

Pengaruh Arah Pengerolan dan Orientasi Butir Logam terhadap Sifat Mekanik Magnesium AZ31B untuk Aplikasi Implan Biomedik Mampu Terdegradasi (*Biodegradable Implant*)

Maherariyat¹, Mohammad Baddarudin¹, Sugiyanto¹, Asep Sukohar², A Yudi Eka Risano¹, Irza Sukmana^{1*}

¹Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung Program Studi S1 Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Lampung Jl. Prof. Sumantri Brojonegoro 1, Gedung H FT Lt.2 Bandar Lampung, 35145

²Bagian Farmakologi, Fakultas Kedokteran, Universitas Lampung, Universitas Lampung Jl. Prof. Sumantri Brojonegoro 1, Gedung B FK Lt.1 Bandar Lampung, 35145

*Corresponding author: irza.sukmana@eng.unla.ac.id

Abstract

This study aimed to analyze the effect of rolling direction and grain orientation on the mechanical properties of AZ31B magnesium alloy, particularly in biodegradable biomedical implant applications. The research method was conducted experimentally by preparing tensile test specimens from AZ31B sheet plates cut in two different directions: parallel (0°, X) and perpendicular (90°, Y) to the rolling direction. Static tensile testing was performed in accordance with ASTM B557 to determine the mechanical properties of the material. The results showed mechanical anisotropy, where the X-direction specimens had an average yield strength of 198.78 MPa. In comparison, the Y-direction specimens had a value of 78.21 MPa, only 39.3% of the X-direction value. This difference was caused by the formation of crystallographic texture during the rolling process. The elastic modulus was similar, with values of 44-45 GPa in both directions. The results of this study show that grain orientation and the metal-rolling direction have a significant effect on the mechanical properties of the material and are essential for designing biodegradable AZ31B magnesium implant materials.

Keywords: Magnesium AZ31B, mechanical properties, rolling direction, tensile strength, metallic implant.

Abstrak

Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis pengaruh arah pengerolan dan orientasi butir terhadap sifat mekanik paduan magnesium AZ31B, khususnya dalam aplikasi implan biomedis yang dapat terdegradasi. Metode penelitian dilakukan secara eksperimental dengan menyiapkan spesimen uji tarik dari pelat lembaran AZ31B yang dipotong dalam dua arah berbeda: sejajar (0°, X) dan tegak lurus (90°, Y) terhadap arah rol. Pengujian tarik statis dilakukan sesuai standar ASTM B557 untuk mengukur sifat mekanik bahan. Hasil penelitian menunjukkan adanya anisotropi mekanik, dimana spesimen arah X memiliki kekuatan luluh rata-rata 198,78 MPa, sementara spesimen arah Y mendapatkan nilai 78,21 Mpa hanya 39,3% dari nilai arah X. Perbedaan ini disebabkan oleh pembentukan tekstur kristalografi selama proses rolling. Modulus elastisitas menunjukkan sifat yang similar dengan nilai 44-45 GPa pada kedua arah. Hasil penelitian ini menunjukkan orientasi butir dan arah pengerolan logam memiliki pengaruh yang signifikan terhadap sifat mekanik material, dan penting dalam mendesain bahan implan mampu terdegradasi Magnesium AZ31B.

Kata kunci: Magnesium AZ31B, sifat mekanik, arah rol, kekuatan tarik, implan logam

1. Pendahuluan

Kemajuan di bidang teknologi material kedokteran terus mendorong inovasi untuk mengembangkan implan yang tidak hanya *biocompatible* tetapi juga mampu terdegradasi secara alami di dalam tubuh [1]. Implan logam konvensional seperti paduan titanium dan stainless steel, meskipun memiliki kekuatan mekanik yang sangat baik, bersifat *bio-inert* dan permanen

[2]. Keberadaannya di tubuh dalam jangka panjang dapat menimbulkan berbagai komplikasi, seperti *stress shielding*, dan pelepasan partikel ion logam akibat korosi, serta kebutuhan untuk operasi pengangkatan sekunder (*secondary surgery*) yang meningkatkan risiko dan biaya bagi pasien [3].

