

SKRIPSI

**PENGARUH TEMPERATUR SINTERING PADA KERAMIK
HIDROKSIAPATIT TERDOPING TEMBAGA 1, 1.5, DAN 2
MOL**



**AFIF FALAH
03051381823067**

**PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN
JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA
2022**

SKRIPSI

**PENGARUH TEMPERATUR SINTERING PADA KERAMIK
HIDROKSIAPATIT TERDOPING TEMBAGA 1, 1.5, DAN 2
MOL**

**Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Mendapatkan Gelar Sarjana
Teknik Mesin Pada Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya**



**OLEH
AFIF FALAH
03051381823067**

**PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN
JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA
2022**

HALAMAN PENGESAHAN

PENGARUH TEMPERATUR SINTERING PADA KERAMIK HIDROKSIAPATIT TERDOPING TEMBAGA 1, 1.5, DAN 2 MOL

SKRIPSI

Diajukan Untuk Melengkapi Salah Satu Syarat Memperoleh Gelar sarjana
Teknik Mesin Pada Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya

Oleh:
AFIF FALAH
03051381823067


Mengetahui
Ketua Jurusan Teknik Mesin

Irsyadi Yan, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP 197112251997021001

Palembang, Agustus 2022

Pembimbing Skripsi


Amir Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP 197909272003121004

**JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA**

**Agenda No. :
Diterima Tanggal :
Paraf :**

SKRIPSI


**NAMA : AFIF FALAH
NIM : 03051381823067
JURUSAN : TEKNIK MESIN
JUDUL SKRIPSI : PENGARUH TEMPERATUR SINTERING PADA
KERAMIK HIDROKSIAPATIT TERDOPING
TEMBAGA 1, 1.5 DAN 2 MOL
DIBUAT TANGGAL : 24 FEBRUARI 2022
SELESAI TANGGAL : 12 AGUSTUS 2022**

**Mengetahui,
Ketua Jurusan Teknik Mesin**



**Irsyadi Yani, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP. 197112251997021001**

**Palembang, Agustus 2022
Diperiksa dan disetujui oleh:
Pembimbing Skripsi**



**Amir Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP. 197909272003121004**

HALAMAN PERSETUJUAN

Karya tulis ilmiah berupa Skripsi ini dengan judul “Pengaruh Temperatur Sintering Pada Keramik Hidroksiapatit Terdoping Tembaga 1, 1.5 dan 2 Mol” telah dipertahankan di hadapan Tim Penguji Karya Tulis Ilmiah Program Studi Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya pada tanggal 12 Agustus 2022.

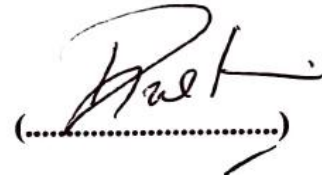
Palembang, 12 Agustus 2022

Tim Penguji Karya Tulis Ilmiah Berupa Skripsi

Ketua Penguji :

Zulkarnain, S.T., M.Sc., Ph.D.

NIP. 198105102005011005



(.....)

Sekretaris Penguji :

Barlin, S.T., M.Eng., Ph.D.

NIP. 198106302006041001



(.....)

Penguji

Gunawan, S.T., M.T., Ph.D.

NIP. 197705072001121001



(.....)

Palembang, Agustus 2022

Diperiksa dan disetujui oleh:

Pembimbing Skripsi



Ketua Jurusan Teknik Mesin



Irsyadi Yani, S.T., M.Eng., Ph.D.

NIP. 197112251997021001



Amir Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D.

NIP. 197909272003121004

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI

Yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Afif Falah

NIM : 03051381823067

Judul : Pengaruh Temperatur Sintering Pada Keramik Hidroksiapatit
Terdoping Tembaga 1, 1.5, dan 2 Mol

Memberikan izin kepada Pembimbing dan Universitas Sriwijaya untuk mempublikasikan hasil penelitian saya untuk kepentingan akademik apabila dalam waktu 1 (satu) tahun tidak mempublikasikan karya penelitian saya. Dalam kasus ini saya setuju untuk menempatkan Pembimbing sebagai penulis korespondensi (*Corresponding author*).

Demikian, pernyataan ini saya buat dalam keadaan sadar dan tanpa ada paksaan dari siapapun.

Palembang, Agustus 2022



Afif Falah
NIM: 03051381823067

HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS

Yang bertanda tangan dibawah ini:

Nama : Afif Falah

NIM : 03051381823067

Judul : Pengaruh Temperatur Sintering Pada Keramik Hidroksiapatit
Terdoping Tembaga 1, 1.5, dan 2 Mol.

Menyatakan bahwa skripsi saya merupakan hasil karya saya sendiri didampingi tim pembimbing dan bukan hasil penjiplakan plagiat dalam skripsi ini. Apabila ditemukan unsur penjiplakan plagiat dalam skripsi ini, maka saya bersedia menerima sanksi akademik dari Universitas Sriwijaya sesuai aturan yang berlaku.

Demikian, saya buat pernyataan ini dalam keadaan sadar dan tanpa ada paksaan dari siapapun.



Palembang, Agustus 2022



Afif Falah

NIM: 03051381823067

KATA PENGANTAR

Segala puji dan syukur penulis panjatkan pada Allah Subhanahuwata'ala atas rahmat-Nya yang diberikan kepada penulis sehingga dapat menyelesaikan Skripsi ini. Skripsi ini berjudul “Pengaruh Temperatur Sintering Pada Keramik Hidroksiapatit Terdoping Tembaga 1, 1.5, dan 2 Mol”.

