

# PENGARUH WAKTU MILLING PADA PADUAN Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> UNTUK APLIKASI IMPLAN

Franciska Pramuji Lestari, Yudi Nugraha T, Ika Kartika, Bambang Sriyono

Pusat Penelitian Metalurgi LIPI

Kawasan Puspiptek Serpong Tangerang Selatan Banten

E-mail : fran011@lipi.go.id

Masuk tanggal : 29-05-2013, revisi tanggal : 02-07-2013, diterima untuk diterbitkan tanggal : 17-07-2013

## Intisari

### PENGARUH WAKTU MILLING PADA PADUAN Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> UNTUK APLIKASI IMPLAN.

Paduan Mg-Ca-Zn merupakan paduan yang digunakan untuk aplikasi *metal foam implant*. Pada penelitian ini dipelajari mengenai studi awal proses pembuatan metal foam dari serbuk murni campuran Mg-Zn-Ca-CaH<sub>2</sub> dengan proses pencampuran kering (*dry milling*) pada temperatur kamar. Tujuan penelitian ini yaitu untuk mendapatkan campuran serbuk yang homogen dan mengetahui reaktivitas mekanik campuran serbuk murni Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub>. Waktu milling yang digunakan bervariasi selama 2, 4 dan 6 jam menggunakan bola baja dan keramik sebagai media penghancur dan pengaduk partikel. Campuran serbuk Mg-Zn-Ca-CaH<sub>2</sub> kemudian ditekan menggunakan mesin kompresi dengan beban 1000 KPa pada temperatur kamar menggunakan cetakan berbentuk silinder dengan diameter 25 mm. Hasil proses *dry milling* kemudian dikarakterisasi dengan menggunakan *x-ray diffraction* (XRD), *mapping* unsur dengan menggunakan *scanning electron microscope* (SEM) dan perhitungan *elastic recovery* yang dihitung dari parameter penekanan paduan serbuk. Diketahui dari hasil *mapping* unsur dengan SEM bahwa secara kualitatif terjadi pemecahan partikel serbuk serta kehomogenan campuran serbuk seiring dengan lamanya proses *milling*. Dari perhitungan % *elastic recovery* diketahui bahwa serbuk dengan proses *milling* 6 jam memiliki prosentase *elastic recovery* terkecil yaitu sebesar 43,6%. Terlihat juga dari hasil analisa XRD terbentuk fasa *binner* MgZn dan Mg<sub>2</sub>Ca.

*Kata kunci: Dry milling, Serbuk Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub>, Metal foam, Biodegradabel*

## Abstract

**THE EFFECTS OF MILLING TIME ON Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> ALLOYS FOR IMPLANT APPLICATION.** Mg-Ca-Zn alloy is metal alloys that used for metal foam implant application. This research were investigated about pre-eliminatory study of metal foaming manufacturing from pure powder Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> with dry milling process in room temperature. The aim of the study was to study about the homogeneity and mechanic reactivity of milling the pure powder of Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub>. Milling time variation of those process were 2, 4 and 6 hours and used steel and ceramic balls mill as a crusher and stirrer media. Then powder sample which had mixed are compacted with compaction machine at 1000 KPa in cylinder dies with 25 mm in diameter. Mapping SEM qualitative analysis show that powder particle disintegrated to be smaller and homogeneity as qualitative with addition of milling time. From elastic recovery percentage shows that powder milled during 6 hours has lowest elastic recovery approximately around 43.6% XRD analyses show that binner phase MgZn and Mg<sub>2</sub>Zn were formed.

*Key words: Dry Milling, Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> powder, Metal foam, Biodegradable*

## 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<sup>[1]</sup>. Proses dry milling dipilih karena memiliki sejumlah keunggulan, diantaranya tidak membutuhkan proses lanjutan yaitu evaporasi, membentuk sistem penguatan secara mekanik dengan fenomena ODS (*oxide-dispersion strengthened*), dapat mensistesis fasa equilibrium dan non-equilibrium dengan pencampuran unsur atau elemen<sup>[2]</sup>.

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<sup>[3]</sup>. 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 implan tersebut terhadap jaringan disekitarnya<sup>[4]</sup>. 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<sup>[5]</sup>.

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. 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<sup>[6]</sup>. 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 (4.4-4.5 gr/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><sup>[7]</sup>. Magnesium sangat penting dalam metabolisme tubuh dan secara natural juga ada di dalam jaringan tulang<sup>[8-13]</sup>.

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<sup>[14]</sup>. 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<sup>[15]</sup>.