Sebagai solusi atas permasalahan tersebut, konsep *biodegradable metallic implants* muncul sebagai terobosan yang

sangat menjanjikan [4]. Di antara berbagai jenis material, paduan Magnesium, khususnya Magnesium AZ31B [5]. Keunggulan utamanya terletak pada sifat biokompatibilitasnya yang sangat baik, modulus elastisitas yang mendekati tulang alami (*stress shielding*), dan yang paling penting, kemampuannya untuk terdegradasi secara terkendali di dalam lingkungan fisiologis tubuh [6]. Namun, tantangan utama aplikasi Magnesium AZ31B adalah laju degradasi (*degradation rate*) yang seringkali terlalu cepat sebelum jaringan tulang yang rusak pulih dengan sempurna, serta kekuatan tarik dan keuletan (*ductility*) yang perlu ditingkatkan untuk menahan beban biomekanik pada area implan [7].

Salah satu cara untuk mengatasi kelemahan mekanis dan meningkatkan kinerja degradasi Magnesium AZ31B adalah melalui proses pengerjaan deformasi plastis, proses pengerolan (*rolling process*). Proses pengerolan tidak hanya berfungsi untuk membentuk material tetapi juga sangat berpengaruh dalam memodifikasi mikrostrukturnya. Perubahan arah pengerolan (*unidirectional rolling vs cross-rolling*) diketahui dapat karena adanya perbedaan tekstur kristalografi yang mengubah orientasi butir. Orientasi butir dapat menentukan respon dan sifat mekanik material terhadap pembebanan, kekuatan tarik, dan laju korosi atau degradasinya [8].

Penelitian ini bertujuan menganalisa efek parameter pengerolan terhadap sifat mekanik dan kekuatan tarik bahan teknik magnesium AZ31B.

Magnesium

Magnesium menunjukkan sejumlah sifat unik yang membedakannya dari logam lain [9]. Logam ini terkenal dengan bobot yang ringan, memiliki massa jenis lebih rendah dibandingkan kebanyakan logam. Meski ringan, magnesium tetap tangguh dengan tingkat kekerasan yang tinggi. Ketahanannya terhadap korosi juga patut diperhitungkan [10]. Selain itu, magnesium unggul dalam menghantarkan panas dan listrik. Dari segi kekuatan, logam ini memiliki daya tarik yang cukup, berada di

kisaran menengah [11]. Magnesium merupakan golongan logam dasar ringan dengan densitas antara 1,74 – 1,83 g/cm³ [12].

Magnesium AZ31B

Mg AZ31B, sebuah varian paduan magnesium, menarik perhatian karena komposisinya yang unik. Paduan ini mengandung kadar aluminium, seng, dan besi yang minimal dibandingkan jenis lainnya. Sifat-sifatnya yang khas membuat paduan ini dianggap cocok untuk menggantikan atau memperbaiki jaringan tulang manusia [13]. Mg AZ31B menarik perhatian yang besar dalam bidang biomedis karena sifat mekaniknya yang luar biasa, seperti kemampuan biodegradasi dan biokompatibilitas. Kepadatan dan modulus elastisitasnya sejalan dengan tulang manusia alami, menjadikannya pilihan pengganti tulang yang optimal.

Mg AZ31B memiliki keunggulan unik dibandingkan biomaterial logam lainnya. Keistimewaannya terletak pada kemampuannya untuk diserap oleh tubuh tanpa perlu operasi lanjutan setelah proses penyembuhan selesai. Karakteristik ini menjadikan Mg AZ31B sebagai implan yang dapat terurai secara biologis. Setelah menjalankan fungsinya, implan ini akan larut secara alami dalam lingkungan tubuh [14].

Tabel 1. Komposisi Kimia Mg AZ31B

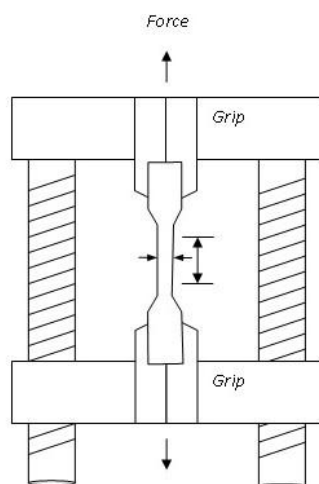
Unsur	% wt.
Aluminum, Al	2.5 - 3.5 %
Nickel, Ni	< 0.0050 %
Calcium, Ca	< 0.040 %
Zinc, Zn	0.60 - 1.4 %
Copper, Cu	<0.050 %
Iron, Fe	< 0.0050 %
Silicon, Si	<0.10 %
Magnesium, Mg	96%
Manganese, Mn	>0.20 %

Kemampuan degradasi magnesium dapat diaplikasikan untuk menghindari prosedur operasi kedua dalam pengangkatan implan. Pendekatan ini tidak hanya meningkatkan kenyamanan pasien, tetapi juga mengurangi risiko dan biaya yang terkait dengan operasi tambahan.