Skripsi ini dibuat sebagai salah satu syarat mendapatkan gelar Sarjana pada jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya.

Pada proses penyusunan skripsi, penulis banyak mendapatkan bantuan, saran, dukungan serta do'a dari orang tua. Oleh sebab itu saya mengucapkan terima kasih kepada orang tua atas dukungan moril, bantuan, nasihat, dan materil yang telah diberikan pada penulis.

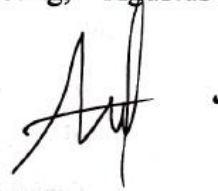
Dalam penyusunan tulisan laporan ini, penulis ingin mengucapkan rasa hormat dan terima kasih kepada semua pihak yang telah membantu dan memberi bimbingan dalam proses penyelesaian skripsi ini. Terima kasih kepada yang terhormat:

1. Bapak Suandi dan Ibu Suherayani selaku orang tua penulis yang selalu mendukung baik secara lahir maupun batin.
2. Irsyadi Yani, S.T, M.Eng, Ph.D. selaku Ketua Jurusan Teknik Mesin Universitas Sriwijaya.
3. Amir Arifin, S.T, M.Eng, Ph.D. selaku Sekretaris Jurusan Teknik Mesin Universitas Sriwijaya sekaligus Dosen Pembimbing Skripsi yang telah banyak memberikan arahan serta saran dalam menyelesaikan skripsi ini.
4. Gunawan, S.T, M.T, Ph.D. selaku Dosen yang telah membantu menyelesaikan penulisan skripsi ini.
5. Farisan Kasfi Al-Bajili, Lukman Nul Hakim, dan Ponco Devota selaku partner dalam penelitian.

Penulis menyadari bahwa dalam penulisan skripsi ini masih banyak sekali kekurangan karena keterbatasan ilmu yang penulis miliki. Oleh karena itu, saran dan kritik yang membangun untuk kelanjutan skripsi ini kedepannya akan sangat membantu. Akhir kata penulis berharap semoga skripsi ini dapat memberikan

manfaat serta kontribusi di dalam dunia pendidikan dan industri serta bagi kemajuan ilmu pengetahuan di masa yang akan datang.

Palembang, Agustus 2022



Afif Falah

NIM: 03051381823067

RINGKASAN

PENGARUH TEMPERATUR SINTERING PADA KERAMIK HIDROKSIAPATIT TERDOPING TEMBAGA 1, 1.5, DAN 2 MOL

Karya tulis ilmiah berupa skripsi, 18 Agustus 2022

Afif Falah, di bimbing oleh Amir Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D.

LXX+ 70 Halaman, 12 Tabel, 38 gambar, 5 lampiran

RINGKASAN

Biokeramik saat ini banyak digunakan sebagai pengganti fungsi jaringan dan organ tubuh manusia serta mempunyai sifat tidak beracun. Hidroksiapatit yaitu turunan dari kalsium fosfat dan tidak sedikit pula dipakai untuk pelapisan pada tulang karena bersifat biokompatibel yang amat baik. Tembaga dipilih sebagai unsur doping karena berfungsi untuk meningkatkan angiogenik dan antibakteri hidroksiapatit. Sintesis bubuk CuHA dapat dilakukan dengan rute kopresipitasi. Proses ini menghasilkan substitusi kalsium dengan tembaga dan menjadi produk teoritis $\text{Ca}_{10-x}\text{Cu}_x(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Biokeramik HA/CuO berasal dari serbuk tulang sapi didapat dari proses kalsinasi yang dilakukan selama 1 jam dengan temperatur 800°C menggunakan *electric furnace*. Dilanjutkan dengan proses *grinding*, *ballmilling* dan *sieving* untuk mendapatkan serbuk yang berukuran 0,074 mm. Pada penelitian ini pembuatan biokeramik dilakukan dengan mencampurkan serbuk hidroksiapatit dengan serbuk CuO menggunakan *magnetic stirrer* selama 45 menit dengan komposisi CuO 1, 1.5, dan 2 mol. Proses pencetakan spesimen biokeramik dilakukan dengan proses kompaksi dengan tekanan 150 MPa dan metode sintesis yang digunakan untuk membuat biokeramik HA adalah metode *solid state sintering* dengan variasi temperatur 1000, 1100, 1200°C *heating rate* $10^\circ\text{C}/\text{min}$ serta waktu penahanan 60 menit. Untuk mengkarakterisasi sifat kimia, fisik dan mekaniknya dilakukan beberapa pengujian. Pada pengujian XRD (*X-Ray Driffraction*) dilakukan untuk mengetahui komposisi fasa yang terbentuk dari Biokeramik HA doping tembaga, dari pengujian XRD terdapat fasa HA dan CuO serta fasa baru yang terbentuk yaitu $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ atau trikalsium fosfat dikarenakan fasa ini dapat