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<sup>[16]</sup>. 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<sup>[17]</sup>.

Sistem Mg-Zn, saat ini mendapat perhatian besar karena Zn merupakan salah satu elemen nutrisi yang melimpah di dalam tubuh<sup>[18]</sup> dan berbasis aman untuk aplikasi biomedis. Zn juga dapat meningkatkan ketahanan korosi serta sifat mekanik pada paduan magnesium<sup>[19]</sup>. Selain itu, Zn dapat secara efektif menguatkan magnesium melalui mekanisme *solid solution hardening*<sup>[20]</sup>. Sesuai dengan diagram fasa biner Mg-Zn, maksimum kelarutan Zn dalam Mg adalah 6,2% pada 325°C<sup>[21]</sup>. Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, hasil uji toksisitas in vitro diketahui bahwa Mg-Zn tidak meracuni organ tubuh. Paduan biner Mg-Zn memiliki biokompatibilitas yang baik dalam lingkungan in vivo<sup>[22]</sup>.

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. Metoda metalurgi serbuk dalam pembuatannya dipilih karena paling mudah dikontrol dalam pembentukan pori (dengan penambahan CaH<sub>2</sub> sebagai *foaming agent*).

Kelarutan Ca dalam Mg tergolong rendah, yaitu 0,82%, sedangkan dengan teknik pendinginan cepat, kelarutan Ca dapat dicapai hingga 2-6%<sup>[19]</sup>.

Pada tulisan ini akan dipelajari reaktivitas proses pencampuran mekanik

dengan menggunakan *ceramic jar mill* dan *ball mill* dari keramik dan baja tahan karat (*stainless steel*) sebagai penghancur dan pengaduk pada serbuk murni Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> sebagai material dasar *metal foam*. Adapun analisa yang digunakan setelah proses *dry milling* adalah *x-ray diffraction* (XRD), *scanning electron microscope* (SEM) dan kemampuan tekan serbuk paduan yang diketahui dari perhitungan % *elastic recovery* dari paduan serbuk tersebut.

## PROSEDUR PERCOBAAN

Serbuk yang digunakan dalam campuran yaitu serbuk murni Mg, Ca (*granular particle size* <2,6 mm), Zn (<45 µm), serta CaH<sub>2</sub> (0-10 mm) produk dari Merck. Komposisi paduan yang dipilih adalah sebesar Mg – 0,82 wt.%Ca – 2,3 wt.%Zn – 0,2 wt.%CaH<sub>2</sub>. Dalam penelitian ini digunakan metode pencampuran kering dengan *horizontal rotating cylinder ball mill*. *Ceramic ball* serta *steel ball* digunakan untuk menghancurkan dan mengaduk campuran serbuk dengan rasio berat bola dan serbuk 5:1 dan diameter *ball mill* yang bervariasi antara 1-2 cm. Waktu pencampuran dilakukan dengan variasi 2, 4 dan 6 jam dengan kecepatan konstan dan pada kondisi temperatur kamar. Kemudian serbuk hasil *dry milling* dengan berat 20 gr dimasukkan dalam cetakan berbentuk silinder dan ditekan dengan beban sebesar 1000 KPa. Campuran serbuk Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> hasil penekanan kemudian dianalisa dengan pemetaan (*mapping unsure*) menggunakan SEM, XRD serta perhitungan % *elastic recovery* dengan penekanan paduan serbuk.

## HASIL DAN PEMBAHASAN

### Hasil Analisa SEM

Gambar 1 menunjukkan foto hasil SEM serta *mapping* unsur pada serbuk paduan Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> setelah proses *dry milling* dengan waktu *milling* 2, 4 dan 6 jam. Dari Gambar 1 tersebut terlihat bahwa bentuk

partikel hasil proses *dry milling* adalah *irregular shape* atau bentuk butir yang tidak seragam dan terjadi pemecahan partikel. Pada waktu *milling* selama 2 jam (Gambar 1a) terlihat bahwa serbuk masih membentuk agregat atau beraglomerasi dan belum terjadi pemecahan partikel yang signifikan. Sedangkan untuk proses *milling* lainnya menunjukkan adanya pola penurunan ukuran partikel seiring dengan penambahan waktu *milling*. Dalam hal ini waktu *milling* 6 jam menghasilkan partikel yang lebih kecil dibandingkan waktu *milling* lainnya (Gambar 1c).

