



UNIVERSITAS INDONESIA

**PENGEMBANGAN MATERIAL BIOLOGI BAJA MANGAN
(25% DAN 35%) DIPRODUKSI MELALUI METODE
METALURGI SERBUK**

SKRIPSI

**RUBEN REGA
0806331960**

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM STUDI TEKNIK METALURGI DAN MATERIAL**

**DEPOK
JANUARI 2012**



UNIVERSITAS INDONESIA

**PENGEMBANGAN MATERIAL BIOLOGI BAJA MANGAN
(25% DAN 35%) DIPRODUKSI MELALUI METODE
METALURGI SERBUK**

SKRIPSI

**Diajukan Sebagai Salah Satu Syarat Untuk Memperoleh Gelar
Sarjana Teknik**

**RUBEN REGA
0806331960**

**FAKULTAS TEKNIK
PROGRAM STUDI TEKNIK METALURGI DAN MATERIAL**

**DEPOK
JANUARI 2012**

HALAMAN PERNYATAAN ORISINALITAS

**Skripsi ini adalah hasil karya saya sendiri,
dan semua sumber baik yang dikutip maupun dirujuk
telah saya nyatakan dengan benar.**

Nama : Ruben Rega Ludang

NPM : 0806331960

Tanda Tangan : 

Tanggal : 19 Januari 2012

HALAMAN PENGESAHAN

Skripsi ini diajukan oleh :

Nama : Ruben Rega Ludang
NPM : 0806331960
Program Studi : Teknik Metalurgi dan Material
Judul Skripsi : Pengembangan Material Biologi Baja Mangan (25%
dan 35%) Diproduksi melalui Metode Metalurgi
Serbuk

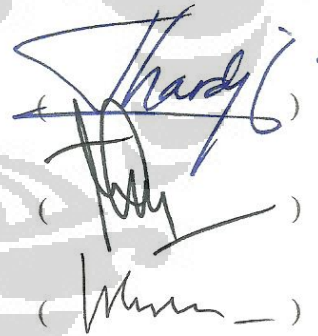
Telah berhasil dipertahankan di hadapan Dewan Penguji dan diterima sebagai bagian persyaratan yang diperlukan untuk memperoleh gelar Sarjana Teknik pada Program Studi Teknik Metalurgi dan Material Fakultas Teknik Universitas Indonesia

DEWAN PENGUJI

Pembimbing : Dr.Ir Sri Harjanto

Penguji 1 : Prof. Dr. -Ing. Ir. Bambang Suharno

Penguji 2 : Ir. Andi Rustandi, MT.



()
()
()

Ditetapkan : 19 Januari 2012

KATA PENGANTAR

Pertama–tama, penulis haturkan syukur kepada Tuhan Yang Maha Esa karena berkat restu, nikmat dan bimbingan-Nya, penulis dapat menyelesaikan tugas akhir dengan baik tanpa adanya hambatan yang cukup berarti dalam pengujian sampai akhirnya dapat menyelesaikan skripsi ini tepat pada waktunya. Penulisan skripsi ini dilakukan dalam rangka untuk memenuhi salah satu syarat untuk menggapai gelar Sarjana Teknik (ST) jurusan Metalurgi dan Material di Departemen Teknik Metalurgi dan Material Fakultas Teknik Universitas Indonesia.

Penulis menyadari bahwa, tanpa bantuan dan bimbingan dari berbagai pihak, dari masa perkuliahan hingga penyusunan skripsi ini, sangatlah sulit bagi penulis untuk menyelesaikan masa perkuliahan dan skripsi ini. Oleh karena itu saya mengucapkan terima kasih kepada:

1. Dr. Ir. Sri Harjanto, selaku dosen pembimbing yang telah menyediakan waktu dan pikiran untuk mengarahkan Penulis dalam penyusunan skripsi ini.
2. Prof. Dr-Ing. Ir. Bambang Suharno, selaku Kepala Departemen Teknik Metalurgi dan Material FTUI dan sebagai penguji
3. Ir. Andi Rustandi, M.T. yang telah banyak membantu penulis untuk dapat melakukan pengujian polarisasi dan sebagai penguji
4. Dr. Ir. Donanta Dhaneswara, M.Si, selaku Pembimbing Akademis Penulis selama menempuh studi di Teknik Metalurgi dan Material.
5. Dr. Ir. Akhmad Herman Yuwono, M.Phil-Eng, selaku koordinator tugas akhir
6. Ir. Rini Riastuti, M.Sc, yang telah membantu penulis untuk dapat melakukan pengujian
7. Semua dosen beserta karyawan yang ada di Departemen Metalurgi dan Material FTUI, yang telah memberikan bimbingan selama masa perkuliahan.
8. Orang tua Penulis, Robby Ludang S.E,. dan Anna Erlina beserta adik penulis Irene Graciana Ludang yang telah memberikan bantuan dukungan moral dan materil hingga Penulis dapat menyelesaikan skripsi ini.
9. Yudha Pratesa yang dengan kesabaran membantu mengarahkan Penulis ehingga dapat menyelesaikan tugas akhir

10. Bang Zakiyuddin yang membantu Penulis melakukan pengamatan mikrostruktur dan EDAX dengan sabar
11. Teman-teman seperjuangan Yudi Prasetyo, Rhidiyan Waroko, dan Fuad Hakim yang sangat membantu selama proses pengerjaan Skripsi.
12. Teman-teman Metalurgi 2008, yang memberikan pengalaman indah selama masa perkuliahan. Semoga Sukses semua!!
13. Seluruh Senior dan junior Metalurgi yang banyak membantu selama perkuliahan.
14. Seluruh Pihak yang membantu dalam proses pengerjaan Skripsi ini.

Akhir kata, Penulis ingin menghaturkan ucapan termakasih sebesar-besarnya pada seluruh pihak, baik yang telah disebut maupun tidak. Harapannya dengan adanya skripsi ini dapat memicu semangat baik untuk diri penulis maupun untuk semua pihak dalam pengembangan ilmu pengetahuan.

Depok, Januari 2012

Penulis

**HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI TUGAS
AKHIR UNTUK KEPENTINGAN AKADEMIS**

Sebagai sivitas akademik Universitas Indonesia, saya yang bertanda tangan di bawah ini, :

Nama : Ruben Rega Ludang
NPM : 0806331960
Program Studi : Teknik Metalurgi dan Material
Departemen : Metalurgi dan Material
Fakultas : Teknik
Jenis Karya : Skripsi

Demi pengembangan ilmu pengetahuan, menyetujui untuk memberikan kepada Universitas Indonesia **Hak Bebas Royalti Non-eksklusif (*Non-exclusive Royalty-Free Right*)** atas karya ilmiah saya yang berjudul :

**Pengembangan Material Biologi Baja Mangan (25% dan 35%) Diproduksi
melalui Metode Metalurgi Serbuk**

beserta perangkat yang ada (jika diperlukan). Dengan Hak Bebas Royalti Nonekklusif ini, Universitas Indonesia berhak menyimpan, mengalihmedia atau formatkan, mengelola dalam bentuk pangkalan data (*database*), merawat, dan mempublikasikan tugas akhir saya selama tetap mencantumkan nama saya sebagai penulis atau pencipta dan sebagai pemilik Hak Cipta.

Demikian pernyataan ini saya buat dengan sebenarnya.

Dibuat di : Depok
Pada Tanggal : 19 Januari 2012

Yang menyatakan



(Ruben Rega Ludang)

ABSTRAK

Nama : Ruben Rega
NPM : 0806331960
Program Studi : Teknik Metalurgi dan Material
Judul Skripsi : Pengembangan Material Biologi Baja Mangan (25% dan 35%) Diproduksi melalui Metode Metalurgi Serbuk

Pengembangan material biologi baja mangan (25% dan 35%) diproduksi melalui metode metalurgi serbuk diteliti dengan penambahan mangan 25% dan 35% dan hubungannya terhadap ketahanan korosi dan kekuatan sebagai *biodegradable stent* telah diteliti dengan pengujian polarisasi pada larutan ringer laktat dan larutan Hanks', kekerasan Rockwell A, dan struktur mikro. Hasil dari pengujian penambahan mangan 25% dan 35% dibandingkan dan didapatkan bahwa struktur yang dominan adalah fasa campuran austenite-ferrite dengan fasa dominan austenite bagi keduanya. Pada kedua variabel penambahan mangan tidak ditemukan adanya pasivasi pada kurva polarisasi *potentiodynamic*. Namun, dengan penambahan mangan 35%, laju korosi yang didapatkan lebih tinggi daripada dengan penambahan mangan 25%. Hal ini terjadi karena penambahan Mn yang lebih banyak akan menghasilkan perbedaan potensial dengan Fe sehingga lebih mudah terkorosi. Kekerasan sampel dengan penambahan mangan 25% adalah 25,4 HRA dan pada penambahan mangan 35% sebesar 20,4 HRA karena porositas yang terbentuk pada penambahan 35% lebih banyak (25,4%) daripada dengan penambahan mangan 25% (18,5%).

Kata kunci: mangan, korosi, kekuatan, *biodegradable stent*, metalurgi serbuk

ABSTRACT

Name : Ruben Rega
NPM : 0806331960
Major : Metallurgy and Material Engineering
Title : Development of Manganese Steel (25% Mn and 35% Mn) as Biomaterial with Powder Metallurgy Method

Development of manganese steel (25% Mn and 35% Mn) as biomaterial with powder metallurgy method is observed from the effect of 25% and 35% manganese addition on corrosion rate and strength as biodegradable stent has been studied with polarization test with ringer lactate solution and Hanks' solution, Rockwell A hardness test, and microstructure examination. The phase formed is austenite-ferrite with austenite as dominant phase on both manganese addition. It is not found any passivation on potentiodynamic polarization test with both manganese addition variables. The corrosion rate is higher by addition of 35% manganese compared to 25% manganese addition because manganese is more noble than Fe. Thus more manganese addition more higher the corrosion rate. The Rockwell A hardness for Fe-25Mn-0,8C is 25,4 HRA and for Fe-35Mn-0,8C is 20,4 HRA because the porosity is higher in 35% manganese addition (25,4%) than in 25% manganese addition (18,5%).

Keywords: manganese, corrosion, strength, biodegradable stent, powder metallurgy

DAFTAR ISI

HALAMAN JUDUL	i
HALAMAN PERNYATAAN ORISINILITAS	ii
HALAMAN PENGESAHAN	iii
KATA PENGANTAR	iv
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI	vi
ABSTRAK	vii
ABSTRACT	viii
DAFTAR ISI	ix
DAFTAR TABEL	xi
DAFTAR GAMBAR	xii
DAFTAR LAMPIRAN	xiii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang	1
1.2 Perumusan Masalah	2
1.3 Tujuan Penelitian	3
1.4 Ruang Lingkup Penelitian	3
1.5 Sistematika Penulisan	4
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	6
2.1 Material Biologi	6
2.2 Material Biologi Berbasis Logam	8
2.3 Material Biologi Logam Mampu Luruh	10
2.4 <i>Coronary Stent</i>	13
2.5 Lingkungan Tubuh	13
2.6 Pengaruh Unsur Paduan	14
2.6.1 Mangan	14
2.6.2 Karbon	15
2.6.3 Fasa Austenite	15
2.7 Fabrikasi Material Biologi dengan Metalurgi Serbuk	15
2.7.1 Fabrikasi Serbuk	16
2.7.2 Mixing	16
2.7.3 Proses Kompaksi	16
2.7.4 Proses Sinter	17
BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN	22
3.1 Diagram Alir Penelitian	22
3.2 Persiapan Serbuk	23
3.2.1 Persiapan Serbuk Ferromangan	23
3.2.2 Mixing Serbuk	24
3.3 Kompaksi	25
3.4 Sinter	25

3.5 Pengujian Sampel	25
3.5.1 Pemotongan Sampel.....	26
3.5.2 Pengujian Densitas	26
3.5.3 Pengujian Komposisi Kimia.....	27
3.5.4 Pengamatan Struktur Mikro	28
3.5.5 Pengamatan <i>Scanning Electron Microscope</i> (SEM).....	28
3.5.6 Pengujian XRD	29
3.5.7 Pengujian Polarisasi	30
3.5.8 Pengujian Kekerasan.....	31
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN.....	33
4.1 Densitas.....	33
4.2 Komposisi Kimia.....	34
4.3 Pengamatan Struktur Mikro dengan Mikroskop Optik	35
4.4 Pengamatan dengan SEM	36
4.3 Pola Difraksi Fasa.....	40
4.5 Sifat Korosi	42
4.6 Kekerasan.....	46
BAB 5 KESIMPULAN	48
DAFTAR REFERENSI	49
LAMPIRAN	53

DAFTAR TABEL

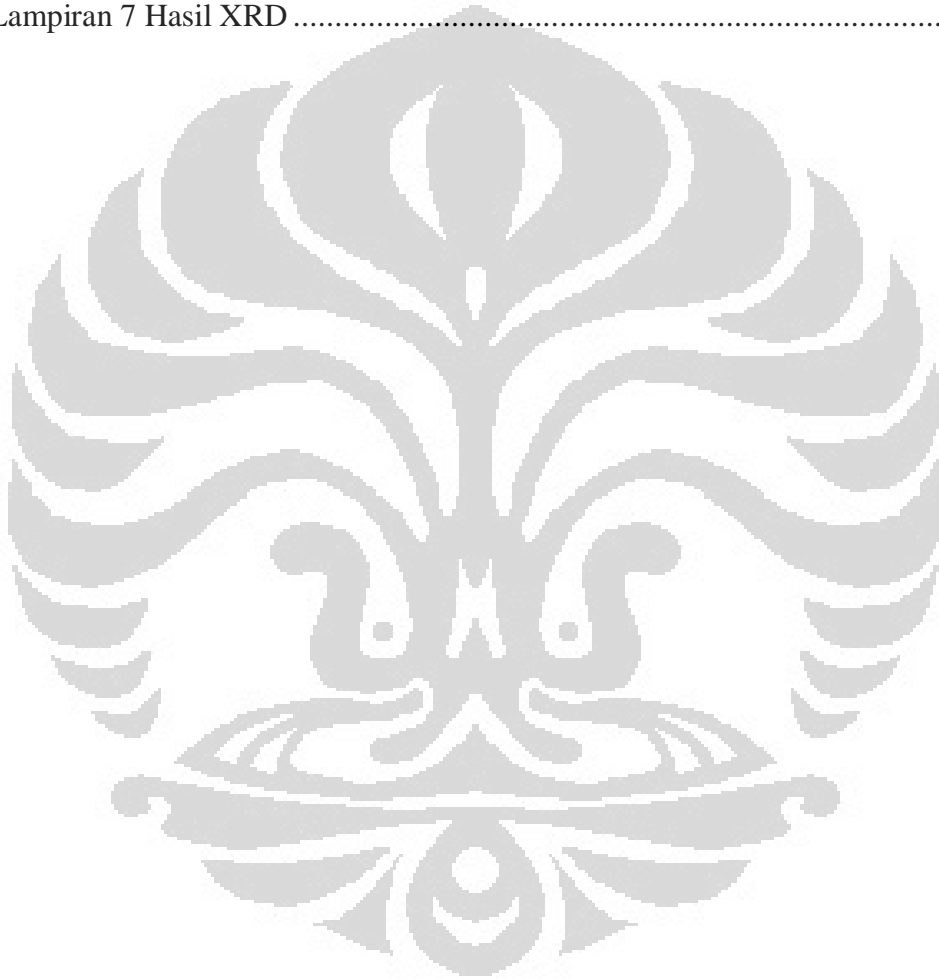
Tabel 2. 1	Jenis material dan pengembangannya sebagai biomaterial bagi tubuh	7
Tabel 2. 2	Tabel perbandingan sifat mekanik dan laju korosi paduan magnesium yang dikembangkan sebagai biodegradable stent.....	12
Tabel 2. 3	Tabel perbandingan sifat mekanik dan korosi logam-logam biomaterial berbasis Fe	13
Tabel 3. 1	Tabel data serbuk yang digunakan.....	23
Tabel 3. 2	Perbandingan berat serbuk dan ferromangan yang digunakan	25
Tabel 3. 3	Kandungan senyawa yang terkandung pada larutan ringer laktat dan larutan Hanks'	30
Tabel 4. 1	Tabel hasil uji densitas sampel A2 dan B2.....	33
Tabel 4. 2	Hasil uji EDAX serbuk ferromangan	34
Tabel 4. 3	Hasil EDAX area A2 dan B2	34