Komposisi kimia Mg AZ31B dijelaskan dalam Tabel 1 [15].

Kekuatan Tarik

Evaluasi kekuatan tarik material dilakukan melalui uji tarik statis, sebagaimana diilustrasikan pada Gambar 1. Metodologi pengujian meliputi fiksasi spesimen uji menggunakan klem, diikuti dengan aplikasi gaya tarik secara gradual dan kontinu. Proses ini berlanjut hingga spesimen mengalami deformasi plastis dan berakhir dengan kegagalan material. Dalam konteks mekanika fraktur, dua mode utama kegagalan material yang diidentifikasi adalah patahan getas dan patahan ulet. Analisis spesifik terhadap Mg AZ31B yang telah mengalami proses ekstrusi menunjukkan kecenderungan dominan terhadap perilaku patahan getas. Karakteristik patahan getas pada Mg AZ31B pasca-ekstrusi mengindikasikan bahwa material ini memiliki kapasitas deformasi plastis yang terbatas sebelum mengalami kegagalan. Fenomena ini kontras dengan material yang menunjukkan perilaku patahan ulet, di mana deformasi plastis yang signifikan umumnya teramati sebelum terjadinya fraktur. Skema uji tarik ini dijelaskan melalui gambar 1 [16].



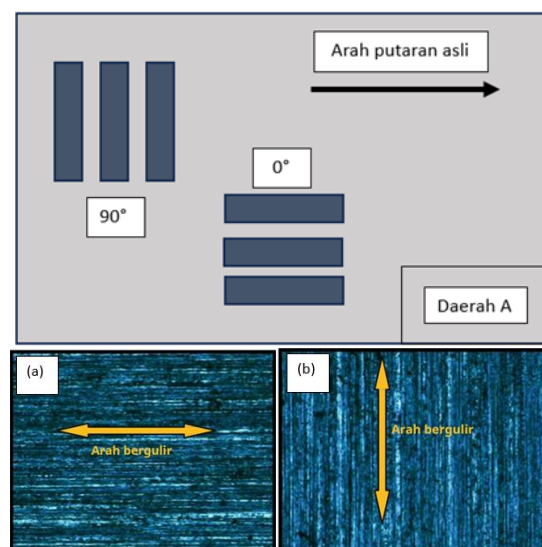
Gambar 1. Skema Uji Tarik

Standar pengujian tarik bervariasi tergantung pada jenis materialnya. Untuk logam baja dan paduannya, standar umum yang digunakan adalah ASTM E8. Namun, untuk magnesium AZ31B yang diproses melalui ekstrusi, standar yang digunakan

adalah ASTM B557. *magnesium alloy products*.

Arah Rolling

Dalam proses rol untuk dapat menghasilkan logam dalam bentuk pelat atau lembaran, ada beberapa faktor yang perlu diperhatikan dalam arah rol, seperti *annealing*, butiran struktur mikro dan struktur makro, karena akan menjadi memanjang saat digulung. Berdasarkan arah penggulangan, orientasi kristalografi yang dapat dikembangkan yang menyebabkan variasi sifat karena arahnya, sebagaimana Gambar 2 [17].

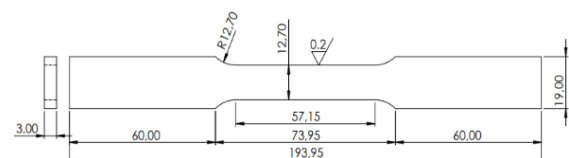


Gambar 2. Arah pengerolan butir (a) 0° ke arah sumbu X dan (b) 90° ke arah sumbu Y

2. Metode Penelitian

Penelitian dilakukan secara eksperimen menggunakan bahan Paduan magnesium AZ31B dalam bentuk lembaran dengan arah pemotongan yang berbeda, Adapun prosedur yang dilakukan dalam penelitian ini meliputi:

2.1 Preparasi sampel



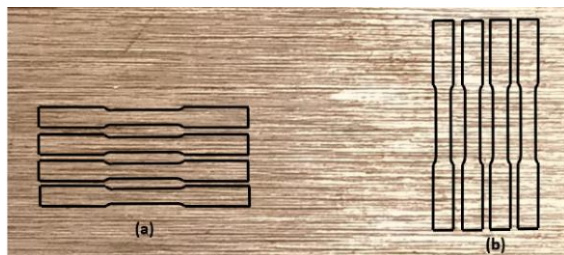
Gambar 3. Dimensi spesimen ASTM B557

Bahan paduan magnesium AZ31B dipotong menjadi spesimen dengan ukuran

tertentu sesuai dengan standar pengujian yang digunakan yaitu ASTM B557 (Gambar 3). Pemotongan spesimen dibagi menjadi dua dengan arah yang berbeda. Adapun parameter pemotongan yang digunakan terdapat pada Tabel 2 dan Gambar 4.

