



---

## **Analisa Pengaruh Waktu Kalsinasi Terhadap Struktur Kristal, Porositas, dan Densitas Paduan $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ Sebagai Biomaterial**

Bantu Hotsan Manullang

Universitas Mpu Tantular, Indonesia

Diterima: 23 Maret 2024 Disetujui: 16 Mei 2024 Diterbitkan: 25 Juni 2024

\*Penulis yang sesuai: [hotsanitbu@gmail.com](mailto:hotsanitbu@gmail.com)

---

### Abstrak

*Paduan berbasis Magnesium merupakan salah satu paduan yang banyak sekali manfaatnya dalam bidang industri dan bidang kesehatan. Tujuan penelitian ini untuk mengetahui pengaruh waktu kalsinasi terhadap paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$  terhadap struktur kristal, porositas dan densitas. oleh karena itu dilakukan penelitian pengaruh holding time kalsinasi terhadap struktur kristal, porositas dan densitas pada pembuatan paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$  dengan metode metalurgi butiran pada temperatur tetap 200 °C dan variasi waktu 30 menit, 60 menit dan 90 menit. Dari hasil analisa menggunakan XRD diperoleh bahwa semakin lama waktu kalsinasi ukuran kristal dan porositas semakin besar sedangkan kerapatan dislokasi, regangan mikro, kekuatan luluh, dan densitas semakin kecil.*

*Kata Kunci:  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ , XRD, Struktur kristal, Waktu kalsinasi.*

#### 1. Pendahuluan

Proses pencampuran serbuk partikulat solid merupakan proses yang cukup penting dalam pembuatan komponen berbasis manufaktur metalurgi serbuk. Dapat dikatakan pula merupakan salah satu faktor yang dapat menentukan sifat dan performa dari produk akhir. Proses pencampuran partikel solid tidak terjadi secara spontan dan ireversibel sehingga dibutuhkan pengaduk mekanik untuk membantu terjadinya pencampuran serbuk.

Dalam proses *milling*, *ceramic ball* dan *steel ball* merupakan media yang digunakan untuk membantu terjadinya proses pencampuran serbuk yang akan dipadukan. Proses *milling* digunakan untuk mendapatkan ukuran dan bentuk tertentu dari partikel serta meningkatkan luas area permukaan partikel solid yang sangat berperan penting dalam reaktivitas proses reaksi kimia, penyerapan ataupun membentuk ikatan secara mekanik. Pentingnya proses pencampuran, bukan hanya homogenisasi dari material dasar tapi juga dimungkinkan sejumlah aditif yang ditambahkan yang dapat menentukan sifat dari produk akhir [1].

*Metal Foam* atau logam berpori merupakan material yang mengandung porous dengan volume tertentu dan dengan matriks paduan logam atau non-logam . Material ini umumnya sangat ringan karena densitas yang rendah, namun memiliki unjuk kerja yang baik dalam hal sifat mekanik [2]. Saat ini, metal foam juga dikembangkan untuk material medis dalam hal ini implan. Stabilitas dari implan tidak hanya dilihat dari

kekuatannya, tapi juga tergantung pada fiksasi implant tersebut terhadap jaringan disekitarnya [3]. Saat ini, fiksasi dari implan dapat ditingkatkan dengan pertumbuhan jaringan tulang melalui porous dari matriks logam, sehingga jaringan baru langsung berikatan dengan tulang dasar. Alasan lain yaitu sifat dari metal foam yang memiliki modulus elastisitas yang rendah, sehingga dapat menghindari tegangan geser pada tulang. Hal yang terpenting juga yaitu memungkinkan cairan tubuh mengalir melalui matriks berporous ini, sehingga ketika jaringan tulang mulai tumbuh dapat membentuk interkoneksi dengan jaringan lain [4].

Paduan Magnesium-Kalsium-Seng (Mg-Ca-Zn) merupakan material yang sedang dikembangkan untuk aplikasi biomaterial karena sifatnya yang biodegradabel dan menyerupai tulang serta mayoritas adalah elemen-elemen yang dibutuhkan dalam tubuh manusia. Magnesium secara alami ada di dalam tubuh dan terdapat di dalam tulang. Dalam serum darah pada level normal dan magnesium pada tingkat cairan ekstraselular sekitar 0,7-1,06 mmol/l Angka ini menunjukkan bahwa Mg merupakan elemen kedua terbanyak dalam intracellular ion dan kation ke empat terbanyak di dalam tubuh. Beberapa studi telah menunjukkan bahwa ion Mg tidak mempengaruhi jaringan ketika digunakan dalam tubuh manusia [5]. Studi in vitro pada sel osteoblast manusia juga mengkonfirmasi bahwa ion Mg tidak signifikan mempengaruhi regenerasi dan viabilitas, selain itu logam Mg non toksik terhadap tubuh manusia. Magnesium merupakan logam yang ringan, dengan densitas 1,74 g/cm<sup>3</sup>, yaitu jauh lebih ringan dari Al (2.7 gr/cm<sup>3</sup>), titanium (4.4-4.5gr/cm<sup>3</sup>) serta baja (7.75-8.05 g/cm<sup>3</sup>) dan sangat dekat dengan densitas dari tulang, yaitu 1.8-2.1 gr/cm<sup>3</sup> [6]. Magnesium sangat penting dalam metabolisme tubuh dan secara natural juga ada di dalam jaringan tulang [7].