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Stent yang ada di pembuluh darah (a) stent Mg pada hari ke-3 setelah pemasangan, (b) setelah 28 hari, (c) stent dari stainless steel setelah 28 hari	10
Gambar 2. 2 Perbandingan pembuluh darah yang mengecil (a) sebelum dipasang stent, dan (b) yang sesudah dipasang stent.....	11
Gambar 2. 3 Diagram fasa Fe-Mn.....	14
Gambar 2. 4 Diagram alir fabrikasi paduan Fe-Mn dengan metode metalurgi serbuk pada penelitian Hermawan, et al	20
Gambar 3. 1 Diagram alir penelitian	22
Gambar 3. 2 Gambar bentuk dan dimensi sampel.....	24
Gambar 3. 3 Alat <i>low speed diamond cutting</i> Departemen Fisika MIPA Universitas Indonesia	26
Gambar 3. 4 Alat SEM LEO 420i Departemen Metalurgi FTUI.....	28
Gambar 3. 5 Skema difraksi sinar-X pada sampel XRD	29
Gambar 3. 6 Alat Shimadzu XRD-7000	30
Gambar 3. 7 Skema pemasangan alat pengujian polarisasi	31
Gambar 3. 8 Alat uji kekerasan Rockwell MC di PT. FSCM.....	32
Gambar 4. 1 Foto pengamatan struktur mikro dengan mikroskop optik	35
Gambar 4. 2 Hasil pengamatan dengan SEM	37
Gambar 4. 3 Hasil SEM dan EDAX titik pada daerah yang berwarna beda pada sampel A2 (Fe-25Mn-0,8C) hasil sinter.....	38
Gambar 4. 4 Hasil SEM dan EDAX titik pada daerah yang berwarna beda pada sampel B2 (Fe-35Mn-0,8C) hasil sinter	39
Gambar 4. 5 Hasil pengujian XRD sampel Fe-25Mn-0,8C (bawah) dan Fe-35Mn-0,8C (atas) dan perbandingan dengan literatur	41
Gambar 4. 6 Hasil simulasi software untuk (kiri) Fe-25Mn-0,8C dan (kanan) Fe-35Mn-0,8C menunjukkan fasa austenite tunggal pada temperatur 1100°C.....	41
Gambar 4. 7 Kurva perbandingan polarisasi sampel A2 dan B2 dalam larutan Hanks' $\pm 37^{\circ}\text{C}$	42
Gambar 4. 8 Kurva perbandingan polarisasi sampel A2 dan B2 dalam larutan ringer laktat $\pm 37^{\circ}\text{C}$	42
Gambar 4. 9 Grafik E_{corr} pada larutan uji polarisasi bagi kedua sampel	43
Gambar 4. 10 Grafik I_{corr} pada larutan uji bagi kedua sampel	43
Gambar 4. 11 Grafik laju korosi pada larutan uji bagi kedua sampel	44
Gambar 4. 12 Hasil imersi sampel A2 (kiri) dan B2 (kanan) selama 5 hari pada larutan Hanks'	45
Gambar 4. 13 Hasil EDAX produk hasil korosi menunjukkan adanya kandungan pospat yang tinggi pada sampel A2 (kanan) dan B2 (kiri).....	46
Gambar 4. 14 Grafik perbandingan kekerasan sampel Fe-25Mn-0,8C dan B2 Fe- 35Mn-0,8C dengan material lain.....	47

DAFTAR LAMPIRAN

Lampiran 1 Data Uji Densitas	53
Lampiran 2 Foto Hasil Mikroskop Optik.....	54
Lampiran 3 Foto Hasil SEM	57
Lampiran 4 <i>Data Sheet</i> Ferromangan.....	61
Lampiran 5 Data Polarisasi	62
Lampiran 6 Data Kekerasan Rockwell A	64
Lampiran 7 Hasil XRD	65



BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Permintaan dan penggunaan material biologi (biomaterial) berbasis logam meningkat tajam akhir-akhir ini. Perubahan piramida umur penduduk dunia dengan meningkatnya jumlah penduduk dunia yang lanjut usia serta tingginya angka kecelakaan baik darat, laut dan udara merupakan sebab utama peningkatan tersebut. Sebagai gambaran, permintaan dan penggunaan biomaterial dari logam mencapai US\$ 212,8 juta pada tahun 2008, bahkan penggunaan material biologi dari logam sebagai pengganti tulang pangkal paha akan mencapai jumlah 272.000 buah pada tahun 2030 [1]. Kebanyakan dari material biologi digunakan untuk gigi dan pengganti tulang atau ortopedik. Material biologi sebagai pengganti tulang atau gigi ini bersifat permanen sehingga logam dan *alloy* yang mempunyai ketahanan korosi yang tinggi biasa digunakan. Melihat dari potensi material biologi yang besar bagi penggantian atau pembantu kerja organ tubuh, maka *stent* bagi pembuluh darah mulai dikembangkan.

Material biologi dibagi menjadi dua kategori berdasarkan tempat dan fungsi pemasangannya yaitu *coronary stent* dan implan material. Implan adalah material yang ditanam di dalam tubuh yang berfungsi untuk mengganti fungsi asli organ yang tergantikan. *Coronary stent* adalah alat yang berbentuk *wire mesh tube* yang dimasukkan di dalam pembuluh darah dan dipasang pada pembuluh yang mengalami gangguan. *Stent* yang dimasukkan memiliki fungsi untuk menyangga pembuluh darah yang tersumbat akibat kadar kolesterol yang tinggi di dalam tubuh [2]. Material yang dipakai menjadi *stent* adalah material yang memiliki sifat yang unggul pada:

1. beban yang mampu diterima
2. regangan
3. biokompabilitas
4. sifat tahan korosi

Berdasarkan persyaratan di atas, material yang dipakai adalah Cobalt-Chromium, NiTiNol (nikel-titanium), tantalum, dan *stainless steel* 316L.

Namun semua material di atas memerlukan pembedahan pengeluaran *stent* yang telah dipasang karena sifatnya yang tahan korosi. Maka dikembangkanlah *coronary stent* dengan sifat dapat terurai dalam tubuh dalam jangka waktu tertentu, biasanya 6-12 bulan, karena keberadaan *stent* lebih lama tidak menambahkan efek penyembuhan yang berarti bagi pembuluh darah yang tersumbat [3].

Stent dengan karakteristik seperti itu disebut *biodegradable stent* (*stent* mampu luruh). Ada dua logam yang diteliti untuk menghasilkan *biodegradable stent* yaitu *pure iron* dan *magnesium alloy*. *Magnesium alloy* memiliki karakteristik sifat mampu luruh yang cepat atau baik tetapi memiliki kekurangan sifat mekaniknya. Sedangkan *pure iron* memiliki kelebihan pada sifat mekanik namun sangat lambat meluruh di dalam tubuh. Kesimpulan itu didapat setelah dilakukan pengujian kedua material sebagai *stent* secara *in vivo* [4].

Untuk itu para peneliti mengembangkan campuran mangan (Mn) dengan besi (Fe) sebagai logam utamanya. Hasilnya adalah paduan Fe-35Mn yang memiliki fasa tunggal austenite dan memiliki kekuatan sama seperti *stainless steel* 316L dan bersifat diamagnetik sehingga aman jika dilakukan pemeriksaan MRI [4]. Namun, paduan Fe-35Mn masih memiliki kekurangan yaitu kekuatannya masih terbilang rendah dan memiliki laju korosi yang masih rendah (sulit terkorosi). Karena itu, perlu ditambahkan penguat untuk menjaga kekuatan material walaupun material sudah terdegradasi.

Maksud dari penelitian ini adalah untuk mengembangkan *biodegradable material* baru yang mempunyai kadar korosi dan kekuatan yang lebih tinggi dan juga mempunyai biokompabilitas yang baik dengan jaringan tubuh atau kondisi yang serupa dengan jaringan.

1.2 Perumusan Masalah

Permasalahan dalam pengembangan material biologi sistem Fe-Mn-C yang mampu luruh secara alami akan didekati dan dijawab melalui penelitian ini dan digambarkan dalam beberapa pertanyaan berikut:

1. bagaimana kondisi dan parameter optimal dalam pembuatan material biologis logam Fe-Mn-C melalui pemaduan mekanik dan proses metalurgi serbuk, dari sisi paduan maupun proses.

2. bagaimana karakteristik struktur mikro, sifat mekanik, sifat korosi dari material yang dibuat tersebut.

3. faktor penting apa yang mengontrol keterkaitan struktur mikro, sifat mekanik dan sifat korosi material agar mampu luruh secara alami dalam penggunaannya.

1.3 Tujuan Penelitian

Penelitian ini bertujuan untuk membuat material biologi mampu luruh berbasis sistem paduan Fe-Mn-C melalui proses penggilingan mekanik dan proses metalurgi serbuk. Ada pun beberapa tujuan khusus penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Menentukan pengaruh unsur karbon dan mangan terhadap mikrostruktur, sifat mekanik dan sifat korosi dari baja.
2. Menentukan komposisi paduan logam berbasis Fe-Mn-C yang mempunyai fasa tunggal austenit.
3. Mengkaji sifat mekanik, sifat korosi dan biokompatibilitas material yang dikembangkan.

1.4 Ruang Lingkup Penelitian

Penelitian ini dilakukan dengan membuat material biologi logam mampu luruh khususnya dengan paduan Fe-Mn. Penambahan 25% dan 35% Mn menjadi dasar bagi penelitian ini. Namun unsur lain yang ditambahkan adalah karbon (C) sebagai pengganti palladium (Pd). Maksud dari penggantian ini adalah untuk mengembangkan material biologi yang memiliki sifat mekanik yang lebih baik dari paduan Fe-Mn namun lebih murah karena tidak menambahkan palladium. Fungsi unsur Pd yang membentuk fasa intermetalik disubstitusikan dengan penambahan karbon.

Metode yang digunakan untuk memadukan paduan Fe-Mn-C adalah dengan *mechanical alloying*. Bentuk dari logam Fe, Mn, dan C adalah serbuk.

Tujuan dari *mechanical alloying* adalah memadukan serbuk Fe, Mn, dan C. Pemaduan unsur-unsur ini akan ditingkatkan kadarnya dalam proses sinter pada temperatur tinggi. Dengan demikian diharapkan paduan yang terbentuk menjadi lebih homogen.

Setelah sinter, sampel kemudian dikarakterisasi untuk menentukan sifat korosi, mekanik, dan biokompabilitasnya. Karakterisasi yang dilakukan adalah pengujian densitas, struktur mikro, komposisi kimia, *x-ray diffraction* (XRD), polarisasi, dan kekerasan Rockwell A.

1.5 Sistematika Penulisan

Dalam penulisan ini, sistematika penulisan disusun agar konsep dalam penulisan skripsi menjadi berurutan sehingga akan didapat kerangka alur pemikiran yang mudah dan praktis. Sistematika tersebut dapat diartikan dalam bentuk bab-bab yang saling berkaitan. Bab-bab tersebut diantaranya :

a) Bab 1 Pendahuluan

Membahas mengenai latar belakang penulisan, perumusan masalah, tujuan penelitian, ruang lingkup penelitian, dan sistematika penulisan.

b) Bab 2 Landasan Teori

Membahas mengenai material biologi secara umum, material biologi logam, logam *biodegradable*, kondisi lingkungan tubuh, proses kompaksi, proses sinter, dan pengembangan material biologi dengan metode metalurgi serbuk.

c) Bab 3 Metodologi Penelitian

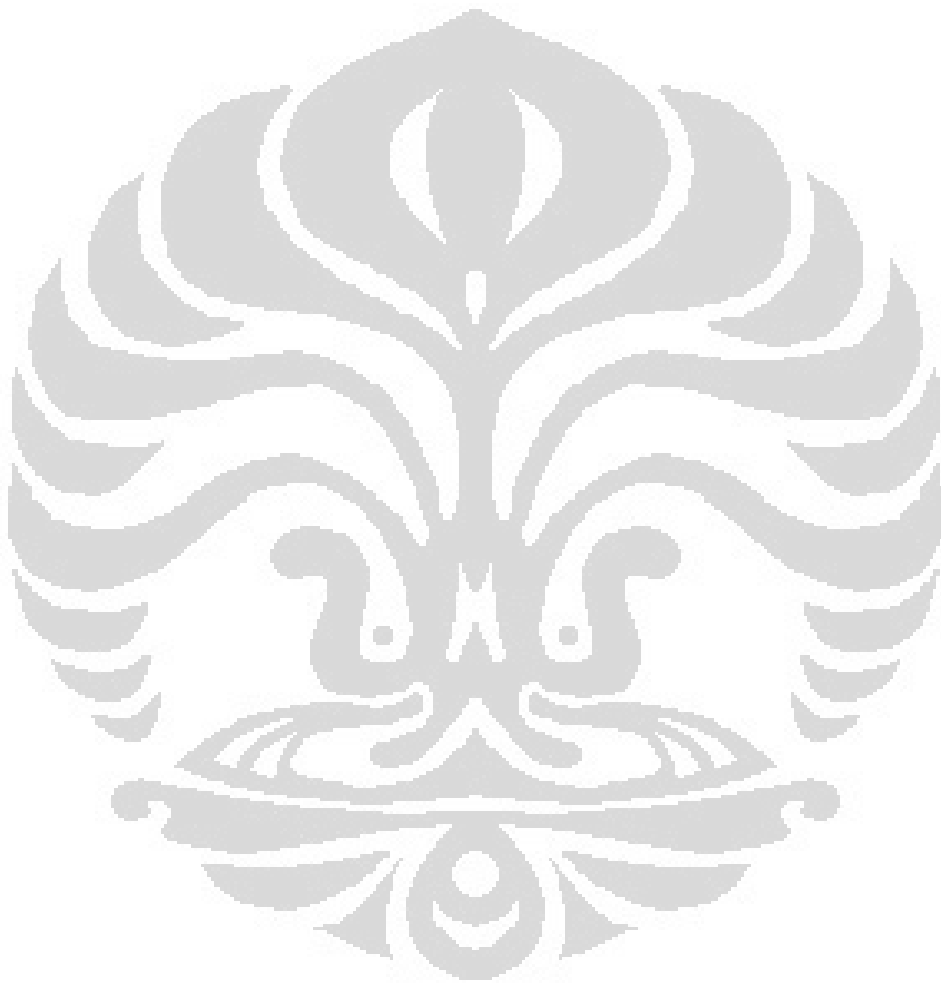
Membahas mengenai diagram alir penelitian, alat dan bahan yang diperlukan untuk penelitian, dan prosedur penelitian

d) Bab 4 Hasil dan Pembahasan

Membahas mengenai pengolahan data yang didapat dari penelitian serta menganalisa hasil penelitian baik berupa angka, gambar, dan grafik, serta membandingkan dengan teori dan literatur.

e) **Bab 5 Kesimpulan**

Membahas mengenai kesimpulan dari hasil penelitian yang telah dilakukan sesuai dengan tujuan dari penelitian



BAB 2

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Material Biologi

Material biologi (biomaterial) adalah material dengan *novel properties* yang membuat mereka dapat mengalami kontak yang tidak merugikan bagi jaringan hidup, dan diproduksi melalui proses yang menggunakan atau meniru fenomena biologis [5]. Material biologi menjadi teknologi mutakhir yang dikembangkan demi menjawab kesulitan pengobatan jika diperlukan pengganti organ tubuh. Terbukti dari keseriusan Amerika Serikat dengan mengeluarkan dana sebesar 22,2 milyar dollar pada tahun 2006 untuk pengembangan material biologi bagi bidang kesehatan [6].