Secara visual, dapat diketahui pula dari hasil analisa pemetaan unsur dengan SEM (Gambar 1a-1c), selain terjadi pemecahan partikel dan penghalusan butir dalam campuran serbuk Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> hasil proses *milling*, juga secara kualitatif tampak ketersebaran serbuk semakin merata seiring dengan penambahan waktu *milling*. Hal tersebut dapat dibuktikan dengan persebaran warna unsur-unsur Mg, Ca dan Zn pada hasil *mapping* SEM secara kualitatif (Gambar 1a-1c).

Proses *milling* dengan *horizontal rotating cylinder ball mill* digunakan untuk menghaluskan partikel dengan adanya mekanisme gesekan (*friction*) serta benturan (*impact*), dan juga dapat menghasilkan campuran yang merata akibat adanya rotasi secara horizontal. Pemecahan partikel padatan (*solid*) terjadi di bawah beban mekanik yang terbatas pada struktur partikel beban dengan ikatan internal antar partikel. Setelah proses *grinding*, ukuran butir serta bentuk butir dari material *solid* berubah menjadi lebih kecil. Reaksi mekanik yang memungkinkan terjadi pada material serbuk ketika *milling* yaitu peningkatan luas penampang dari material *solid*, terbentuknya material *solid* dengan ukuran butir yang diinginkan serta terkelupasnya lapisan-lapisan yang tidak diinginkan seperti lapisan oksida.

### Hasil Analisa *Elastic Recovery*

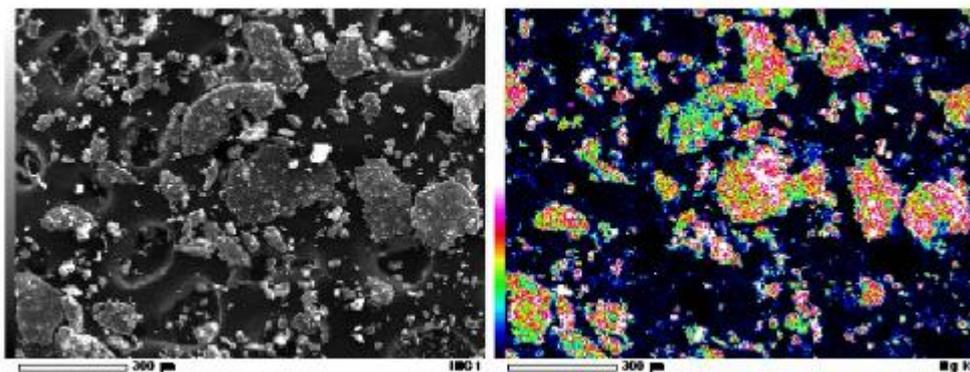
Gambar 2 menunjukkan nilai % *elastic recovery* dari serbuk paduan Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> hasil *dry milling* dengan variasi waktu 2, 4 dan 6 jam. Dari grafik pada Gambar 2 tersebut terlihat bahwa nilai % *elastic recovery* meningkat seiring dengan menurunnya waktu *milling*. % *elastic recovery* terbesar terjadi pada sampel *green compact* dengan waktu *milling* 2 jam sebesar 55,99%, sedangkan % *elastic recovery* terkecil adalah sebesar 43,6% dengan waktu *milling* 6 jam (Gambar 2).

Hal ini terjadi karena pada proses *milling* selama 6 jam menghasilkan partikel terkecil dibandingkan dengan hasil *milling* 2 dan 4 jam. Reduksi volume ini terjadi akibat perubahan dimensi dari partikel-partikel yang mengalami perpatahan pada proses *milling* menjadi partikel yang lebih kecil.

Pada proses *milling* selama 6 jam, fragmentasi menghasilkan formasi partikel yang lebih kecil, kekuatan ikatan juga meningkat akibat adanya kontak yang lebih luas antara partikel serbuk. Ketika mengalami tekanan, partikel mengalami penyusunan kembali yang menghasilkan struktur rapat dan berkurangnya porositas. Sehingga pada saat penekanan, terjadi pengurangan volume yang paling besar akibat berkurangnya ruangan dan friksi interpartikulat meningkat. Baik fragmentasi maupun deformasi elastis atau plastis, merupakan mekanisme penguatan pada proses kompresi, yaitu *mechanical bonding*. Mekanisme proses kompresi material serbuk dapat dilihat pada Gambar 3.