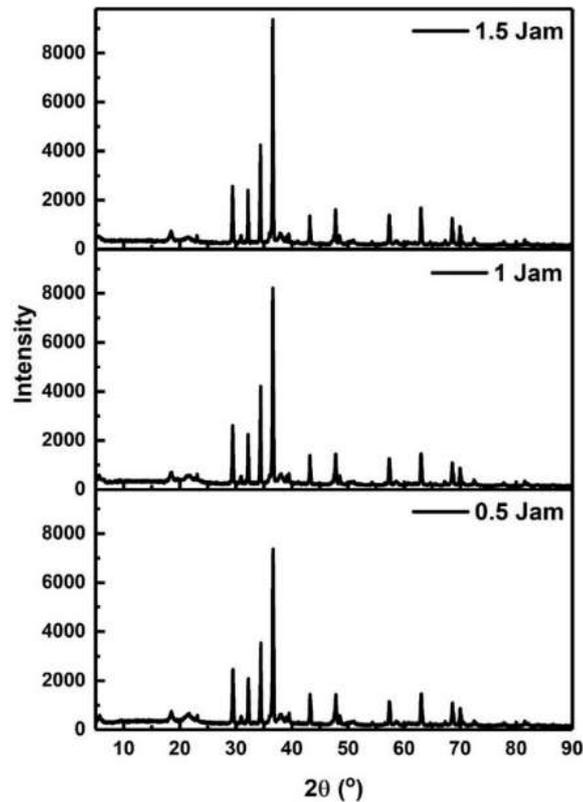
Ca merupakan elemen mayor yang juga terdapat di dalam tubuh dan penting dalam hal pemberi isyarat secara kimia pada sel. Dalam penambahannya, paduan Mg-Ca memiliki densitas yang hampir sama dengan tulang dan magnesium dibutuhkan untuk menyatukan kalsium ke dalam tulang [8]. Kelarutan maksimum Ca dalam Mg yaitu sekitar 0,8% pada temperatur ruang. Paduan Mg-Ca terdiri dari dua fasa yaitu  $\alpha$  Mg dan Mg<sub>2</sub>Ca, dan keberadaan Ca ini dapat meningkatkan sifat mekanik paduan, sehingga sifat mekanik paduan ini dapat ditentukan dengan mengendalikan kandungan unsur Ca [9]. Penambahan kalsium hingga 4% dalam magnesium murni akan meningkatkan sifat mekaniknya. Semakin tinggi konsentrasi pada batas kelarutan, formasi fasa intermetalik Mg<sub>2</sub>Ca meningkat terhadap laju korosinya karena adanya pembentukan *micro-galvanic cell* dengan matriks Mg [10]. Kandungan kalsium total dalam tubuh manusia sekitar 1 kg-1.1 kg, terbanyak pada tulang dan gigi serta yang banyak tergabung dengan fosfat dan hidroksiapatit pada tulang [11]. Sistem Mg-Zn, saat ini mendapat perhatian besar karena Zn merupakan salah satu elemen nutrisi yang melimpah di dalam tubuh dan berbasis aman untuk aplikasi biomedis [12]. Zn juga dapat meningkatkan ketahanan korosi serta sifat mekanik pada paduan magnesium [13]. Selain itu, Zn dapat secara efektif menguatkan magnesium melalui mekanisme *solid solution hardening* [14]. Sesuai dengan diagram fasa biner Mg-Zn, maksimum kelarutan Zn dalam Mg adalah 6,2% pada 325°C [15]. Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, hasil uji toksisitas in vitro diketahui bahwa Mg-Zn tidak meracuni organ tubuh [16]. Paduan biner Mg-Zn memiliki biokompatibilitas yang baik dalam lingkungan in vivo [16]. Hal tersebutlah yang mendasari dikembangkannya paduan Mg-Ca-Zn dengan kandungan paduan yang tepat dan proses pencampuran yang merata agar terbentuk fasa yang diinginkan pada proses pencampurannya, sehingga didapatkan kombinasi sifat fisik serta mekanik yang diinginkan. Metode metalurgi serbuk dalam pembuatannya dipilih karena paling mudah dikontrol dalam pembentukan pori (dengan penambahan CaCO<sub>3</sub> sebagai foaming agent).

## 2. Metode

Penelitian ini menggunakan metode eksperimen, adapun desain yang digunakan adalah *one shoot case study*. Eksperimen dengan desain ini adalah melakukan sekali *treatment* (perlakuan) pada benda kerja langsung diamati dan dicatat atau didokumentasikan hasilnya. Data hasil perlakuan variasi waktu sintering yang kemudian dilakukan pengujian dan data tersebut dimasukkan kedalam tabel. Dari sini

kita dapat melakukan analisa data yang telah kita dapatkan hasil dari analisa kita dapat lihat perbedaan hasil dari variasi waktu sintering terhadap struktur kristal, densitas dan porositas pada paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ .

3. Hasil Pembahasan
4. Hasil Pengujian dengan XRD pada sampel paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ .



**Gambar 1.** Grafik Difraktogram Sinar X dari paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$  dengan variasi Waktu 30 menit, 60 menit dan 90 menit

Pengujian XRD pada penelitian ini dilakukan untuk mengetahui fasa yang ada dalam masing – masing paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ . Hasil pengujian XRD ditunjukkan pada Grafik 1.

Berdasarkan hasil Grafik 1, dapat dilihat perbandingan hasil XRD untuk variabel waktu tersebut dapat di jelaskan bahwa, untuk paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$  terdapat 2 fasa yang muncul pada paduan ini. Fasa yang terbentuk yaitu berupa  $\alpha$  magnesium yang secara umum merupakan fasa penyusun utama dan fasa MgZn mulai terlihat. Keadaan ini dapat dijelaskan bahwa berdasarkan diagram fasa Mg – Zn, saat konten Zn ( $< 6,2\%$  wt ) akan cenderung untuk berada di dalam matriks Mg dan tidak ada fasa MgZn yang terbentuk ketika masih dalam batas *solubility limit*[37]. Juga dalam penelitiannya, untuk mengetahui pengaruh Zinc terhadap sifat Magnesium Alloy menunjukkan bahwa dengan penambahan konten zink akan memperlebar *grain boundary* serta terbentuknya presipitat – presipitat kecil pada daerah butir[37].

## Bantu Hotsan Manullang

**Tabel 1.** Data Hasil Uji XRD Paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$  sintering 30 Menit

No.	Pos.(2 $\theta$ )	FWHM, $\beta$ (rad)	Ukuran Kristal (nm)	Kerapatan Dislokasi (garis/mm <sup>2</sup> )	Regangan Mikro Kisi ( $\epsilon$ )
1	29,425	0,187	7,666	0,178	0,017
2	32,174	0,155	9,310	0,134	0,012
3	34,397	0,158	9,186	0,128	0,012
4	36,608	0,159	9,185	0,120	0,012
5	43,219	0,178	8,378	0,112	0,014
6	47,771	0,234	6,480	0,132	0,024
7	57,367	0,203	7,785	0,093	0,016
8	63,052	0,185	8,792	0,075	0,013
9	68,612	0,208	8,070	0,076	0,015
10	70,004	0,228	7,424	0,081	0,018

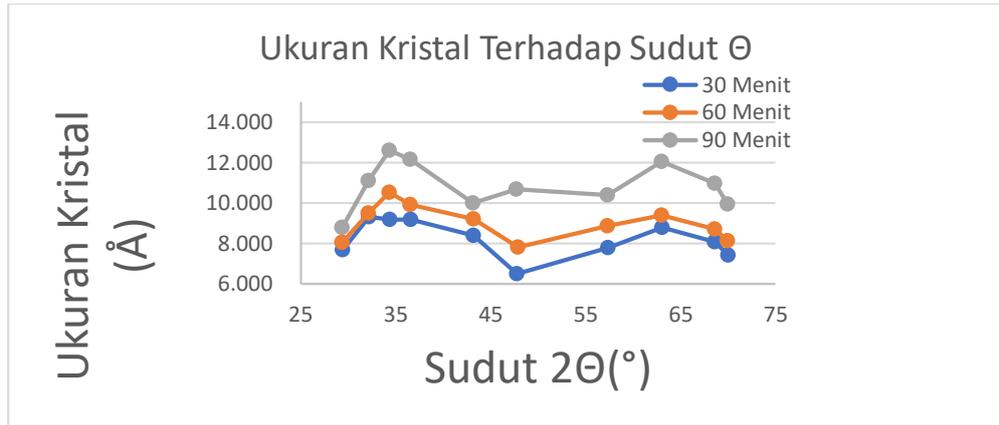
**Tabel 1.** Data Hasil Uji XRD Paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$  sintering 60 Menit

No.	Pos.(2 $\theta$ )	FWHM, $\beta$ (rad)	Ukuran Kristal (nm)	Kerapatan Dislokasi (garis/mm <sup>2</sup> )	Regangan Mikro Kisi ( $\epsilon$ )
1	29,425	0,187	7,666	0,178	0,017
2	32,174	0,155	9,310	0,134	0,012
3	34,397	0,158	9,186	0,128	0,012
4	36,608	0,159	9,185	0,120	0,012
5	43,219	0,178	8,378	0,112	0,014
6	47,771	0,234	6,480	0,132	0,024
7	57,367	0,203	7,785	0,093	0,016
8	63,052	0,185	8,792	0,075	0,013
9	68,612	0,208	8,070	0,076	0,015
10	70,004	0,228	7,424	0,081	0,018