Uni Eropa juga menunjukkan keseriusan mereka untuk bidang biomaterial dengan mendanai pengembangan material biologi sebesar 107,1 juta euro pada tahun 2007. Pada tahun 1980, pendekatan material biologi ditinjau dari sifat inertnya yaitu semua substansi atau obat-obatan, sintetik atau alami, yang dapat digunakan sendiri atau menjadi bagian suatu sistem yang meningkatkan atau mengganti jaringan, organ, atau fungsi tubuh. Pada tahun 1990 ke atas, pendekatan material biologi berubah dari inert menjadi aktif, maksudnya adalah sebagai materi tidak hidup yang digunakan sebagai alat medis dan dibuat untuk berinteraksi dengan sistem tubuh makhluk hidup.

Material biologi dapat dikembangkan dari material logam, polimer, dan keramik. Berikut adalah contoh material dan penggunaannya sebagai material biologi bagi tubuh.

Tabel 2. 1 Jenis material dan pengembangannya sebagai biomaterial bagi tubuh [7]

Kategori dari jenis material biologi	Komposisi	Kegunaan
Bukan polimer	Silikon	Implan payudara, prostetik untuk wajah
Keramik	Hydroxyapatite	Rekonstruksi perbaikan cacat selular
Logam	Titanium, <i>stainless steel</i> , cobalt, dan magnesium alloy	Prostetik orthopedi, alat-alat bedah

Perkembangan material biologi sangat pesat dan mempengaruhi cara pandang peneliti dalam pengembangan dan bagaimana implan material biologi ada di dalam tubuh. Generasi pertama material biologi mempunyai satu karakteristik yang ingin dicapai yaitu inert. Maksud dari inert adalah tidak menghasilkan reaksi dari host apakah ditolak atau ada interaksi dengan tubuh. Material biologi generasi ini belum menghasilkan hasil yang memuaskan sehingga para peneliti mengembangkan material biologi generasi kedua yang mempunyai karakteristik yang ingin dicapai yaitu *bioactive*. *Bioactive* maksudnya adalah terjadi interaksi dan penerimaan dari jaringan tubuh host terhadap material biologi sehingga dicapai performa yang lebih stabil pada waktu yang lama. Tetapi, material biologi generasi kedua masih memiliki kekurangan yaitu perlu ada prosedur untuk mengeluarkan material biologi yang ditanam di tubuh karena material biologi tersebut tidak dapat meluruh di dalam tubuh. Maka dikembangkanlah material biologi generasi ketiga yang memiliki karakteristik *biodegradable*. Maksud dari *biodegradable* adalah dapat terdegradasi secara kimia oleh alam (cuaca, bakteri, hewan, tumbuhan, dalam tubuh manusia [6]).

Sebelumnya pengembangan *biodegradable material*, korosi dianggap sebagai suatu kegagalan secara metalurgi. Namun kemampuan luruh magnesium dan besi menjadi keuntungan dalam aplikasi implan *biodegradable*. Material tersebut melakukan tugasnya untuk memperbaiki struktur tubuh dan

memungkinkan jaringan tubuh kembali tumbuh lalu meluruh meninggalkan jaringan tubuh yang sudah sembuh.

Pengembangan material biologi merupakan usaha sinergis multi-disiplin ilmu seperti ilmu kimia, teknik kimia, sains material, mekanik, bioengineering, biologi, dan farmasi. Masukan bagi pengembangan material biologi juga perlu datang dari badan peraturan pemerintah, wirausahawan, dan tokoh moral [8]. Material biologi yang digunakan untuk *stent* dapat terbuat dari logam atau polimer.

2.2 Material Biologi Berbasis Logam

Material biologi logam umumnya terdiri baja tahan karat (*stainless steel*) 316L, paduan Co-Cr, Titanium dan paduannya, paduan Mg, NiTiNol dan logam amorf (*metallic glass*).

Baja tahan karat austenitik telah terdaftar pada standar ASTM (American Society for Testing and Materials) sebagai material aplikasi '*surgical implant*' (ASTM, 2008). Biokompatibilitas logam ini masih di bawah paduan Ti karena keberadaan unsur Ni yang bersifat toksik dan karsinogenik pada manusia^[4].

Material biologi logam berbasis Fe yang sudah paten diantaranya adalah 316L (Fe-Cr-Ni-Mo), 1.4441 (Fe-Cr-Ni-Mo-N), REX 734 (Fe-Cr-Ni-Mo-Mn-Nb-N) dan P-2000 (Fe-Cr-Ni-Mo-Mn-Nb-N) dengan ketahanan korosi dan ketangguhan fatik meningkat [9]. *Austenitic stainless steel* mempunyai kelebihan-kelebihan yaitu tahan korosi, keuletan yang tinggi, dan bersifat diamagnetik sehingga tidak mengganggu pemeriksaan dengan metode MRI.

Paduan berbasis Co terkenal sejak dulu sebagai logam tahan keausan dan telah digunakan dalam aplikasi kedokteran gigi. Logam paduan Co ini juga telah terdaftar sebagai material biologi dalam standar ASTM. Sistem paduan yang banyak dikembangkan adalah Co-Cr-Mo yang merupakan paduan terkini dengan menghilangkan penggunaan unsur Cr dan Ni yang memberikan efek buruk pada tubuh manusia [10]. Karena memiliki sifat unggul dalam pengerjaan panas atau dingin dan kemampuannya untuk diperkuat serta tidak bersifat toksik pada tubuh, maka paduan Co ini banyak digunakan sebagai material balon (*vascular stents*), kawat gigi, plat tulang dan kawat penyambung.

NiTiNol (*Nickel Titanium Naval Ordinance Laboratory*) adalah contoh dari material biologi yang biokompatibel dan berupa *super-elastic shape-memory alloy*. Paduan yang dipakai adalah 55% nikel dan 45% titanium. Karena ikatan intermetalik antara nikel dan titanium sangat kuat, maka laju korosi akan menjadi sangat kecil dan sedikit sekali terjadi reaksi antara nikel dengan tubuh. Bahkan pemakaian stent NiTiNol tidak menunjukkan komplikasi pada pasien yang sensitif terhadap nikel [11].

Paduan titanium memiliki keunggulan khusus dibanding paduan-paduan sebelumnya, dalam hal ketahanan korosi dan biokompatibilitasnya. Dibandingkan dengan jenis material biologi logam lain, titanium dan paduannya memiliki tingkat biokompatibilitas yang paling baik [11]. Sifat unggul tersebut muncul karena kemampuan Ti membentuk '*osseointegration*' yaitu kemampuan untuk membentuk ikatan langsung antara Ti dan tulang pada level struktur mikro. Karena sifat inilah maka paduan Ti dikenal sebagai paduan logam dengan sifat biokompatibilitas yang sangat baik. Material biologi paduan Ti ini juga telah terdaftar pada standar ISO dan ASTM. Sistem paduan yang banyak dikembangkan adalah jenis paduan a, b, a+b dan intermetalik.

Paduan magnesium merupakan paduan logam material biologi yang banyak dikembangkan karena potensi sifat kemampuan luruh alaminya (*biodegradable*) Material biologi yang mampu luruh ini bisa mengurangi tindakan pembedahan kedua untuk menghilangkan implan. Sebelumnya material biologi yang mampu luruh yang biasa digunakan adalah keramik dan polimer. Akan tetapi, penggantian material biologi logam dengan material keramik atau polimer menjadi sangat sulit. Karenanya saat ini logam material biologi mampu luruh menjadi penting untuk dikembangkan. Paduan Mg ini secara umum memiliki sifat fisik dan mekanik dibawah paduan baja, Co atau Ti. Peningkatan sifat fisik dan mekanika paduan Mg ini menjadi fokus riset dan pengembangannya.

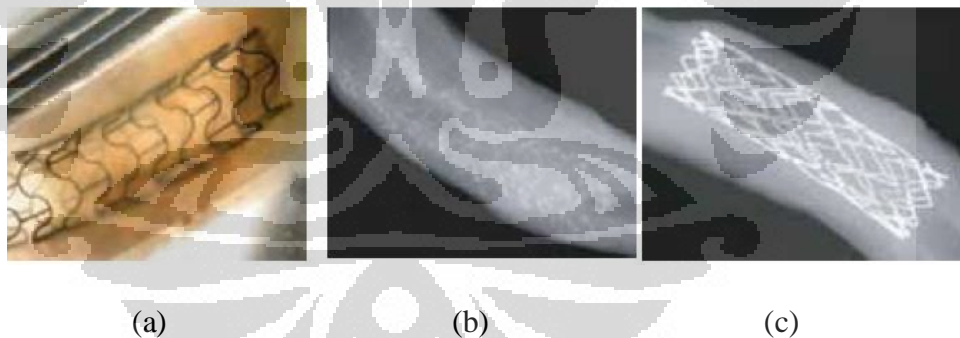
Paduan logam amorf merupakan paduan logam dengan struktur amorf. Paduan ini tidak memiliki struktur kristal sebagaimana logam paduan umumnya. Hal ini menjadikan logam ini memiliki kekuatan tinggi dengan modulus elastisitas rendah dan ketahanan korosi yang sangat baik. Paduan yang banyak dikembangkan antara lain sistem paduan Ti-Zr-Cu-Pd-Nb [12]. Material biologi

logam sudah dapat diaplikasikan sebagai implan penopang beban seperti lutut prostetik dan kawat penyangga, baut, pin, dan *plate*. Material biologi dari logam juga digunakan sebagai bagian dari katup jantung tiruan dan sebagai stent pembuluh darah.

2.3 Material Biologi Logam Mampu Luruh

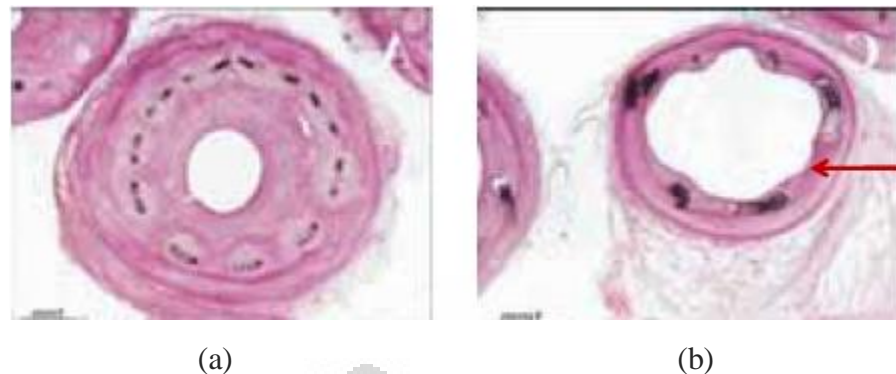
Pengembangan material biologi sudah mencapai generasi ketiga yaitu material biologi logam mampu luruh di dalam tubuh (*biodegradable*). Syarat sebagai *biodegradable material* adalah mampu luruh di dalam tubuh dan material yang meluruh itu ada di dalam tubuh dan tidak beracun. Selain itu material biologi juga memerlukan kekuatan yang baik, ketahanan korosi yang rendah, dan sifat mampu bentuk yang baik. Logam yang dikembangkan adalah logam paduan berbasis magnesium (Mg) dan besi (Fe).

Pemanfaatan material biologi logam mampu luruh di bidang kedokteran diteliti untuk aplikasi yang lebih spesifik sebagai '*stent*' [3]. '*Stent*' merupakan konstruksi perancah untuk membantu pembukaan mekanik dan mencegah penyempitan dini dari pembuluh darah.



Gambar 2. 1 menunjukkan stent yang ada di pembuluh darah (a) stent Mg pada hari ke-3 setelah pemasangan, (b) setelah 28 hari, (c) stent dari stainless steel setelah 28 hari [13]

Keberadaan '*stent*' tidak selamanya diperlukan karena jaringan pembuluh darah akan menemukan keseimbangan baru setelah tertekan oleh '*stent*' tersebut. Setelah '*stent*' terurai maka hanya diharapkan hanya pembuluh darah saja yang tertinggal. Oleh karena itu, '*biodegradable stent*' yang ideal adalah '*stent*' yang mampu terdegradasi dan juga memiliki integritas mekanik selama implantasi.



Gambar 2. 2 Perbandingan pembuluh darah yang mengecil (a) sebelum dipasang stent, dan (b) yang sesudah dipasang stent [13]

Paduan logam Mg yang mengandung unsur aluminium dan paduan logam Mg yang tidak mengandung unsur aluminium merupakan paduan yang mampu luruh alami. Paduan logam Mg mempunyai biokompatibilitas yang baik (Mg ada di dalam tubuh sehingga tidak dianggap unsur asing). Pengujian in-vivo menunjukkan bahwa paduan Mg dengan unsur pemuat Al (AZ31) dan Zn (AZ91) tidak menimbulkan efek alergi pada jaringan. Semua unsur paduan yang ditambahkan berpengaruh dalam meningkatkan kekuatan paduan logam Mg, baik disebabkan penguatan presipitasi (*precipitation strengthening*) dan penguatan larutan padat (*solid solution strengthening*). Paduannya juga larut di dalam tubuh saat proses luruh (tidak beracun), dan bersifat diamagnetik sehingga tidak terlihat pada tes X-Ray dan tidak mengganggu pemeriksaan CT atau MRI.

Kekurangan dari Mg alloy stent adalah, keuletan dan ketangguhan material akan turun dengan drastis seiring dengan penambahan logam paduan lain. Laju korosinya pun terlalu cepat. Stent yang terbuat dari Mg akan terkorosi, baik dalam in vivo maupun in vitro setelah 1 bulan. Ditambah lagi, kemungkinan Mg mengalami degradasi yang berbahaya karena menghasilkan gas H₂ dengan reaksi $Mg + 2H_2O \rightarrow Mg^{2+} + 2OH^- + H_2$ [14]. Berikut pada tabel 2.4 ditunjukkan sifat mekanik dan korosi bagi paduan magnesium yang dikembangkan sebagai material *biodegradable stent*.

Tabel 2. 2 Tabel perbandingan sifat mekanik dan laju korosi paduan magnesium yang dikembangkan sebagai biodegradable stent [3]

Material	Yield Strength (MPa)	Tensile Strength (MPa)	Elongation (%)	<i>In vitro</i> Degradation Rate (mm y^{-1}) *	Average Grain Size (μm)
316L SS: annealed (ASTM F138) [17]	190	490	40	-	12–30
Pure Mg: as cast [18,41]	20	86	13	407	-
WE43 alloy: extruded T5 [41]	195	280	2	1.35	10
AM60B-F: die cast [18,41,42]	-	220	6–8	8.97	25
ZW21: extruded [43–45]	200	270	17	-	4
WZ21: extruded [43–45]	140	250	20	-	7

Sedangkan, logam Fe mempunyai kekuatan yang baik di dalam di dalam tubuh. Namun logam Fe sangat lama meluruh di dalam tubuh. Untuk itu ditambahkan paduan Mn untuk meningkatkan laju korosi dari logam Fe. Dengan penambahan 29% Mn maka akan terbentuk fasa tunggal austenite. Selain itu mangan dipilih karena mangan memiliki tingkat biokompabilitas yang lebih tinggi dari unsur pembentuk austenit lain seperti nikel. Dengan penambahan 35% Mn maka didapat sifat diamagnetik bagi paduan Fe.