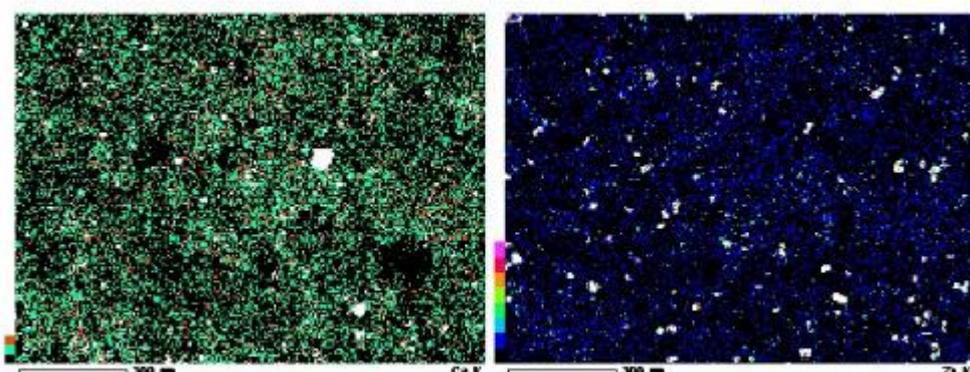
*Elastic recovery* merupakan suatu keadaan dimana benda berusaha kembali ke bentuk semula setelah dilakukan pembebanan seperti ditunjukkan pada kurva dalam Gambar 4. Energi yang dibutuhkan ketika *elastic recovery* (WoE), dideskripsikan sebagai energi ketika *decompression*.

a. Waktu milling 2 jam



(1)

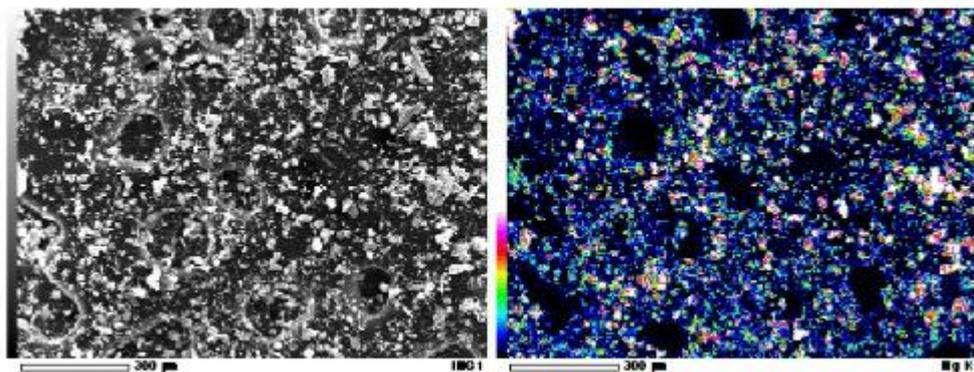
(2)



(3)

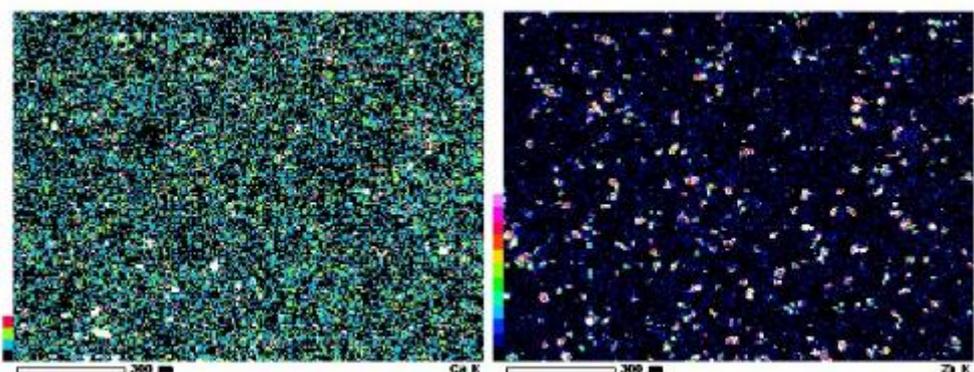
(4)

b. Waktu milling 4 jam



(1)