terbentuk ditemperatur sintering yang tinggi hal ini memiliki kesamaan pada studi literatur sebelumnya. Pengujian densitas dapat disimpulkan nilai porositas atau kerapatan pada spesimen berpengaruh pada temperatur yang digunakan dan mengalami kenaikan persentase porositas pada pengaruh komposisi CuO, dimana pada spesimen HA 2 mol CuO ditemperatur sintering 1000 °C di heating rate 10 °C /min didapatkan nilai rata-rata porositas yang paling besar 52,623%. Pengujian tekan dapat disimpulkan semakin besar persentase campuran CuO maka semakin kecil kekuatan tekan spesimen. Pada temperatur sintering 1100°C di heating rate 10 °C/min rata-rata nilai kuat tekan terbesar didapat pada spesimen HA 1 mol CuO yaitu 23,842%. Hasil dari *shrinkage* dapat disimpulkan nilai *shrinkage* akan semakin besar dengan meningkatnya komposisi dan temperatur sintering yang digunakan. Pada temperatur sintering 1200°C heating rate 10 °C /min didapatkan rata-rata *shrinkage* terbesar yaitu 59,688% untuk 2 mol CuO. Pada penelitian ini spesimen yang disintering pada temperatur 1000°C pada heating rate 10 °C /min hancur karena sebelumnya dilakukan proses pencelupan untuk dilakukan pengujian densitas dan spesimen yang disintering pada temperatur 1200°C pada heating rate 10 °C /min terdegradasi karena temperatur sintering yang terlalu tinggi mencapai titik lebur CuO.

Kata Kunci: Hidroksiapatit, Tembaga (II) Oksida (CuO), *Solid State Sintering*, Tulang Sapi

SUMMARY

THE EFFECT OF SINTERING TEMPERATURES ON CERAMICS HYDROXYAPATITE DOPING COPPER 1, 1.5 AND 2 MOL

Pattern Scientific papers in the form of Undergraduate Thesis, 18 August 2022

Afif Falah, Supervised by Amir Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D.

LXX+ 70 Pages, 12 Tabela, 38 Picture, 5 Attachements

SUMMARY

Bioceramic is widely used in place of the function of human tissues and organs and has nontoxic properties. Hydroxyapatite is traces of calcium phosphates and it's not nearly as good for coating bone as it is biocompatible. Copper was chosen as a doping element because it functions to increase angiogenic and antibacterial hydroxyapatite. Synthesis of CuHA powders can be performed by coprecipitation route. It leads to the substitution of calcium by copper and to a theoretical product $\text{Ca}_{10-x}\text{Cu}_x(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. HA/CuO bioceramic derived from cow bone powder obtained from the calcination process carried out for 1 hour at a temperature of 800°C using an electric furnace. Followed by grinding, ball milling and sieving to get a powder measuring 0.074 mm. The formation process of bioceramic specimens is carried out by a compaction process with a pressure of 150 MPa and the synthesis method used to make HA bioceramic is the solid state sintering method with temperature variations of 1000, 1100, and 1200°C heating rate of 10°C/min and removal time of 60 minutes. To characterize its chemical, physical and mechanical properties, several tests were carried out. In XRD (X-Ray Driffraction) test, it was carried out to determine the phase composition formed from copper doped HA Bioceramics, from the XRD test, there are HA and CuO phases and a new phase is formed, namely $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ or tricalcium phosphate because this phase can be formed at high sintering temperatures, this has similarities to previous literature studies. Density testing can be concluded that the value of porosity or density in the specimen affects the temperature used and increases the percentage of porosity on the influence of the CuO composition, where in the HA

2 mol CuO specimen at a sintering temperature of 1000°C at a heating rate of 10 °C/min the average value is obtained the largest porosity is 52.623%. The compressive test can be concluded that the greater the percentage of the CuO mixture, the smaller the compressive strength of the specimen. At a sintering temperature of 1100°C at a heating rate of 10°C/min, the average compressive strength of the largest value was obtained in the HA specimen of 1 mol CuO, which was 23.842%. The results of the shrinkage can be concluded that the shrinkage value will be greater with the increase in the composition and the sintering temperature used. At a sintering temperature of 1200°C heating rate of 10°C/min, the largest average shrinkage was 59.688% for 2 moles of CuO. In this study, the specimens sintered at a temperature of 1000°C at a heating rate of 10°C/min were destroyed because previously the dyeing process was carried out for density testing and the specimens sintered at a temperature of 1200°C at a heating rate of 10 °C/min were degraded due to the sintering temperature. which is too high reaches the melting point of CuO.

Keyword: Hydroxyapatite, Copper (II) Oxide (CuO), Solid State Sintering, Bovine Bone

DAFTAR ISI

Halaman Judul.....	iii
Halaman Pengesahan	v
Halaman Persetujuan Agenda	vii
Halaman Persetujuan.....	ix
Halaman Pernyataan Persetujuan Publikasi	xi
Halaman Pernyataan Integritas	xiii
Kata Pengantar	xv
Ringkasan	xvii
Summary	xix
Daftar Isi.....	xxi
Daftar Gambar.....	xxv
Daftar Tabel	xxvii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Rumusan Masalah.....	2
1.3 Batasan Masalah	2
1.4 Tujuan Penelitian	3
1.5 Manfaat Penelitian.....	3
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Biomaterial.....	5
2.2 Klasifikasi Biomaterial	6
2.2.1 Biomaterial Polimer	6
2.2.2 Biomaterial Komposit	7
2.2.3 Biomaterial Keramik	7
2.3 Tulang Sapi	8
2.4 Tembaga (II) Oksida.....	10
2.5 Hidroksiapatit.....	10
2.5.1 Sifat Fisik Hidroksiapatit	12
2.5.2 Sifat Mekanik Dari Hidroksiapatit.....	12
2.5.3 Sifat Kimia Dari Hidroksiapatit	13