Penambahan unsur Pd juga dilakukan pada paduan Fe-Mn [15]. Dengan menggunakan unsur paduan logam, maka pembentukan fasa antara logam dapat dikontrol sehingga kadar korosi dapat dipercepat dan kekuatan dapat ditingkatkan oleh pembentukan fasa ini. Penggunaan unsur Mn dan Pd sangat sesuai untuk pengembangan paduan logam baru tersebut karena Mn dapat menurunkan potensial elektroda standard dan Pd akan membentuk fasa antaral logam yang mulia. Uji korosi menunjukkan bahwa Fe-Mn-Pd menunjukkan tingkat korosi yang sangat tinggi dibandingkan besi murni. Uji tarik menunjukkan juga bahwa material ini mempunyai kekuatan yang sangat tinggi melebihi 140MPa dan juga regangan lebih dari 10%. Oleh karena itu material ini sangat potensial untuk kegunaan ‘*biodegradable*’ karena kombinasi sifat korosi dan sifat mekaniknya.

Paduan logam Fe-35Mn mempunyai kekuatan luluh dan tarik yang hampir sama dengan *stainless steel* 316, meskipun regangan paduan logam ini hanya separuh dari SS316. Uji korosi menunjukkan bahwa paduan logam ini mempunyai sifat korosi yang lebih tinggi daripada besi murni sebesar 3 kali lipat. Penelitian ini menunjukkan bahwa paduan logam ini sesuai untuk digunakan sebagai *biodegradable stent* [4].

Berikut adalah tabel sifat mekanik dan korosi dari material biologi logam yang telah diteliti.

Tabel 2. 3 Tabel perbandingan sifat mekanik dan korosi logam-logam biomaterial berbasis Fe [3]

Material	Yield Strength (MPa)	Tensile Strength (MPa)	Elongation (%)	<i>In vitro</i> Degradation Rate (mm y ⁻¹) *	Average Grain Size (µm)
316L SS: annealed (ASTM F138) [17]	190	490	40	-	12–30
Armco® Fe: annealed [13,18]	150	200	40	0.19	40
Fe-35Mn alloy: annealed [19–21]	230	430	30	0.44	<100
Fe-10Mn-1Pd alloy: heat treated [22]	850–950	1450–1550	2–8	-	-
Electroformed Fe: annealed at 550 °C [23,24]	270	290	18	0.46–1.22	2–8
Fe alloyed by different elements (Mn, Co, Al, W, Sn, B, C and S): as cast [25]	100–220	190–360	12–23	0.10–0.17	100–400
Fe-30Mn-6Si alloy: solution treated [26]	180	450	16	0.30	<100
Nanocrystalline Fe: ECAP, 8 passes [27]	-	250–450	-	0.09–0.2	0.08–0.20

2.4 Coronary Stent

Stent adalah penyangga yang berbentuk tubular dengan struktur berlubang-lubang (berongga) yang akan dimasukkan dan akan diperlebar (*expanded*) di dalam pembuluh darah untuk tetap menjaga agar aliran darah kembali lancar. Pada saat ini, *stenting* dilakukan pada 60% tindakan *angioplasty*. *Angioplasty* adalah teknik mekanik untuk memperlebar pembuluh darah yang mengecil atau tersumbat. Pada proses ini stent dimasukkan ke dalam balon lalu diposisikan agar stent ikut mengembang dan menekan pembuluh darah ke luar untuk menyangga saat balon diberikan tekanan. *Stenting* dapat menurunkan risiko restenosis setelah proses *angioplasty*, namun pada 25% dari kasus *stenting*, masalah restenosis masih dapat terjadi, yang biasa disebut *in-stent* restenosis [3].

Pemasangan stent dilakukan dengan bantuan *catheter* sehingga *stent* dapat masuk dan mengembang di dalam pembuluh darah.

2.5 Lingkungan Tubuh

Tubuh manusia adalah lingkungan yang korosif bagi logam dan paduannya karena dapat terjadi reaksi oksidasi. Tubuh memiliki larutan dengan kadar garam sekitar 0,9% pada pH~7,4 dengan temperatur 37±1°C.

Semua bahan implan akan mengalami *dissolution* karena reaksi kimia maupun elektrokimia pada kecepatan tertentu, dikarenakan lingkungan tubuh yang korosif dan kompleks. Cairan tubuh manusia terdiri atas larutan air, senyawa kompleks, larutan cairan dari oksigen dan kandungan yang besar dari natrium (Na^+) dan klorida (Cl^-) dan elektrolit lainnya seperti bikarbonat, kandungan kecil dari kalium, kalsium, magnesium dan pospat, sulfat, asam amino, protein, plasma, limfa. Ion-ion yang ada ditubuh juga memberikan peranan yang penting untuk menjaga pH dan transfer elektron [16].

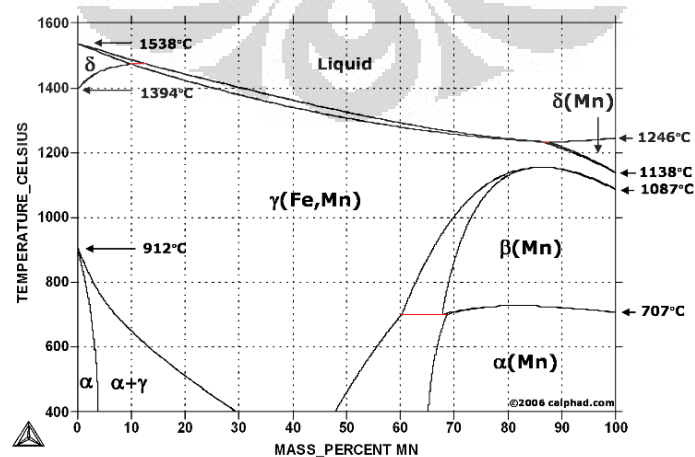
2.6 Pengaruh Unsur Paduan

Paduan ditambahkan agar sifat mekanik atau ketahanan korosi meningkat. Paduan yang ditambahkan ke dalam paduan pada penelitian ini adalah mangan dan karbon. Di bawah akan dijelaskan pengaruh mangan dan karbon dalam baja.

2.6.1 Mangan

Mangan terdapat sebanyak 0,090% pada lapisan bumi. Mangan tidak ditemukan dalam keadaan murni, tetapi dalam senyawa. Mangan mempunyai afinitas yang tinggi dengan oksigen dan sulfur. Mangan mempunyai temperatur leleh 1244°C dan temperatur didih 2150°C [17].

Mangan dengan kadar yang tinggi akan menghasilkan *austenitic steel* dengan ketahanan wear dan abrasi yang tinggi [18]. Dengan penambahan mangan lebih dari 29% akan terbentuk fasa tunggal austenite pada temperatur ruang seperti pada gambar 2.3.



Gambar 2. 3 Diagram fasa Fe-Mn [19]

2.6.2 Karbon

Karbon adalah unsur paduan terpenting pada baja. Banyak aspek dari metalurgi baja dilihat dari berbagai bentuk struktur dan transformasi pada paduan Fe-C. Penambahan karbon akan meningkatkan kekerasan dan kekuatan dari baja. Namun ketangguhan dan keuletan akan berkurang seiring dengan penambahan karbon [18]. Karbon juga merupakan unsur penstabil austenite.

2.6.3 Fasa Austenite

Fasa austenite adalah fasa yang menguntungkan bagi material biologi. Fasa austenite memiliki sifat ulet yang tinggi, terkorosi lebih cepat, dan tidak bersifat magnetik (diamagnetik). Sifat diamagnetik adalah sifat penting bagi *biodegradable stent* karena tidak akan mengganggu pemeriksaan MRI (*Magnetic Resonance Imaging*) yang menggunakan medan magnet untuk mendapatkan gambar dari organ dalam tubuh. Sifat ulet yang dimiliki fasa austenite juga mendukung penggunaannya dalam *biodegradable stent*. Sifat ulet diperlukan karena dalam pemasangan *stent*, elongasi yang dialami oleh material *biodegradable stent* sampai 20% [4]. Fasa austenite juga terbukti lebih cepat terkorosi dibandingkan fasa ferrite^[3].

2.7 Fabrikasi Material Biologi dengan Metalurgi Serbuk

Metalurgi serbuk didefinisikan sebagai seni dan sains untuk menghasilkan serbuk logam halus dan objek *finished* atau *semi-finished* dari serbuk logam tunggal, campuran, atau *alloyed* tanpa atau dengan inklusi non-logam [20].

Kelebihan dari metalurgi serbuk adalah:

1. Kebebasan dalam memilih *raw material*
2. Dapat mempertahankan kemurnian unsur-unsur produk dengan mengontrol langkah-langkah proses
3. Ekonomis dan akurasi ukuran sampel yang tinggi. Permukaan sampel juga halus
4. Mampu untuk membentuk ukuran produk yang kompleks dan kecil
5. Mempunyai kemampuan untuk memproduksi paduan yang baru karena kebebasan dalam jumlah komposisi dari logam dan non logam dimana hal tersebut tidak didapatkan dengan metode normal.

Langkah-langkah metalurgi serbuk terdiri dari fabrikasi serbuk, *mixing*, kompaksi dan sintering.

2.7.1 Fabrikasi Serbuk

Ada 4 macam mekanisme yang digunakan untuk mereduksi ukuran material menjadi lebih kecil (serbuk) yaitu impak, *attrition*, *shear*, dan tekan. Impak dilakukan dengan memberikan pukulan yang cepat kepada material yang menyebabkan material retak dan tereduksi ukurannya. *Attrition* adalah proses mereduksi material dengan gerakan menekan. *Shear* dengan cara menggesek material menjadi partikel halus. Tekan (*compression*) biasanya dipakai untuk material yang *brittle* karena jika material tersebut ditekan tidak akan terdeformasi dan akan membentuk serbuk-serbuk kasar [21].

2.7.2 Mixing

Mixing adalah proses mencampur beberapa serbuk berbeda atau mencampur serbuk yang sama namun dengan ukuran yang berbeda. *Mixing* sangat dianjurkan untuk dilakukan agar partikel-partikel serbuk terdispersi secara merata [20].

2.7.3 Proses Kompaksi

Kompaksi merupakan proses pemberian suatu gaya luar berupa tekanan untuk mendeformasi serbuk menjadi benda yang mempunyai bentuk dan ukuran tertentu yang mempunyai densitas yang lebih tinggi. Proses kompaksi akan mengakibatkan pengaturan partikel, deformasi partikel, dan terbentuknya ikatan antar partikel.

Kompaksi dapat dilakukan melalui kompaksi dingin dan kompaksi panas. Arah penekanan proses kompaksi ada dua yaitu satu arah (*single end compaction*) maupun penekanan dua arah (*double end punch*). Proses kompaksi dingin merupakan proses kompaksi yang dilakukan dengan temperatur ruang sedangkan proses hot pressing merupakan suatu proses kompaksi yang dilakukan pada temperatur relatif tinggi.

Pada penekanan satu arah, penekan (*punch*) dari atas bergerak menekan serbuk di bawah. Pada penekanan dua arah menggunakan dua *punch* di atas dan di

bawah dan bergerak mendekat menekan serbuk di tengah. Penekanan dengan dua arah memiliki keunggulan berupa hasil densitas bakalan yang seragam. Hasil dari kompaksi disebut bakalan.

Kekuatan setelah proses kompaksi dan sebelum proses sinter disebut kekuatan bakalan (*green strength*). Kekuatan hasil kompaksi bergantung pada ikatan antarpartikel yang terjadi akibat deformasi plastis antar partikel sehingga menghasilkan lapisan antarmuka yang padat. Kekuatan bakalan dapat ditingkatkan dengan cara [22]:

1. Menggunakan serbuk yang halus
2. Menggunakan serbuk dengan bentuk partikel yang tidak beraturan dan permukaan yang kasar.
3. Meningkatkan tekanan kompaksi
4. Mengurangi kontaminasi permukaan partikel
5. Mengurangi jumlah pelumas atau zat aditif pada serbuk

2.7.4 Proses Sinter

Proses sinter merupakan proses pemanasan yang dilakukan di bawah temperatur lebur untuk membentuk ikatan antarpartikel melalui mekanisme perpindahan massa yang terjadi pada skala atomik. Proses sinter penting untuk menghasilkan sifat mekanik yang baik bagi material yang dibuat dengan metalurgi serbuk [23].

Proses sinter memiliki 2 tujuan yaitu untuk menghilangkan pelumas (lubricant) dan pada temperatur yang lebih tinggi untuk proses difusi serta pembentukan ikatan antarpartikel serbuk. Pada umumnya, perubahan yang terjadi jika serbuk hasil kompaksi disinter adalah sebagai berikut [22]:

- a) Partikel mulai berikatan sehingga meningkatkan kekuatan mekanis, konduktivitas listrik, dan konduktivitas panas dari material
- b) Mengurangi jumlah porositas dan meningkatkan densitas
- c) Terjadi pertumbuhan butir sehingga hasil ukuran butir akan lebih besar daripada ukuran butir sebelum disinter
- d) Pori akan menjadi lebih halus dan bentuknya menjadi lebih bulat selama proses sinter berlangsung

Proses sinter dapat dilakukan dengan tekanan maupun tanpa tekanan. Proses sinter dengan tekanan menghasilkan densitas material yang lebih tinggi daripada material hasil sinter tanpa tekanan. Namun pada sinter tanpa tekanan, biaya proses lebih murah dan alatnya lebih sederhana dibandingkan proses sinter dengan menggunakan tekanan.

Proses sinter tanpa menggunakan tekanan ada dua jenis yaitu:

1. Proses sinter fasa cair (liquid phase sintering)

Sinter fasa cair adalah proses sinter yang dilakukan pada temperatur tertentu dimana salah satu fasa partikel melebur karena ada perbedaan temperatur lebur pada suatu bakalan. Fasa cair akan mengelilingi fasa *solid* (pembasahan). Proses ini mempunyai keuntungan yaitu dapat meningkatkan densitas dengan menghilangkannya pori akibat diisi oleh fasa cair. Material yang dapat disinter dengan proses ini adalah Cu-Co, W-Cu, W-Ni-Fe, W-Ag, Cu-Sn, dan lain-lain.

2. Proses sinter fasa padat

Sinter fasa padat adalah proses sinter yang dilakukan dengan pemanasan tanpa ada pencairan partikel serbuk. Proses sinter ini akan membentuk ikatan antar-partikel padatan dan akan mengurangi porositas dan meningkatkan sifat mekanik material hasil sinter.