**Tabel 2.** Data Hasil Uji XRD Paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$  sintering 90 Menit

No.	Pos.(2 $\theta$ )	FWHM, $\beta$ (rad)	Ukuran Kristal (nm)	Kerapatan Dislokasi (garis/mm <sup>2</sup> )	Regangan Mikro Kisi ( $\epsilon$ )
1	29,375	0,163	8,794	0,155	0,013
2	32,129	0,13	11,099	0,113	0,008
3	34,347	0,115	12,619	0,093	0,006
4	36,562	0,12	12,168	0,091	0,007
5	43,163	0,149	10,007	0,094	0,010
6	47,745	0,142	10,678	0,080	0,009
7	57,327	0,152	10,396	0,070	0,009
8	63,014	0,135	12,046	0,055	0,007
9	68,579	0,153	10,968	0,056	0,008
10	69,964	0,17	9,954	0,061	0,010

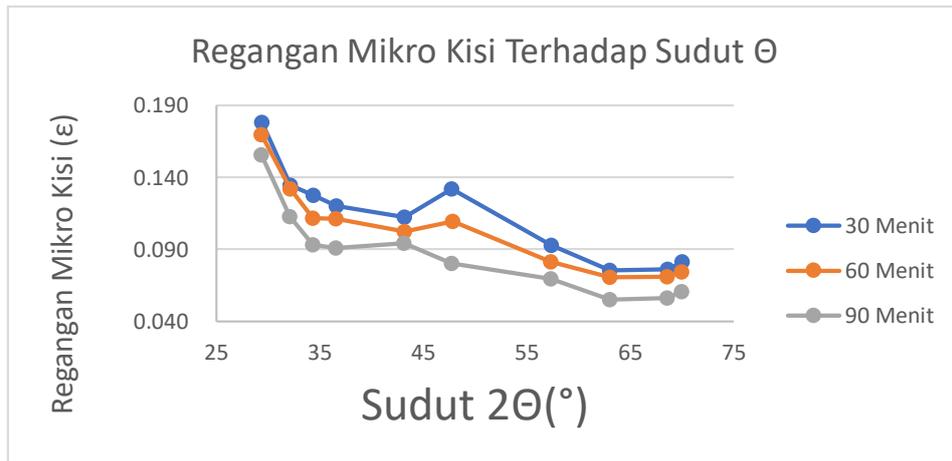
### 4.1. Pengaruh Waktu Kalsinasi Terhadap Ukuran Kristal Pada Bahan Paduan $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ .



**Gambar 2.** Grafik Pengaruh waktu kalsinasi terhadap ukuran kristal bahan paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$

Ukuran kristalit ( $D=\text{Å}$ ) ditunjukkan grafik 4.2. Ukuran Kristalit sample hasil sintering temperatur  $200^{\circ}\text{C}$  tetap dan waktu *holding time* 30 menit, 60 menit dan 90 menit menghasilkan 10 puncak difraksi hasil XRD paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ . Dari Grafik memperlihatkan bawah hubungan sudut  $2\theta$  dan ukuran kristal terhadap variable waktu adalah semakin lama waktu sintering dan variable suhu  $200^{\circ}\text{C}$  tetap menunjukkan bahwa rerata ukuran kristalnya semakin besar hal ini disebabkan karena terjadi proses rekristalisasi dan pertumbuhan butir selama penuaan. Menurut peneliti sebelumnya [37] mengatakan bahwa penelitian pengaruh Zn terhadap mikrostruktur, sifat mekanik dan sifat korosi dari paduan Mg – Zn. Dari hasil mikrostruktur, dapat dilihat bahwa pada paduan Mg – Zn secara umum masih mengandung matriks  $\alpha$  – Mg dan *second phase* yang terdistribusi sepanjang grain boundary. Serta, peningkatan konten zink dalam paduan akan menyebabkan penurunan ukuran butir.

**4.2. Pengaruh Waktu Kalsinasi Terhadap Regangan Kisi Mikro Pada Bahan Paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ .**

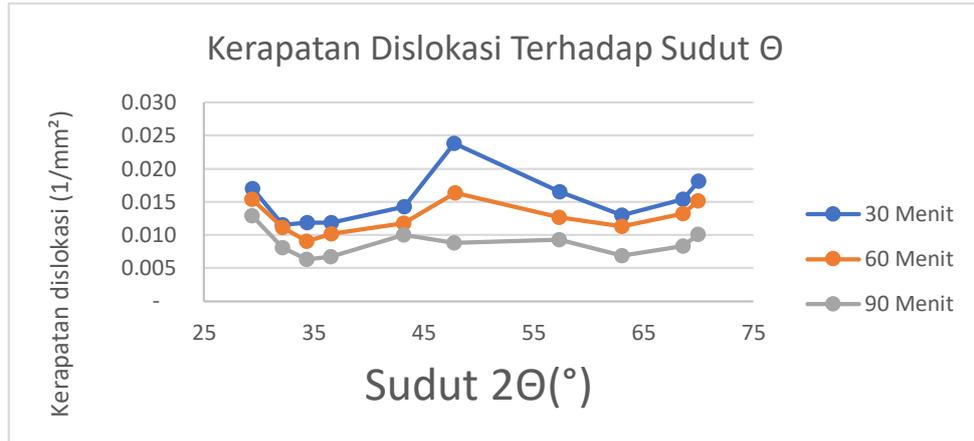


**Gambar 3.** Grafik Pengaruh waktu kalsinasi terhadap regangan kisi bahan paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ .

Regangan mikro ( $\epsilon$ ) ( $\epsilon = \%$ ) ditunjukkan grafik 4.3. Regangan mikro sample hasil sintering temperatur  $200^{\circ}\text{C}$  tetap dan waktu *holding time* 30 menit, 60 menit dan 90 menit menghasilkan 10 puncak difraksi hasil XRD paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ . Dari Grafik memperlihatkan bawah hubungan sudut  $2\theta$  dan regangan mikro terhadap variable waktu adalah semakin lama waktu kalsinasi dan variable suhu  $200^{\circ}\text{C}$  tetap menunjukkan bahwa regangan mikro semakin kecil. Nilai regangan mikro kisi dan

kerapatan/ kerapatan dislokasi yang rendah mengindikasikan kualitas kristal yang baik. Hasil tersebut berkaitan erat dengan berkurangnya cacat kristal bentuk garis(dislokasi). Karena peningkatan cacat kristal bentuk garis ditunjukkan dengan meningkatnya nilai regangan mikro kisi yang berakibat pada peningkatan kerapatan dislokasi. Karena regangan mikro kisi mempengaruhi panjang garis dislokasi per satuan volume kristal.

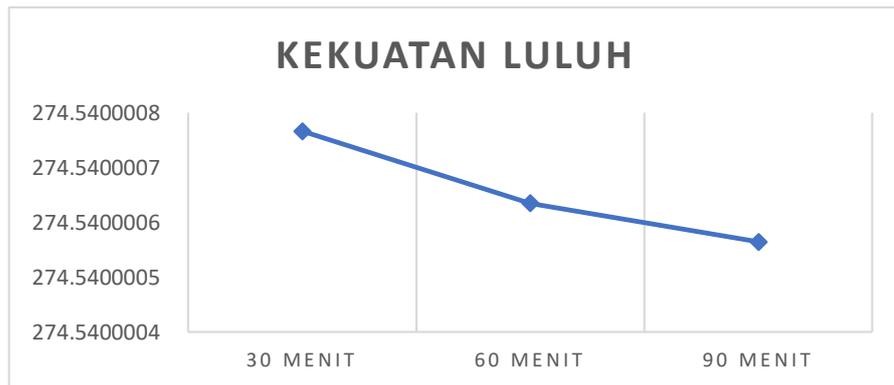
**4.3. Pengaruh Waktu Kalsinasi Terhadap Kerapatan Dislokasi Pada Bahan Paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$**



**Gambar 4.** Grafik Pengaruh waktu kalsinasi terhadap kerapatan dislokasi bahan paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$

Kerapatan dislokasi ( $\rho = m/m^3$ ) ditunjukkan grafik 4.4. Kerapatan dislokasi sample hasil *sintering* temperatur 200°C tetap dan waktu holding time 30 menit, 60 menit dan 90 menit menghasilkan 10 puncak difraksi hasil XRD paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ . Dari grafik 4.4, menunjukkan bahwa semakin lama waktu kalsinasi menghasilkan kerapatan dislokasi yang semakin kecil.

**4.4. PENGARUH TEMPERATUR KALSINASI TERHADAP KEKUATAN LULUH PADA BAHAN PADUAN  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ .**



**Gambar 5.** Grafik Pengaruh waktu kalsinasi terhadap kekuatan luluh bahan paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$

Kekuatan luluh ( $Y_s = MPa$ ) ditunjukkan pada grafik 4.5. Kekuatan luluh sampel hasil temperatur waktu 200°C tetap dan waktu kalinasi 30 menit sebesar 274,5400008 MPa, 60 menit sebesar 274,5400007 MPa dan 90 menit sebesar 274,5400006 MPa. Data ini menunjukkan bahwa turunnya kekuatan luluh kemungkinan disebabkan oleh terjadinya proses rekristalisasi dan pertumbuhan butir selama kalsinasi. Seperti yang dijelaskan pada penjelasan ukuran kristalit bahwa deformasi plastis paduan MgZnC mayoritas

