

Perlakuan Termomekanik Paduan Mg-Gd Sebagai Material Implan Mampu Luruh

Oknovia Susanti^{1)*}, Sri Harjanto²⁾, Myrna A Mochtar³⁾, Gunawarman⁴⁾

^{1,4)}Labor Metalurgi, Jurusan Teknik Mesin Universitas Andalas
kampus Limau Manis Padang

Email : oknovia.s@eng.unand.ac.id, gunawarman@eng.unand.ac.id

^{2,3)}Department Teknik Metalurgi dan Material, Fakultas Teknik Universitas Indonesia
Kampus UI Depok16424, Indonesia

Email : Harjanto@metal.ui.ac.id, myrna@metal.ui.ac.id

doi: <https://doi.org/10.24843/METTEK.2020.v06.i01.p01>

Abstrak

Paduan Mg-1,6Gd (wt%) mempunyai potensial sebagai material implan yang mudah larut dalam tubuh. Penambahan Gd kedalam magnesium dan selanjut di proses melalui termomekanik bertujuan untuk memperbaiki sifat-sifat mekanik yaitu kekerasan, kekuatan, ketangguhan dan keuletan dan juga dapat mengontrol laju korosi dalam lingkungan biologis. Perubahan mekanik yang terbentuk akibat penambahan sedikit Gd (1,6wt%) kedalam Mg kemudian diproses termomekanik melalui ekstrusi dan rolling yang dikaitkan dengan hasil strukturmikro melalui ukuran butir dan fasa. Proses termomekanik dilakukan pada temperatur rekristalisasi (400-550 °C) paduan Mg-1,6Gd dengan reduksi 95 %. Pemeriksaan dilakukan di skala labor dengan menggunakan tahap-tahap metalografi dan pengujian tarik dengan ukuran sample yang standar ASTM E8. Uji kekerasan dengan menggunakan alat uji Hardness Vicker dengan berat 300 gram dan ditahan selama 15 detik. Pemeriksaan ini dilanjutkan dengan pengujian laju korosi dengan menggunakan cairan infus. Hasil menunjukkan bahwa terjadi perubahan ukuran butir yang signifikan pada paduan Mg-1,6Gd setelah proses termomekanik terutama pada proses ekstrusi panas yaitu mencapai 14 μm , namun kekerasan tertinggi terdapat pada proses pengerolan yaitu mencapai 50 HVN. Adanya sejumlah presipitat ditemui pada strukturmikro yang dapat mempengaruhi kekerasan akibat pengerolan. Sifat-sifat mekanik paduan Mg-1,6Gd juga dipengaruhi oleh presipitat, dimana kekuatan tertinggi adalah 197 MPa pada pengerolan dibanding ekstrusi hanya mencapai 187 MPa. Meskipun demikian keuletan terbesar dimiliki oleh pengerolan yaitu 26 %, sementara ekstrusi hanya mencapai 24 %. Pada pengujian korosi, pengerolan memiliki laju korosi yang lebih tinggi dibanding laju korosi ekstrusi yaitu 5,7 mmpy dalam larutan Ringer. Kedua proses termodinamik ini mempunyai peluang sebagai material implan yang mudah larut dalam tubuh, namun pengerolan lebih di rekomendasikan baik dari sifat mekanik maupun laju korosi yang lebih terkontrol.

Kata kunci: Mg-1,6Gd, termomekanik, rekristalisasi, ekstrusi, pengerolan

Abstract

Mg-1,6Gd (wt%) alloys has potential as a degradable materials implant. The addition of Gd in magnesium and then subsequently processed through thermo-mechanics aims to improve mechanical properties such as hardness, strength, toughness, ductility and can also control the rate of corrosion in the biological environment. Mechanical can be changed by the small addition of Gd (1.6wt%) into Mg are then is processed through extrusion and rolling which are associated with grain size and phase. The

thermomechanical process was carried out at a recrystallization temperature (400-550 °C). Mg-1,6Gd alloys was hot rolled with a reduction of 95%. The examination is carried out at a labor scale using metallographic steps and tensile testing with a standard of ASTM E8. Hardness test use the Hardness Vicker with 300 grams and held for 15 seconds. This examination is followed by testing the rate of corrosion using intravenous fluids. The results showed that there was a significant change in grain size in the Mg-1,6Gd alloys after the thermomechanical process, especially in the hot extrusion which reached 14 μm , but the highest hardness was found in the rolling process which reached 50 HVN. A number of precipitates are found in micro structures that can affect violence due to rolling. The mechanical properties of the Mg-1,6Gd alloys are also affected by the precipitate, where the highest strength is 197 MPa on rolling compared to extrusion reaching only 187 MPa. However, the greatest tenacity is owned by rolling, which is 26%, while extrusion only reaches 24%. In corrosion testing, rolling has a higher corrosion rate than the extrusion corrosion rate of 5.7 mmpy in Ringer's solution. Both of these thermodynamic processes have opportunities as a degradable materials implant, but rolling is more recommended both in terms of mechanical properties and corrosion rates.