Variabel-variabel yang mempengaruhi proses sinter [23]:

a. Temperatur Sinter

Dengan meningkatnya temperatur sinter maka sifat mekanis bakalan yang telah disinter akan meningkat. Namun, peningkatan temperatur juga menyebabkan *shrinkage* dan pertumbuhan butir. Semakin tinggi temperatur maka biaya proses pun akan semakin mahal

b. Waktu Sinter

Peningkatan waktu sinter tidak memberikan pengaruh yang besar seperti pengaruh yang dihasilkan temperatur sinter namun peningkatan temperatur sinter memberikan pengaruh sifat mekanis yang hampir sama dengan kenaikan temperatur sinter. Namun waktu tahan sinter yang terlalu lama tidak optimal

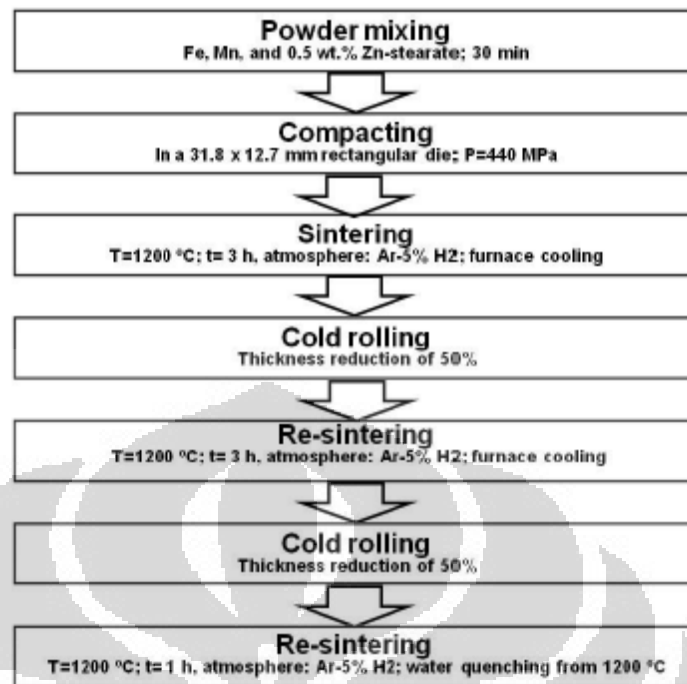
menyebabkan kerugian seperti *shrinkage*, pertumbuhan butir, dan biaya proses yang semakin mahal.

c. Atmosfer Sinter

Atmosfer sinter dapat dimodifikasi untuk mengontrol reaksi-reaksi kimia antara bakalan dengan lingkungannya. Gas-gas yang tidak diinginkan dapat beraksi dengan bakalan jika atmosfer sinter tidak dikontrol. Seperti, oksida dapat timbul pada material dan akan menghalangi terjadinya ikatan difusi pada bakalan. Ada enam jenis atmosfer yang dapat digunakan untuk melindungi bakalan yaitu hidrogen, amonia, gas inert, nitrogen, vakum, dan gas alam. Atmosfer vakum sering digunakan sebagai atmosfer sinter karena prosesnya bersih dan kontrol atmosfer mudah.

Pengembangan pembuatan material biologi dengan metode metalurgi serbuk sudah digunakan untuk fabrikasi NiTiNol sebagai implan permanen dalam basis eksperimen. Proses metalurgi serbuk yang digunakan melibatkan proses kompaksi dari serbuk logam, lalu diikuti dengan perlakuan panas untuk mendapatkan densitas yang lebih tinggi. Hasil densitas berbeda dari tahapan proses ke proses yang dilakukan. Densitas tertinggi (95%) dicapai dengan metode *Hot Isostatic Pressing* (HIP). Serbuk logam unsur Ni dan Ti juga dapat disinter menggunakan proses pembakaran atau *thermal explosion*. Tetapi, material NiTiNol hasil sinter memiliki porositas yang tinggi dan dapat memiliki fasa intermetalik seperti Ti_2Ni dan $TiNi_3$. Keterbatasan dalam proses metalurgi serbuk untuk pembuatan NiTiNol adalah konten oksigen yang dilaporkan melebihi 3000 ppm. Oksigen dalam tingkat ini akan mengurangi keuletan impak dan ketahanan fatik dari material NiTiNol [3].

Hermawan, et al [4] adalah yang pertama untuk meneliti tentang aplikasi metalurgi serbuk untuk memproduksi paduan untuk *biodegradable stent*. Proses produksi dari paduan Fe-Mn dengan metode metalurgi serbuk ditunjukkan pada gambar 2.4.

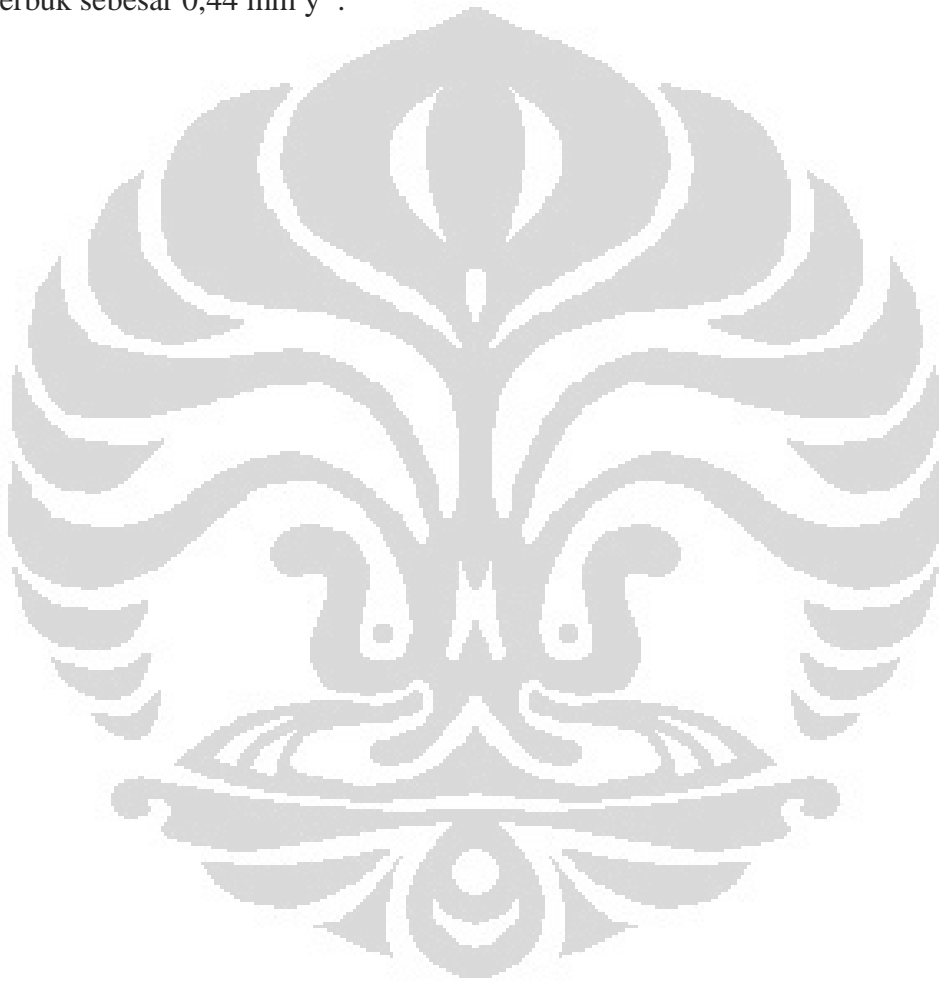


Gambar 2. 4 Diagram alir fabrikasi paduan Fe-Mn dengan metode metalurgi serbuk pada penelitian Hermawan, et al [3]

Tantangan pada proses metalurgi, khususnya pada tahap sintering, adalah apa kondisi optimum untuk mendapatkan densitas yang tinggi namun tetap menjaga besar butir pada *range* yang diinginkan. Temperatur sinter yang lebih tinggi akan menghasilkan densitas yang lebih tinggi namun akan terjadi pertumbuhan butir yang besar. Maka, parameter sinter harus dikondisikan secara optimal. Dalam proses sinter, hal-hal lain yang berpengaruh adalah ukuran serbuk, morfologi serbuk, kemurnian dari serbuk logam yang digunakan, waktu *mixing*, tekanan kompresi, dan atmosfer sinter. Semua faktor tersebut akan mempengaruhi sifat produk hasil sinter [3].

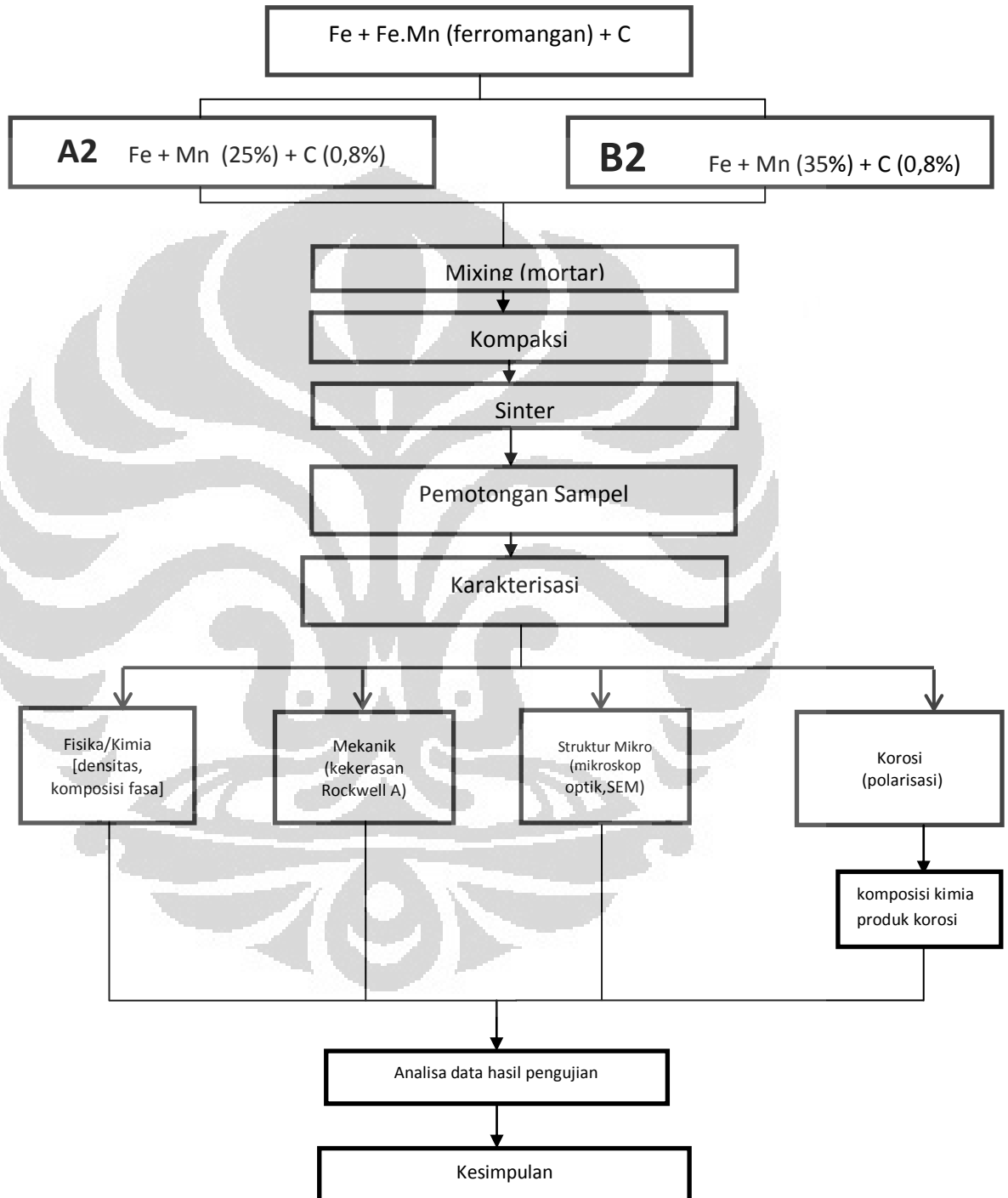
Hasil dari paduan Fe-35Mn yang diproduksi dengan metalurgi serbuk adalah fasa tunggal asutenite dengan sifat mekanik yang baik seperti tegangan luluh yang tinggi (234 MPa) dan keuletan yang baik (elongasi sebesar 31%). Porositas yang tertinggal dan inklusi MnO pada mikrostruktur ternyata menguntungkan dalam penggunaannya sebagai *biodegradable material* karena mempercepat laju korosi paduan dibandingkan dengan material dengan besi murni. Untuk melihat efek porositas terhadap laju korosi dilakukan perbandingan laju

korosi paduan Fe-35Mn dengan metalurgi serbuk dengan paduan Fe-30Mn dengan hasil *casting*. Hasilnya adalah paduan dengan metalurgi serbuk memiliki laju korosi yang lebih tinggi namun memiliki keuletan yang lebih rendah. Paduan Fe-30Mn hasil *casting* memiliki keuletan yang lebih tinggi dan lebih padat (lebih tinggi densitasnya) dari paduan yang dihasilkan metalurgi serbuk. Hasil dari polarisasi *potentiodynamic* menunjukkan laju korosi untuk paduan Fe-30Mn hasil *casting* sebesar $0,12 \text{ mm y}^{-1}$ sedangkan untuk paduan Fe-35Mn hasil metalurgi serbuk sebesar $0,44 \text{ mm y}^{-1}$.



BAB 3 METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Diagram Alir Penelitian



Gambar 3. 1 Diagram alir penelitian

Penelitian ini dilakukan dengan mencampur serbuk besi, serbuk ferromangan, dan serbuk karbon. Untuk mendapatkan serbuk ferromangan, logam ferromangan ditumbuk lalu diayak sampai ukuran 170 mesh. Berikut tabel data serbuk yang digunakan

Tabel 3. 1 Tabel data serbuk yang digunakan

Jenis Serbuk	Merk Dagang	Kemurnian (%)	Ukuran serbuk (μm)
Fe	-	99	53
Ferromangan	Medium Carbon Ferro Manganese	Mn 76,15 C 1,89 Si 1,47 S 0,007 P 0,16	<88
Karbon	-	99	-

Setelah itu serbuk-serbuk tadi ditimbang dengan komposisi massa untuk mendapatkan komposisi bagi A2 yaitu Fe-25Mn-0,8C dan B2 Fe-35Mn-0,8C. Setelah itu serbuk-serbuk tadi dicampur dan ditumbuk dengan mortar agar terjadi *mechanical alloying*. Setelah itu serbuk-serbuk tadi dikompaksi lalu disinter selama 3 jam pada suhu 1100°C. Sampel hasil sinter kemudian dipotong dengan *low speed diamond cutting* untuk memudahkan karakterisasi. Selanjutnya hasil sinter dikarakterisasi untuk mengetahui struktur mikro dengan mikroskop optik dan SEM, pengujian komposisi kimia dengan EDAX, fasa yang terbentuk dengan XRD, densitas untuk mengetahui %porositas yang terbentuk, laju korosi dengan metode polarisasi *potensiodynamic*, dan kekerasan material dengan metode Rockwell A. Untuk uji polarisasi larutan yang digunakan adalah larutan ringer laktat dan larutan Hanks' dan pengujian dilakukan pada temperatur $\pm 37^\circ\text{C}$.

3.2 Persiapan Serbuk

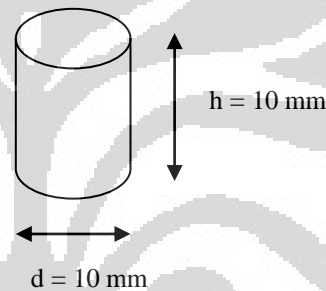
3.2.1 Persiapan Serbuk Ferromangan

Logam ferromangan ditumbuk dengan mortar sampai halus karena bentuk awalnya yang masih bongkahan. Serbuk ferro-mangan kemudian di ayak untuk

mengetahui ukuran serbuknya dengan menggunakan mesin ayakan. Serbuk yang diambil adalah serbuk yang telah lolos ayakan #170 ($<88\mu\text{m}$). Setelah pengayakan, serbuk besi, serbuk karbon, dan serbuk ferromangan akan dicampur untuk mendapatkan komposisi yang diinginkan, yaitu Fe-25Mn-0,8C dan Fe-35Mn-0,8C.

