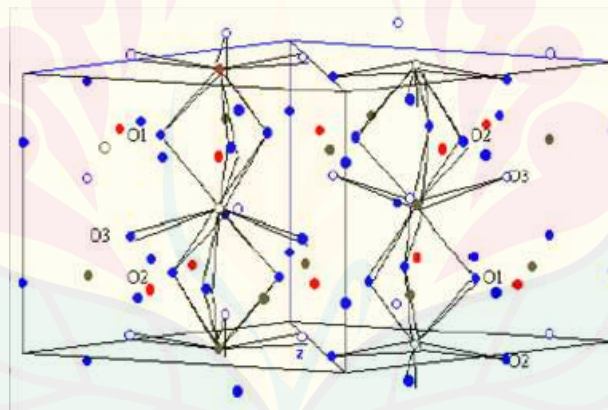


Gambar 2.2 Gipsum puger alam (Naini, A, dkk, 2014)

2.4 Hidroksiapatit

Hidroksiapatit (HA) adalah bahan *alloplastik* yang banyak digunakan untuk pengganti cangkok tulang/*bone graft* sifat bioaktif dari Hidroksiapatit (HA) yaitu osteoconduction membuat bahan ini dapat menjadi alternatif bahan *bone graft*. Keuntungan bahan anorganik ini dibandingkan dengan bahan bioceramic lainnya yaitu strukturnya yang mirip dengan tulang dan gigi. Tulang mengandung kalsium fosfat (CaP) struktur ini merupakan penyusun hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$). Secara stokiometri ratio Ca/P hidroksiapatit adalah 1,67 dan sama dengan mineral

tulang pada manusia. Hidroksiapatit merupakan material kalsium apatit yang paling stabil dibandingkan kalsium fosfat yang lain yaitu oktakalsium fosfat (OKF), dikalsium fosfat dihidrat (DKFD), dan trikalsium fosfat (TKF). Rasio (CaP) mempengaruhi sifat mekanik pada HA, semakin besar rasio (CaP) maka sifat mekanik akan semakin meningkat, sedangkan semakin rendah rasio (CaP) maka semakin mudah larut. Hidroksiapatit banyak digunakan pada medis untuk memperbaiki kerusakan setelah pencabutan gigi. Hidroksiapatit juga mampu meregenerasi tulang yang berhubungan dengan penempatan implant untuk meningkatkan sifat biologi dan mekanik, Serta memiliki sifat *drug delivery*. (Ardhiyanto, 2015; Rahmawati. D, 2020) HA berpotensi sebagai material pengganti tulang, dan merupakan salah satu material yang memiliki sifat biokompatibel, *bioresorable*, *bioaktif*, osteointegrasi, osteokonduksi, osteoinduksi, dan osteogenesis (Ardhiyanto, 2015; Mozartha 2015)



Gambar 2.3 Struktur kimia Hidroksiapatit Oleh Aoki 1991 dalam Noviyanti., dkk, 2017

Komposisi kimia Hidroksiapatit berbentuk tiga dimensi memiliki panjang 0,944 nm, lebar 0,944 nm dan tinggi 0,688 nm dengan bentuk jajaran genjang. . Secara umum HA sintesis memiliki struktur Kristal berupa hexagonal dengan parameter kisi $a = b = 9,432 \text{ \AA}$, $c = 6,881 \text{ \AA}$ dan $\gamma = 120^\circ$. Hidroksiapati sebagai bahan biomaterial dapat bersumber baik alami maupun sintetis. Hidroksiapati yang bersumber dari alami diantaranya tulang mamalia, kulit kerang, batu karang, maupun cangkang telur. Hidroksiapatit dapat dibuat di laboratorium melalui

serangkaian proses kimia. Ada beberapa metode pembuatan kristal hidroksiapatit antara lain Deposisi biomimetis, metode sol-gel, metode presipitasi, dan metode elektrodposisi. Hasil akhirnya dapat berupa keramik padat, bubuk, pelapisan keramik, atau keramik yang porus. Metode sintesis HA sangat berpengaruh terhadap morfologi, kristalografi, dan kemurnian fase partikel HA yang dibuat, yang selanjutnya akan mempengaruhi sifat mekanis dari material. (Mozartha, 2015; Novianti, dkk, 2017).

2.5 Scaffold

Scaffold menurut Karande, dkk (2008) dalam Herda Ellyza dan Puspitasari Dewi, (2016) merupakan biomaterial berbentuk 3 dimensi yang berperan sebagai pendukung interaksi sel-biomaterial, adhesi sel serta deposisi matriks ekstraseluler hingga terjadi proliferasi, diferensiasi dan maturase sel, sehingga dengan adanya *Scaffold* regenerasi jaringan dapat di percepat. *Scaffold* juga berfungsi sebagai *space holder* untuk mencegah gangguan terhadap jaringan, serta menyediakan struktur sementara untuk mendukung jaringan regenerasi dan remodeling, namun *Scaffold* harus hilang seiring berjalannya waktu akibat degradasi.

Scaffold untuk digunakan sebagai *bone graft* harus memiliki syarat – syarat tertentu yaitu (1) Tidak menyebabkan respon imun berlebihan dan sitotoksitas yang berarti harus bersifat biokompatibel, (2) *Scaffold* harus dapat terurai dan tereliminasi dari tubuh secara alami, dengan kata lain *Scaffold* harus dapat terdegradasi dan diresorpsi yang disesuaikan dengan pertumbuhan sel atau jaringan. (3) Sifat mekanik yang baik, *Scaffold* harus memiliki porositas yang cukup agar tetap efektif saat di aplikasikan secara in vitro tanpa mengurangi sifat mekaniknya. Ukuran pori yang ideal antara 100-300 μm (4) mampu memberikan permukaan yang bersifat perlekatan, proliferasi, pertumbuhan, dan diferensiasi sel. *Scaffold* harus mempunyai permukaan yang dapat diterima oleh sel sebagai media pendukung perlekatan, proliferasi, dan diferensiasi sel. (5) desain harus dapat mampu untuk memfasilitasi growth factor, transport nutrisi, pembuluh darah, hingga material buangan. *Scaffold* harus berbentuk tiga dimensi dan berporus agar

tidak mengganggu vaskularisasi, tranpor nutrisi, hingga sampah metabolisme. (Herda Ellyza dan Puspitasari Dewi, 2016; Ichsan, M. Z. 2012)

2.5.1 *Scaffold* Hidroksiapatit Gypsum Puger

Scaffold Hidroksiapatit Gypsum Puger dalam penelitian pendahuluan Naini dan Rachmawati (2010) merupakan bahan biokeramik yang termasuk dalam kategori *alloplast* atau *Scaffold* sintetis yang dapat dikembangkan pengaplikasiannya pada *bone graft* yang berasal dari pengolahan gipsum alam kecamatan pugur, Jember yang diolah menjadi hidroksiapatit. Terdapat kandungan Kalsium dan Sulfur pada HAGP kandungan kalsium rasionya lebih tinggi dibandingkan gipsum gigi komersil, sedangkan kandungan sulfurnya terbilang lebih rendah dari pada gipsum gigi komersil. Sedangkan hasil karakterisasi yaitu uji FTIR dan XRD menunjukkan hasil XRD memiliki pola menyerupai dari HA 200 Jepang, sedangkan Ketika dibandingkan dengan HA 200 Jepang pada uji FTIR menunjukkan kemiripan pola (Naini, A, dkk, 2014)