Keyword : Mg-1,6Gd alloys, Thermomechanics processing, Recrystallization, Extrusion, rolling,

1. PENDAHULUAN

Tulang manusia adalah sebagai penopang hidup manusia, karena itu harus memiliki kekuatan, kekerasan, ketahanan aus, dan ketahanan fatik yang tinggi. Material logam mempunyai syarat yang tersebut di atas, jika dibandingkan dengan polimer atau keramik. Selama ini paduan logam yang digunakan sebagai implan antara lain baja tahan karat atau 316L yang dikenal sebagai ASTM F138, paduan kobalt-kromium (Co-Cr-Mo) yang dikenal sebagai ASTM F75 atau F799 dan Titanium (Ti-6Al-4V yang dikenal sebagai ASTM F136)[1-5]. Namun, paduan tersebut, mempunyai beberapa masalah selama penggunaan jangka panjang dalam tubuh. Pertama, ketidakcocokan antara sifat mekanik material dengan tulang, seperti modulus elastis material lebih besar dari tulang [6, 7]. Perbedaan modulus ini bisa mencapai lebih dari 100 %, seperti modulus elastis untuk baja tahan karat adalah 200 GPa, untuk kobalt-kromium adalah 195-230 GPa, Titanium adalah 114 GPa, sementara tulang hanya memiliki sekitar 15-25 GPa[8]. Ketidakcocokan mekanis ini menghasilkan gejala klinis, dimana material implan memiliki tegangan yang besar, sementara jaringan tulang disekitarnya mengalami penurunan beban tegangan. Untuk mengatasi modulus elastis yang besar ini, sejumlah teknik sudah dilakukan, seperti menghasilkan logam berpori melalui serbuk logam disinter, injeksi gas ke logam dan lainnya. Namun pembuatan logam berpori ini memiliki keterbatasan untuk penggunaan ortopedi seperti kerapuhan, kontrol terbatas terhadap ukuran, bentuk dan distribusi porositas [9]. Masalah kedua adalah pelepasan ion-ion atau partikel selama penanaman implan jangka panjang dalam tubuh seperti ion krom, nikel dan kobalt, sehingga dapat mengurangi biokompatibilitas material implan [10, 11]. Sementara untuk paduan Titanium (Ti-6Al-4V) juga menghasilkan racun disebabkan unsur vanadium pada tubuh dalam pemakaian yang cukup lama [12], sehingga unsur tersebut digantikan oleh niobium dan besi seperti Ti-6Al-7Nb dan Ti-5Al-2.5Fe [13, 14]. Masalah ketiga adalah material implan tersebut harus dikeluarkan kembali, bila jaringan tulang sudah tumbuh. Hal ini dapat menyulitkan pasien, baik dari segi biaya dan kelemahan fisik dengan adanya operasi kedua [15].

Paduan magnesium telah menunjukkan spesifik sifat mekanik dan biokompabilitas baik pada tubuh manusia, sehingga sangat menarik untuk terus dikembangkan sebagai material *degradable* (mudah larut). Secara mekanik, magnesium mempunyai sifat mekanik yang hampir sama dengan tulang seperti modulus elastis sekitar 41-45 GPa yang mendekati dengan modulus elastis tulang manusia sekitar 15-25 GPa [8]. Beberapa paduan Mg telah

dikembangkan sebagai material implan mudah larut seperti paduan MgCa yang diteliti oleh Hagihara dkk, 2014,[16], paduan MgZn dikembangkan oleh Zhang dkk, 2010 [17] dan paduan MgSr oleh Wang, 2017 [18]. Paduan Mg sebagai material implan mudah larut terus dikembangkan untuk memperbaiki perilaku korosi dan biokompatibilitas dengan cara mengoptimalkan komposisi unsur-unsur paduan dan proses mekanik.