3.2.2 *Mixing Serbuk*

Serbuk besi, serbuk karbon, dan serbuk ferromangan di-mixing di dalam mortar sambil dilakukan penumbukan. Hal ini dilakukan agar terjadi *mechanical alloying*. Dimensi sampel yang diinginkan adalah silinder dengan tinggi dan diameter sebesar 10 mm.



Gambar 3. 2 Gambar bentuk dan dimensi sampel

Volume dari sampel dihitung dengan rumus volume silinder:

$$\text{Volume} = \frac{\pi d^2 h}{4} \quad (3.1)$$

dengan : d= diameter silinder

h = tinggi silinder

Setelah dihitung dengan rumus di atas didapat volume sampel sebesar $0,785 \text{ cm}^3$.

Densitas (ρ) yang diinginkan adalah $7,8 \text{ g/cm}^3$. Maka massa sampel yang dibutuhkan dihitung dengan persamaan:

$$m = \rho V \quad (3.2)$$

Maka massa sampel yang dibutuhkan adalah 6 gram.

Untuk mendapatkan komposisi serbuk Fe-25Mn-0,8C dan Fe-35Mn-0,8C, maka dihitung berat masing-masing serbuk:

Tabel 3. 2 Perbandingan berat serbuk dan ferromangan yang digunakan

Sampel	Serbuk Fe (gram)	Fe-Mn (gram)	Serbuk C (gram)
A2 (Fe-25Mn-0,8C)	4,019	1,97	0,015
B2 (Fe-35Mn-0,8C)	3,28	2,76	-

3.3 Kompaksi

Pada percobaan ini dilakukan proses kompaksi dengan variabel sebagai berikut:

- Tekanan : 36 kg/cm²
- Arah tekanan : isostatik (satu arah)
- Waktu kompaksi : 15 menit
- Temperatur : temperatur ruang

3.4 Sinter

Pada penelitian ini, digunakan sinter dalam fasa padat, dengan variabel yang digunakan sebagai berikut:

- Gas : Argon (inert)
- Temperatur : 1100°C
- Tekanan : 1 X 10⁵ mBar
- Waktu Tahan : 3 jam

Pemilihan temperatur 1100°C untuk temperatur tahan sinter didasarkan pada perhitungan *software* yang menunjukkan bahwa pada 1100°C, pada Fe-25Mn-0,8C dan Fe-35Mn-0,8C akan terbentuk fasa tunggal austenit. Sinter dilakukan dengan dapur *vacuum* (Vactech, Inc) di Universitas Kebangsaan Malaysia.

3.5 Pengujian Sampel

Sampel yang digunakan untuk pengujian adalah sampel hasil kompaksi dan hasil sinter. Pengujian yang dilakukan adalah uji densitas, uji komposisi

kimia, struktur mikro, *x-ray diffraction* (XRD), polarisasi *potentiodynamic*, dan kekerasan Rockwell A.

3.5.1 Pemotongan Sampel

Untuk memudahkan pengujian berikutnya, sampel hasil sinter dipotong untuk diujikan masing-masing uji. Sampel dipotong menjadi 4 bagian dengan 3 bagian mempunyai tebal 2 mm dan sisanya 4 mm. Pemotongan dilakukan dengan mesin *low speed diamond cutting* di Departemen Fisika Fakultas MIPA Universitas Indonesia. Metode ini dipilih untuk memastikan keakurasian pemotongan dan minimnya massa sampel yang terbuang saat proses pemotongan.



Gambar 3. 3 Alat *low speed diamond cutting* Departemen Fisika MIPA Universitas Indonesia

3.5.2 Pengujian Densitas

Pengujian densitas dilakukan menggunakan sampel hasil kompaksi dan hasil sinter. Uji densitas dilakukan untuk mengetahui berapa persen porositas pada sampel. Setelah itu dilakukan perbandingan antara besar % porositas pada sampel hasil kompaksi dan hasil sinter. Pengujian densitas dilakukan dengan standard ASTM A378-88. Berikut adalah langkah-langkah untuk pengujian porositas:

1. Penentuan berat kering (W_u). Berat kering diperoleh dengan cara sampel uji dipanaskan di dalam furnace pada suhu 105°C - 110°C selama 15 menit lalu ditimbang.
2. Penentuan berat basah (W_a). Berat basah di dalam air diperoleh dengan cara sampel dimasukkan ke dalam air tanpa menyentuh dasar selama 5 menit lalu ditimbang dengan timbangan digital

3. Berat sampel dalam air (W_a) dicatat, kemudian volume sampel tersebut dihitung dengan persamaan berikut:

$$\text{---} \dots\dots\dots(3.3)$$

Dimana:

V : volume sampel (cm^3)

W_a : berat sampel dalam air (gram)

D : densitas air (gram/cm^3)

4. Densitas sampel dihitung dengan menggunakan persamaan:

$$\text{---} \dots\dots\dots(3.4)$$

Dimana

ρ_d : densitas sampel

W_u : berat sampel kering di udara

V : volume sampel hasil perhitungan persamaan (3.3)

5. Perhitungan porositas dilakukan dengan menggunakan persamaan

$$\text{---} \dots\dots\dots(3.5)$$

Dimana :

ρ_t : densitas teoritis

ρ_d : densitas sampel

%P : persen porositas

3.5.3 Pengujian Komposisi Kimia

Pengujian komposisi kimia dilakukan pada serbuk ferromangan, sampel hasil sinter baik Fe-25Mn-0,8C (A2), dan pada Fe-35Mn-0,8C (B2). Pengujian komposisi kimia dilakukan untuk mengetahui unsur-unsur apa yang ada di alam sampel. Dengan mengetahui unsur apa yang terkandung maka kita akan mengetahui penyebab sifat-sifat mekanik ataupun korosi pada sampel. Pengujian komposisi kimia dilakukan dengan *Energy Dispersive X-ray Spectroscopy* (EDAX). Pengujian EDAX dilakukan pada mesin SEM di ruangan uji SEM

Departemen Metalurgi dan Material Fakultas Teknik Universitas Indonesia dengan alat *scanning microscope* LEO 420i.

Pengujian EDAX adalah metode analisa yang digunakan untuk analisa unsur atau komposisi kimia pada sampel. Karakterisasi dilakukan berdasarkan interaksi antara radiasi elektromagnetik dan sampel. Sinar X akan diemisikan sampel sebagai respon karena ditembakkan dengan partikel bermuatan listrik. Setiap unsur mempunyai struktur atom yang unik yang mengakibatkan sinar X yang diemisikan sampel menjadi karakteristik setiap unsur tersebut [24].

3.5.4 Pengamatan Struktur Mikro

Pada pengamatan mikroskop optik, etsa yang digunakan adalah nital 2%. Pengamatan pada mikrosokop optik bertujuan untuk melihat fasa apa yang terbentuk. Pengamatan dengan mikroskop optik dilakukan dengan perbesaran 100X dan 200X.

3.5.5 Pengamatan *Scanning Electron Microscope* (SEM)

Pengamatan struktur mikro yang dilakukan dengan menggunakan dan *scanning electron microscope* (SEM) pada sampel A2 dan B2 hasil sinter. Pengamatan dilakukan untuk melihat fasa apa yang terbentuk dan persebarannya.

Pengamatan dengan SEM dilakukan untuk mengetahui persebaran Fe, Mn, dan C dengan menggunakan mode *secondary electron*. Keberadaan porositas juga diamati pada SEM dengan menggunakan mode *back scattered electron* dan *line scanning*. Pengamatan dengan SEM dilakukan pada mesin SEM di ruangan uji SEM Departemen Metalurgi dan Material Fakultas Teknik Universitas Indonesia dengan *scanning electron microscope* LEO 420i.

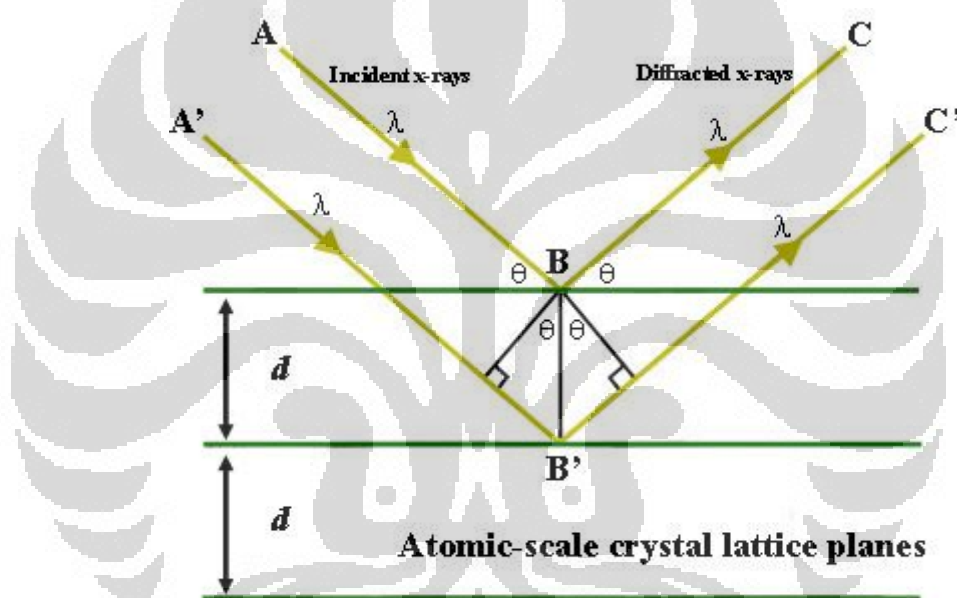


Gambar 3. 4 Alat SEM LEO 420i Departemen Metalurgi FTUI

3.5.6 Pengujian XRD

Pengujian X-Ray diffraction (XRD) dilakukan pada sampel A2 dan B2. Pengujian XRD bertujuan untuk mengetahui fasa apa yang terbentuk setelah hasil sinter. Pengujian XRD dilakukan di Lab Terpadu Universitas Islam Nasional Syarif Hidayatullah Jakarta dengan mesin Shimadzu XRD-7000.

Karakterisasi pengujian XRD didasarkan pada pola difraksi kristal saat ditembakkan dengan sinar X pada sudut yang berbeda. Pada XRD jarak antar kisi (d-spacing) dari kristal yang digunakan untuk karakterisasi Skema difraksi sinar X ke sampel dapat dilihat pada gambar 3.5 [25].



Gambar 3. 5 Skema difraksi sinar-X pada sampel XRD [24]

D-spacing kristal setiap fasa adalah unik. Hukum Bragg digunakan sebagai perhitungan untuk menghitung d-spacing dari suatu sampel:

$$n \lambda = 2d \sin\theta \dots \dots \dots (3.6)$$

Dimana:

n = orde

λ = panjang gelombang

d = jarak antar kisi (d-spacing)

θ = sudut pantul



Gambar 3. 6 Alat Shimadzu XRD-7000

3.5.7 Pengujian Polarisasi

Pengujian polarisasi dilakukan untuk mengetahui laju korosi dari kedua sampel. Pengujian dilakukan pada sampel A2 dan B2 hasil sinter. Pengujian polarisasi dilakukan dengan mode potensiodinamik sesuai standard ASTM G5. Larutan elektrolit yang digunakan adalah larutan ringer laktat dan larutan Hanks'. Temperatur yang digunakan adalah 37°C karena temperatur tubuh manusia adalah 37°C. Larutan tersebut dipakai karena bersifat isotonik dengan elektrolit dalam darah [26]. Kandungan larutan ringer laktat dan larutan Hanks' ditunjukkan pada tabel 3.3 di bawah.

Tabel 3. 3 Kandungan senyawa yang terkandung pada larutan ringer laktat dan larutan Hanks' [26]

Senyawa	Ringer Laktat (gr/L)	Larutan Hanks' (gr/L)
NaCl	6,00	8,0
KCl	0,30	0,40
CaCl ₂	0,20	-
C ₃ H ₅ NaO ₃	3,10	-
NaHCO ₃	-	0,35
KH ₂ PO ₄	-	0,25
Na ₂ HPO ₄ .2H ₂ O	-	0,12
MgCl ₂	-	1,00
MgSO ₄ .7H ₂ O	-	0,06
Glukosa	-	1,00

Penambahan laju korosi ditandai dengan adanya penambahan rapat arus korosi sesuai dengan persamaan dibawah ini [3]:

$$\text{---.....(3.7)}$$

Dengan :

K : Konstanta ($3.27 \times 10^{-3} \text{ mm g}/\mu\text{A.cm.y}$)

I : Rapat arus korosi

ρ : Densitas

EW : Equivalent weight

Setelah itu laju korosi dari sampel A2 dan B2 dibandingkan. Pengujian polarisasi dilakukan di Laboratorium Korosi Departemen Metalurgi dan Material Fakultas Teknik Universitas Indonesia dengan menggunakan Gamry 5.06 dan perhitungan laju korosi dilakukan dengan *software* Gamry Echem Analysis.



Gambar 3. 7 Skema pemasangan alat pengujian polarisasi

Uji produk korosi dilakukan dengan mencelupkan sampel ke dalam larutan Hanks selama 5 hari. Pengujian dilakukan dengan metode EDAX pada produk korosi untuk menentukan senyawa apa yang terbentuk.

3.5.8 Pengujian Kekerasan

Tes Rockwell merupakan metode yang paling umum digunakan untuk mengukur kekerasan karena sederhana dan tidak memerlukan keahlian khusus. Beberapa skala yang berbeda dapat dimanfaatkan dari kombinasi yang mungkin

dari berbagai indenter dan beban yang berbeda, yang memungkinkan pengujian hampir semua paduan logam (serta beberapa polimer). Indentornya merupakan bola baja yang diperkeras dengan diameter 1/16, 1/8, 1/4 dan 1/2 inci (1,588, 3,175, 6,350, dan 12,70 mm), dan *diamond* berbentuk kerucut (Brale) indenter, yang digunakan untuk bahan yang paling keras

Dengan sistem ini, *hardness number* ditentukan oleh perbedaan kedalaman penetrasi yang dihasilkan dari sebuah pembebanan yang diberikan. Adapun skala beban dan indenter yang digunakan pada pengujian ini adalah Rockwell skala A dengan indenter intan dan beban 60 kgf [27]. Pengujian kekerasan dilakukan dengan alat Rockwell MC di laboratorium PT. FSCM Pulo Gadung.



Gambar 3. 8 Alat uji kekerasan Rockwell MC di PT. FSCM

BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN

4.1 Densitas

Hasil uji densitas pada sampel A2 dan B2 akan ditunjukkan pada tabel di bawah ini:

Tabel 4. 1 Tabel hasil uji densitas sampel A2 dan B2

Sampel	Perlakuan	Densitas (gr/cm ³)	Porositas
A2 (Fe-25Mn-0,8C)	Kompaksi	4,58	41,28%
	Sinter	6,36	18,46%
B2 (Fe-35Mn-0,8C)	Kompaksi	5,78	25,91%
	Sinter	5,82	25,38%

Sampel A2 hasil kompaksi mempunyai densitas 4,58 gr/cm³ dengan porositas sebanyak 41,28%. Sampel A2 hasil sinter mempunyai densitas 6,36 gr/cm³ dengan porositas sebanyak 18,46%. Sampel B2 hasil kompaksi mempunyai densitas 5,78 gr/cm³ dengan porositas sebanyak 25,91%. Sampel B2 hasil sinter mempunyai densitas 4,58 gr/cm³ dengan porositas sebanyak 25,38%.