Tabel 2. Parameter pembuatan spesimen uji tarik

No	Arah rol	Spesifikasi	Arah butir dari pabrikan
1	X	AZ31B	0° ke arah sumbu X
2	Y	AZ31B	90° ke arah sumbu Y



Gambar 4. Orientasi arah pengerolan (a) 0° ke arah sumbu X, dan (b) 90° ke arah sumbu Y

2.2 Uji Tarik Statis

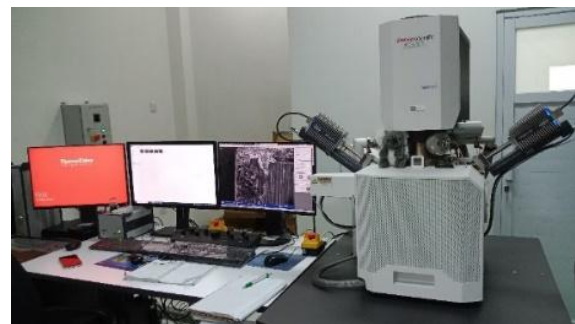


Gambar 5. Pengujian tarik statis

Alat uji tarik (gambar 5) digunakan untuk menguji kekuatan suatu material dengan menarik spesimen sampai putus. Uji tarik statis dilakukan pada spesimen AZ31B dengan dipotong searah dan berlawanan arah untuk mengevaluasi pengaruh arah pemotongan terhadap sifat mekanik. Sifat tarik yang diukur meliputi kekuatan tarik maksimum, *Yield Strength*, *Modulus Young*, dan *Elongation*.

2.3 Morfologi Permukaan Patahan

Morfologi permukaan patahan spesimen setelah uji tarik dapat diperiksa menggunakan *Scanning Electron Microscope* (SEM) untuk mengamati mekanisme patahan yang terjadi pada permukaan.



Gambar 6. *Scanning Electron Microscope*

3. Hasil dan Pembahasan

Tabel 3. Data hasil pengujian tarik

Spesimen	Ultimate Tensile Strength (σ_u), Mpa	Yield Strength (σ_y), Mpa	Young Modulus (E), GPa	Elongation (%)
X1	238,418	202,685	44,77	14,84
X2	236,890	207,774	43,83	14,98
X3	242,144	185,868	43,83	14,24
Rata-rata	239,151	198,776	44,14	14,69
Deviasi	2,70	11,46	0,54	0,39
Spesimen	Ultimate Tensile Strength (σ_u), Mpa	Yield Strength (σ_y), Mpa	Young Modulus (E), Gpa	Elongation (%)
Y1	228,795	76,504	43,54	12,87
Y2	231,059	79,099	46,17	12,63
Y3	228,684	79,018	45,93	14,83
Rata-rata	229,513	78,207	45,21	13,44
Deviasi	1,34	1,44	1,45	1,21

Hasil pengujian tarik pada paduan magnesium AZ31B menunjukkan perbedaan sifat mekanis yang signifikan antara spesimen dengan orientasi butir

sejajar 0° (X) dan tegak lurus 90° (Y) terhadap arah pengerolan. Untuk spesimen arah X, rata-rata kekuatan tarik ultimat sebesar 239,15 MPa, kekuatan luluh 198,78 MPa, modulus elastisitas 44,14 GPa, dan elongasi 14,69%. Sebaliknya, spesimen arah Y memiliki *Ultimate Tensile Strength* 229,51 MPa, kekuatan luluh 78,21 MPa, modulus elastisitas 45,21 GPa, dan elongasi 13,44%. Hasil pengujian tarik dapat dilihat pada Tabel 3.