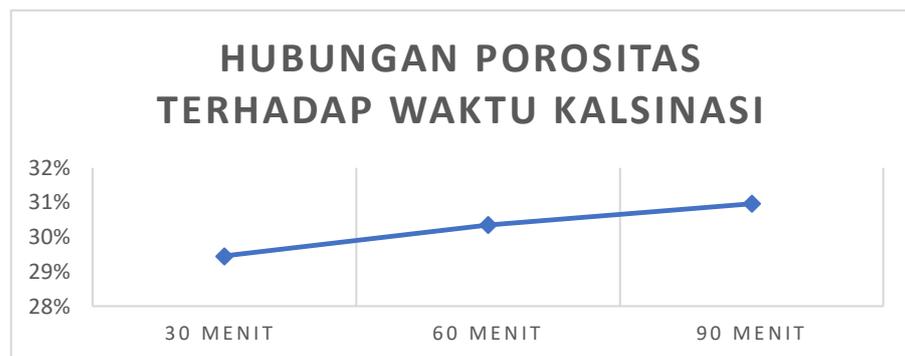
## Bantu Hotsan Manullang

terjadi melalui proses dislokasi *slip* dan *twin*. Dengan demikian beban tegangan yang dikenakan pada bahan tidak berubah menjadi regangan butir tetapi menjadi rotasi pada kisi kristal. Pergeseran kisi kristal ini menghasilkan kristalit. Dengan bertambahnya waktu kalsinasi mengakibatkan menurunnya kerapatan dislokasi dan akibatnya menurunnya kekuatan luluh hal ini disebabkan karena titik lebur Zn 419,58 °C. Hal ini telah dilakukan oleh penelitian sebelumnya dengan porositas 30-90% [24].

**Tabel 4.** Sifat Mekanik Paduan Mg-Zn [24]

Material	Modulus (Gpa)	Yield strength (Mpa)	Tensile Strength (Mpa)	Elongation (%)	Compression strength (Mpa)	Hardness (HB)
Natural Bone	5-23	-	35-283	1.07-2.10	164-240	-
Pure Mg	1.86	29.88	100.47	7.43	183.09	37.10
Mg-1Zn	24.23	60.62	187.73	13.77	329.60	47.33
Mg-5Zn	36.47	75.60	194.59	8.50	334.12	53.80
Mg-7Zn	39.60	67.28	135.53	6.00	353.11	56.26

### 4.5. Pengaruh Waktu Kalsinasi Terhadap Porositas Pada Bahan Paduan $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$



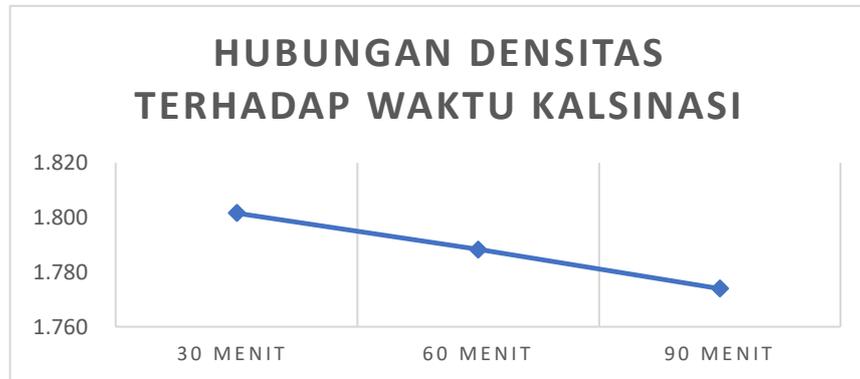
**Gambar 6.** Grafik Pengaruh waktu kalsinasi terhadap porositas bahan paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$

Dari grafik 4.6 memperlihatkan grafik hubungan nilai porositas dengan berbagai *holding time sintering* dapat dilihat pada gambar di atas. Grafik 4.6 memperlihatkan bahwa nilai porositas dengan semakin lama waktu sintering mengakibatkan cenderung naik. Hal ini terjadi karena mengikuti pola fenomena proses sintering. Selain itu kemungkinan disebabkan terjadi pembesaran butir (*grain*) selama *proses sintering* (sesuai dengan pengujian ukuran kristalit). Oleh karena itu dengan menggunakan metode *powder metallurgy* akan menghasilkan poros material yang mudah untuk dikontrol pada setiap sampel paduan jika dibandingkan dengan metode pembuatan implant tulang dengan *casting*. Diharapkan dengan metode powder metallurgy cocok untuk pembuatan implant tulang biomaterial karena struktur magnesium yang berporos akan menyebabkan pertumbuhan sel yang lebih cepat. Dengan melakukan perbandingan penelitian sebelumnya dimana nilai porositasnya 30-90% [24].

**Tabel 3.** Sifat Mekanik Mg-Zn [24]

Jenis Tulang	Kuat Tekan (MPa)	Kekuatan flexural (MPa)	Kekuatan flexural (MPa)	Modulus (MPa)	Porositas (%)
Tulang Kortikal	130-180	135-193	50-150	12-18	5-13
Tulang Kortikal	4-12	NA (not available)	1-5	0,1-0,5	30-90

4.6. PENGARUH WAKTU KALSINASI TERHADAP DENSITAS PADA BAHAN PADUAN  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$



Gambar 7. Grafik Pengaruh waktu kalsinasi terhadap porositas bahan paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$

Dari grafik 4.7 memperlihatkan grafik hubungan antara nilai densitas dari berbagai waktu kalsinasi 30 menit, 60 menit dan 90 menit dari paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ . Nilai Densitas merupakan suatu ukuran kepadatan dari suatu material. Dalam menentukan densitas kita dapat lakukan dengan cara pengukuran dimensi. Grafik 4.7 menunjukkan bahwa nilai densitas naik dengan meningkatnya holding time, hal ini disebabkan karena proses rekristalisasi dan pertumbuhan butir serta berdasarkan phenomena proses kalsinasi bahwa semakin lama waktu kalsinasi benda cenderung semakin padat. Namun bila dibandingkan dengan nilai densitas *cortical bone* yang bernilai 1,81 ~ 2,0 gr/cm<sup>3</sup> sudah hampir sesuai pada waktu 30 menit.