Porositas yang timbul dapat diakibatkan karena ukuran partikel serbuk yang digunakan. Ukuran partikel serbuk yang digunakan adalah untuk serbuk Fe sebesar 53 μ m dan serbuk ferromangan sebesar <88 μ m. Porositas dapat dikurangi dengan mengurangi ukuran serbuk yang digunakan. Pada saat sintering, makin halus ukuran serbuk maka akan menghasilkan produk sinter yang makin padat. Hal ini terjadi karena area batas butir yang berdifusi lebih luas jika ukuran serbuk makin kecil [22].

4.2 Komposisi Kimia

Hasil uji komposisi kimia dengan EDAX serbuk ferromangan ditunjukkan pada tabel di bawah:

Tabel 4. 2 Hasil uji EDAX serbuk ferromangan

Unsur	%Unsur
C	2.10
O	4,56
Si	2,13
Mn	71,68
Fe	19,53
TOTAL	100,00

EDAX area dilakukan pada permukaan sampel A2 dan B2 hasil sinter. Terlihat bahwa kadar mangan pada B2 lebih banyak yaitu 38,77% daripada A2 yang sebanyak 24,47%.

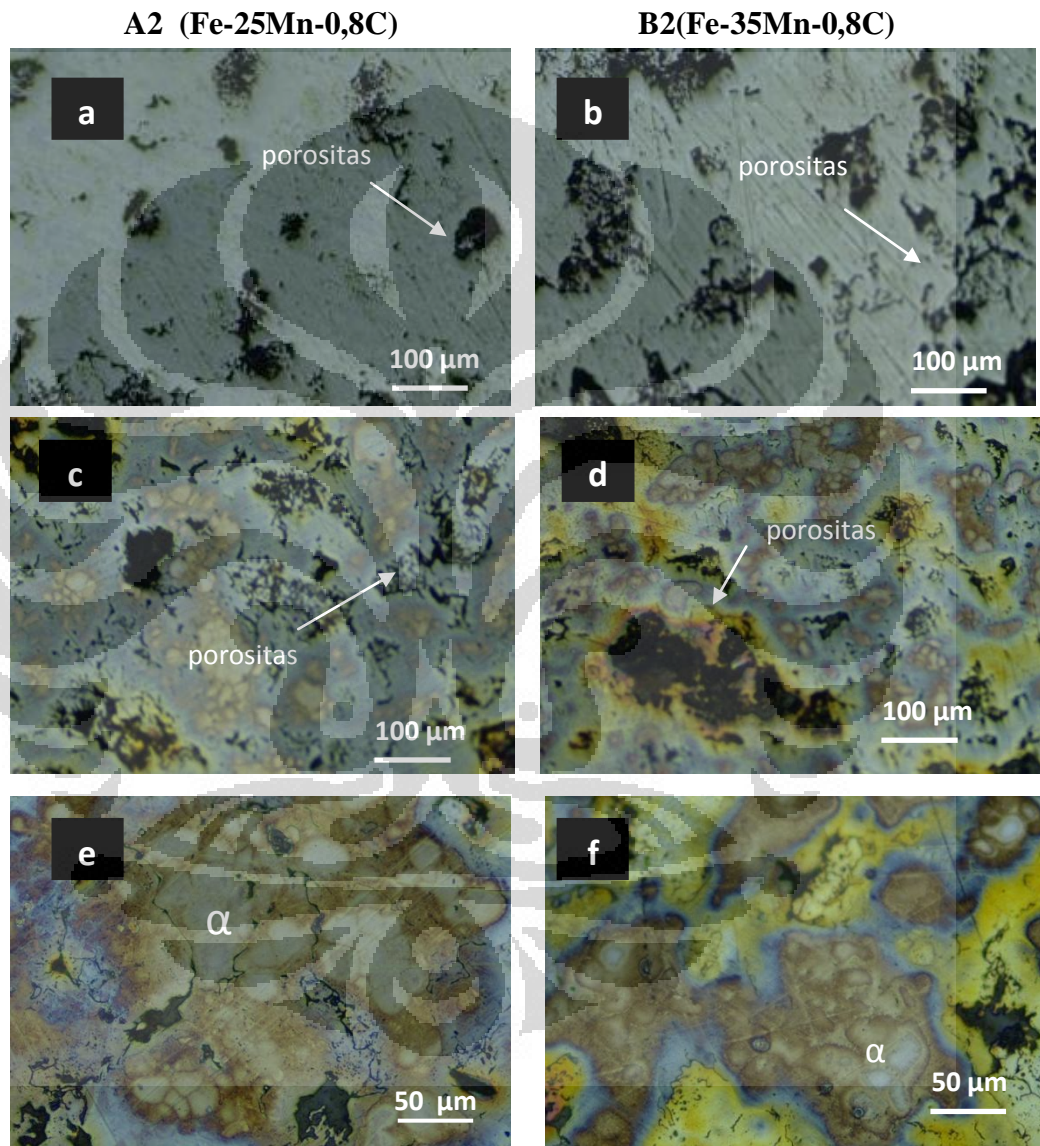
Tabel 4. 3 Hasil EDAX area A2 dan B2

Komposisi (%unsur)	A2 (Fe-25Mn-0,8C)(%)	B2(Fe-35Mn-0,8C)(%)
C	0,20	0,29
O	2,86	7,57
Si	1,20	2,04
Mn	24,47	38,77
Fe	71,27	51,33
Total	100,00%	100,00%

Tabel 4.4 di atas juga menunjukkan mixing yang dilakukan untuk mendapatkan Fe-25Mn-0,8C dan Fe-35Mn-0,8C sudah baik. hal ini terbukti dengan kadar besi dan mangan yang sudah mendekati target.

4.3 Pengamatan Struktur Mikro dengan Mikroskop Optik

Pengamatan mikrostruktur dilakukan untuk mengetahui keberadaan porositas dan fasa-fasa yang terbentuk setelah disinter. Hasil dari pengamatan dapat dilihat pada gambar-gambar di bawah.



Gambar 4. 1 Foto pengamatan *non-etching* dari sampel (a) Fe-25Mn-0,8C (b) dan Fe-35Mn-0,8C perbesaran 100X. Pengamatan dengan nital 2% sampel hasil sinter perbesaran 100X (c) Fe-25Mn-0,8C dan (d) Fe-35Mn-0,8C. Dengan perbesaran 200X (e) dan (f)

Pengamatan pertama dilakukan dengan *non-etching* pada perbesaran 100X. Hal ini bertujuan untuk melihat apakah ada porositas yang terbentuk. Hasil pengamatan pada sampel Fe-25Mn-0.8C (A2) dan Fe-35Mn-0,8C (B2). Ukuran porositas yang terbentuk pada sample Fe-25Mn-0.8C lebih kecil dibandingkan sample Fe-35Mn-0.8C. Jumlah dari porositas yang terbentuk juga terlihat lebih banyak pada sampel Fe-35Mn-0,8C.

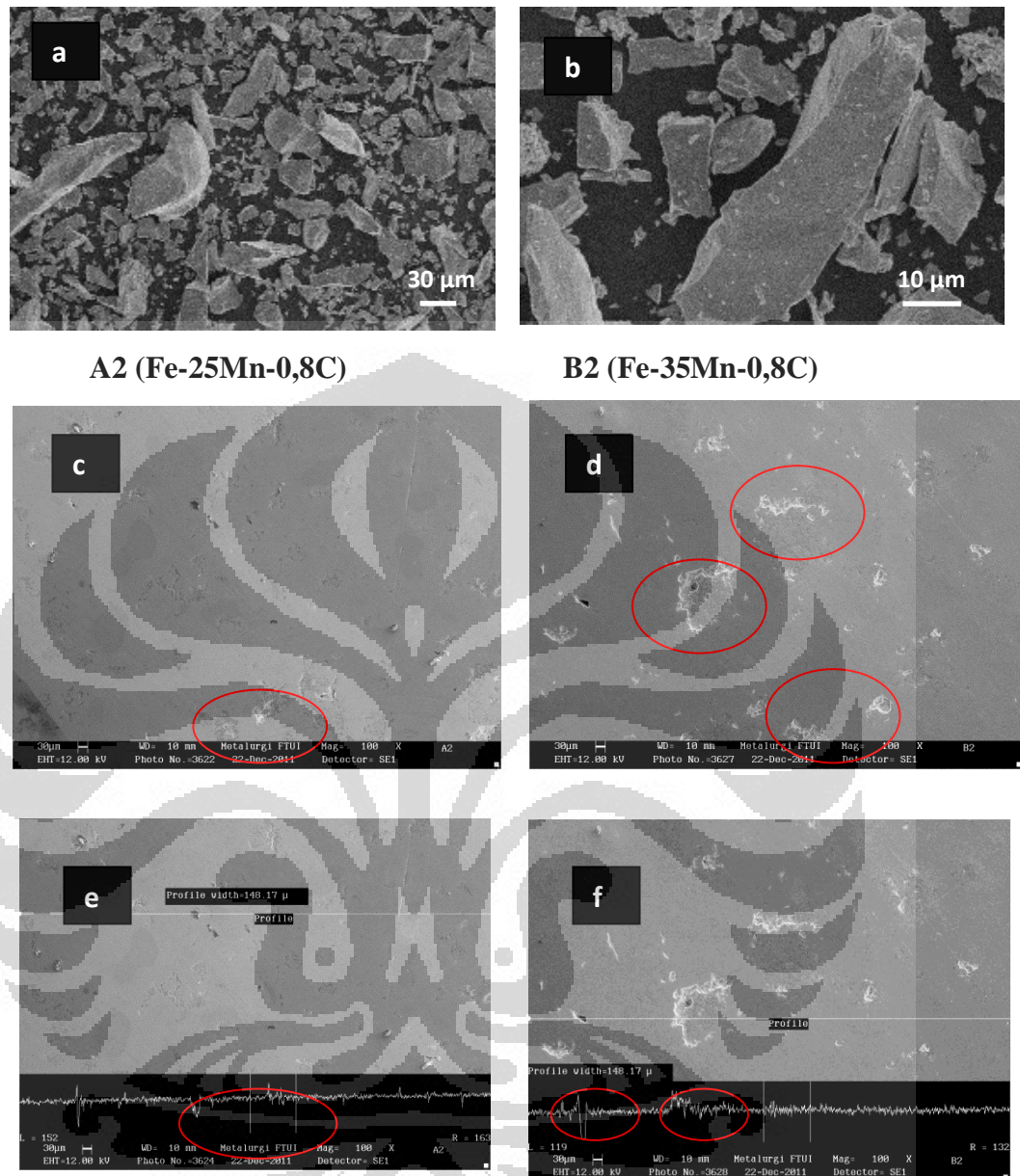
Porositas dalam paduan Fe-Mn yang diproses dengan metode metalurgi serbuk bisa berasal dari pori yang tidak bisa tertutup pada waktu proses sintering dan juga porositas yang disebabkan oleh difusi mangan ke dalam matriks Fe. Mangan akan berdifusi masuk dari proses sublimasi mangan menjadi mangan *vapour* yang dimulai dari temperatur 700°C. Mangan *vapour* tadi akan menyelimuti permukaan Fe dan berdifusi masuk ke dalam dan menjadi penstabil fasa austenite bagi Fe. Tempat yang ditinggalkan oleh Mn yang berdifusi akan kosong dan membentuk porositas [28]. Bukti dari difusi Mn ke permukaan material terlihat pada gambar 4.1 bagian (e) dan (f). Hasil yang didapatkan sesuai dengan yang ditemukan oleh Danninger, et al [28].

Pengamatan struktur mikro kemudian dilakukan dengan etsa nital 2% pada perbesaran 100X. Hasil dari pengamatan dapat dilihat pada gambar 4.1 bagian (c) dan (d). Hasilnya adalah terdapat struktur seperti pulau putih dan sekelilingnya dikelilingi oleh mangan (berwarna lebih gelap).

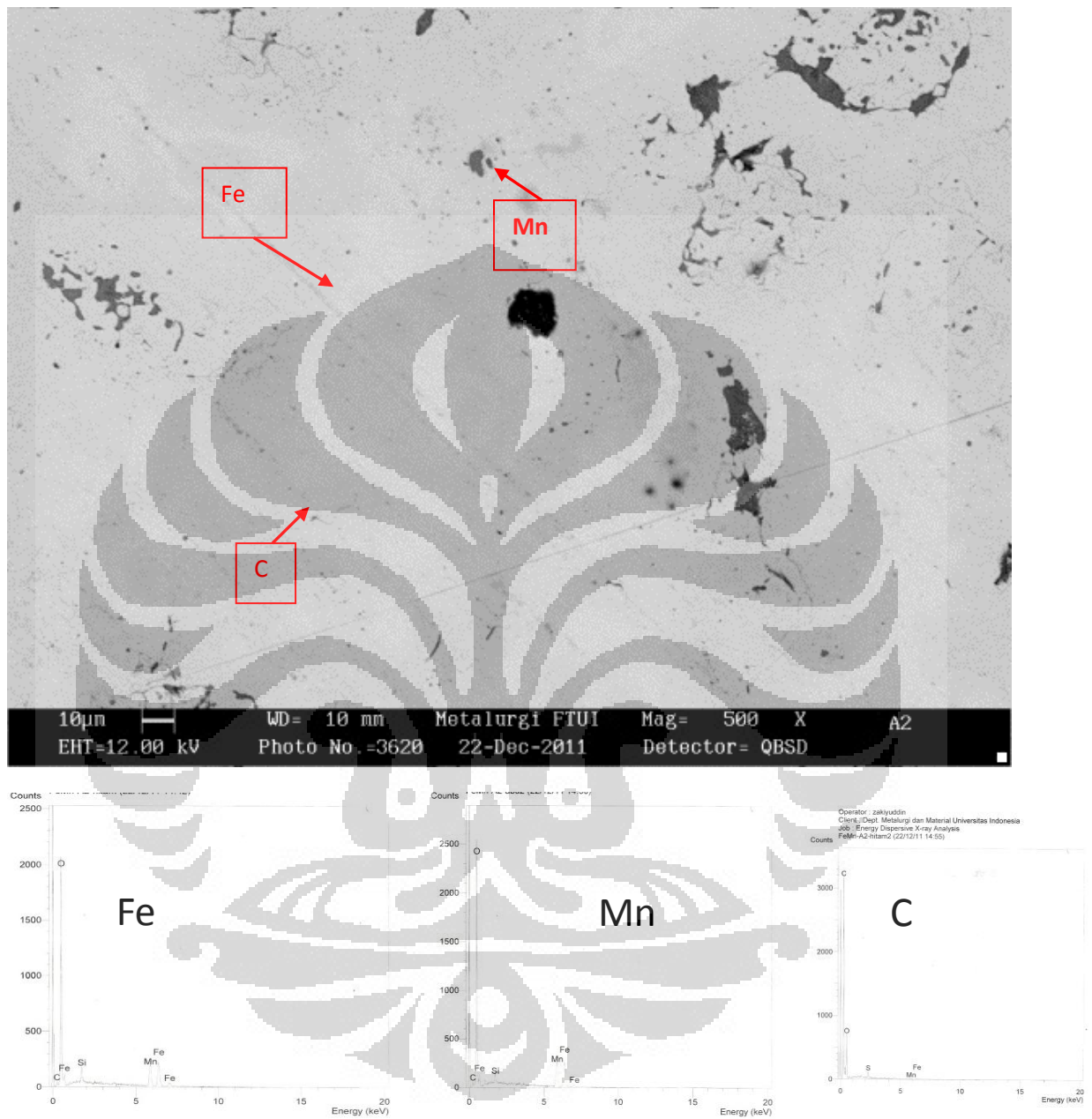
Bagian yang berpendar pada gambar 4.1 (e) dan (f) menunjukkan daerah yang telah terdifusi mangan dan yang berwarna coklat muda menunjukkan daerah difusi mangan ke matrix Fe. Daerah yang berwarna putih menunjukkan Fe yang tidak terdifusi oleh mangan sehingga fasanya masih ferrite. Hal ini ditandai dengan simbol α pada gambar 4.1 (e) dan (f).