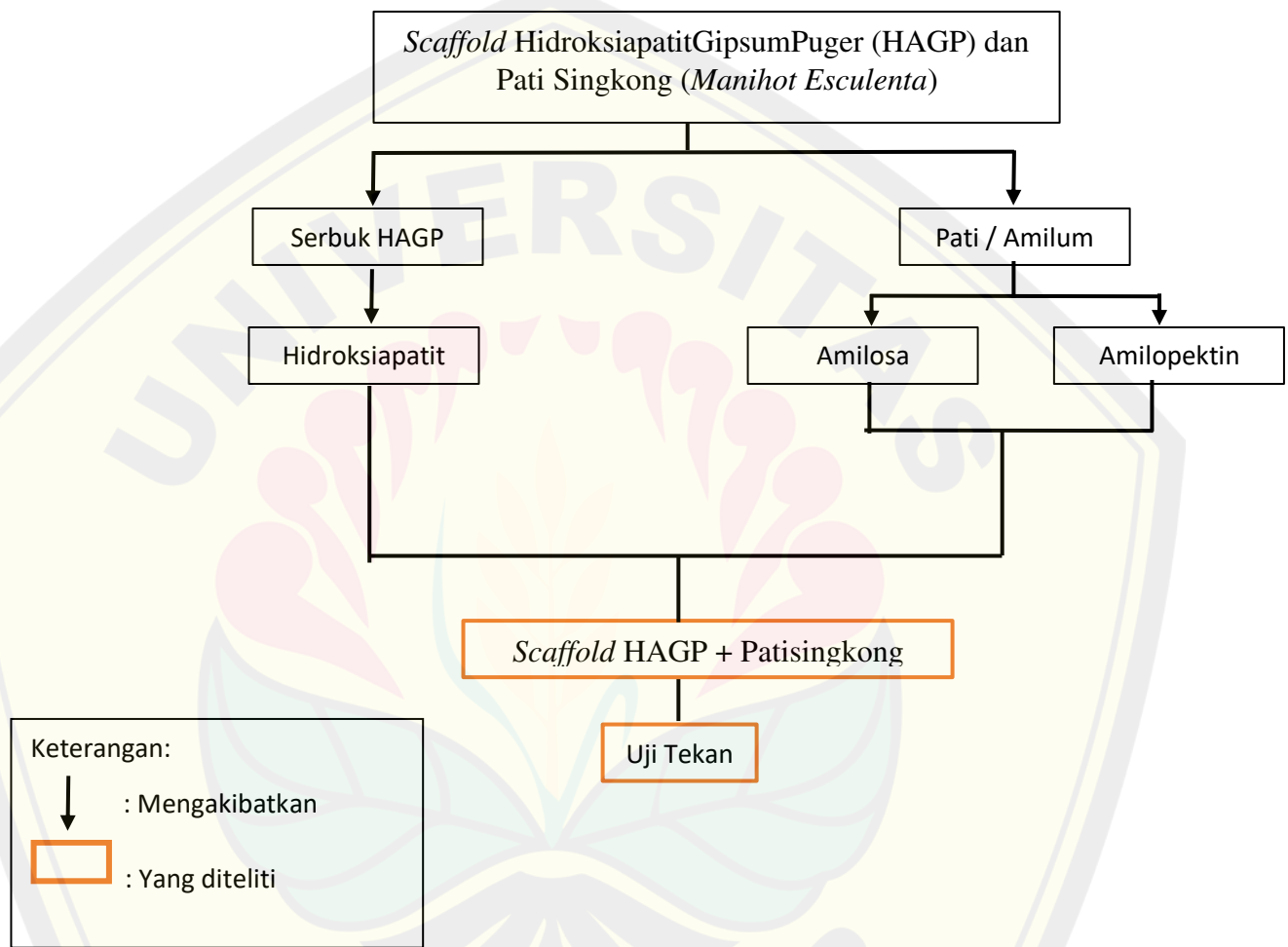
2.6 Uji Tekan (*Compressive Strength*)

Kekuatan tekan adalah sifat yang digunakan untuk mengetahui apakah suatu *Scaffold* memiliki kekuatan yang cukup untuk menahan tekanan selama terbentuknya jaringan asli., menurut (Hossan, MJ., *et al.* 2015) Kekuatan tekan tulang *cancellous* secara fisiologis sebesar 2 – 12 Mpa. Kekuatan yang ideal untuk *scaffold* untuk jaringan tulang rawan yaitu 0,01 Mpa hingga 3 Mpa Menurut Vishwanath (2017) . Angka yang dihasilkan oleh *Universal Testing Machine* adalah dalam satuan kgf (*kilogram force*). Nilai kekuatan tekan memiliki satuan N/mm², sehingga nilai kgf harus dikonversi ke Newton terlebih dahulu sebelum nilai kekuatan tekan dihitung. Nilai kekuatan tekan yang umum digunakan adalah dalam satuan standar Pascal (Pa), jadi nilai kekuatan tekan terakhir harus dikonversi menjadi Mpa (Kartikasari *et al.*, 2016).

Freeze drying akan menghasilkan *Scaffold* dengan porositas yang tinggi (mencapai 90%) dan interkoneksi yang baik sehingga dapat digunakan sebagai tempat regenerasi jaringan. Meskipun pada umumnya menghasilkan *Scaffold*

dengan porositas yang tinggi, tetapi porositas dan ukuran pori dapat disesuaikan dengan mengatur suhu pembekuan, jumlah air, konsentrasi polimer, viskositas, dan pH larutan. (Walker *et al.*, 2017; Wahid *et al.*, 2018)

2.7 Kerangka Konsep



Gambar 2.3 kerangka Konsep

2.8 Hipotesis

Kekuatan uji tekan (*compressive strength*) scaffold hidroksiapatit Gypsum puger menjadi lebih baik dengan penambahan pati singkong.



BAB III

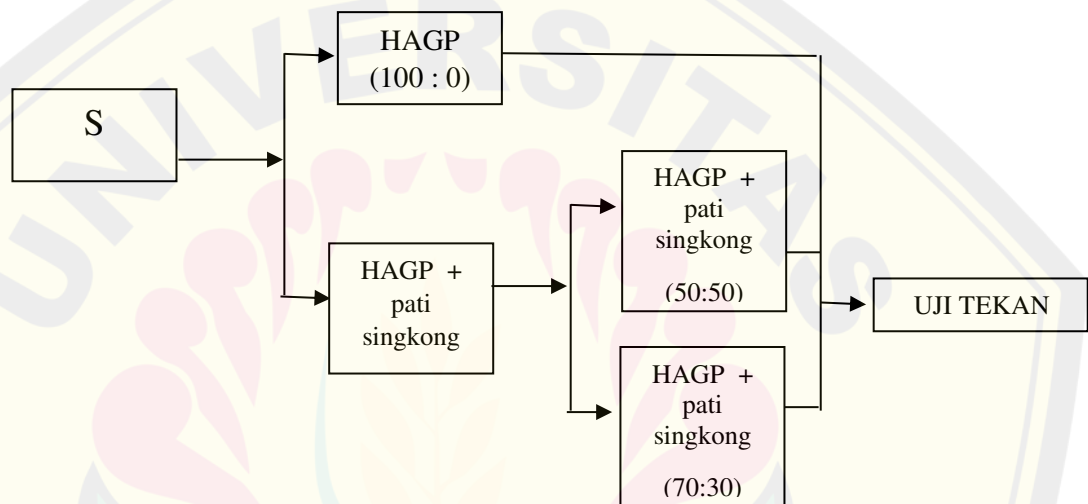
METODE PENELITIAN

3.1 Jenis Penelitian

Jenis penelitian yang digunakan adalah jenis penelitian laboratoris

3.2 Rancangan Penelitian

Rancangan penelitian yang digunakan adalah tipe post test only group design yaitu pengujian yang dilakukan setelah adanya perlakuan.



Gambar 3.1 Skema Rancangan Penelitian Uji Tekan

3.3 Waktu dan Tempat Penelitian

3.3.1. Waktu penelitian : Juli 2021 hingga selesai

3.3.2. Tempat penelitian :

- a) Laboratorium Bioscience Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember untuk melakukan proses sintesis scaffold hidroksiapatit gipsium puger (HAGP).
- b) Laboratorium Bioscience Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember untuk melakukan pembuatan pati singkong.

- c) Laboratorium Biologi Farmasi Fakultas Farmasi Universitas Jember untuk melakukan proses *freeze drying*.
- d) Laboratorium Desain dan Uji Bahan, Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik Universitas Jember untuk melakukan uji tekan (*Compressive strength*).