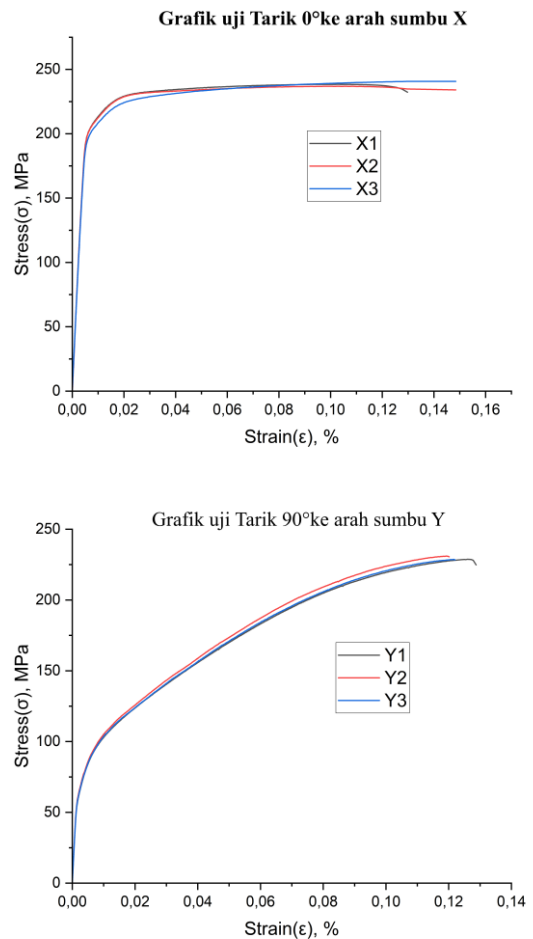
Spesimen arah Y menunjukkan peningkatan modulus elastisitas, tetapi mengalami penurunan pada kekuatan tarik ultimat, kekuatan luluh, dan elongasi dibandingkan arah X. Orientasi butir sejajar dengan arah pengerolan menghasilkan kekuatan tarik maksimum karena pembebanan searah dengan struktur butir yang lebih kuat, sebagaimana dijelaskan oleh Said *et al.*, 2011 [18].

Berdasarkan hasil uji tarik, ditemukan perbedaan sifat mekanis yang signifikan antara spesimen dengan orientasi butir sejajar (0° , X) dan tegak lurus (90° , Y) terhadap arah pengerolan, yang mengonfirmasi adanya anisotropi mekanis nyata pada paduan magnesium AZ31B. Secara khusus, kekuatan luluh menunjukkan perbedaan paling signifikan, dengan nilai rata-rata 198,78 MPa pada spesimen arah X dan 78,21 MPa pada spesimen arah Y, atau hanya 39,3% dari nilai arah X. Selisih sebesar 120,57 MPa, sebagaimana penelitian yang dilakukan oleh Wang *et al.*, 2015 [19].

Berdasarkan struktur mikromekanik, fenomena ini berhubungan dengan pembentukan dari tekstur deformasi selama proses manufaktur, dimana orientasi butir logam yang searah pengerolan cenderung menghambat aktivasi sistem slip pada arah transversal, sebagaimana dijelaskan oleh Liu *et al.*, 2023 [20].

Ultimate Tensile Strength (UTS) dan elongasi menunjukkan nilai yang lebih tinggi pada arah X masing-masing 239.15 MPa dan 14.69% dibandingkan arah Y 229.51 MPa dan 13.44%, meskipun tidak sebesar perbedaan *yield strength*. Nilai

modulus elastisitas yang hampir sama pada kedua arah pengerolan (44.14 GPa untuk X dan 45.21 GPa untuk Y) menunjukkan bahwa sifat kekakuan material tidak terpengaruh oleh arah pengerolan dalam proses produksi logam, sebagaimana Gambar 7.



Gambar 7. Grafik uji Tarik 0° ke arah sumbu X dan 90° ke arah sumbu Y

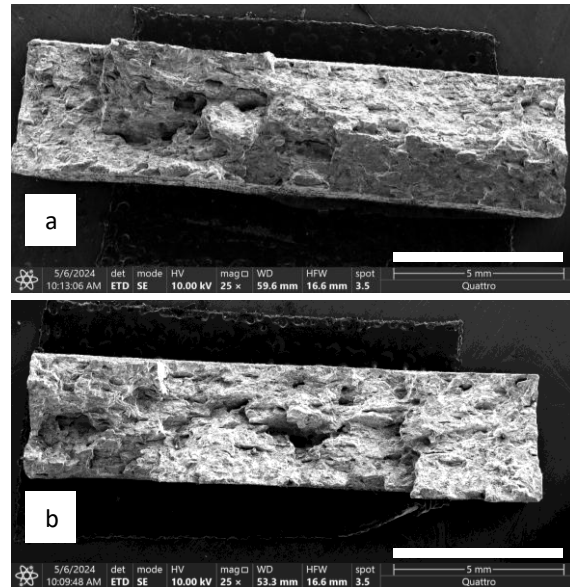
Berdasarkan grafik uji tarik yang diperoleh, kurva tegangan-regangan untuk spesimen dengan arah pengerolan sumbu X (sejajar dengan arah *rolling*) menunjukkan posisi yang lebih tinggi dan bergeser ke kanan, dengan titik luluh sekitar 200 MPa dan regangan fraktur mencapai sekitar 0,16. Pola ini mengindikasikan bahwa deformasi pada arah ini memerlukan tegangan lebih tinggi untuk mengaktivasi mekanisme deformasi dominan, yang diduga melibatkan slip prismatic dengan *Critical Resolved Shear Stress* (CRSS) yang lebih besar. Selain itu, pola ini juga menunjukkan