Saat ini unsur-unsur tanah jarang (*rare earth*) juga menjadi perhatian untuk ditambahkan ke dalam magnesium sebagai material implan mudah larut. Secara umum, unsur-unsur tanah jarang seperti unsur Y, Gd, Tb, Dy, Ho, Er, Tm, Yb dan Lu, Nd, La, Ce, Pr, Sm dan Eu dapat memperbaiki sifat-sifat mekanik (keuletan, kekuatan tarik, luluh) dan biokompatibilitas [19]. Unsur-unsur ini di dalam magnesium harus memiliki batas kelayakan berkisar 1-4 wt % sebagai material implan dengan menggunakan standar ISO 3116: 2007 dan EN 1753 1997 [20]. Unsur ini dapat mengubah sifat mekanik melalui penguatan persipitat dan penguatan larutan padat (*precipitate strengthening dan solid solution strengthening*) [21]. Disamping mempengaruhi sifat mekanik, unsur tanah jarang juga mempengaruhi perilaku korosi yang sangat penting dalam perancangan material implan.

Mekanisme unsur tanah jarang dalam menghambat laju korosi adalah :

1. Unsur tanah jarang menghasilkan fasa intermetalik yang dapat mengikat kotoran seperti Fe, Ni dan Co, dimana pengotor tersebut dapat mempercepat terjadinya korosi pada paduan Mg [22].
2. Atom-atom unsur tanah jarang berinteraksi dengan Cl^- yang berfungsi meningkatkan stabilitas dan pelindung dari efek korosi[23].

Gadolinium adalah salah satu unsur tanah jarang dengan kelarutan padat tinggi, penambahan sedikit gadolinium kedalam magnesium dapat meningkatkan sifat-sifat mekanik melalui pembentukan endapan intermetalik Mg_5Gd dan larutan padat (*solid solution*). Paduan biner Mg-Gd mengandung Gd kurang 10 % menunjukkan pengerasan yang baik karena adanya mekanisme persipitat lewat jenuh. Pada penelitian ini dilakukan penambahan sedikit gadolinium ke dalam magnesium dan selanjutnya di proses dengan proses termomekanik melalui ekstrusi dan pengerolan panas.

2. METODE

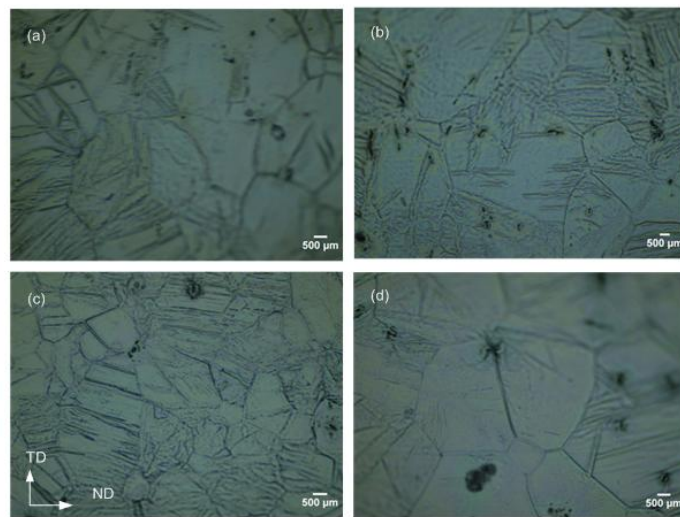
Ingot paduan Mg-1,6Gd di homogenisasi selama 5 jam pada temperatur 560 °C dan selanjutnya pendinginan normal (*Normalizing*). Sampel disiapkan dengan pengerolan panas dengan dua metode yaitu pengerolan searah (UR) dan pengerolan bolak balik dengan ukuran 50 mm x 25 mm x 10 mm. Pengerolan panas ini dilakukan dengan kecepatan 10 mm/min pada temperatur dari 400 - 550°C dengan reduksi 95 % dan setiap tahap rolling di reduksi 23, 75 %. Ketebalan akhir dari pengerolan panas ini adalah sekitar 3 mm. Tahap-tahap metalografi dilakukan untuk mendapatkan hasil struktur mikro. Sampel diamplas sampai kekasaran 2000 μm dan selanjutnya di poles dengan pasta alumina. Larutan etsa disiapkan berisi 20 ml asam asetat + 1 ml asam nitrat + 60 ml etileglicol + 20 ml aquades selama sekitar 15 detik. Kemudian spesimen diamati menggunakan mikroskop optik.

Uji kekerasan dilakukan dengan Hardness Vicker dengan beban 300g selama 15 detik waktu penekanan. Jumlah penekanan adalah 10 titik pada masing-masing sampel hasil pengerolan. Sampel uji tarik yang memiliki panjang pengukur 24 mm diambil sejajar dengan arah pengerolan dengan menggunakan standar ASTM E8-04. Tes uji tarik dilakukan dengan mesin uji tarik uniaksial (Gotech AI-7000 LA10) pada suhu kamar. Selanjutnya, morfologi permukaan patah diamati dengan menggunakan SEM.

