
ANALISA METALURGI KASUS KEGAGALAN PELAT LOGAM IMPLAN UNTUK FIKASI PATAH TULANG DAN PERBANDINGANNYA DENGAN LOGAM IMPLAN BARU

Rusrial, Gunawarman dan Jon Affi
Program Studi Magister Teknik Mesin-Fakultas Teknik-Universitas Andalas
Kampus Limau Manis, Padang, 25163
email : teknikindustri@universitaspahlawan.ac.id

Abstrak

Fractures are the result of pressure that exceeds the ability of bone to withstand the pressure. Principles of fracture treatment include reduction, immobilization, and restore normal function and strength with rehabilitation. Biomaterials is a material that is paired implants in the human body to sustain a broken bone repositioning. Current position to restore the bone to its original state is usually used as a metal plate fixation especially in the internal fixation. Stainless steel is one material that often is used as temporary fixation material and then released after bone connected. In this study, the test specimen is a commercial implant material that is widely used today, such as stainless steel 316L implant which is a material that has the properties of good corrosion resistance that can be accepted by the human body tissues. Stages of the manufacturing process of the specimen consists of the cutting process, the formation and establishment of gauge length. The results showed that the tensile strength of the material after the power failure as bone fixation is not much different with the new implant is a metal $\pm \pm 165.8$ MPa and 109.42 MPa. From this study, a material which has failed to have a higher tensile strength values ± 56.38 MPa of new metal implants. By looking at the results of microstructure observation can provide information about fault models, the size and number of the different structures. This commercial implant material or greater reduction in cross-sectional area along the cracks and going tug indicate resilient material used. Failures that occur due to the low tensile strength of the metal implants are used as fixation strength compared to standard steel material. low tensile strength is caused by the corrosion of the metal.

Keyword: Fracture, biomaterials, stainless steel, tensile strength.

I. Pendahuluan

Fraktur adalah terputusnya kontinuitas tulang, retak, atau patahnya tulang yang utuh. Fraktur dapat terjadi akibat adanya tekanan yang melebihi kemampuan tulang dalam menahan tekanan. Prinsip penanganan fraktur meliputi reduksi, imobilisasi, dan mengembalikan fungsi serta kekuatan normal dengan rehabilitasi. Reduksi fraktur berarti mengembalikan fragmen tulang pada kesejajarannya.

Biomaterial merupakan suatu material implan yang dipasangkan dalam tubuh manusia untuk mempertahankan reposisi tulang patah selama penyembuhan. Biomaterial logam secara luas digunakan untuk penyembuhan pembelokan tulang, hal ini karena material implan dapat menahan beban yang diterima oleh tulang. Biomaterial dibagi kedalam dua kelompok yaitu Prostesis dan material fiksasi. Prostesis dirancang untuk jangka panjang sedangkan material implan sebagai fiksasi adalah untuk mempertahankan posisi tulang jangka waktu sementara, kemudian dilepaskan kembali setelah sembuh.

Saat ini untuk mengembalikan posisi tulang kondisi awal biasanya menggunakan plat logam terutama pada fiksasi internal. Penggunaan plat logam ini juga membutuhkan *screw* untuk mempertahankan posisi plat pada tulang. Stainless steel merupakan salah satu bahan yang sering digunakan sebagai material fiksasi tulang dibandingkan dengan paduan logam lainnya, karena sifat mekanik yang baik dan juga tahan terhadap korosi dalam waktu lama serta harga yang terjangkau [1].

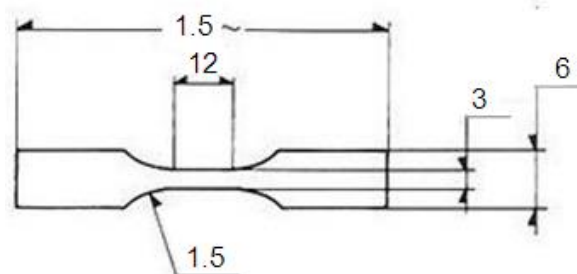
Plat logam sebagai fiksasi ditanamkan pada tubuh, fraktur lengkap maupun sebahagian tergantung pada pembebanan yang terjadi. Pada beberapa kasus terlihat bagaimana terjadinya kegagalan pasca penyambungan tulang. Tekanan yang diberikan untuk melihat karakteristik patah seperti pembebanan aksial, torsi, geser secara signifikan mempengaruhi tekanan yang diterima oleh plat. Studi kasus dalam penelitian ini adalah rapuhnya material implan dalam waktu singkat setelah operasi dilakukan. Patah