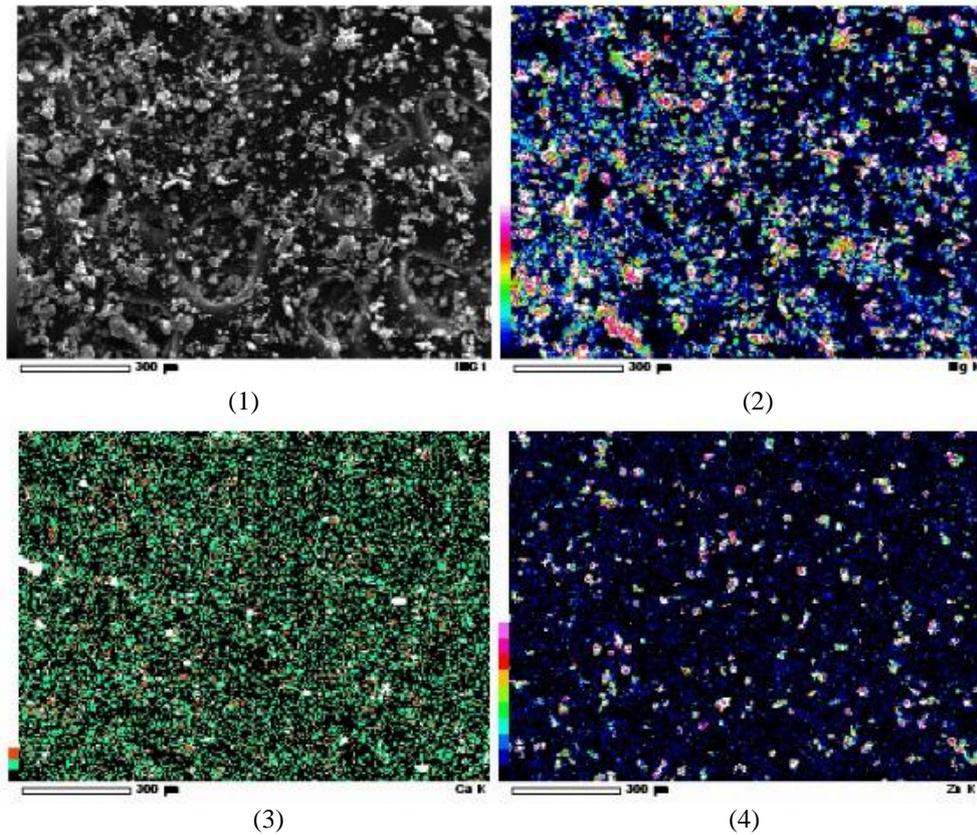
(2)



(3)

(4)