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

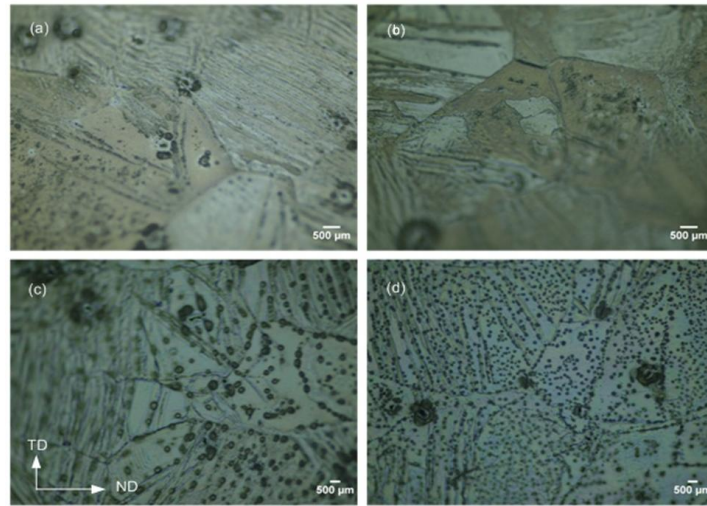
3.1 Struktur Mikro

Struktur mikro paduan Mg-1.6Gd menghasilkan ukuran butir yang kecil pada masing-masing temperatur pengerolan seperti yang ditunjukkan pada Gambar 1 dan 2. Gambar 1 menunjukkan pengerolan panas searah (UR) pada setiap temperatur. Secara umum, ukuran butiran pengerolan searah (UR) lebih kecil dari pengerolan panas bolak balik (CR). Rata-rata ukuran butir pengerolan panas searah (UR) adalah sekitar 70 μm . Ukuran butir bertambah dengan bertambahnya temperatur pengerolan dimana ukuran butir meningkat dari 72 μm (452 °C) menjadi 89 μm (560 °C). Semua pengerolan panas menunjukkan struktur lamella dengan arah yang berbeda. Struktur tajam fasa Mg (α -Mg) dihasilkan pada temperatur pengerolan 491 °C.



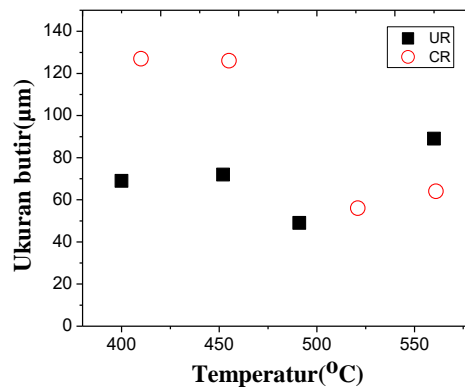
Gambar 1. Struktur mikro paduan Mg-1,6Gd setelah di rolling panas searah (UR) dengan reduksi 95 % pada variasi temperatur : (a) 400 °C ,(b) 452 °C, (c) 491 °C and (d) 560 °C

Gambar 2 menunjukkan struktur mikro dari pengerolan panas bolak balik (CR) yang memiliki ukuran butir lebih besar dibandingkan dengan pengerolan searah dan lebih homogen (seragam). Pada temperatur 410 °C dipengerolan bolak balik, memiliki ukuran butir 127 μm dan ukuran butir turun menjadi 64 μm pada temperatur tertinggi 561 °C. Ukuran butir yang paling kecil ditemukan pada temperatur 521 °C dengan ukuran butir 56 μm . Proses ini menghasilkan sejumlah lamella, yang mana ditemukan paling banyak pada temperatur 410 °C. Endapan terbentuk di temperatur yang paling tinggi. Partikel-partikel endapan itu membentuk fasa Mg_5Gd , seperti yang di jelaskan oleh *Hort et al* in phase diagram [24]. Paduan Mg-1,6Gd dalam kondisi yang berbeda pada suhu di bawah 500 °C membentuk larutan padat melalui α -Mg dan fasa kedua atau pengendapan Mg_5Gd . Oleh sebab itu, pengendapan partikel pada pengerolan bola balik ini, sangat jelas di temukan di temperatur 400-550 °C. Terbentuknya endapan ini bertambah dengan bertambahnya temperatur pengerolan.