terjadi setelah pasien mulai melakukan kegiatan rutinitas lama setelah operasi dilakukan. Kekuatan plat akan diuji untuk melihat sifat mekanis melalui pengujian tarik dan uji kekerasan. Selanjutnya pengamatan struktur mikro untuk melihat hubungan struktur plat setelah patah dengan kondisi awal sebelum pemasangan ke dalam tubuh. Karakteristik fisik diperiksa dengan mikroskop optik dan *Scanning Electron Microscopy* (SEM).

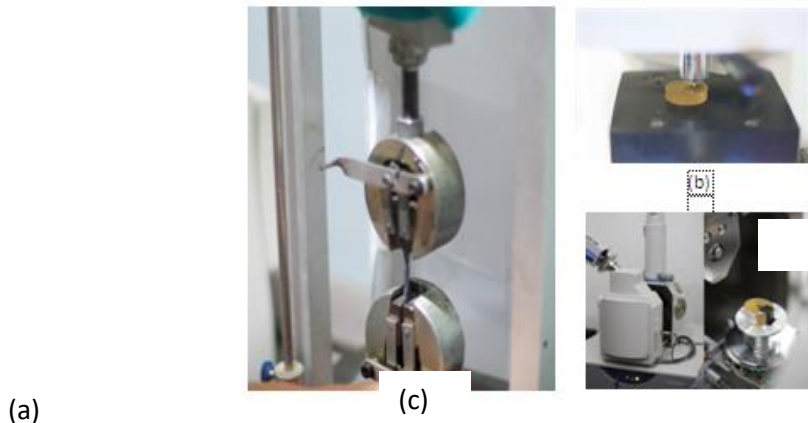
I. Sampel dan Metodologi

Dalam penelitian ini spesimen uji merupakan material implan komersil yang banyak digunakan saat ini, seperti stainless steel 316L yang merupakan material implan yang memiliki sifat tahan karat yang baik yang dapat diterima oleh jaringan tubuh manusia. Material implan ini terdiri dari dua buah material implan yang merupakan material yang telah mengalami patah setelah beberapa bulan dipasangkan pada tubuh pasien dan material baru yang siap digunakan sebagai material implan. Tahapan proses pembuatan benda uji terdiri dari proses pemotongan, pembentukan dan pembentukan *gauge length*. Pemotongan material implan dilakukan menggunakan gergaji potong untuk mendapatkan benda uji sesuai dengan standar yang telah ditentukan, pada tahap ini spesimen dijepit pada ragum untuk mempertahankan posisi saat pemotongan. Pemotongan dilakukan dalam arah memanjang (*aksial*) terhadap tulang untuk mendapatkan dimensi benda uji yang diinginkan. Selanjutnya dilakukan pengurangan dimensi dan perataan permukaan benda uji dengan menggunakan mesin amplas belt. Pada tahap ini benda uji yang dihasilkan masih dalam bentuk prisma. Pada benda uji yang masih berbentuk prisma kemudian dibuat *gauge length* sesuai dengan standard dimensi benda uji ASTM E8M (Gambar 1). Proses ini dilakukan dengan menggunakan mesin gerinda dan tab, kemudian permukaan benda uji dihaluskan dengan menggunakan amplas hingga ditemukan dimensi yang tepat saat pengujian (Gambar 2 a).

Pada pembuatan spesimen uji kekerasan perlu dibuat berupa cetakan atau molding untuk mempertahankan posisi spesimen agar tidak bergerak saat pengujian. Cetakan ini dibuat dengan ditambahkan cairan *resin* disekeliling spesimen sebagai pengikat. Selanjutnya dilakukan pengampelasan untuk pengurangan dimensi dan perataan permukaan. Pengampelasan dilakukan dengan nomor kekasaran yang berurutan dari yang paling kasar (nomor kecil) sampai yang paling halus (nomor besar). Arah pengampelasan tiap tahap harus diubah, pengampelasan yang lama dan penuh kecermatan akan menghasilkan permukaan yang halus dan rata. Dilanjutkan dengan pemolesan yang dilakukan dengan *autosol* yaitu *metal polish*, bertujuan agar didapat permukaan yang rata dan halus tanpa goresan sehingga terlihat mengkilap seperti kaca (Gambar 2 b). Kemudian mencelupkan spesimen dalam larutan etsa dengan posisi permukaan yang di etsa menghadap ke atas. Selama pencelupan akan terjadi reaksi terhadap permukaan spesimen sehingga larutan yang menyentuh spesimen harus segar/baru, oleh karena itu perlu digerak-gerakkan. Kemudian spesimen dicuci, dikeringkan dan dilihat atau difoto dengan *Scanning Elektron Microscope* (SEM) (Gambar 2 c).