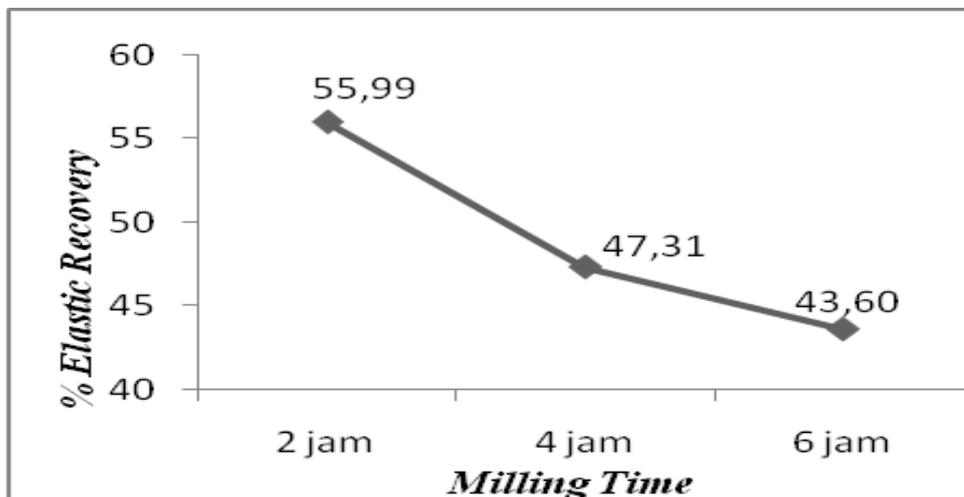
c. Waktu milling 6 jam



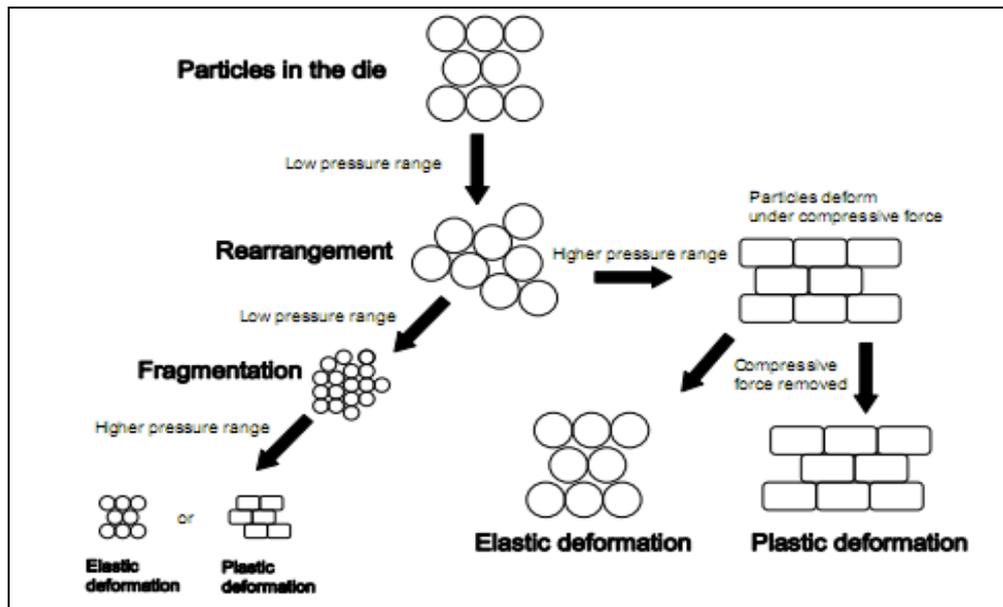
Keterangan Gambar :

- (1) Distribusi Campuran Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub>
- (2) Distribusi Mg
- (3) Distribusi Ca
- (4) Distribusi Zn

**Gambar 1.** Foto hasil SEM dan *mapping* unsur dari serbuk paduan Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> hasil proses *dry milling* dengan variasi waktu *milling* sebesar; (a) 2 jam, (b) 4 jam, dan (c) 6 jam



**Gambar 2.** % *Elastic recovery* serbuk Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> pada variasi waktu 2, 4 dan 6 jam



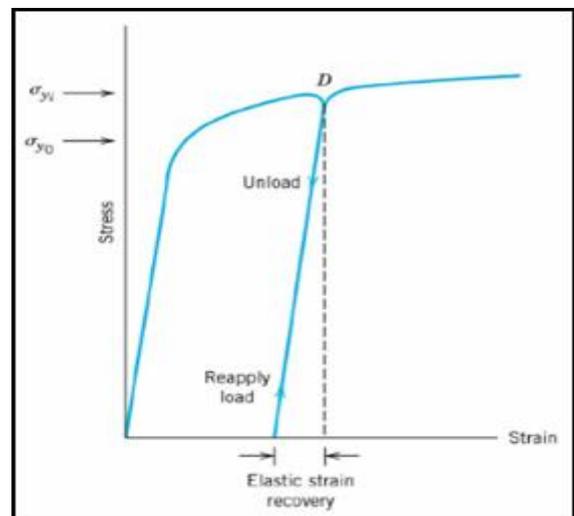
Gambar 3. Mekanisme proses kompresi pada partikel serbuk<sup>[18]</sup>

*Elastic recovery* berlanjut bahkan setelah pengeluaran serbuk dari cetakan dan diamati sebagai perubahan ketinggian serbuk hasil tekan. Berikut persamaan yang digunakan untuk mendapatkan % *elastic recovery* dari padatan serbuk paduan Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub><sup>[19]</sup>:

$$\% ER = \frac{h_0 - h_1}{h_1} \times 100\%$$

Dimana  $h_0$  adalah tinggi serbuk sebelum di tekan dan  $h_1$  adalah tinggi serbuk pada tekanan maksimum.

Selama serbuk dalam keadaan tekan dengan ruang yang terbatas, material terpengaruh oleh gaya kompresi sehingga menghasilkan reduksi volume. Volume tereduksi karena adanya penurunan intra dan interpartikulat dari pori. Tekanan umumnya digambarkan sebagai suatu proses yang melibatkan mekanisme yang digambarkan oleh Alderborn seperti ditunjukkan pada Gambar 3<sup>[18]</sup>.



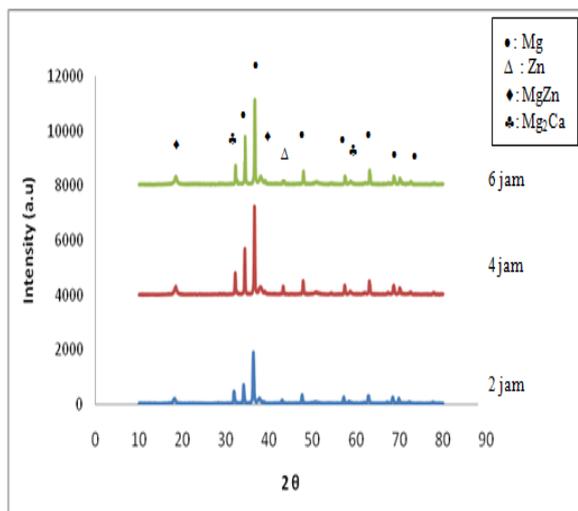
Gambar 4. Kurva *elastic recovery* setelah dilakukan pembebanan terhadap serbuk yang dipadatkan<sup>[19]</sup>