Gambar 2.: Struktur mikro paduan Mg-1,6Gd setelah di rolling panas bolak balik (CR) dengan reduksi 95 % pada variasi temperatur (a)410°C ,(b) 455°C, (c) 521°C and (d) 561°C

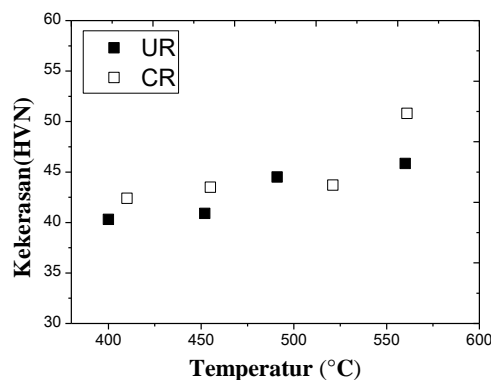
Pengaruh temperatur pada ukuran butir dari kedua metode pengerolan yaitu UR dan CR ditunjukkan pada Gambar 3. Ukuran butiran sampel UR relatif sama pada setiap temperatur pengerolan. Namun, untuk sampel CR, pada temperatur di bawah 500 °C memberikan ukuran butir lebih besar daripada sampel UR pada saat yang sama.



Gambar 3. Ukuran butir paduan Mg-1,6Gd setelah pengerolan searah dan pengerolan bola balik di variasi temperatur.

3.2 Sifat-sifat Mekanik

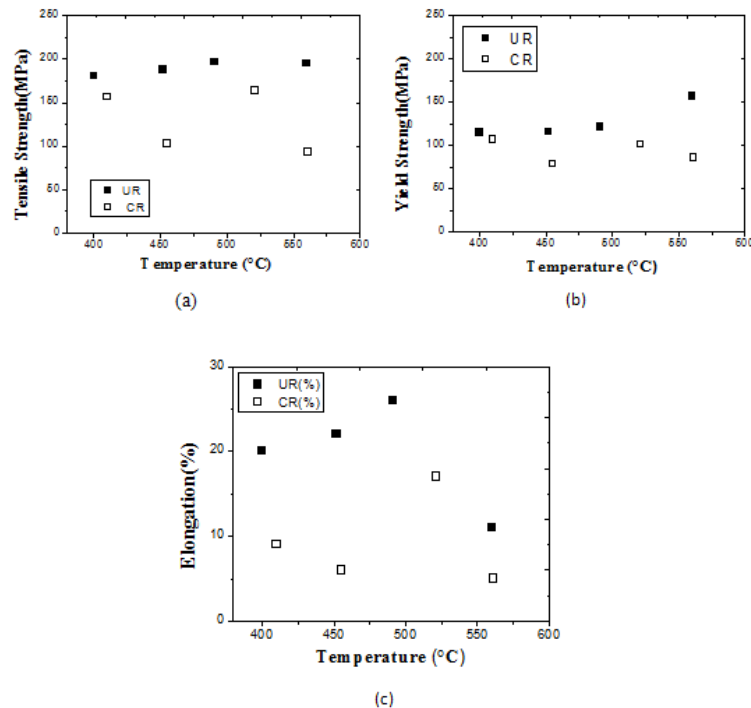
Sifat-sifat kekerasan yang diamati pada kedua proses pengerolan panas searah (UR) dan pengerolan bolak balik (CR) dengan reduksi 95% ditunjukkan pada gambar 4. Nilai kekerasan paduan Mg-1,6Gd berada dalam kisaran 40 sampai 51 HVN. Secara umum, nilai kekerasan yang diamati untuk sampel CR lebih tinggi dari pada untuk sampel UR. Kekerasan paling tinggi paduan Mg-1.6Gd adalah 50,8 HVN, pada pengerolan bolak balik (CR) di temperatur 561 °C. Pada temperatur 400°C dan 450°C, kekerasan sampel UR dan CR adalah 40,3 HVN dan 40,9 HVN. Pada suhu CR 410°C, nilai kekerasan adalah 42 HVN. Untuk sampel CR, nilai kekerasan pada 455°C dan 521°C hampir sama, sekitar 44 HVN. Namun, nilai kekerasan meningkat secara dramatis pada 561°C menjadi sekitar 51 HVN.



Gambar 4. Kekerasan paduan Mg-1,6Gd setelah pengerolan panas searah dan bolak balik dengan reduksi 95 %.