3.4 Variabel Penelitian

1. Variabel Bebas

Rasio perbandingan HAGP dan pati singkong, meliputi HAGP 100:0, HAGP:pati singkong (50:50), dan (70:30)

2. Variabel Terikat

Variabel terikat penelitian ini yaitu kekuatan uji tekan *Scaffold* HAGP + pati singkong

3. Variable Terkendali

Variabel terkendali penelitian ini yaitu metode dalam pembuatan scaffold dan metode pemeriksaan uji tekan.

3.5 Definisi Operasional

3.8.1 Komposisi *Scaffold* HAGP dan pati singkong

Komposisi *Scaffold* HAGP dan pati singkong adalah jumlah bubuk pati singkong yang ditambahkan pada *Scaffold* HAGP dengan rasio perbandingan HAGP + pati singkong yaitu 100:0, 50:50, 70:30 (%w/w). hasil sampel dicetak dalam cetakan *microtube* dengan diameter 1 cm dan tinggi 3 cm. Kemudian dilakukan proses *freeze drying*

3.8.2 Uji Tekan (*Compressive Strength*)

Uji tekan *Scaffold* (*Compressive Strength*) hidroksiapatit adalah uji yang digunakan untuk mengetahui kemampuan *Scaffold* HA dalam menerima gaya

secara sentris yang berkelanjutan hingga *Scaffold* rusak/patah dengan menggunakan *universal Testing Machine*, dihitung dalam satuan MPa

3.6 Alat dan Bahan Penelitian

3.6.1 Alat

1. Timbangan mekanik (*Lucky, Indonesia*)
2. Timbangan digital (*Adam, UK*)
3. Gelas *beaker* (*Pyrex, Germany*)
4. Gelas labu (*Pyrex, Germany*)
5. Gelas ukur (*Pyrex, Germany*)
6. Handscoon non-powder (*Everglove, Indonesia*)
7. Batang pengaduk
8. Magnetik *stirrer* (*Lab Tech, England*)
9. *Hot plate stirrer* (*Lab Teach, England*)
10. *Ultrasonic Homogenizer Sonic Ruptor 400 (OMNI INC, US)*
11. *Microtube*
12. Tabung Teflon
13. Inkubator
14. Kertas saring
15. Kertas ph
16. Alat *sieving*
17. Spatula
18. Pipet
19. Cawan petri
20. Oven
21. *Freezer*
22. *Freeze drying VaCo 5-II-D (Zirbus, Germany)*
23. *Universal Testing Machines (HT-2402)*

3.6.2 Bahan

1. Serbuk HAGP
2. Singkong

3. Aquades
4. Air
5. DHP
6. Gelatin
7. *deionized distilled water*
8. NaOH 0.1 M

3.7 Besar Sampel dan Kelompok Penelitian

Besar sampel dari tiap kelompok perlakuan akan dihitung menggunakan Rumus Daniel (Arifin, 2016) dengan rincian Kelompok rasio campuran *Scaffold* HAGP + Singkong 50 : 50 dan 70 :30 dengan satu kelompok kontrol 100 : 0 (*Scaffold* HAGP).

Rumus Daniel :

$$n = \frac{(za)^2 \sigma\rho^2}{\delta^2}$$

$$n = \frac{(1,96)^2 \sigma\rho^2}{\delta^2}$$

$$n = (1,96)^2$$

$$n = 3,84$$

Keterangan :

n = Besar sampel minimal tiap kelompok

$\sigma\rho$ = diasumsikan $\sigma\rho^2 = \delta^2$ yaitu 1,96

Berdasarkan perhitungan didapatkan jumlah minimal sampel yang diperlukan adalah 4 sampel untuk setiap kelompok percobaan. Total sampel yang dibutuhkan adalah 4 x 3 kelompok dihasilkan 12 sampel

3.8 Prosedur Penelitian

3.8.1 Persiapan dimulai dengan menyiapkan alat dan bahan yang digunakan dalam penelitian.

3.8.2 Proses Sintesis Hidroksi Apatit Gypsum Puger

- a. Menyiapkan sediaan serbuk Gypsum Puger dan di ayak menggunakan pengayak dengan ukuran partikel $\leq 50\mu\text{m}$.
- b. Menyiapkan timbangan mekanik untuk menimbang Hagp dan DHP masing – masing 5 gram
- c. Kemudian dicampurkan ke larutan aquades 500 ml dengan perbandingan 5 g serbuk hagp dan 5 gram DHP.
- d. Larutan dimasukkan kedalam botol kaca laboratorium yang bertutup biru dan di homogenkan dengan cara di goyangkan selama 5 menit
- e. Kemudian diletakkan di *hotplate magnetic stirrer* selama 15 menit
- f. Larutan campuran tersebut kemudian dilakukan proses hidrotermal dengan menggunakan *microwave* pada suhu 100°C selama 30 menit.
- g. mengeluarkan dari *microwave* , larutan dicuci menggunakan aquades dan beberapa kali dilakukan penyaringan dengan menggunakan kertas saring sampai didapat pH netral.
- h. Kemudian serbuk dikeringkan menggunakan *drying oven* dalam suhu 60°C selama 5 jam.
- i. Kemudian dikeluarkan dari *drying oven* dan ditimbang dengan timbangan digital

3.8.3 Pembuatan Pati Singkong

- a. Menimbang Singkong (singkong putih) seberat 1 kilogram
- b. Kupas kulit singkong dan cuci hingga bersih
- c. Potong beberapa bagian untuk memudahkan dalam memarut
- d. Singkong di parut hingga halus
- e. Menambahkan 1 liter air pada parutan singkong
- f. Menyaring hasil campuran parutan singkong dengan air menggunakan kain bersih

- g. Hasil Sari / pati di endapkan selama 12 jam
- h. Endapan setengah kering di oven dengan suhu yang tidak merusak pati yaitu 60 °c selama 1 jam
- i. Hasil endapan kering dihaluskan menggunakan mortar stamper dan di ayak menggunakan ayakan ukuran 100 mess
- j. 1 kg singkong didapatkan pati siap pakai sebesar 100 g

3.8.4 Pembuatan sampel Hidroksiapatit – pati singkong Sampel dibuat sesuai dengan komposisi 100:0 (%w/w) , 50:50 (%w/w) dan 70:30 (%w/w) antara HAGP- pati singkong.

- a. Pertama-tama timbang serbuk HAGP 1,75 gram, gelatin 0,375 gram, dan pati singkong 0,375 gram (70:30 %w/w). HAGP 1,25 gram, gelatin 0,625 gram, dan pati singkong 0,625 gram (50:50 %w/w). HAGP 2,5 gram (100:0 %w/w)
- b. Gelatin yang sudah ditimbang dicampur dengan 4 ml asam asetat 2% diaduk menggunakan magnetik stirrer pada suhu 45°C sampai bubuk gelatin homogen.
- c. Setelah itu bubuk hidroksiapatit yang telah ditimbang ditambahkan dan dicampur dengan 9,4 ml *deionized distilled water* kemudian diaduk hingga homogen.
- d. Kemudian hidroksiapatit yang encer dicampurkan ke dalam gel gelatin, diaduk hingga homogen dan ditambahkan sedikit demi sedikit bubuk pati singkong yang telah ditimbang di atas magnetik stirrer dengan suhu ruang.
- e. Kemudian ditambahkan NaOH 0,1 M sebanyak 2,18 ml untuk menetralsisir asam pada hasil komposit HAGP- pati singkong.
- f. Hasil sampel kemudian dicetak dalam cetakan *microtube* berbentuk silinder dengan diameter 1 cm dan tinggi 3 cm dan dipadatkan menggunakan semen stopper dan dihomogenkan dengan vortex sehingga tidak terjadi rongga pada gel.
- g. Setelah itu , sampel di *freeze* selama 1 X 24jam pada suhu -60°C dan dikeringkan dengan *Freeze dryer* selama 1 X 24 jam.