Mg dan Ca dapat bereaksi dalam keadaan padat membentuk fasa baru Mg<sub>2</sub>Ca dengan bantuan energi mekanik<sup>[20]</sup>. Hal ini dapat dipahami karena Mg dan Ca merupakan logam yang reaktif dengan energi ionisasi yang rendah<sup>[21]</sup>. Zn merupakan logam yang kurang reaktif jika dibandingkan Mg dan Ca, namun dari hasil XRD diketahui bahwa Mg dapat bereaksi dengan logam Zn pada kondisi solid. Semakin meningkatnya waktu *milling*

diketahui dapat meningkatkan intensitas difraksi. Hal ini menunjukkan pula semakin tingginya kristalinitas campuran serbuk dengan meningkatnya waktu milling. Dari hasil analisa XRD yang ditunjukkan pada Gambar 5 juga diketahui tidak terbentuknya fasa amorf. Fasa amorf diketahui dapat terbentuk akibat adanya pelepasan hidrogen sebagai akibat dari perlakuan proses mekanik pada campuran serbuk Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub><sup>[22]</sup>.

### Analisa XRD

Gambar 5 menunjukkan grafik hasil analisa dengan XRD pada serbuk paduan Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> setelah proses dry milling dengan waktu milling 2, 4, dan 6 jam. Analisa menggunakan XRD dilakukan dengan tujuan untuk mengetahui fasa-fasa yang terbentuk dari pencampuran logam murni Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub>. Dari Gambar 5 terlihat bahwa pencampuran mekanik sistem Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> dengan variasi waktu milling seperti dijelaskan di atas menghasilkan fasa *binner* MgZn dan Mg<sub>2</sub>Ca. Hal ini ditunjukkan pada puncak-puncak difraksi sudut 2θ untuk MgZn adalah 18,45; 38,05; 39,05 dan puncak difraksi sudut 2θ untuk Mg<sub>2</sub>Ca sebesar 32,2 dan 58,64 (Gambar 5).



**Gambar 5.** Grafik hasil XRD dari campuran serbuk Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> hasil proses *dry milling* selama 2, 4 dan 6 jam

## KESIMPULAN

Hasil studi awal proses *dry milling* untuk metal foam paduan Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> dengan waktu milling 2, 4 dan 6 jam dapat ditarik kesimpulan bahwa:

1. Secara kualitatif terjadi pemecahan partikel menjadi lebih kecil serta pemerataan partikel serbuk tiap unsur seiring bertambahnya waktu *milling*. Waktu milling 6 jam menghasilkan ukuran partikel yang relatif lebih kecil teramati secara kualitatif dari hasil SEM.
2. % *Elastic recovery* terendah didapatkan dari hasil proses *milling* selama 6 jam. Fragmentasi menghasilkan formasi partikel yang lebih kecil dan peningkatan kekuatan ikatan akibat adanya kontak yang lebih luas antar partikel serbuk.
3. Dari hasil analisa menggunakan XRD, proses pencampuran secara mekanik serbuk Mg-Ca-Zn-CaH<sub>2</sub> menghasilkan fasa *binner* MgZn dan Mg<sub>2</sub>Ca.

## UCAPAN TERIMAKASIH

Kami mengucapkan terimakasih kepada Lembaga Ilmu Pengetahuan Indonesia yang telah membiayai penelitian ini melalui Program Kompetitif 2013. Terimakasih pula kami ucapkan kepada teknisi Lab. Metalurgi Fisik dan Manufaktur, Lab. Preparasi Ekstraksi serta Lab. Analisa Rekayasa Material P2M-LIPI yang telah membantu terlaksananya studi penelitian ini.

## DAFTAR PUSTAKA

- [1] J. Bornemann. 1981. *Chem. Engrs. Symp. Series*: 65, S1/E.22.
- [2] C. Suryanarayana. 2001. *Mechanical Alloying and Milling*. Progress in Material Science.: 46, 1-184.
- [3] John Banhart. 2000. *Metallic Foams Challenges and Opportunities*. Eurofoam2000.: 13-20.