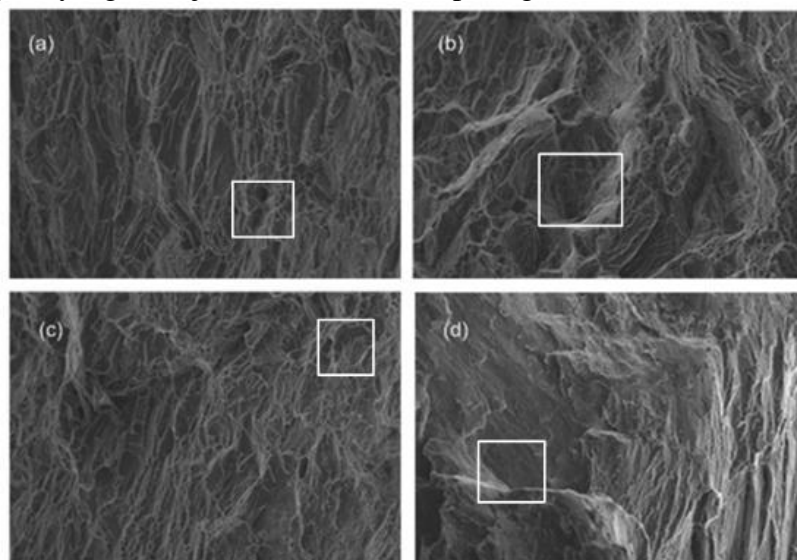
Sifat-sifat mekanik dari paduan yang dihasilkan dari dua metode pengerolan panas yang berbeda ditampilkan pada Gambar 5. Dapat dilihat bahwa kekuatan dan perpanjangan paduan setelah pengerolan panas meningkat secara signifikan. Gambar. 5a menunjukkan sifat tarik paduan Mg-1.6Gd pengerolan panas pada temperatur yang berbeda untuk pengerolan UR dan CR. Pada semua temperatur, kekuatan tarik utama sampel UR lebih tinggi dari sampel CR. Kondisi ini mungkin disebabkan oleh banyak lamella dalam partikel-partikel. Nilai kekuatan meningkat dengan meningkatnya temperatur rolling. Pada temperatur 400 °C, nilai kekuatan adalah 181 MPa dan, selanjutnya, nilai kekuatan naik menjadi 188 MPa dan 197 MPa pada masing-masing temperatur 452°C dan 491°C, masing-masing. Kekuatan turun secara perlahan ke 195 MPa pada temperatur tertinggi (560 °C). Kekuatan tarik tertinggi untuk sampel CR adalah 164 MPa pada temperatur 521°C. Pada temperatur yang lebih rendah 410 °C, nilai kekuatan tarik adalah 157 MPa yang kemudian turun menjadi 103 MPa pada temperatur 455°C. Kekuatan tarik turun secara signifikan ke 93 MPa pada temperatur 561°C.

Gambar 5b menampilkan nilai kekuatan luluh pada temperatur yang berbeda. Secara umum, kekuatan luluh sampel UR lebih tinggi dari sampel CR. Sampel UR menunjukkan kekuatan tarik tertinggi 157 MPa pada suhu 560°C, sedangkan kekuatan luluh terendah sampel CR sekitar 93 MPa diamati pada temperatur rolling panas tertinggi 561°C. Rata-rata, perpanjangan sampel UR lebih besar dari sampel CR. Keuletan Mg-1,6Gd setelah pengerolan panas dengan UR atau CR pada berbagai temperatur, seperti yang ditunjukkan pada gambar 5c, berada dalam kisaran 5-26%. Keuletan tertinggi sampel UR adalah 26% pada temperatur 491 °C. Sampel CR menunjukkan perpanjangan tertinggi 17% pada temperatur yang sedikit lebih tinggi seperti yang ditunjukkan pada Gambar 5c. Kedua, kekuatan tarik pamungkas dan kekuatan luluh paduan Mg-1.6 meningkat setelah rolling panas dan keuletan juga meningkat, terutama dalam sampel UR.



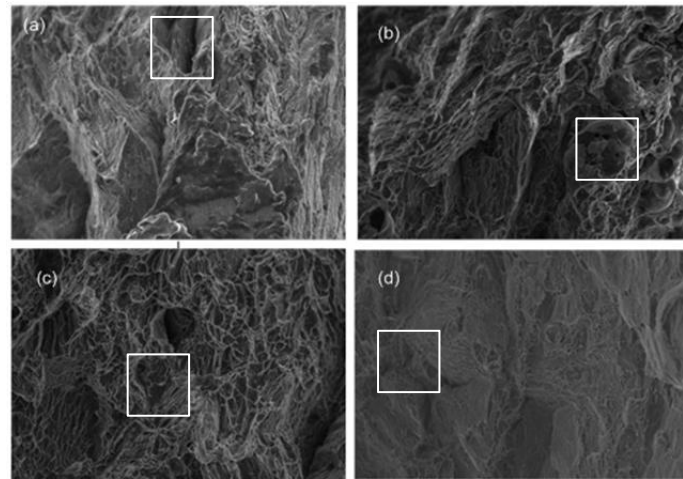
Gambar 5. (a). Kekuatan tarik (UTS), (b). Kekuatan luluh (YS) and (c).Keuletan paduan Mg-1,6Gd setelah di rolling panas searah (UR) dan rolling panas bolak balik di variasi temperatur