3.8.5 Uji Tekan (compressive strength)

- Sampel *Scaffold* HAGP-pati singkong diletakkan tepat di posisi tengah lower crosshead dan ujung mata uji compression platen menyentuh permukaan sampel.
- Dilakukan penekanan oleh *compression platen* dengan kecepatan alat uji 1mm/ menit hingga sampel pecah Kemudian tekanan dihentikan
- Nilai kekuatan tekan maksimal tercatat pada layar computer operator
- Nilai yang tertera pada layar dimasukkan dalam rumus, sebagai berikut:

$$\begin{aligned} \text{Kekuatan Tekan } (\sigma) &= \frac{P}{A} \\ &= \frac{P}{\frac{1}{4}\pi d^2} \\ \text{Kekuatan Tekan } (\sigma) &= \frac{4P}{\pi d^2} \end{aligned}$$

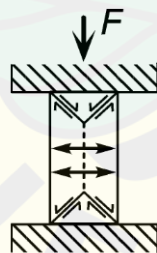
σ =kekuatan tekan

(MPa)

P = beban tekan (N)

A = luas penampang (mm²)

d = diameter penampang



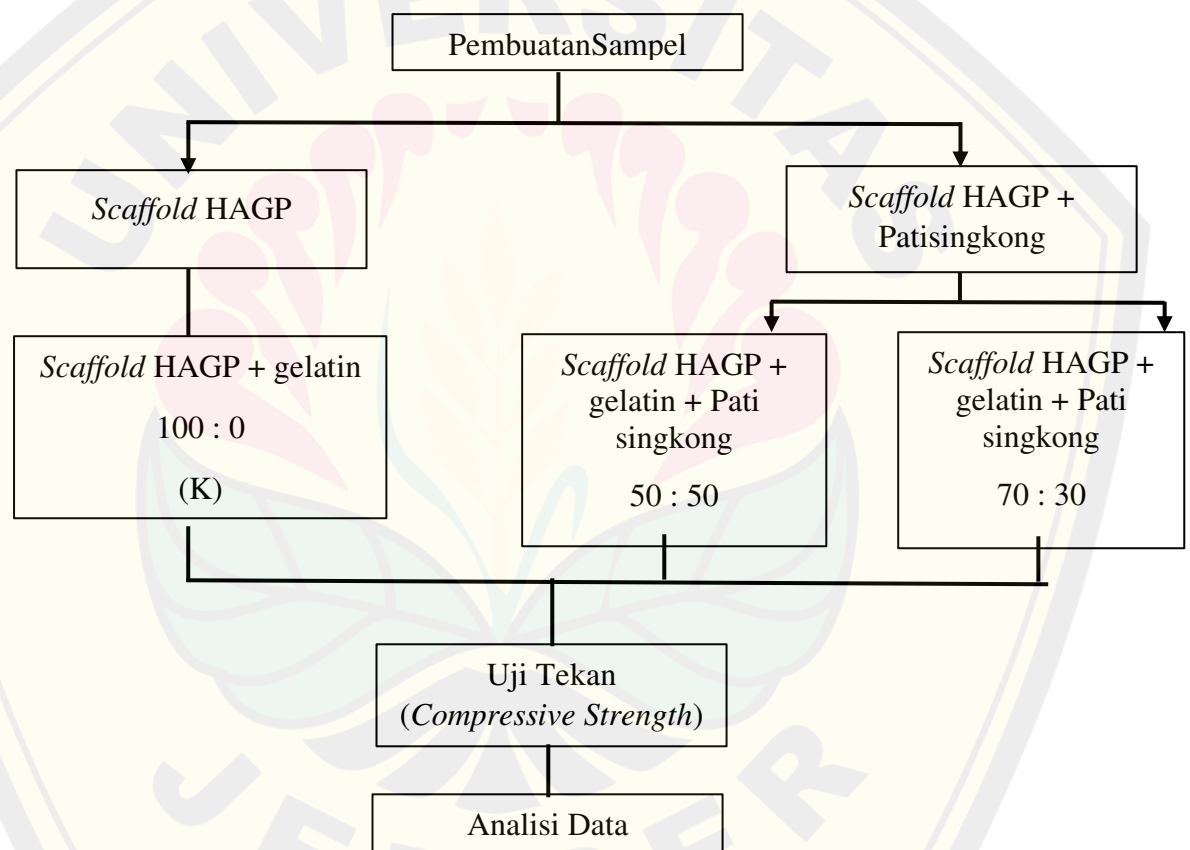
Gambar 3.2 Ilustrasi Uji *compressive strength* (Darvell, 2009)

3.9 Analisa Data

Pada penelitian ini, dilakukan analisis data menggunakan uji parametrik One Way ANOVA, dilanjutkan uji normalitas menggunakan uji statistic Saphiro-Wlik dan Homogenitas data menggunakan Levene's Test uji dengan kemakna

menggunakan $p > 0,05$ sebagai syarat dilakukan uji statistic. komparasi ganda menggunakan LSD (Least Sugnificant Test) untuk mengetahui adanya perbedaan antar kelompok sampel. Sedangkan bila hasil uji homogenitas dan normalitas tidak memenuhi persyaratan data parametrik ($p < 0,05$), maka dilakukan uji beda Kruskal Wallis. Jika hasil uji beda tersebut signifikan ($p < 0,05$), maka dilakukan uji Mann Whitney untuk menentukan ada atau tidaknya perbedaan yang bermakna antar kelompok sampel. Adanya perbedaan yang bermakna ditandai dengan signifikai $p < 0,05$.

3.10 Alur Penelitian



Gambar 3.3 Alur penelitian

Bab 5. Kesimpulan dan Saran

5.1 Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian diatas dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut :

Penambahan pati singkong berpengaruh signifikan terhadap kekuatan tekan *Scaffold* hidroksiapatit Gypsum Puger (HAGP) sesuai dengan hipotesis penelitian.

5.2 Saran

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan saran yang dapat diberikan antara lain :

- a. Perlu dilakukan uji mekanis yang lain terhadap *Scaffold* HAGP-pati singkong seperti *tensile strength* agar dapat diketahui sifat mekanisnya secara menyeluruh.
- b. Perlu dilakukan uji sitotoksitas agar dapat diketahui apakah ada sifat toksik dalam *Scaffold* HAGP-pati singkong sehingga memenuhi syarat sebagai bahan *bonegraft*

DAFTAR PUSTAKA

- Ardhiyanto, H. B., Yustisia, Y., & Naini, A. 2014. Sintesis Dan Karakterisasi Hidroksiapatit Dari Limbah Dental Gypsum tipe 2 Sebagai Bahan Baku *Bone graft*
- Asridiana, A. 2020. Prevalensi Pencabutan Gigi Permanen Di Poliklinik Gigi Puskesmas Kaluku Bodoa di Kota Makassar. *Media Kesehatan Gigi: Politeknik Kesehatan Makassar*, 19(1).
- Ayu, K. V. 2018. Efek Induksi LPS Terhadap Jumlah Osteoblas Pada Resorpsi Tulang Alveolar Tikus Putih Jantan (*Rattus Norvegicus*) Galur Sprague Dawley. *Interdental Jurnal Kedokteran Gigi (IJKG)*, 14(1), 13-17. <https://doi.org/10.46862/interdental.v14i1.368>
- Azami, M., Moztafzadeh, F., & Tahriri, M. (2010). Preparation, characterization and mechanical properties of controlled porous gelatin/hydroxyapatite nanocomposite through layer solvent casting combined with freeze-drying and lamination techniques. *Journal of Porous Materials*, 17(3), 313-320.
- Az-Zahra, Z. A. 2020. Kinerja Limbah Gypsum Terhadap Uji Kepada Berat Pada Tanah Dasar Untuk Jalan. *Jurnal Student Teknik Sipil*, 2(1), 65-71.
- Badan Pusat Statistik Kabupaten Jember. 2018. *Data Dan Statistik Kabupaten Jember 2018*. (<https://jemberkab.bps.go.id>) Di Akses 12 Maret 2021
- Bariyah, N., Pascawinata, A., & Firdaus, F. 2016. Gambaran Karakteristik *Scaffold* Hidroksiapatit Gigi Manusia Dengan Metode Planetary Ball Mill Menggunakan Uji Scanning Electron MICROSCOPE (SEM). *B-Dent: Jurnal Kedokteran Gigi Universitas Baiturrahmah*, 3(2), 131-138.
- Darvell, B. W. 2009. *Material Science for Dentistry*. 9th edition. Woodhead Publishing Limited & CRC Press.