2.6	Sintesis Hidroksiapatit.....	13
2.6.1	Metode <i>Sol-gel</i>	14
2.6.2	Metode Alkalin Hidrotermal	14
2.6.3	Metode Kering	15
2.6.4	Metode <i>De-fatting</i>	15
2.6.5	Metode <i>Vibro-milling</i>	15
2.7	Kompaksi	16
2.8	Sintering	17
2.9	Sintering Berdasarkan Mekanisme Ikatan.....	18
2.9.1	<i>Solid State Sintering</i>	18
2.9.2	<i>Vapour Phase Sintering</i>	19
2.9.3	<i>Liquid Phase Sintering</i>	20
2.10	Metode Sintering Suhu Rendah.....	21
2.10.1	Metode <i>Cold Sintering</i>	21
2.10.2	Metode <i>Hydrothermal Reaction Sintering</i>	22
2.10.3	Metode <i>Reactive Hydrothermal Liquid Phase Densification</i>	23
BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN		25
3.1	Diagram Alir Penelitian	25
3.2	Alat dan Bahan	26
3.3	Persiapan Bahan Pembuatan Hidroksiapatit	26
3.4	Prosedur Penelitian.....	27
3.4.1	Persiapan Bahan Baku Pembuatan Biomaterial Hidroksiapatit .	27
3.4.2	Persiapan Hidroksiapatit.....	28
3.5	Pembuatan Keramik Hidroksiapatit	29
3.5.1	Proses Mixing	30
3.5.2	Proses Kompaksi	31
3.5.3	Proses Sintering	32
3.6	Metode Pengujian.....	34
3.6.1	Pengujian Densitas	34
3.6.2	Pengujian Tekan	35
3.6.3	Pengujian <i>X-Ray Diffraction (XRD)</i>	36
3.6.4	Shrinkage	36
3.7	Hasil Yang Diharapkan	37
3.8	Analisa dan Pengolahan Data.....	37

BAB 4 HASIL DAN DISKUSI	39
4.1 Persiapan Bahan Baku Dari Tulang Sapi.....	39
4.2 Proses Kalsinasi Pada Tulang Sapi.....	40
4.3 Hasil Dari Pengujian Densitas	41
4.3.1 Hasil Dari Densitas Terhadap Komposisi	47
4.4 Hasil Dari Pengujian XRD	49
4.4.1 XRD Serbuk HA dan Serbuk CuO	49
4.4.2 XRD Spesimen HA Doping CuO	50
4.5 Hasil Dari Pengujian Tekan	54
4.6 Hasil Dari <i>Shrinkage</i>	57
4.6.1 Hasil <i>Shrinkage</i> Terhadap Pengaruh Komposisi.....	61
BAB 5 KESIMPULAN DAN SARAN.....	63
5.1 Kesimpulan	63
5.2 Saran	64
DAFTAR PUSTAKA	65
LAMPIRAN.....	71

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2.1 Tulang Femur (Mader et al., 1995).	10
Gambar 2.2 Skema <i>Solid State Sintering</i> (Bhorkar and Dhoble, 2021).	19
Gambar 2.3 Skema <i>Vapour Phase Sintering</i> (Bhorkar and Dhoble, 2021).	20
Gambar 3.1 Skema Diagram Alir.....	25
Gambar 3.2 Tulang sapi yang telah dikumpulkan	27
Gambar 3.3 Proses perebusan tulang sapi.....	27
Gambar 3.4 Proses pengeringan tulang.....	28
Gambar 3.5 Tulang sapi yang sudah dipotong dan siap diolah.....	28
Gambar 3.6 Alat <i>ball mill</i>	29
Gambar 3.7 Serbuk CuO dan proses <i>mixing</i>	31
Gambar 3.8 Alat kompaksi	31
Gambar 3.9 Pengukuran dimensi keramik hidroksiapatit terdoping CuO.	32
Gambar 3.10 <i>Digital Furnace</i>	33
Gambar 3.11 Pengukuran dimensi keramik HA terdoping CuO setelah sintering.	33
Gambar 4.1 Proses pengeringan tulang sapi	39
Gambar 4.2 Proses pemotongan tulang sapi dan tulang sapi yang telah dipotong	40
Gambar 4.3 Proses kalsinasi tulang sapi.....	40
Gambar 4.4 Serbuk HA.....	41
Gambar 4.5 Pengukuran massa kering spesimen.....	42
Gambar 4.6 Pengukuran massa basah spesimen.....	42
Gambar 4.7 Grafik porositas dari spesimen HA 1 mol CuO pada temperatur 1000, 1100, dan 1200 °C dengan tekanan 150 Mpa.....	44
Gambar 4.8 Grafik porositas dari spesimen HA 1,5 mol CuO pada temperatur 1000,	