kapasitas pengerasan kerja (*work hardening*) dan daktilitas yang lebih baik, sebagaimana dijelaskan oleh Ibrahim *et al.*, 2022 [21].

Sebaliknya, grafik untuk spesimen sumbu Y (transversal arah *rolling*) menampilkan kurva yang secara signifikan lebih rendah dan pendek, dengan titik luluh yang halus di sekitar 80 MPa dan regangan fraktur yang terbatas sekitar 0,14. Hal ini mengindikasikan bahwa pada arah Y terjadi deformasi lebih mudah. Orientasi butir yang searah dengan pengerolan memberikan respons mekanik material sangat bergantung pada arah pembebanan relatif terhadap arah *rolling*. Hasil grafik ini tidak hanya membuktikan keakuratan data numerik yang diperoleh (*yield strength* 198,78 MPa untuk X dan 78,21 MPa untuk Y), sebagaimana dilakukan oleh Bai *et al.*, 2024 [22]. Anisotropi yang tercermin dalam grafik memperlihatkan pentingnya strategi "*orientation engineering*" untuk melemahkan tekstur, serta memberikan alasan yang kuat bagi penerapan teknik deformasi panas seperti yang diteliti Xu *et al.*, 2023 [23].

Gambar 8 menjelaskan hasil SEM (*Scanning Electron Microscopy*) dari permukaan sampel hasil patahan uji tarik. Gambar 8 (a) menunjukkan hasil foto SEM dari spesimen dengan variasi orientasi butir 0° dan Gambar 8 (b) menunjukkan hasil foto SEM dari spesimen dengan variasi orientasi butir 90°.

Orientasi butir 0°, terlihat pada bagian batas retakan yang cenderung lurus dan terdapat butiran-butiran yang pecah dan menghasilkan permukaan fraktur yang agak lebih halus. Hal ini menunjukkan rambat retak yang lebih bersifat transgranular, sebagaimana penelitian Mouritz, 2012 [24]. Sedangkan pada Gambar 8 (b) dimana pelat ini memiliki arah orientasi butir 90° kearah bergulir dapat dilihat pada bagian batas retakan yang cenderung berliku karena mengikuti alur dari batas butir. Hal ini menunjukkan rambat retak yang lebih bersifat intergranular, sebagaimana yang disampaikan oleh Vargel, 2020 [25].



Gambar 8. Hasil fraktografi SEM pembesaran 50x pada hasil patahan uji tarik (a) Tarik 0° ke arah sumbu X dan (b) 90° ke arah sumbu Y. Bar (balok putih) = 5 mm

Dengan membandingkan Gambar 8, dapat terlihat bahwa pelat berorientasi 90° kearah bergulir memiliki sifat rambat retak intergranular dibanding pada pelat berorientasi 0° yang transgranular, hal ini pernah disampaikan oleh Wu, 2021 [26]. Pelat berorientasi butir sejajar dengan arah pengerolan memiliki ketahanan tarik yang paling baik karena retakan menembus butir-butir kristal, bukan mengikuti batas butir yang lebih lemah berarti retakan melintasi butiran secara langsung, yang membutuhkan lebih banyak energi untuk propagasi dibandingkan fraktur intergranular yang mengikuti jalur batas butir yang lebih lemah, sebagaimana yang disampaikan oleh Gulizzi *et al.*, 2018 [27].

4. Kesimpulan

Penelitian ini mengungkap sifat anisotropi mekanik yang signifikan pada lembaran magnesium AZ31B hasil proses *rolling*, ditunjukkan oleh perbedaan besar nilai kekuatan luluh antara arah 0° ($\sigma_y = 198,78$ MPa) dan arah 90° ($\sigma_y = 78,21$ MPa). Permukaan fraktur pada arah 0° bersifat *transgranular*, sedangkan pada arah 90° bersifat *intergranular*. Perbedaan sifat mekanik ini disebabkan oleh tekstur kristalografi (orientasi butir) yang terbentuk

selama proses *rolling*. Modifikasi parameter rolling atau perlakuan lanjutan dapat mempengaruhi sifat anisotropi bahan teknik, dan memodifikasi sifat mekanik magnesium AZ31B untuk aplikasi implant tulang mampu terdegradasi.