### 5. Kesimpulan

Berdasarkan data hasil penelitian dan pembahasan dari paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$ , maka dapat di tarik beberapa kesimpulan. Bahwa Semakin lama kalsinasi dengan variabel waktu dan suhu tetap 200°C menghasilkan ukuran kristal yang semakin besar, regangan mikro semakin kecil, kerapatan dislokasi yang semakin kecil, kekuatan luluh yang semakin kecil. Namun untuk porositas sebaliknya, yaitu semakin lama waktu kalsinasi menghasilkan porositas yang semakin besar. Demikian juga semakin lama waktu kalsinasi, nilai densitasnya makin kecil. Hasil dari penelitian menunjukkan bahwa paduan  $Mg_{0,89}Zn_{0,06}Ca_{0,05}$  dengan tekanan kompaksi 10 ton berpeluang menjadi implan biomaterial dimana memiliki nilai densitas sekitar 1,800 gram/cm<sup>3</sup> dan *yield strenght* sekitar 274 Mpa.

### 6. Ucapan Terimakasih

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Sdr Rifqi selaku operator XRD( Lab. Pusat Terpadu-UI) dan petugas Lab.mesin Prodi Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Kristen Indonesia atas fasilitas yang diberikan dalam pelaksanaan penelitian sampai penulisan karya tulis ini selesai.

### 7. Daftar Pustaka

[1] Radha, R., Sreekanth, D. (2017). Insight of magnesium alloys and composites for orthopedic implant applications – a review. *Journal of Magnesium and Alloys*, 5(3), 286-312.

- [2] Sankalp, A., Curtin, J., Duffy, B., Jaiswal, S., (2016). Biodegradable magnesium alloys for orthopaedic applications: A review on corrosion, biocompatibility and surface modifications. *Journal Materials Science and Engineering C*, 68, 948-963.
- [3] Zhang, B.P., Wang, Y., Geng, L. (2011). *Biomaterials – Physics and Chemistry* (p. 187), Rijeka: InTech.
- [4] Zheng, Y.F., Gu, X.N., Witte, F. (2014). Biodegradable Metals. *Journal Material Science and Engineering F*, 77, 1-34.
- [5] Xin, Y., Huo, K., Tao, H., Tang, G., Chu, P. K. (2008). Influence of aggressive ions on the degradation behavior of biomedical magnesium alloy in physiological environment. *Acta Biomaterialia*, 4, 2008–2015.
- [6] Seyedraoufi, Z.S., Mirdamadi, Sh. (2013). Synthesis, Microstructure and Mechanical Properties of Porous Mg-Zn Scaffolds. *J Mech Behav Biomed Mater.*, 21, 1-8.
- [7] Yang, D., Chen, W., Lu, J., Hu, Z., Feng, Y., Chen, J., Jiang, J., Ma, A., Wang, L., Wang, H. (2017). Fabrication of Cellular Mg Alloy By Gas Release Reaction Via Powder Metallurgi Approach. *Metal Powder Report*, 72 (2), 124-127.
- [8] Kayhan, S.M., Tahmasebifar, A., Evis, Z., Koc, M. (2015). Effect of Manufacturing Conditions on the Mechanical and Corrosion Behavior of Microtextured AZ91D Prepared by Powder Metallurgy. *4M/ICOMM Conference*, DOI :10.13140/RG.2.1.3988.8803.
- [9] Pulagara, V.N., Saini, S., Dondapati, R. S. (2015). Study of Manufacturing And Mechanical Properties of Mg – Foam Using Dolomite as the Blowing Agent: A Review. *IOP Conference*, DOI:10.13140/RG.2.1.4606.2243.
- [10] Gonzalez, S., Pellicer, E., Surinach, S., Baro, M.D., Sort, J. (2013). *Biodegradable and Mechanical Integrity of Magnesium and Magnesium Alloys Suitable for Implants* (p. 316-317). InTech. dx.doi.org/10.5772/55584.
- [11] Kennedy, A. (2012). *Porous Metals and Metals Foams Made from Powder* (p. 38). InTech. Manufacturing Division, University of Nottingham, Nottingham. UK. 2012.
- [12] Erryani, A., Lestari, F. P., Annur, D., Amal, M.I., Kartika, I. (2017). Microstructure and Mechanical Study of Mg Alloy Foam Based on Mg-Zn-CaCaCO System. *IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering*, 202, 012028.
- [13] Andi. (2017). *Pengaruh Variasi Komposisi Foaming Agent dan Temperatur Sintering Paduan MgZnCa dengan Foaming Agent CaCO untuk Aplikasi Implan Mampu Luruh*. Skripsi. Universitas Sultan Ageng Tirtayasa.
- [14] Li, Y., Hodgson, P. D., Wen, C. (2011). The Effect of Calcium and Yttrium Additions on the Microstructure, Mechanical Properties and Biocompatibility of Biodegradable Magnesium Alloys. *Journal of Materials Science*, 46(2), 365371.
- [15] Syafri, P., Isranuri, I., Suprianto. (2013). Studi Pengaruh Magnesium terhadap Kekuatan Impak dan Mikrostruktur Aluminium Foam Menggunakan 3% CaCO sebagai Blowing Agent. *Jurnal eDinamis*, 5(1), 23-28.
- [16] Yusop, A. H., Bakir, A.A., Shaharom, N.A., Abdul Kadir, M.R., Hermawan, H. (2012). Porous Biodegradable Metals for Hard Tissue Scaffolds: A Review. *Int. J. Biomater.* Article ID 641430, 10 pages, doi:10.1155/2012/641430.
- [17] Aprilia Erryani, Novantoro, Fransisca Pramuji Lestari, Made Subekti Dwijaya, Ika Kartika (2019) “Sifak Mekanik Dan Struktur Mikro Paduan Magnesium Berpori Dengan Variasi Komposisi Agen Pengembang Dan Temperatur Sinter Untuk Implan Mampu Luruh. LIPI Serpong - Universitas Sultan Ageng Tirtayasa”.
- [18] Estu Siwi, “Penerapan Tehnik Relaksasi Nafas Dalam Pada Gangguan Pemenuhan Kebutuhan Nyaman; Nyeri Pasien Post Operasi Fumure Di RSUD Sleman Yogyakarta” (2018)
- [19] Husnah Rofiko, “Pengaruh Variasi Suhu Sintering Pada Pembuatan Strontium Titanat Menggunakan Metode Co-Precipitation Terhadap Struktur Mikro Dan Sifat Dielektrik”, (September 2016).
- [20] Sugondo, Futichah. (2007) “Pengaruh Deformasi Pada Karakteristik Kristalit Dan Kekuatan Luluh Zircaloy-4”, BATAN Serpong.
- [21] Fikri Adhi Nugraha, “Pengaruh Komposisi Zn Dan Temperatur Casting Terhadap Morfologi Dan Sifat Untuk Aplikasi Biodegradeble Orthopedic Devices”, (2017).
- [22] Budiarto, Edward Baringin Oloan Sihite (2022), Analisa Pengaruh Waktu Dan Temperatur Kalsinasi Terhadap Struktur Mikro, Gugus Fungsi Dan Struktur Kristal Pada Paduan LiNiO<sub>2</sub> Untuk Katoda Baterai Litium, UKI Jakarta.