Gambar 1. Spesimen benda uji ASTM E8M (dalam ukuran mm) [2]



Gambar 2. (a) Pengujian tarik ASTM E8M, (b) Pengujian kekerasan, (c) Pengamatan struktur mikro menggunakan SEM

Untuk pengujian komposisi kimia benda uji diletakkan dalam ruang vacuum pada alat uji SEM, kemudian proses pengujian dilakukan dengan tahapan seperti pada langkah pengamatan struktur mikro ditambah dengan:

1. Mengaktifkan alat EDX pada SEM yang berfungsi sebagai pendeteksi komposisi.
2. Gambar benda uji ditampilkan pada layar monitor. Kemudian menandai area pada gambar (spektrum) yang ingin diukur komposisi kimianya.
3. EDX melakukan proses penghitungan komposisi kimia dan hasil ditampilkan pada layar monitor.

II. Hasil dan Pembahasan.

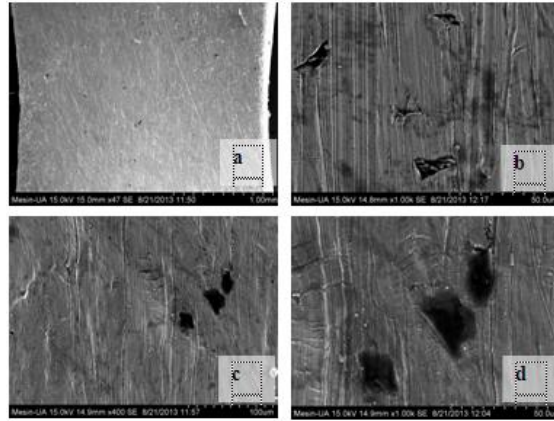
Hasil kekuatan tarik menunjukkan bahwa kekuatan tarik material setelah mengalami kegagalan sebagai fiksasi tulang tidak jauh berbeda dengan logam implan yang baru yaitu ± 165.8 MPa dan ± 109.42 MPa. Dari penelitian ini didapatkan material yang telah mengalami kegagalan memiliki nilai kekuatan tarik lebih tinggi ± 56.38 MPa dari logam implan baru. Namun pada pengujian lain diperoleh nilai kekuatan tarik 316L lebih tinggi yaitu sebesar ± 485 MPa [3]. Dari hasil penelitian dapat dilihat bahwa perbedaan kekuatan tarik antara material yang telah mengalami kegagalan sebagai fiksasi dengan logam implan baru namun tidak jauh berbeda. Uji kekerasan dilakukan untuk mengetahui nilai kekerasan menggunakan mesin *Hardner Vickers*. Nilai kekerasan material untuk material yang telah mengalami kegagalan pasca pemasangan pada pasien sebesar 988 MPa. Logam implan baru memiliki nilai kekerasan sebesar 757 MPa. Material logam implan baru memiliki nilai kekerasan lebih rendah dibandingkan material implan yang mengalami kegagalan sebagai fiksasi.

Untuk mengetahui penyebab kegagalan material implan maka dilakukan pengamatan terhadap struktur mikro dari dua buah material implan. Pengamatan dilakukan terhadap profil patahan permukaan benda uji tarik. Pada **Gambar 3** berikut memperlihatkan hasil pengamatan struktur mikro material implan yang dilihat menggunakan alat *Scanning Elektron Microscope (SEM)*. Untuk pemeriksaan komposisi dapat terlihat pada Tabel 1.