- [4] Robertson D M, Pierre L, Chahal R. *Preliminary observations of Bone ingrowth into porous materials*. J Biomed Mater Res 1976;10: 335–44
- [5] Cameron HU, Macnab I, Pilliar R M. *A porous metal system for joint replacement surgery*. Int J Artif Organs 1978 ; 1 : 104–9
- [6] Staiger, M. P., A. M. Pietak, et al. (2006). *Magnesium and its Alloys as Orthopedic Biomaterials: A Review*. Biomaterials 27: 1728-1734]
- [7] De Garmo PE. *Materials and processes in manufacturing, 5thed*. NewYork : CollinMacmillan; 1979
- [8] Water ,electrolyte mineral and acid/base metabolism. Section2. Endocrine & Metabolic Disorders. Merk Manual of Diagnosis Therapy [Chapter12].
- [9] Saris NEL. *Magnesium: an update on physiological, clinical and analytical aspects*. Clin Chim Acta 2000; 294: 1–26.
- [10] Okuma T. *Magnesium and bone strength*. Nutrition 2001; 17: 679–80.
- [11] Vormann J. *Magnesium: nutrition and metabolism*. Mol Aspects Med 2003;24:27–37.
- [12] Wolf FI, Cittadini A. *Chemistry and biochemistry of magnesium*. Mol Aspects Med 2003; 24: 3–9.
- [13] Hartwig A. *Role of magnesiuming enomic stability*. MutatRes/Fund Mol Mech Mutagen 2001; 475: 113–21].
- [14] Li Z, Gu X, Lou S, Zheng Y. Biomaterials 2008; 29 : 1329
- [15] Zijian Li, Xunan Gu, Siquan Lou, Yufeng Zheng. 2008. *The development of binary Mg – Ca alloys for use as Biodegradable materials within bone*. Biomaterials.: 29, 1329-1344]
- [16] Kim, Kim et al. 2008; Wan, Xiong et al. 2008; Drynda, Hassel et al. 2009].
- [17] Renkema KY, Alexander RT, Bindels RJ, Hoenderop JG. 2008. *Calcium and phosphate homeostasis: concerted interplay of new regulators*. Ann Med; 40(2), 82-91.
- [18] Haferkamp H, Bach F-W, Kaese V, Möhwald K, Niemeyer M, Schreckenberger H, et al. *Magnesium corrosion-processes, protection of anode and cathode*. In: Kainer K U, editor. Magnesium-alloys and technology. Weinheim: Wiley-VCH; 2003.p.226–7
- [19] H.Tapiero, K.D.Tew. Biomed Pharmacother. 57 (2003) 399. [10] S.X. Zhang, X.N. Zhang, C.L. Zhao, J.N. Li, Y. Song, C.Y. Xie. Acta Biomate.6(2010)626]
- [20] Mordike B L, Lukác P. Physical metallurgy. In: Friedrich HE, Mordike BL, editors. *Magnesium technology–metallurgy, design data, applications*. Berlin: Springer; 2006.p.76–7
- [21] Okamoto H. *Commenton Mg–Zn (magnesium–zinc)*. J Phase Equilibria Diffus 1994;15 (1):129–30.
- [22] S. Zhang, X. Zhang, C. Zhao, J. Li, Y. Song, C. Xie, H. Tao, Y. Zhang, Y. He, Y. Jiang, Y. Bian, Acta Biomaterialia 6 (2010) 626–640
- [23] Ragnarsson, G., *Force-displacement and network measurements, in Pharmaceutical powder compaction technology*, Alderborn, G. and Nystrom, C., Editors. 1996, Marcel Dekker, inc.: New York. p. 77-97]
- [24] Alderborn, G., *Tablets and compaction, in Pharmaceutics. The science of dosage form design*, Aulton, M. E., Editor. 2002, Churchill Livingstone: Edinburgh. p. 397-440.
- [25] C. Suryanarayana. 2001. *Mechanical alloying and milling*. Progress in Material Science.: 1 -184.
- [26] www.webelements.com, diakses pada tanggal 30 April 2013.
- [27] A. Pundt and R. Kirchheim. 2006. *Hydrogen In Metals: Microstructural Aspects*. Annual Review of Materials Research: 36, 555-608

## **RIWAYAT PENULIS**

**Franciska Pramuji Lestari**, lahir di Bogor, 09 Maret 1987. Menamatkan S1 bidang studi Teknik Metalurgi dan Material di Universitas Indonesia pada tahun 2009. Bekerja sebagai peneliti P2M-LIPI sejak tahun 2011.