- El Milla, L. 2016. Hydroxiapatite, Alginate, And Chitosan for Bone *Scaffolds*: Spectroscopy Study. *Dentika Dental Journal*, 19(2), 93-100.
- Habibi, N. A., Fathia, S., & Utami, C. T. 2019. Perubahan Karakteristik Bahan Pangan Pada Keripik Buah Dengan Metode Freeze Drying. *JST (Jurnal Sains Terapan)*, 5(2), 67-76.
- Herda, E., & Puspitasari, D. 2018. Tinjauan Peran Dan Sifat Material Yang Digunakan Sebagai *Scaffold* Dalam Rekayasa Jaringan. *Jurnal Material Kedokteran Gigi*, 5(1), 56-63.
- Ichsan, M. Z. (2012). Sintesis Makroporus Komposit Kolagen-Hidroksiapatit Sebagai Kandidat Bone Graft (Doctoral Dissertation, Universitas Airlangga).
- Jaya, S., Durance, T. D., & Wang, R. (2009). Preparation and physical characterization of gelatin—starch/hydroxyapatite porous composite scaffold fabricated using novel microwave energy under vacuum technique. *Journal of composite materials*, 43(13), 1451-1460.
- Kartikasari, Nadia, Anita Yuliaty, dan Indah Listiana. 2016. Compressive strength and porosity tests on bovine hydroxyapatitegelatin-chitosan *Scaffolds*. *Dental Journal (Majalah Kedokteran Gigi)*. 49(3): 153–157.
- Koski, C. and Bose, S. 2019. Effects of amylose content on the mechanical properties of starch-hydroxyapatite 3D printed bone *Scaffolds*. *Additive Manufacturing*, 30, 100817.
- Hossan, M. J., Gafur, M. A., Karim, M. M., & Rana, A. A. (2015). Mechanical properties of Gelatin Hydroxyapatite composite for bone tissue engineering. *Bangladesh Journal of Scientific and Industrial Research*, 50(1), 15-20.
- Mohd Roslan, et al., 2021. *The State of Starch/Hydroxyapatite Composite Scaffold in Bone Tissue Engineering with Consideration for Dielectric Measurement as an Alternative Characterization Technique*. *Materials* 14.8, 1960

- Mozartha, M. 2015. Hidroksiapatit dan Aplikasinya di Bidang Kedokteran Gigi. *Cakradonya Dental Journal*, 7(2), 835-841.
- Naini, A., Ardhiyanto, H. B., & Yustisia, Y. (2014). Proses Sintesis Dan Karakterisasi Hydroxyapatite Menggunakan Analisis XRD FTIR Dari Gypsum Puger Kabupaten Jember Sebagai Material Augmentasi Ridge Alveolar. *STOMATOGNATIC-Jurnal Kedokteran Gigi*, 11(2), 32-37.
- Naini, A., & Rachmawati, D. 2010. Composition analysis of Calcium and sulfur on Gypsum of the Puger District Jember Regency as an alternative Gypsum Dental Material. *Dentika Dental Journal*, 15(2), 179-183.
- Naini, A., Sudiana, I. K., Rubianto, M., Kresnoadi, U., & Latief, F. D. E. 2019. Effects of hydroxyapatite gypsum puger *Scaffold* applied to rat alveolar bone sockets on osteoclasts, osteoblasts and the trabecular bone area. *Dental Journal (Majalah Kedokteran Gigi)*, 52(1), 13-17.
- Novitasari, 2016 analisis laju degradasi injectable bone substitute dengan variasi penambahan alendronate, Skripsi, Universitas Airlangga
- Noviyanti, A. R., Haryono, H., Pandu, R., & Eddy, D. R. 2017. Cangkang Telur Ayam sebagai Sumber Kalsium dalam Pembuatan Hidroksiapatit untuk Aplikasi Graft Tulang. *Chimica et Natura Acta*, 5(3), 107-111.
- Poernomo, H. 2019. Teknik Bone Tissue Engineering (Bte) Untuk Regenerasi Jaringan Periodontal Dan Estetik Pada Edentulous Ridge. *Interdental: Jurnal Kedokteran Gigi*, 15(2), 56-59.
- Pramesti, H. A., Siadi, K., & Cahyono, E. 2015. Analisis Rasio Kadar Amilosa/Amilopektin Dalam Amilum Dari Beberapa Jenis Umbi. *Indonesian Journal of Chemical Science*, 4(1).
- Rahmawati, D., Sunarso, S., & Irawan, B. 2020. Aplikasi Hidroksiapatit Sebagai Bone Filler Pasca Pencabutan Gigi. *Jurnal Material Kedokteran Gigi*, 9(2), 39-46.

Salim, S., & Kuntjoro, M. 2015. Efek Kombinasi Spirulina Kitosan Untuk Preservasi Soket Terhadap Osteoblas, Osteoklas Dan Kepadatan Kolagen: Effect Spirulina Chitosan Combination as A *Socket Preservation* Toosteblast, Osteoclast, And Collagen Density. *Dentika Dental Journal*, 18(3), 225-231.

Wahid, Fazli, Hanif Ullah. 2018. Nanocomposite *Scaffolds* for Tissue Engineering; Properties, Preparation and Applications. *Applications of Nanocomposie Materials in Drug Delivery*.

Walker, J.L., M. Santoro. 2017. Processing and Production of Bioresorbable Polymer *Scaffolds* for Tissue Engineering. *Bioresorbable Polymers for Biomedical Applications*.

Vishwanath, Varshini, *et al.* 2017. *Development of Silk Fibroin/Chitosan Based Porous Scaffolds for Cartilage Tissue Engineering*. National Institute of Technology Rourkela: Departemen of Biotechnology and Medical Engineering.

DAFTAR LAMPIRAN

1. Surat Izin Penelitian

a. Laboratorium *Bioscience* Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Jember

**KEMENTERIAN PENDIDIKAN, KEBUDAYAAN,
RISET, DAN TEKNOLOGI
UNIVERSITAS JEMBER
FAKULTAS KEDOKTERAN GIGI**
Jalan Kalimantan 37, Kampus Tegal Boto Jember 68121
Telepon (0331) 333536, 331743 Faksimili (0331) 331991
Laman <http://ug.unej.ac.id>; email: ug@unej.ac.id


Nomor : 4674/JUN/25/SPG/2021
Perihal : Ijin Penelitian 30 Sep 2021

Kepada Yth.
Dekan Fakultas Farmasi
Universitas Jember
Jember

Dalam rangka penelitian, maka dengan hormat kami mohon bantuan dan kesediaannya untuk memberikan Ijin Penelitian bagi Mahasiswa kami:

1 Nama	: Naufal Aditya Tarma
2 NIM	: 181610101086
3 Semester/Tahun Akademik	: VII - 2021/2022: Kedokteran Gigi
4 Fakultas	: Perumahan Graha cemara asri blok B3, patrang
5 Alamat	: Uji Kuat Tekan (<i>Compressive Strength</i>) Scaffold Hidroksiapatit Gipsium <i>Pager-pai</i> spongi (<i>manihot esculenta</i>) Sebagai Bahan Bone Graft
6 Judul Penelitian	: Laboratorium Biologi Farmasi Fakultas Farmasi Universitas Jember
7 Lokasi Penelitian	: <i>Freeze dryer ZIRBUS</i> VaCo 5-II-D
8 Date/alat yg di pinjam	: Oktober 2021 sd selesai
9 Waktu	: Untuk melakukan proses <i>freeze drying</i>
10 Tujuan Penelitian	: 1. Dr. drg. Amiyah Naini, M.Kes.
11 Dosen Pembimbing	: 2. drg. Agus Sumono, M.Kes.