Ucapan terimakasih

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Lembaga Penelitian dan Pengabdian Kepada Masyarakat Universitas Lampung (LPPM Unila) atas dukungan finansial melalui DIPA BLU Unila tahun 2025 skema hibah Penelitian Terapan dengan kontrak nomor: 676/UN26.21/PN/2025.

Referensi

- [1] A. R. Khan, N. S. Grewal, C. Zhou, K. Yuan, H.-J. Zhang, and Z. Jun, "Recent advances in biodegradable metals for implant applications: Exploring in vivo and in vitro responses," *Results in Engineering*, vol. 20, p. 101526, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.rineng.2023.101526>.
- [2] K. Prasad *et al.*, "Metallic biomaterials: Current challenges and opportunities," *Materials*, vol. 10, no. 8, 2017, doi: [10.3390/ma10080884](https://doi.org/10.3390/ma10080884).
- [3] G. Garabano, J. Rodriguez, L. Perez Alamino, C. A. Pesciallo, H. Del Sel, and F. Lopreite, "Stress shielding in total knee replacements: Comparative analysis between titanium and all-polyethylene bases at 10 years follow-up.," *J Orthop*, vol. 34, pp. 276–281, 2022, doi: [10.1016/j.jor.2022.09.007](https://doi.org/10.1016/j.jor.2022.09.007).
- [4] V. Tsakiris, C. Tardei, and F. M. Clicinschi, "Biodegradable Mg alloys for orthopedic implants – A review," *Journal of Magnesium and Alloys*, vol. 9, no. 6, pp. 1884–1905, 2021, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jma.2021.06.024>.
- [5] S. Jayasathyakawin, M. Ravichandran, R. Naveenkumar, N. Radhika, S. O. Ismail, and V. Mohanavel, "Recent advances in magnesium alloys for biomedical applications: A review," *Mater Today Commun*, vol. 42, p. 111239, 2025, doi: <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2024.111239>.
- [6] P. X. Li, B. P. Zhang, J. Y. Chen, and Y. F. Tu, "Microstructure and mechanical properties of AZ31B magnesium alloy sheets prepared by extruding and rolling," *Adv Mat Res*, vol. 11–12, pp. 653–656, 2006, doi: [10.4028/www.scientific.net/amr.11-12.653](https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/amr.11-12.653).
- [7] J. Liao, M. Hotta, and N. Yamamoto, "Corrosion behavior of fine-grained AZ31B magnesium alloy," *Corros Sci*, vol. 61, pp. 208–214, 2012, doi: [10.1016/j.corsci.2012.04.039](https://doi.org/10.1016/j.corsci.2012.04.039).
- [8] F. MERT, "Wear behaviour of hot rolled AZ31B magnesium alloy as candidate for biodegradable implant material," *Transactions of Nonferrous Metals Society of China (English Edition)*, vol. 27, no. 12, pp. 2598–2606, 2017, doi: [10.1016/S1003-6326\(17\)60287-5](https://doi.org/10.1016/S1003-6326(17)60287-5).
- [9] N. Sezer, Z. Evis, S. M. Kayhan, A. Tahmasebifar, and M. Koç, "Review of magnesium-based biomaterials and their applications," *Journal of Magnesium and Alloys*, vol. 6, no. 1, pp. 23–43, 2018, doi: [10.1016/j.jma.2018.02.003](https://doi.org/10.1016/j.jma.2018.02.003).
- [10] Y. Chen *et al.*, "Magnesium-based biomaterials for coordinated tissue repair: A comprehensive overview of design strategies, advantages, and challenges," *Journal of Magnesium and Alloys*, vol. 12, no. 8, pp. 3025–3061, 2024, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jma.2024.05.028>.
- [11] H. E. Friedrich and B. L. Mordike, *Magnesium technology: metallurgy, design data, applications*. Springer, 2006.
- [12] B. L. Mordike and T. Ebert, "Magnesium Properties - applications