1100, dan 1200 °C dengan tekanan 150 Mpa.	45
Gambar 4.9 Grafik porositas dari spesimen HA 2 mol CuO pada temperatur 1000, 1100, dan 1200 °C dengan tekanan 150 Mpa.	46
Gambar 4.10 Grafik data porositas pengaruh komposisi CuO.....	48
Gambar 4.11 Spektrum XRD serbuk hidroksiapatit pada temperatur 800°C.	49
Gambar 4.12 Spektrum XRD CuO (Bouazizi et al., 2015)	50
Gambar 4.13 Spektrum hasil uji XRD keramik hidroksiapatit 1 mol CuO temperatur 1000°C.....	51
Gambar 4.14 Spektrum hasil uji XRD keramik hidroksiapatit 1 mol CuO temperatur 1100°C.....	51
Gambar 4.15 Spektrum hasil uji XRD keramik hidroksiapatit 1,5 mol CuO temperatur 1000°C.....	52
Gambar 4.16 Spektrum hasil uji XRD keramik hidroksiapatit 1,5 mol CuO temperatur 1100°C.....	52
Gambar 4.17 Spektrum hasil uji XRD keramik hidroksiapatit 2 mol CuO temperatur 1000°C.....	53
Gambar 4.18 Grafik pengujian tekan keramik HA terdoping 1 mol dan 1,5 mol CuO pada temperatur 1100 °C.	55
Gambar 4.19 Spesimen HA yang disintering ditemperatur 1200°C.....	57
Gambar 4.20 Spesimen HA terdoping 2 mol CuO yang retak dan sedikit meleleh pada temperatur sintering 1100°C.	57
Gambar 4.21. Grafik persentase rata-rata nilai <i>shrinkage</i> dari spesimen HA 1 mol CuO pada temperatur 1000, 1100, dan 1200 °C.....	59
Gambar 4.22 Grafik persentase rata-rata nilai <i>shrinkage</i> dari spesimen HA 1,5 mol CuO pada temperatur 1000, 1100, dan 1200 °C.....	60
Gambar 4.23 Grafik persentase rata-rata nilai <i>shrinkage</i> dari spesimen HA 2 mol CuO pada temperatur 1000, 1100, dan 1200 °C.....	61
Gambar 4.24 Grafik hasil <i>shrinkage</i> keramik HA pengaruh komposisi CuO.....	62

DAFTAR TABEL

Tabel 2.1 Sifat Mekanik Dari Biomaterial Polimer (Smallman, 2007).	7
Tabel 2.2 Sifat-Sifat Mekanik Pada Hidroksiapatit (Park and Bronzino, 2000)...	13
Tabel 3.1 Data Pengujian	37
Tabel 4.1 Data pengujian densitas serta porositas keramik HA terdoping CuO dengan 1 mol pada temperatur 1000, 1100, dan 1200 °C.	44
Tabel 4.2 Data pengujian densitas serta porositas keramik HA terdoping CuO dengan 1,5 mol pada temperatur 1000, 1100, dan 1200 °C.	45
Tabel 4.3 Data pengujian densitas serta porositas keramik HA terdoping CuO dengan 2 mol pada temperatur 1000, 1100, dan 1200 °C.	46
Tabel 4.4 Data pengujian densitas serta porositas keramik HA pengaruh komposisi CuO 1100°C	47
Tabel 4.5 Data pengujian tekan keramik HA terdoping 1 mol dan 1,5 mol CuO pada temperatur 1100°C.....	55
Tabel 4.6 Data pengujian shrinkage keramik HA terdoping CuO dengan 1 mol pada temperatur 1000, 1100, dan 1200 °C.....	58
Tabel 4.7 Data pengujian shrinkage keramik HA terdoping CuO dengan 1,5 mol pada temperatur 1000, 1100, dan 1200 °C.	59
Tabel 4.8 Data pengujian shrinkage keramik HA terdoping CuO dengan 2 mol pada temperatur 1000, 1100, dan 1200 °C.....	60
Tabel 4.9 Data hasil <i>shrinkage</i> keramik HA pengaruh komposisi CuO 1100°C..	62

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Saat ini, biokeramik umumnya dirancang untuk keperluan implan dan organ tubuh buatan, biokeramik juga digunakan sebagai bahan untuk regenerasi tulang. Ini bertujuan untuk meniru sifat fisikokimia hidroksiapatit pada tulang $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ seperti komposisi kimia, ukuran kristal dan morfologi (Arifin et al., 2014). Biokeramik saat ini banyak digunakan sebagai pengganti fungsi jaringan dan organ tubuh manusia serta mempunyai sifat tidak beracun. Hidroksiapatit yaitu turunan dari kalsium fosfat dan tidak sedikit pula dipakai untuk pelapisan pada tulang karena bersifat *biocompatible* yang amat baik (Gunawan et al., 2019). Bioaktivitas HA memungkinkan pembentukan tulang baru melalui ikatan biokimia pada antarmuka implan tulang. Oleh karena itu, adanya *osseointegration* yang terbatas kurangnya vaskularisasi dalam perancah terlihat dari pertumbuhan kedalam tulang yang rendah (Marchat and Champion, 2017).