Demikian atas perkenan dan kerja sama yang baik disampaikan terimakasih


Dr. drg. Murniari Nivita, M.Kes., Sp.OF (K) M.K.G.96411251999032001

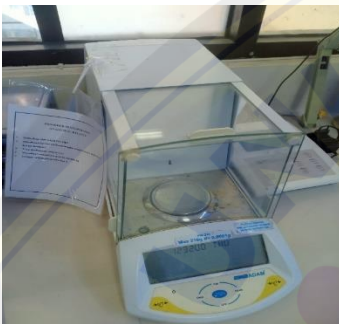
Tembusan Yth.
1. Ketua Laboratorium Biologi Farmasi Fakultas Farmasi Universitas Jember
2. Arsip

2. Alat

a. Pengayak



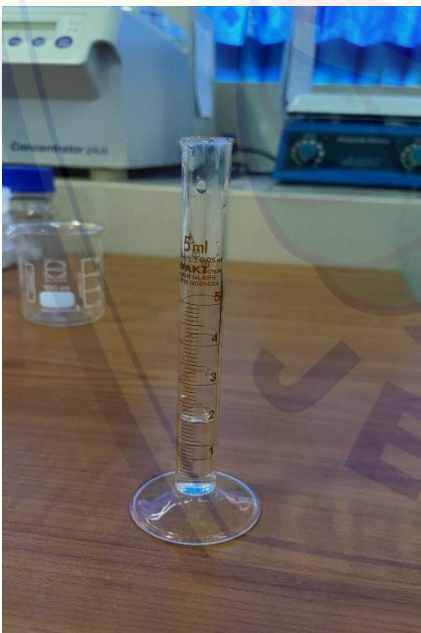
b. Timbangan digital



e. Hotplate magnetic stirrer



c. Gelas ukur



f. Oven



g. Kertas saring

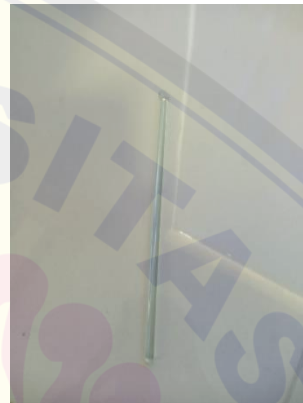
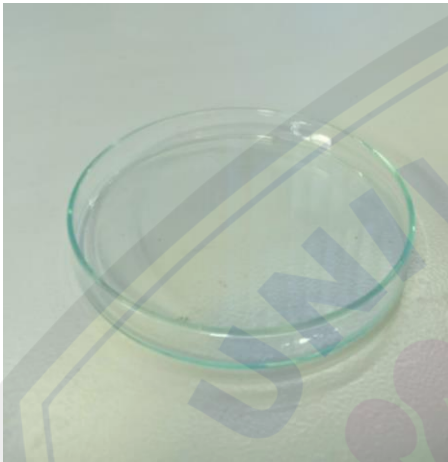
d. Botol laboratorium kaca bertutup



h. Petridish



k. batang pengaduk



l. pH meter

11

i. Baki stainless steel



m. Gelas kimia

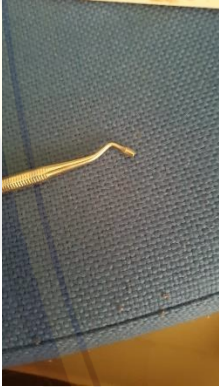
j. Penyaring



n. *Microtube*



o. *Semen stopper*



p. *Vortex*



q. *Freezer*



r. *Freeze dryer VaCo 5-II-D (Zirbus, Germany)*



s. *Pipet*



t. Handscoon non-powder



u. Spatula



v. *Universal Testing Machine*

3. Bahan

a. Alkohol 70%



b. Gypsum Puger



c. DHP (Diamonium Hidrogen Posfat)



d. Aquadest



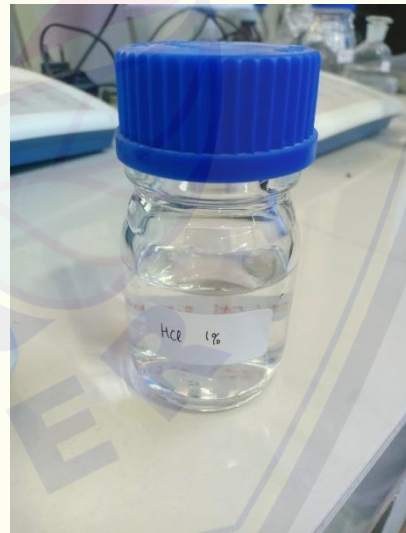
g. KOH 0,1%



e. Singkong (*Manihot Esculenta* Starch)

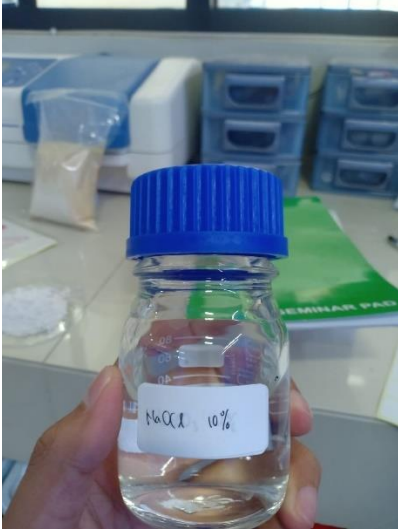


h. HCl 1%



f. Air

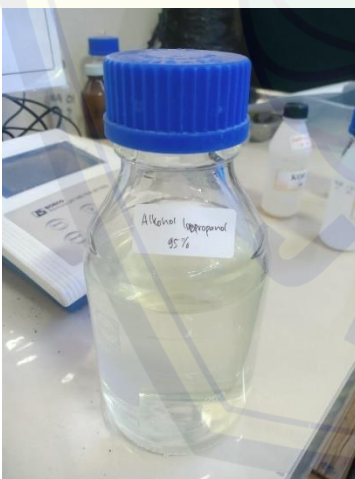
i. NaOCl 10%



j. HCl 10%



k. Alkohol (Isopropanol 95%)



l. Serbuk HAGP



m. Gelatin



n. Asam asetat 2%



o. *Deionized distilled water*



b. Melakukan penekanan pada *scaffold* dengan *Universal Testing Machine*.



p. NaOH 0.1 M



4. Proses Uji Kuat Tekan (*Compressive Strength*)

a. Meletakkan *scaffold* pada *Universal Testing Machine*.



5. Hasil Uji Kuat Tekan (*Compressive Strength*)

a. HAGP 100

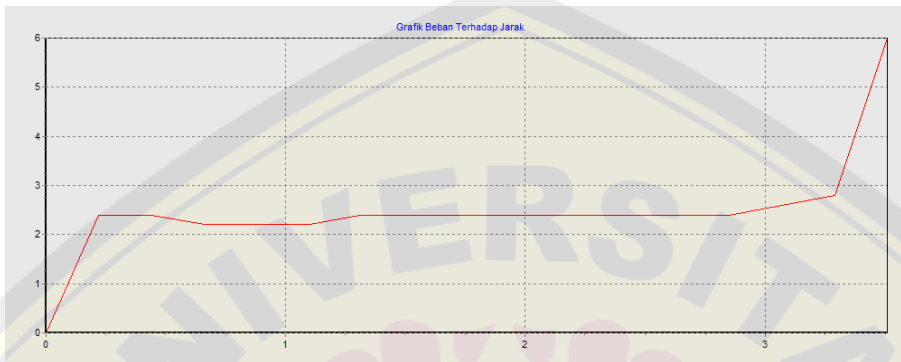
1) Sampel 1

Sampel 1 (P = 2,8 kg = 27,46 N; d = 7 mm; KT = 0,71 MPa)