Rekristalisasi terjadi selama pengerolan panas, yang ditampilkan pada Gambar 6 dan 7. Gambar-gambar fraktografi ini menunjukkan sejumlah *dimple* (lubang kecil) dan patah tajam. Fraktografi paduan UR dan CR Mg-1,6Gd ditunjukkan pada Gambar 6 dan 7. Untuk sampel UR, ditemukan bahwa gambar 6(a),(b)dan,(c) menunjukkan patah ulet dominan karena ditemukan *dimple* kasar. Namun, pada Gambar 6(d), permukaan patah menghasilkan patah *brittle* seperti yang ditunjukkan dalam tanda persegi.



Gambar 6. Permukaan patah pada paduan Mg-1,6Gd yang di rolling searah di temperatur. (a) 400 °C, (b) 452 °C, (c) 491 °C, (d) 560 °C. *Dimples* di tunjukkan dalam tanda persegi.

Fraktografi SEM dari sampel uji tarik pada CR ditunjukkan pada Gambar 7. Permukaan patah dari paduan di rolling panas menghasilkan sejumlah *dimple* dan patahan. Pada gambar 7 (a), (b) dan, (c) *dimple* sangat sedikit. Hal ini sangat relevan yang menunjukkan bahwa pengerolan bolak balik lebih cenderung patah getas. Namun, permukaan patah sampel CR pada suhu 521 ° C mempunyai sejumlah *dimple* memiliki keuletan yang tinggi 17% dibandingkan sampel lainnya.



Gambar 7. Permukaan patah paduan Mg-1,6Gd di rolling bolak balik (CR) pada temperatur :(a) 410 °C, (b)455°C, (c) 521°C, (d) 561°C. *Dimples* ditunjukkan dengan kotak persegi.

4. SIMPULAN

Pengamatan struktur mikro dari paduan Mg-1,6Gd dirolling dengan dua metode (UR dan CR) pada di temperatur 400-550 °C menghasilkan :

1. Fasa lamella yang merupakan fasa kaya Mg (α -Mg), ditemukan dalam sampel UR dan CR di semua temperatur dan sejumlah presipitasi (Mg₂Gd) terbentuk dan menyebar.
2. Struktur mikro sampel UR memiliki ukuran butiran yang lebih kecil dibandingkan dengan sampel CR terutama yang di bawah 500°C
3. Paduan Mg-1.6Gd dengan kekuatan tinggi dan keuletan tinggi dapat ditingkatkan dengan pengerolan panas pada daerah temperatur kristalisasi. Uji tarik menunjukkan bahwa sampel UR menunjukkan sifat mekanik yang sedikit lebih baik daripada sampel CR. Kedua, sampel UR dan CR menunjukkan kekuatan tinggi dan keuletan masing-masing sekitar 121 MPa (26%) untuk UR dan 101 MPa (17%) untuk CR. Hal ini sangat berkaitan dengan pengamatan permukaan patah yang menampilkan banyak *dimple* pada kedua pengerolan. Nilai kekerasan sampel CR umumnya lebih tinggi dari sampel UR. Kekerasan puncak paduan Mg-1.6Gd adalah 50,8 HVN.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] R. Singh and N. B. Dahotre, "Corrosion degradation and prevention by surface modification of biometallic materials," *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 18, pp. 725-751, 2007.
- [2] M. Moravej and D. Mantovani, "Biodegradable metals for cardiovascular stent application: interests and new opportunities," *International journal of molecular sciences*, vol. 12, pp. 4250-4270, 2011.
- [3] I. A. L. Lim, "Biocompatibility of stent materials," *Murj*, vol. 11, p. 34, 2004.