- [23] Wida Dinar Tri Meylani, Djoni Izak R, Siswanto (2013), Sintesis Dan Karakteristik Hidroksiapatit Makropori Untuk Aplikasi Bone Filler, Unair.
- [24] Indra Bayu Kurniawan, (2017), Pengaruh Penambahan Zn dan Tekanan Kompaksi Terhadap, Struktur Mikro, Sifat Mekanik dan Laju Peluruhan Paduan Mg-Zn Untuk Aplikasi Orthopedic Devices Dengan Metode Metallurgy Serbuk, ITS.
- [25] Yin Dong – Song, et al. 2008. Effect of Zinc on Mechanical Property and Corrosion Property of Extruded Mg – Mn – Zn Alloy. Transactions of Nonferrous Metals Society of China. 763 – 768.
- [26] Shuhua Cai, et al. 2012. Effect of Zn on Microstructure, Mechanical Properties and Corrosion Behaviour of Mg – Zn Alloys. Materials Science and Engineering C 32 2570 – 2577. Elsevier.
- [27] Jong-ho shin, dkk. 2014. Microstructural evolution and the variation of tensile behavior after aging heat treatment of precipitation hardened martensitic steel. *Journal Elsevier*. Changwon 642-792, Republic of Korea.
- [28] Nofik, M dkk. 2014. Analisis Pengaruh *Heat Treatment* Dengan Media Air Dan Oli Terhadap Struktur Mikro (*Metalography*) Bahan *Piston* Dan Dinding Silinder (*Cylinder Linier*) Pada Motor Bakar. *Jurnal Widya Teknika* Vol.22 No.2.
- [29] Sardjono, KP. K. 2009. Pengaruh Hardening Pada Baja JIS G 4051 GRADE S45C Terhadap Sifat Mekanis Dan Struktur Mikro. *Jurnal sains dan teknologi* vol. 11 no 2.
- [30] Xingong tao, dkk. 2015. Microstructure evolution and mechanical properties of X12CrMoWVNbN10-1-1 steel during quenching and tempering process. *Journal of materials research and technology*. Shanghai Jiao Tong University, Shanghai, Chinaa.
- [31] Triadi dkk. 2019. Efek suhu sintering terhadap kekerasan bahan campuran Al/Cu/Sic melalui proses metalurgi serbuk. *Jurnal Dinamika Teknik Mesin*. 80-85.