- potential,” *Materials Science and Engineering A*, vol. 302, no. 1, pp. 37–45, 2001, doi: 10.1016/S0921-5093(00)01351-4.
- [13] F. MERT, “Wear behaviour of hot rolled AZ31B magnesium alloy as candidate for biodegradable implant material,” *Transactions of Nonferrous Metals Society of China (English Edition)*, vol. 27, no. 12, pp. 2598–2606, Dec. 2017, doi: 10.1016/S1003-6326(17)60287-5.
- [14] S. Amukarimi and M. Mozafari, “Biodegradable magnesium-based biomaterials: An overview of challenges and opportunities,” *MedComm (Beijing)*, vol. 2, no. 2, pp. 123–144, 2021, doi: 10.1002/mco.2.59.
- [15] L. C. Zhang *et al.*, “Biofunctionization of biodegradable magnesium alloy to improve the in vitro corrosion resistance and biocompatibility,” *Appl Surf Sci*, vol. 451, pp. 20–31, Sep. 2018, doi: 10.1016/j.apsusc.2018.04.235.
- [16] M. Gzyl, R. Pesci, A. Rosochowski, S. Boczkal, and L. Olejnik, “In situ analysis of the influence of twinning on the strain hardening rate and fracture mechanism in AZ31B magnesium alloy,” *J Mater Sci*, vol. 50, no. 6, pp. 2532–2543, Mar. 2015, doi: 10.1007/s10853-014-8812-0.
- [17] P. X. Li, B. P. Zhang, J. Y. Chen, and Y. F. Tu, “Microstructure and mechanical properties of AZ31B magnesium alloy sheets prepared by extruding and rolling,” in *Advanced Materials Research*, Trans Tech Publications, 2006, pp. 653–656. doi: 10.4028/www.scientific.net/amr.11-12.653.
- [18] Said Omar S.Es, Parrish C.J, Bradberry C.A, and Hassoun J.Y, “Effect of Stretch Orientation and Rolling Orientation on the,” 2011.
- [19] T. Wang, T. Zhu, J. Sun, R. Wu, and M. Zhang, “Influence of rolling directions on microstructure, mechanical properties and anisotropy of Mg-5Li-1Al-0.5Y alloy,” *Journal of Magnesium and Alloys*, vol. 3, no. 4, pp. 345–351, 2015, doi: 10.1016/j.jma.2015.11.001.
- [20] T. Liu *et al.*, “Investigation of anisotropy and structure variation of spray-formed 2195 Al-Li alloy via final temperature-controlled rolling and cold rolling,” *J Alloys Compd*, vol. 937, p. 168414, 2023, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2022.168414>.
- [21] F. Ibrahim, A. Ansyori, A. Prastyo, and L. D. Yuono, “Mechanical properties investigation of the potential extruded MgAZ31B as a bone implant,” *Turbo: Jurnal Program Studi Teknik Mesin*, vol. 11, no. 2, pp. 301–307, 2022, doi: 10.24127/trb.v11i2.2279.
- [22] S. Bai *et al.*, “Orientation engineering of magnesium alloy: A review,” *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 33, no. June, pp. 4908–4937, 2024, doi: 10.1016/j.jmrt.2024.10.121.
- [23] X. Xu *et al.*, “Dynamic recrystallization and twinning behavior of magnesium alloy during hot tension,” *Journal of Materials Research and Technology*, vol. 24, pp. 7270–7282, 2023, doi: 10.1016/j.jmrt.2023.05.056.
- [24] A. P. B. T.-I. to A. M. Mouritz, Ed., “18 - Fracture processes of aerospace materials,” Woodhead Publishing, 2012, pp. 428–453. doi: <https://doi.org/10.1533/9780857095152.428>.
- [25] C. Vargel, “Chapter C.3 - Intergranular corrosion,” in *Corrosion of Aluminium (Second Edition)*, Second Edi., C. Vargel, Ed., Amsterdam: Elsevier, 2020, pp. 185–197. doi: <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-099925-8.00015-6>.
- [26] H. Wu, “9 - Toughening and strengthening mechanisms in ceramic

- nanocomposites,” in *Woodhead Publishing Series in Composites Science and Engineering*, M. M. B. T.-R. S. in C. M. (Second E. Shokrieh, Ed., Woodhead Publishing, 2021, pp. 279–311. doi: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-818817-0.00012-3>.
- [27] V. Gulizzi, C. H. Rycroft, and I. Benedetti, “Modelling intergranular and transgranular micro-cracking in polycrystalline materials,” *Comput Methods Appl Mech Eng*, vol. 329, pp. 168–194, 2018, doi: [10.1016/j.cma.2017.10.005](https://doi.org/10.1016/j.cma.2017.10.005).