Karena bahan baku komersial membutuhkan waktu dan proses yang lama serta mahal harganya, maka dengan memilih langkah alternatif yaitu menggunakan bahan baku alami yang jumlahnya banyak dan dengan biaya yang murah terus menerus dikembangkan. Bahan baku yang sangat banyak diaplikasi dalam produksi keramik hidroksiapatit (biohidroksiapatit – BHAp) yaitu limbah tulang sapi. Berbagai cara digunakan untuk membuat keramik BHAp berbahan dasar tulang sapi contohnya teknik *deffating*, termal dekomposisi/kalsinasi serta alkali hidrolisis hidrotermal (Haswendra et al., 2022). Berdasarkan pengamatan, sebagian besar komponen apatit biologis pada tulang terdiri dari beberapa unsur pengganti yaitu kation (Mg^{2+} , Mn^{2+} , Zn^{2+} , Na^+ , Sr^{2+}) dan anion (HPO_4^{2-} atau CO_3^{2-}) (Gunawan et al., 2014). Ion ini berperan penting dalam proses angiogenesis dan osteogenesis dalam *remodeling* tulang. Penegasan ini tidak berarti satu-satunya HA yang terjadi dari tulang yang cocok sebagai biomaterial. Bahkan, jika bukti yang diperlukan

untuk menggabungkan ion itu meniru sifat fisikokimia dari tulang. Salah satu keuntungan dari mengintegrasikan keduanya dalam sintesis HA, seperti sebelumnya adalah menghindari penguraian dengan pelarut konstan dan kalsinasi pada suhu tinggi (Bose et al., 2013).

Sintesis bubuk CuHA dapat dilakukan dengan rute kopresipitasi air. Proses ini menghasilkan substitusi kalsium dengan tembaga dan menjadi produk teoritis $\text{Ca}_{10-x}\text{Cu}_x(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Analisis XRD menunjukkan parameter sel yang lebih rendah untuk CuHA daripada HA pada kalsium dengan tembaga. Namun, tidak ada hidroksiapatit dengan doping tembaga yang stabil secara termal di atas 800°C (Bazin et al., 2021).

1.2 Rumusan Masalah

Merujuk dari latar belakang, tembaga dipilih sebagai unsur doping karena mempunyai fungsi untuk meningkatkan angiogenik dan antibakteri hidroksiapatit. Doping tembaga pada hidroksiapatit sudah dikembangkan oleh beberapa penelitian sebelumnya, seperti metode presipitasi (Bazin et al., 2021), hidrotermal (Jiang et al., 2021), suspensi (Chi et al., 2019) dimana pada metode tersebut hidroksiapatit diperoleh melalui reaksi beberapa bahan kimia. Pada penelitian ini hidroksiapatit akan disintesis dari tulang sapi sedangkan doping tembaga murni CuO. Karakterisasi hasil proses *solid-state sintering* pada temperatur 1000, 1100, dan 1200°C diperlukan untuk mengetahui pengaruh temperatur sintering pada keramik hidroksiapatit.

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah dalam penelitian ini adalah:

1. Bahan dasar hidroksiapatit yang digunakan berasal dari tulang sapi.

2. Untuk melakukan doping tembaga menggunakan reaksi *solid state sintering*.
3. Pada *solid state sintering* menggunakan temperatur sintering 1000 °C, 1100 °C, dan 1200°C.
4. Untuk mengkarakterisasi sifat kimia, fisik, dan mekanik keramik hidroksiapatit terdoping tembaga.
5. Variabel CuO yang digunakan yaitu 1, 1.5, dan 2 mol.

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Untuk menghasilkan keramik hidroksiapatit terdoping tembaga dengan menggunakan reaksi *solid state sintering*.
2. Menganalisa pengaruh temperatur sintering pada pembuatan keramik hidroksiapatit terdoping tembaga dan mengkarakterisasi sifat kimia (fasa yang terbentuk), sifat mekanik (kekuatan tekan), dan sifat fisik (densitas) yang terjadi pada keramik hidroksiapatit terdoping tembaga menggunakan reaksi *solid state sintering*.

1.5 Manfaat Penelitian

Manfaat yang diharapkan agar dapat membantu menentukan temperatur yang optimal selama sintering khususnya *solid state sintering* untuk menghasilkan kualitas terbaik pada keramik hidroksiapatit terdoping tembaga. Serta dapat digunakan untuk pengembangan pada penelitian yang akan datang terkhusus untuk pembuatan keramik hidroksiapatit berbahan dasar tulang sapi.

DAFTAR PUSTAKA

- Alrakaz, H., Arifin, A., 2022. Studi Pengaruh Jenis Fluida Pada Pembuatan Keramik Hidroksiapatit Melalui Proses Sintering Dingin. Universitas Sriwijaya.
- Al Sanabani, M., 2013. Application of calcium phosphate materials in dentistry. *Int. J. Biomater.* 2013, 876132. <https://doi.org/10.1155/2013/876132>.
- Arifin, A., Sulong, A.B., Muhamad, N., Syarif, J., Ramli, M.I., 2014. Material processing of hydroxyapatite and titanium alloy (HA/Ti) composite as implant materials using powder metallurgy: A review. *Mater. Des.* 55, 165–175. <https://doi.org/10.1016/J.MATDES.2013.09.045>.
- Bahri, S., 2015. Sintesis dan Karakterisasi Zeolit X dari Abu Vulkanik Gunung Kelud dengan Variasi Rasio Molar Si/Al menggunakan Metode Sol-Gel. *Jur. Kim. Universitas Islam Negeri Maulana Malik Ibrahim Malang*.
- Barakat, N.A.M., Khalil, K.A., Sheikh, F.A., Omran, A.M., Gaihre, B., Khil, S.M., Kim, H.Y., 2008. Physiochemical characterizations of hydroxyapatite extracted from bovine bones by three different methods: Extraction of biologically desirable HAp. *Mater. Sci. Eng. C* 28, 1381–1387. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2008.03.003>.
- Barsoum, M., 1997. *Fundamentals of ceramics*. McGraw Hill, New York.
- Bazin, T., Magnaudeix, A., Mayet, R., Carles, P., Julien, I., Demourgues, A., Gaudon, M., Champion, E., 2021. Sintering and biocompatibility of copper-doped hydroxyapatite bioceramics. *Ceram. Int.* <https://doi.org/10.1016/j.ceramint.2021.01.225>.
- Bhorkar, I., Dhoble, A.S., 2021. Advances in the synthesis and application of self-assembling biomaterials. *Prog. Biophys. Mol. Biol.*

<https://doi.org/10.1016/j.pbiomolbio.2021.07.011>.