$$= \text{Kekuatan Tekan } (\sigma) = \frac{4P}{\pi d^2}$$

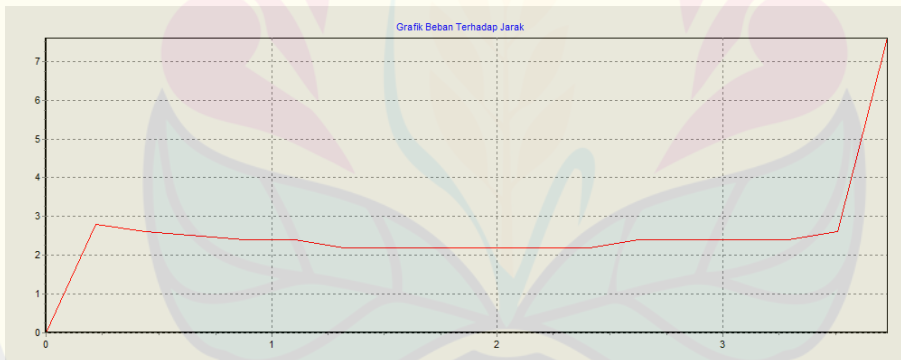
$$\frac{4 \times 27,46}{3,14 \times 7 \times 7}$$

$$= 0,71 \text{ Mpa}$$



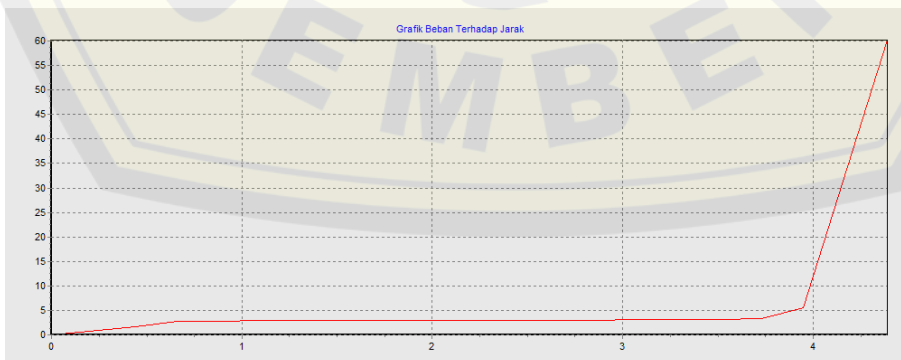
2) Sampel 2

(P = 2,8 kg = 27,46 N; d = 7 mm; KT = 0,71 MPa)



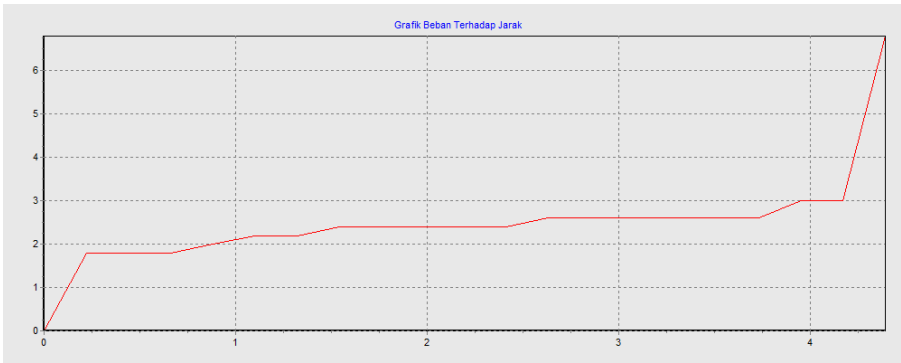
3) Sampel 3

(P = 3,4 kg = 33,34 N; d = 7 mm; KT = 0,87 MPa)



4) Sampel 4

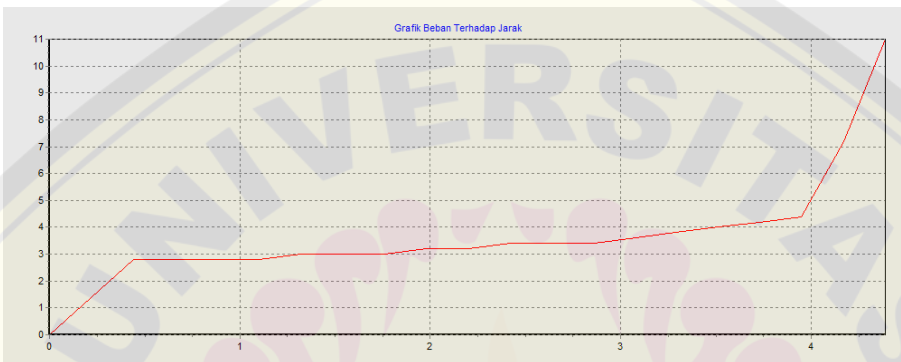
($P = 3,2 \text{ kg} = 31,38 \text{ N}$; $d = 7 \text{ mm}$; $KT = 0,82 \text{ MPa}$)



b. HAGP 50:50

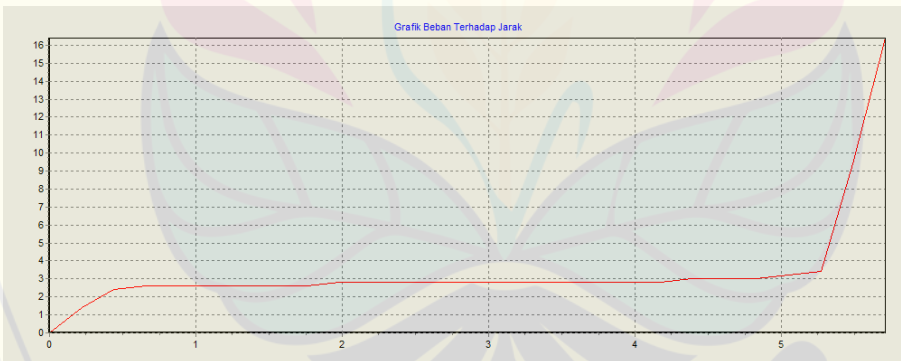
1) Sampel 1

($P = 8,6 \text{ kg} = 84,33 \text{ N}$; $d = 7 \text{ mm}$; $KT = 2,19 \text{ Mpa}$)



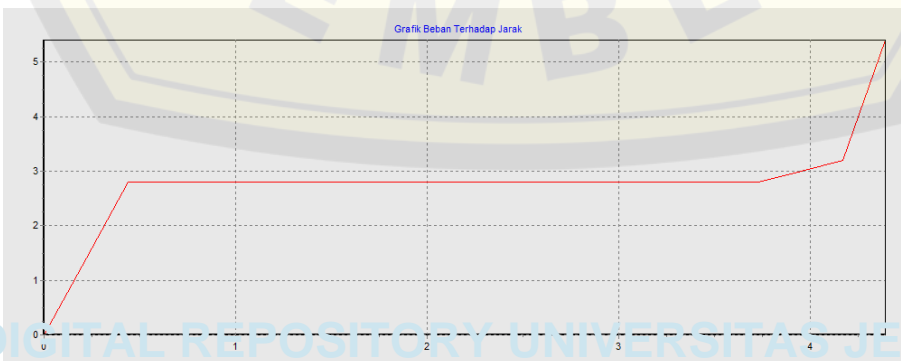
2) Sampel 2

($P = 8,2 \text{ kg} = 80,41 \text{ N}$; $d = 7 \text{ mm}$; $KT = 2,09 \text{ Mpa}$)