Tabel 1. Hasil pemeriksaan komposisi logam implan

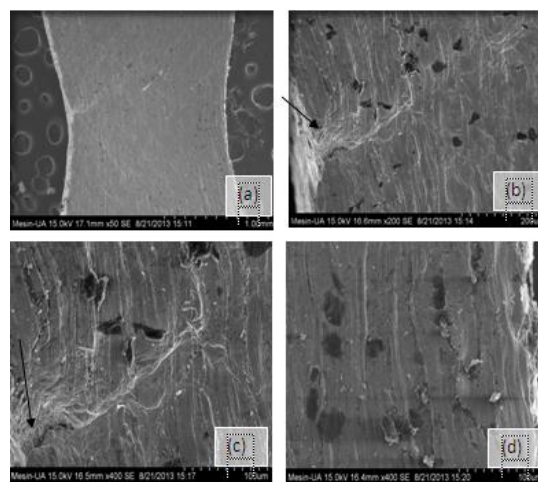
Element	Weight%	Atomic%
Cr K	19.56	21.42
Mn K	1.37	1.42

Fe K	63.37	64.62
Ni K	8.54	8.29
Mo L	7.15	4.24



Gambar 3. Material logam yang telah mengalami kegagalan sebagai fiksasi

Pada kekuatan tarik pelat logam implan yang memiliki kekuatan tarik ± 165.8 MPa menghasilkan bentuk patahan ulet dengan profil yang cenderung rata (**Gambar 3a dan b**). Garis-garis retakan menjalar searah penarikan tulang (**Gambar 3c dan d**). Mekanisme fatik umumnya dimulai dari crack initiation yang terjadi di permukaan material yang lemah atau daerah dimana terjadi konsentrasi tegangan di permukaan (seperti goresan, notch, lubang-pits) akibat adanya pembebanan berulang. Crack initiation ini berkembang menjadi microcracks. Perambatan atau perpaduan microcracks ini kemudian membentuk macrocracks yang akan berujung pada failure.



Gambar 3. Hasil pengamatan Struktur mikro Material Implan komersil

Pada Gambar 3 memperlihatkan hasil pengamatan dengan *Scanning Elektron Microscopy*. Pada kekuatan tarik yang lebih rendah yaitu sebesar ± 109.42 MPa, bentuk profil patahan terlihat cenderung tidak rata dan membentuk void-void kecil (**Gambar 3b**). Menyajikan aspek mikroskopis dari permukaan patahan, dimana striasi (garis-garis *fatigue*) terlihat jelas, adanya striasi ini menunjukkan material yang digunakan ulet (**Gambar 3c dan d**). Pada Gambar tanda panah menunjukkan titik dimana crack dimulai,

dari daerah ini garis-garis radial berkembang. Patahan-patahan yang terjadi mengalir antar void-void pada seluruh bagian.

III. Kesimpulan

Dengan melihat hasil pengamatan struktur mikro ini dapat memberikan informasi tentang model patahan, ukuran dan banyaknya bagian struktur yang berbeda. Material implan komersil ini mengalami pengecilan penampang dan terjadi retakan sepanjang area tarikan mengindikasikan material yang digunakan ulet (**Gambar 3 dan 4**). Berdasarkan pengujian terhadap kekuatan tarik dan struktur mikro pelat logam implan yang telah mengalami kegagalan dan material logam implan baru diperoleh hasil bahwa kekuatan tarik material implan hampir sama, dengan nilai kekuatan tarik ± 165.8 MPa untuk logam implan patah dan ± 109.42 MPa untuk logam implan baru. Kekerasan kedua material tersebut adalah sebesar 988 MPa (*313 HV*). Logam implan baru memiliki nilai kekerasan sebesar 757 MPa (*238 HV*). Pengamatan struktur mikro menunjukkan profil patahan yang tidak rata dan berserabut menghasilkan kekuatan tarik yang rendah. Sedangkan profil patahan yang cenderung rata dan halus menghasilkan kekuatan tarik yang tinggi.

Ucapan Terima Kasih

Penulis mengucapkan terima kasih kepada DP₂M DIKTI atas pembiayaan sebahagian penelitian melalui Hibah Pascasarjana tahun 2013 dan 2014.

Daftar Pustaka

1. Sudhakar, K.V., "Metallurgical investigation of a failure in 316L stainless steel orthopaedic implant", *Engineering Failure Analysis*, Vol. 12, pp. 249-256, 2005.
2. ASTM International. 2002. *Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Materials*. West Conshohocken, United States.
3. Sharma, C.A., Ashok Kumar, M.G., Joshi, G.R., John, J.T., "Retrospective Study of Implant Failure in Orthopaedic Surgery", *MJAFI*, Vol. 62, pp. 70-72, 2006.