Bose, S., Fielding, G., Tarafder, S., Bandyopadhyay, A., 2013. Understanding of dopant-induced osteogenesis and angiogenesis in calcium phosphate ceramics. *Trends Biotechnol.* 31, 594–605. <https://doi.org/10.1016/J.TIBTECH.2013.06.005>.

Bouazizi, N., Bargougui, R., Oueslati, A., Benslama, R., 2015. Effect of synthesis time on structural, optical and electrical properties of CuO nanoparticles synthesized by reflux condensation method. *Adv. Mater. Lett.* 6, 158–164. <https://doi.org/10.5185/AMLETT.2015.5656>.

Chi, W., Zou, J., Ai, F., Lin, Y., Li, W., Cao, C., Yang, K., Zhou, K., 2019. Research of Cu-Doped Hydroxyapatite Microbeads Fabricated by Pneumatic Extrusion Printing. *Vol. 12, Page 1769.* <https://doi.org/10.3390/MA12111769>.

Fadhilah, N., Irhamni, Jalil, Z., 2016. Sintesis hidroksiapatit yang berasal dari tulang sapi aceh. *J. Aceh Phys. Soc.* 5, 19–21.

Gel, P., Batang, G., Dengan, P., Poly, P.G.A., 2010. ADLN - Perpustakaan Universitas Airlangga 1 1–14.

Gunawan, G., Arifin, A., Yani, I., Indrajaya, M., 2019. Characterization of porous hydroxyapatite-alumina composite scaffold produced via powder compaction method. *IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng.* 620. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/620/1/012107>.

Gunawan, Sopyan, I., 2015. Thermal Analysis on Dehydroxylation of Sol-Gel Derived Zinc Doped Calcium Phosphate Powders. *Adv. Mater. Res.* 1115, 353–356. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/amr.1115.353>.

Gunawan, Sopyan, I., Suryant, Naqshbandi, A., 2014. Zinc-doped biphasic calcium phosphate nanopowders synthesized via sol-gel method. *Indian J. Chem. - Sect. A Inorganic, Phys. Theor. Anal. Chem.* 53, 152–158.

- Haswendra, A.R., Arifin, A., Sulong, A.B., Muhamad, N., Gunawan, Barlin, 2022. Fabrication of Titanium-Matrix Composite with 40 wt% Hydroxyapatite by Powder Injection Molding. *Lect. Notes Mech. Eng.* 289–297. https://doi.org/10.1007/978-981-16-4115-2_23.
- Hidaya, N.N., 2012. Sintesis dan Karakterisasi sifat Makroskopik Nano-Komposit Hidroksiapatit/Kitosan (n-HAp/CS) untuk Aplikasi Implan Tulang 6–17. Universitas Airlangga.
- Hilmi, I., Rinastiti, M., Herliansyah, M., 2011. Synthesis of hydroxyapatite from local bovine bones for biomedical application. <https://doi.org/10.1109/ICICI-BME.2011.6108637>.
- Jayaswal, G.P., Dange, S.P., Khalikar, A.N., 2010. Bioceramic in dental implants: A review. *J. Indian Prosthodont. Soc.* 10, 8–12. <https://doi.org/10.1007/S13191-010-0002-4>.
- Jiang, B.B., Li, S.H., Zheng, W., 2021. [Preparation of Antibiotic-Loaded Copper-Doped Hydroxyapatite Microspheres and Evaluation of Their Antibacterial and Osteogenic Effect]. *Sichuan Da Xue Xue Bao. Yi Xue Ban* 52, 799–806. <https://doi.org/10.12182/20210960209>.
- Kermani, M., Biesuz, M., Dong, J., Deng, H., Bortolotti, M., Chiappini, A., Reece, M.J., Sglavo, V.M., Hu, C., Grasso, S., 2020. Flash cold sintering: Combining water and electricity. *J. Eur. Ceram. Soc.* 40, 6266–6271. <https://doi.org/10.1016/J.JEURCERAMSOC.2020.06.051>.
- Khiri, M.Z.A., Matori, K.A., Zaid, M.H.M., Abdullah, C.A.C., Zainuddin, N., Alibe, I.M., Rahman, N.A.A., Wahab, S.A.A., Azman, A.Z.K., Effendy, N., 2019. Crystallization behavior of low-cost biphasic hydroxyapatite/ β -tricalcium phosphate ceramic at high sintering temperatures derived from high potential calcium waste sources. *Results Phys.* 12, 638–644. <https://doi.org/10.1016/J.RINP.2018.12.025>.
- Mader, S.S., Rosiyah Abd. Latif., Rozilah Othman., Noorizan Abd. Latif., 1995.