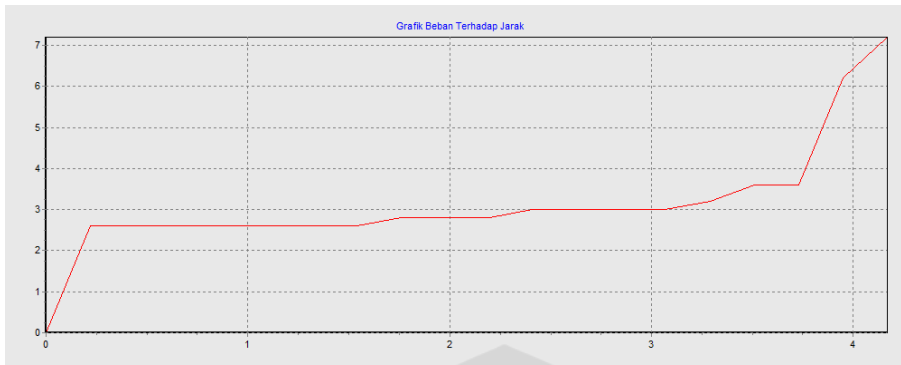
3) Sampel 3

($P = 8,8 \text{ kg} = 86,29 \text{ N}$; $d = 7 \text{ mm}$; $KT = 2,24 \text{ Mpa}$)



4) Sampel 4

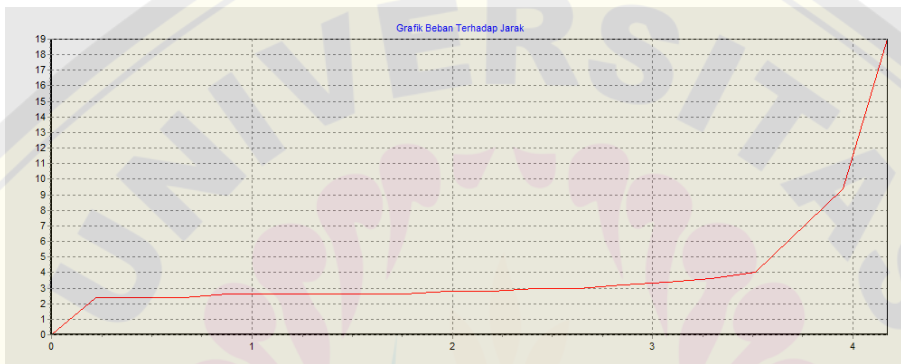
($P = 7,0 \text{ kg} = 68,64 \text{ N}$; $d = 7 \text{ ,,,}$; $KT = 1,78 \text{ Mpa}$)



c. HAGP 70:30

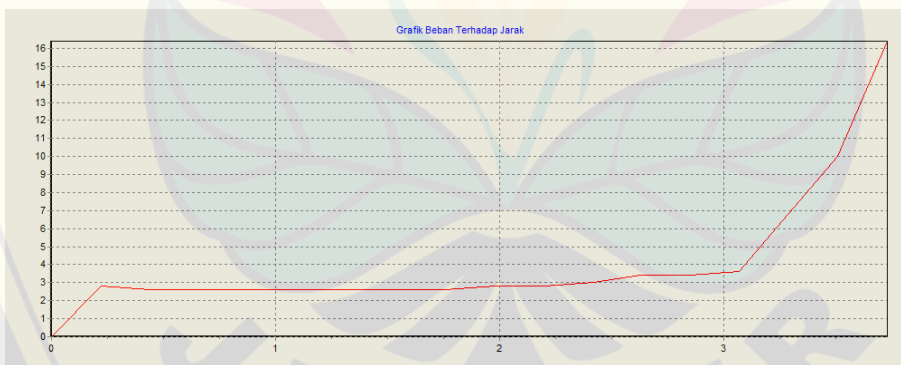
1) Sampel 1

($P = 6,6 \text{ kg} = 64,72 \text{ N}$; $d = 7 \text{ ,,,}$; $KT = 1,68 \text{ Mpa}$)



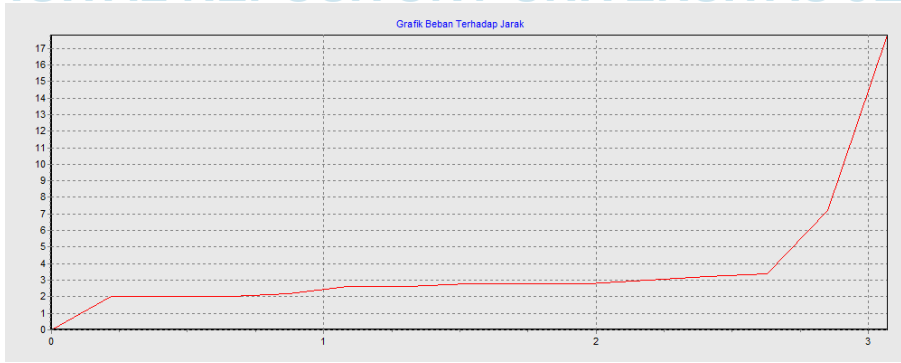
2) Sampel 2

($P = 6,8 \text{ kg} = 66,68 \text{ N}$; $d = 7 \text{ ,,,}$; $KT = 1,73 \text{ Mpa}$)



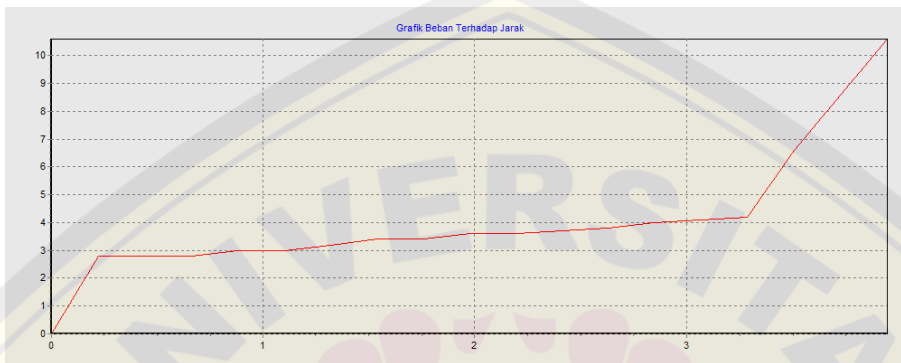
3) Sampel 3

($P = 7,2 \text{ kg} = 70,60 \text{ N}$; $d = 7 \text{ ,,,}$; $KT = 1,83 \text{ Mpa}$)



4) Sampel 4

($P = 7,4\text{kg} = 72,56\text{ N}$; $d = 7$,; $KT = 1,88\text{ Mpa}$)



6. Analisis Data

a. Uji Normalitas (*Shapiro-Wilk Test*)

		Tests of Normality					
		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
	kelompok	Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Hasil Uji	kelompok 100	.299	4	.	.845	4	.209
:	:0						
	kelompok 70	.208	4	.	.950	4	.714
	:30						
	kelompok 50:50	.279	4	.	.867	4	.287

a. Lilliefors Significance Correction

b. Uji Homogenitas (*Levene's Test*)

		Test of Homogeneity of Variances			
		Levene			
		Statistic	df1	df2	Sig.
Hasil Uji	Based on Mean	1.582	2	9	.258
	Based on Median	.811	2	9	.474
	Based on Median and with adjusted df	.811	2	3.402	.515

Based on trimmed mean	1.307	2	9	.318
-----------------------	-------	---	---	------

c. Uji *One Way Anova***ANOVA**

Hasil Uji

	Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Between Groups	3.701	2	1.850	96.723	.000
Within Groups	.172	9	.019		
Total	3.873	11			

d. Uji *Least Significance Different (LSD)***Multiple Comparisons**

Dependent Variable: Hasil Uji

LSD

(I) kelompok	(J) kelompok	Mean Difference			95% Confidence Interval	
		(I-J)	Std. Error	Sig.	Lower Bound	Upper Bound
kelompok 100 :0	kelomppk 70 :30	-1.00250*	.09780	.000	-1.2237	-.7813
	kelompok 50:50	-1.29750*	.09780	.000	-1.5187	-1.0763
kelomppk 70 :30	kelompok 100 :0	1.00250*	.09780	.000	.7813	1.2237
	kelompok 50:50	-.29500*	.09780	.015	-.5162	-.0738
kelompok 50:50	kelompok 100 :0	1.29750*	.09780	.000	1.0763	1.5187
	kelomppk 70 :30	.29500*	.09780	.015	.0738	.5162

*. The mean difference is significant at the 0.05 level.