- [4] R. L.L, *Magnesium Alloys Containing Rare Earth Metals*: Taylor and Francis London, 2003.
- [5] M. Niinomi, "Recent metallic materials for biomedical applications," *Metallurgical and materials transactions A*, vol. 33, pp. 477-486, 2002.
- [6] Y. F. Zheng, X. N. Gu, and F. Witte, "Biodegradable metals," *Materials Science and Engineering: R: Reports*, vol. 77, pp. 1-34, 2014/03/01/ 2014.
- [7] X. Ye, L. Wang, Z. T. H. Tse, G. Tang, and G. Song, "Effects of high-energy electro-pulsing treatment on microstructure, mechanical properties and corrosion behavior of Ti-6Al-4V alloy," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 49, pp. 851-860, 2015/04/01/ 2015.
- [8] S. Agarwal, J. Curtin, B. Duffy, and S. Jaiswal, "Biodegradable magnesium alloys for orthopaedic applications: A review on corrosion, biocompatibility and surface modifications," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 68, pp. 948-963, 11/1/ 2016.
- [9] B. Vamsi Krishna, W. Xue, S. Bose, and A. Bandyopadhyay, "Engineered porous metals for implants," *JOM*, vol. 60, pp. 45-48, May 01 2008.
- [10] C. Lhotka, T. Szekeres, I. Steffan, K. Zhuber, and K. Zweymüller, "Four-year study of cobalt and chromium blood levels in patients managed with two different metal-on-metal total hip replacements," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 21, pp. 189-195, 2003.
- [11] M. P. Staiger, A. M. Pietak, J. Huadmai, and G. Dias, "Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: a review," *Biomaterials*, vol. 27, pp. 1728-1734, 2006.
- [12] S. Steinemann, "Corrosion of titanium and titanium alloys for surgical implants," *Titanium--Science and Technology.*, vol. 2, pp. 1373-1379, 1984.
- [13] M. F. Semlitsch, H. Weber, R. M. Streicher, and R. Schön, "Joint replacement components made of hot-forged and surface-treated Ti-6Al-7Nb alloy," *Biomaterials*, vol. 13, pp. 781-788, 1992.
- [14] K.-H. Borowy and K.-H. Kramer, "On the Properties of a New Titanium Alloy(TiAl 5 Fe 2. 5) as Implant Material," *Titanium--Science and Technology.*, vol. 2, pp. 1381-1386, 1984.
- [15] J. B. Park and J. D. Bronzino, *Biomaterials: principles and applications*: crc press, 2002.
- [16] P.-C. Wong, P.-H. Tsai, T.-H. Li, C.-K. Cheng, J. S. C. Jang, and J. C. Huang, "Degradation behavior and mechanical strength of Mg-Zn-Ca bulk metallic glass composites with Ti particles as biodegradable materials," *Journal of Alloys and Compounds*, vol. 699, pp. 914-920, 2017/03/30/ 2017.
- [17] S. Zhang, X. Zhang, C. Zhao, J. Li, Y. Song, C. Xie, *et al.*, "Research on an Mg-Zn alloy as a degradable biomaterial," *Acta Biomaterialia*, vol. 6, pp. 626-640, 2010/02/01/ 2010.
- [18] Y. Wang, D. Tie, R. Guan, N. Wang, Y. Shang, T. Cui, *et al.*, "Microstructures, mechanical properties, and degradation behaviors of heat-treated Mg-Sr alloys as potential biodegradable implant materials," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 77, pp. 47-57, 2018/01/01/ 2018.
- [19] N. Stanford, I. Sabirov, G. Sha, A. La Fontaine, S. Ringer, and M. Barnett, "Effect of Al and Gd solutes on the strain rate sensitivity of magnesium alloys," *Metallurgical and Materials Transactions A*, vol. 41, pp. 734-743, 2010.
- [20] X. Gu, Y. Zheng, Y. Cheng, S. Zhong, and T. Xi, "In vitro corrosion and biocompatibility of binary magnesium alloys," *Biomaterials*, vol. 30, pp. 484-498, 2009.

- [21] M. Pekguleryuz, "5 - Alloying behavior of magnesium and alloy design," in *Fundamentals of Magnesium Alloy Metallurgy*, ed: Woodhead Publishing, 2013, pp. 152-196.
- [22] T. Takenaka, T. Ono, Y. Narazaki, Y. Naka, and M. Kawakami, "Improvement of corrosion resistance of magnesium metal by rare earth elements," *Electrochimica Acta*, vol. 53, pp. 117-121, 2007.
- [23] H. B. Yao, Y. Li, A. T. S. Wee, J. S. Pan, and J. W. Chai, "Correlation between the corrosion behavior and corrosion films formed on the surfaces of Mg_{82-x}Ni₁₈Ndx (x=0, 5, 15) amorphous alloys," *Applied Surface Science*, vol. 173, pp. 54-61, 2001/03/22/ 2001.
- [24] N. Hort, Y. Huang, D. Fechner, M. Störmer, C. Blawert, F. Witte, *et al.*, "Magnesium alloys as implant materials—principles of property design for Mg–RE alloys," *Acta biomaterialia*, vol. 6, pp. 1714-1725, 2010.