Biologi: evolusi, kepelbagaian dan persekitaran. Dewan Bahasa dan Pustaka, Kuala Lumpur.

Marchat, D., Champion, E., 2017. Ceramic devices for bone regeneration: Mechanical and clinical issues and new perspectives. *Adv. Ceram. Biomater. Mater. Devices Challenges First Ed.* 279–311. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100881-2.00008-7>.

Nurdani, Y., 2009. Sintesis dan Karakterisasi CuO-Bentonit Serta Aplikasinya Sebagai Fotokatalis. Universitas Indonesia.

Ooi, C.Y., Hamdi, M., Ramesh, S., 2007. Properties of hydroxyapatite produced by annealing of bovine bone. *Ceram. Int.* 33, 1171–1177. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2006.04.001>.

Park, J.B., Bronzino, J.D., 2000. CRC Handbook of Chemistry and Physics: A Ready-Reference Book of Chemical and Physical Data. *Biologic Biomaterials: Tissue-Derived Biomaterials (Collagen)*.

Pradhan, S., Rajamani, S., Agrawal, G., Dash, M., Samal, S., 2017. NMR, FT-IR and raman characterization of biomaterials. pp. 147–173. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-100737-2.00007-8>.

Purnama, E.F., Langenati, S.N.R., 2006. Dibuat Dengan Media Air Dan Cairan Tubuh Buatan (Synthetic Body Fluid) Preparasi Pelarut SBF 1 Liter Identifikasi Hidroksiapatit dengan XRD Identifikasi Hidroksiapatit dengan FTIR. *J. Sains Mater. Indones. Indones. J. Mater. Sci.* 154–159.

Radovanović, Ž., Jokić, B., Veljović, D., Dimitrijević, S., Kojić, V., Petrović, R., Janačković, D., 2014. Antimicrobial activity and biocompatibility of Ag⁺- and Cu²⁺-doped biphasic hydroxyapatite/ α -tricalcium phosphate obtained from hydrothermally synthesized Ag⁺- and Cu²⁺-doped hydroxyapatite. *Appl. Surf. Sci.* 307, 513–519. <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2014.04.066>.

Romawarni, A., 2011. Sintesis dan Uji In Vitro Hidroksiapatit Berporogen

Kitosan dengan Metode Sol Gel. Institut Pertanian Bogor.

Ruksudjarit, A., Pengpat, K., Rujijanagul, G., Tunkasiri, T., 2008. Synthesis and characterization of nanocrystalline hydroxyapatite from natural bovine bone. *Curr. Appl. Phys.* 8, 270–272. <https://doi.org/10.1016/J.CAP.2007.10.076>.

Rusianto, T., 2009. Hot Pressing Metalurgi Serbuk Aluminium dengan Variasi Suhu Pemanasan. *Jurnal Teknologi*. Volume 2 No. 1.

Serrano, A., García-Martín, E., Granados-Miralles, C., Gorni, G., López-Sánchez, J., Ruiz-Gómez, S., Pérez, L., Quesada, A., Fernández, J.F., 2021. Hexaferrite-based permanent magnets with upper magnetic properties by cold sintering process via a non-aqueous solvent. *Acta Mater.* 219, 117262. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2021.117262>.

Shandilya, M., Rai, R., Singh, J., 2016. Review: Hydrothermal technology for smart materials. *Adv. Appl. Ceram.* 115, 354–376. <https://doi.org/10.1080/17436753.2016.1157131>.

Siagian, H., Hutabalian, M., 2012. Studi Pembuatan Keramik Berpori Berbasis Clay dan Kaolin Alam Dengan Aditif Abu Sekam Padi. *J. Saintika* 12, 14–23.

Smallman, 2007. *Physical Metallurgy and Advanced Materials*, Seventh Edition. Elsevier Science and Sabre Foundation Book.

Sundari, C.D.D., Rahayu, R.F., Windayani, N., 2018. Sintesis dan Karakterisasi Nanostruktur Tembaga Oksida dengan Metode Hidrotermal. *al-Kimiya* 5, 48–51. <https://doi.org/10.15575/ak.v5i1.3725>.

Vakifahmetoglu, C., Anger, J.F., Atakan, V., Quinn, S., Gupta, S., Li, Q., Tang, L., Riman, R.E., 2016. Reactive Hydrothermal Liquid-Phase Densification (rHLPD) of Ceramics – A Study of the BaTiO₃[TiO₂] Composite System. *J. Am. Ceram. Soc.* 99, 3893–3901. <https://doi.org/10.1111/JACE.14468>.

- Vakifahmetoglu, C., Karacasulu, L., 2020. Cold sintering of ceramics and glasses: A review. *undefined* 24. <https://doi.org/10.1016/J.COSSMS.2020.100807>.
- Wang, L., Guo, X., Chen, J., Zhen, Z., Cao, B., Wan, W., Dou, Y., Pan, H., Xu, F., Zhang, Z., Wang, J., Li, D., Guo, Q., Jiang, Q., Du, Y., Yu, J., Heng, B.C., Han, Q., Ge, Z., 2021. Key considerations on the development of biodegradable biomaterials for clinical translation of medical devices: With cartilage repair products as an example. *Bioact. Mater.* <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2021.07.031>.
- Wijayanto, I.& Arifin.A., 2022. Studi Pengaruh Temperatur Kompaksi Pada Pembuatan Komposit HA/PVA. Universitas Sriwijaya.