4.4 Pengamatan dengan SEM

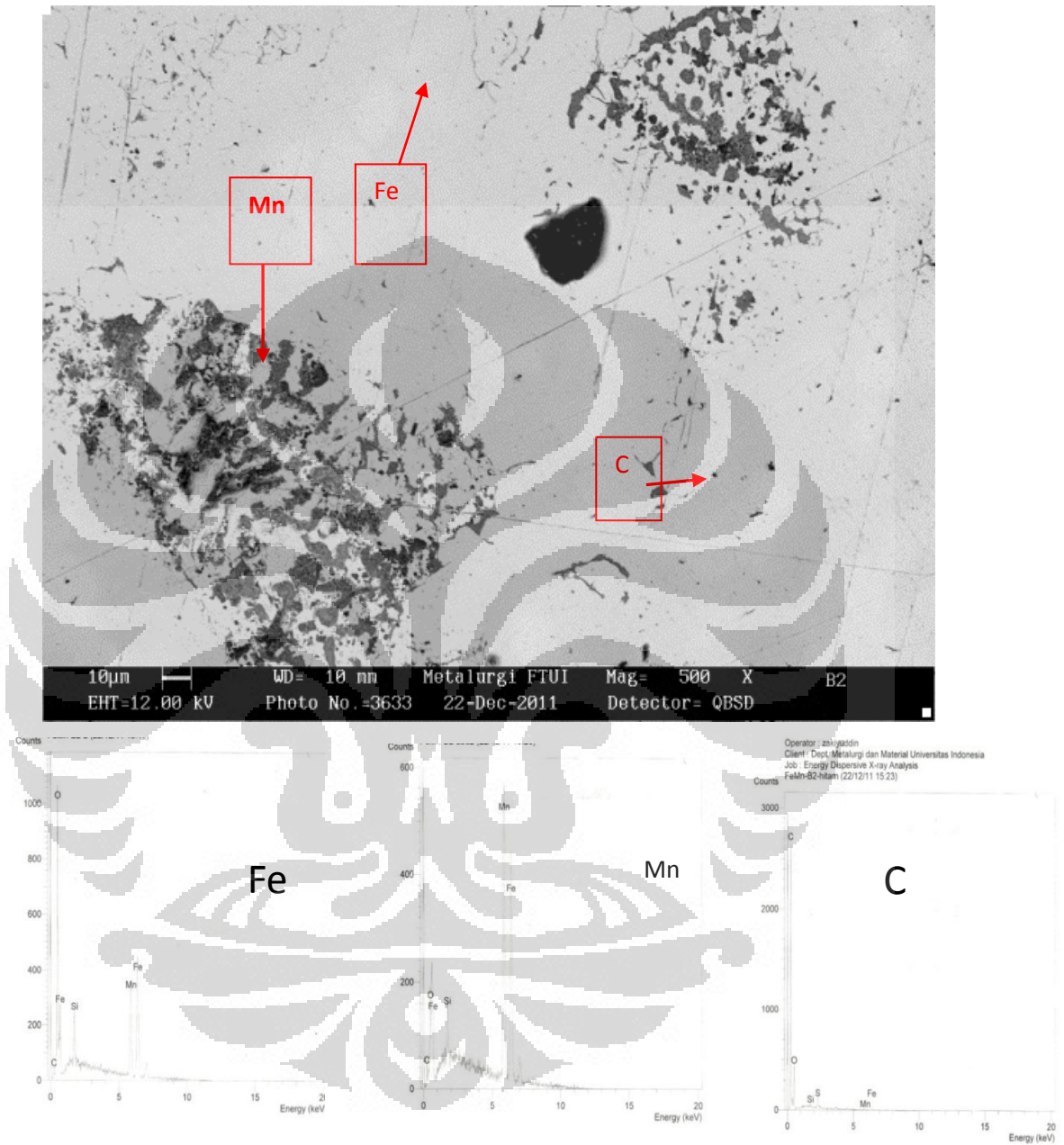
Pengamatan dengan SEM dilakukan untuk mengetahui bentuk butir serbuk dengan metode *scanning electron*, persebaran fasa sampel hasil sinter dengan metode *back scattered electron*, dan bukti porositas hasil sinter dengan metode *line scanning*.



Gambar 4. 2 Hasil pengamatan SEM serbuk ferromangan hasil *crushing* dengan mortar dengan perbesaran 100X (a) dan perbesaran 500X (b). Hasil pengamatan SEM dengan metode *secondary electron* ditunjukkan gambar (c) dan (d). Hasil pengamatan *line scanning* ditunjukkan pada gambar (e) dan (f)



Gambar 4.3 Hasil SEM dan EDAX titik pada daerah yang berwarna beda pada sampel A2 (Fe-25Mn-0,8C) hasil sinter



Gambar 4.4 Hasil SEM dan EDAX titik pada daerah yang berwarna beda pada sampel B2 (Fe-35Mn-0,8C) hasil sinter

Gambar 4.2 (a) dan (b) adalah gambar SEM serbuk ferromangan hasil *crushing* dengan mortar logam ferromangan. Serbuk ferromangan kemudian diayak dengan *siever* dan diambil pada mesh #170 dengan ukuran $<88\mu\text{m}$. Terlihat serbuk berbentuk *flakes* karena hasil *crushing* dengan mortar.

Dari pengamatan SEM dengan mode *secondary electron* pada gambar 4.1 (c) dan (d) terlihat masih ada porositas yang terbentuk walaupun sudah disinter. Porositas diberi tanda dengan lingkaran merah. Terlihat porositas yang terbentuk lebih banyak pada sampel Fe-35Mn-0,8C dibandingkan sampel Fe-25Mn-0,8C. Hal ini sesuai dengan hasil uji densitas, yaitu masih terdapat porositas pada sampel walaupun kedua sampel telah disinter. Hal ini dipertegas kembali dengan hasil SEM dengan metode *line scanning* pada gambar 4.1 bagian (e) dan (f). Bukti dari porositas dapat dilihat dari garis yang terdapat pada gambar. Jika permukaan sampel datar maka garisnya akan lurus. Jika ada lubang atau gundukan maka garis akan mengikuti kontur permukaan sampel.

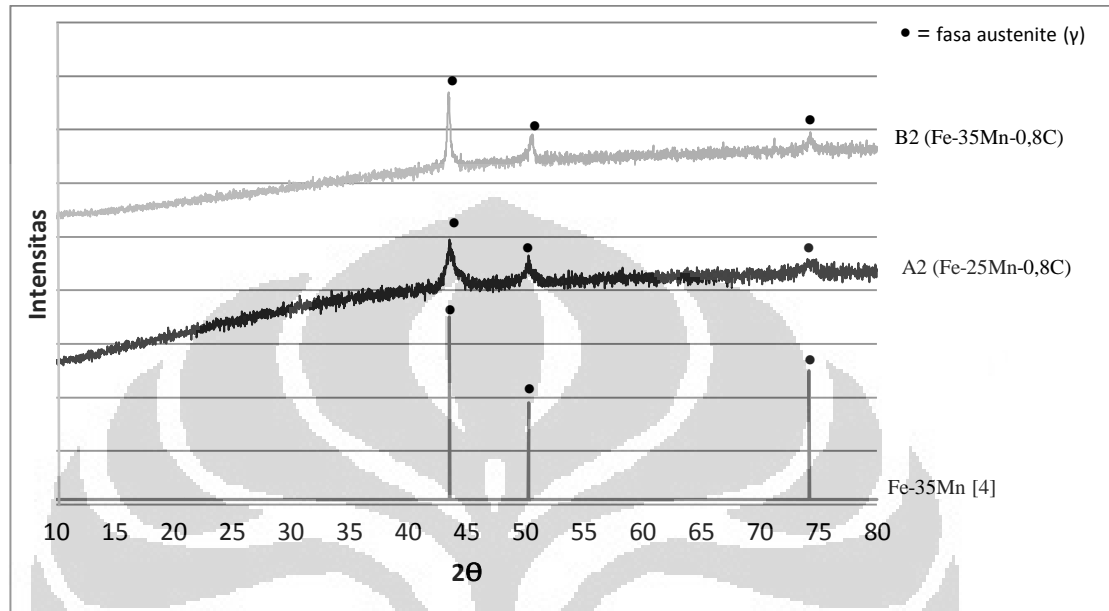
Pengamatan SEM dan EDS hasil sinter dengan perbesaran 500X dilakukan untuk mengetahui persebaran fasa setelah dilakukan proses sintering. Hal ini terlihat pada gambar 4.3 dan 4.4.

Dari hasil SEM di atas dilakukan uji EDAX pada titik –titik berwarna putih, abu-abu, dan hitam. Hasilnya adalah yang berwarna putih kaya akan besi (Fe), abu-abu kaya akan mangan (Mn), dan hitam kaya akan karbon (C). Dari hasil pengamatan, ditemukan terbentuknya partikel mangan oksida (MnO) dan grafit bebas. Daerah yang kaya Mn dan O adalah senyawa MnO. Persebaran MnO terlihat lebih banyak pada sampel dengan komposisi Fe-35%Mn-0.8%C.

4.3 Pola Difraksi Fasa

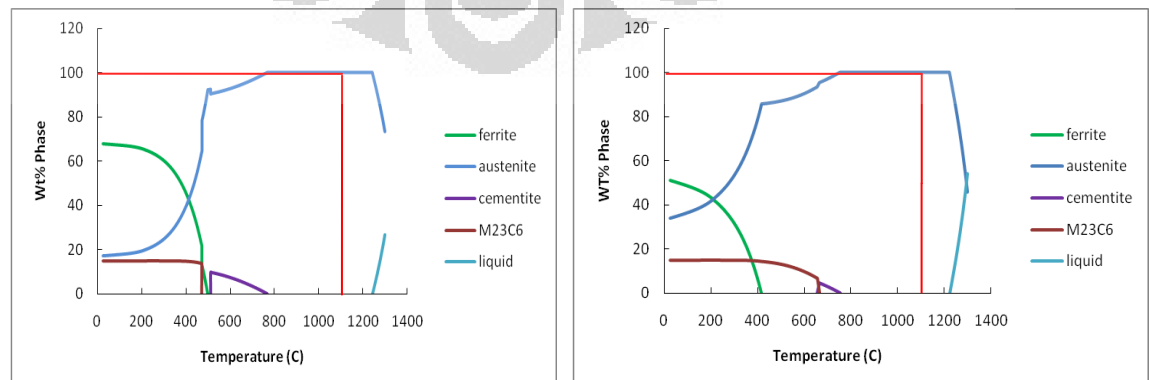
Pola difraksi fasa diketahui melalui pengujian XRD pada sampel A2 dan B2. Pengujian XRD dilakukan pada kedua sampel, Fe-25%Mn-0.8%C (A2) dan Fe-35%Mn-0.8%C (B2). Pengujian XRD menunjukkan bahwa fasa yang terbentuk di kedua sampel didominasi oleh fasa austenite (γ) karena hasil yang didapat sudah sesuai dengan *peak* intensitas XRD hasil penelitian terdahulu [4] untuk Fe-35Mn yang mempunyai fasa dominan austenite. *Peak-peak* intensitas yang terbentuk setelah diolah dengan software “Match!” mempunyai kisi kristal (110),

(200), dan (220). *Peak-peak* ini dicocokkan dengan pola difraksi pada literature [29] dan hasilnya merupakan struktur kristal FCC. Hal ini menandakan fasa yang dominan terbentuk adalah austenite karena fasa austenite memiliki struktur kristal FCC.



Gambar 4.5 Hasil pengujian XRD sampel Fe-25Mn-0,8C (bawah) dan Fe-35Mn-0,8C (atas) dibandingkan dengan hasil Fe-35Mn dengan metalurgi serbuk penelitian [4]

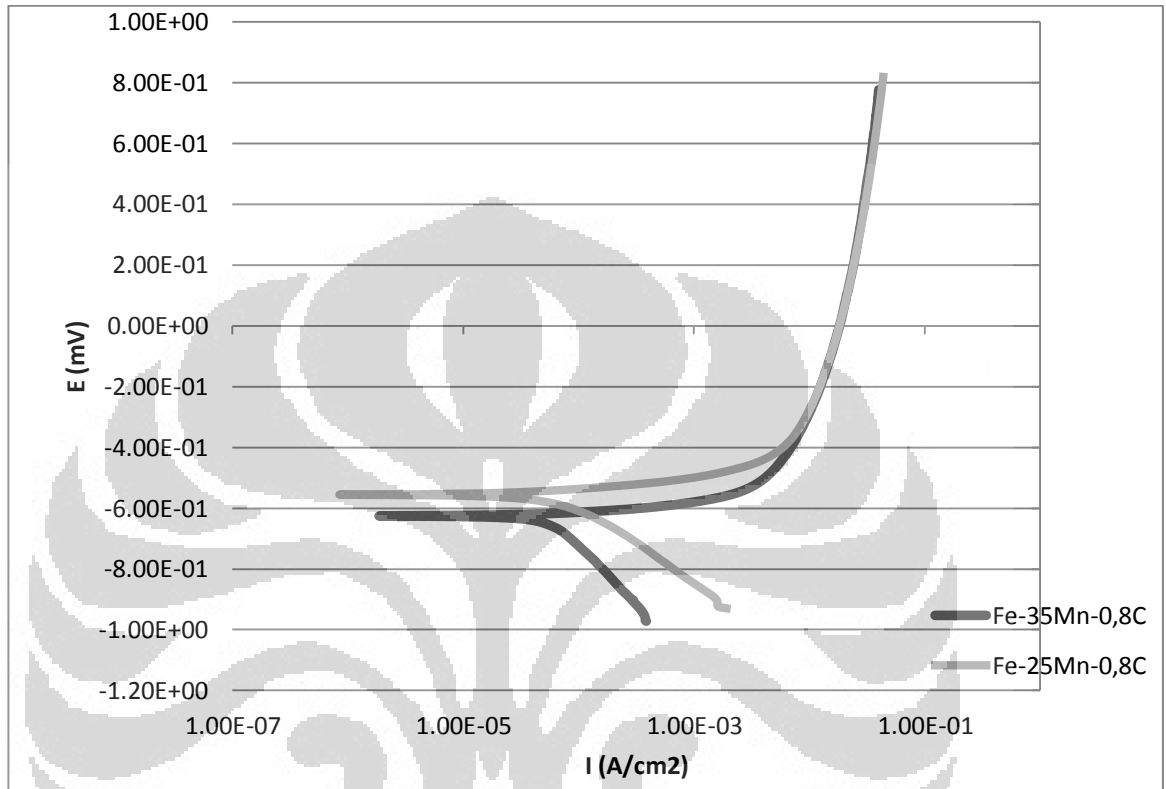
Hasil ini juga sesuai dengan hasil perhitungan software untuk menentukan fasa apa yang akan terbentuk dengan penambahan 25% mangan dan 35% mangan pada temperatur sinter 1100°C. Terlihat pada gambar di bawah bahwa fasa yang terbentuk adalah austenite. Fasa ferrite tidak terdeteksi pada *peak-peak* hasil XRD kedua sampel. Hal ini menandakan jumlah ferrite yang sangat sedikit pada kedua sampel.



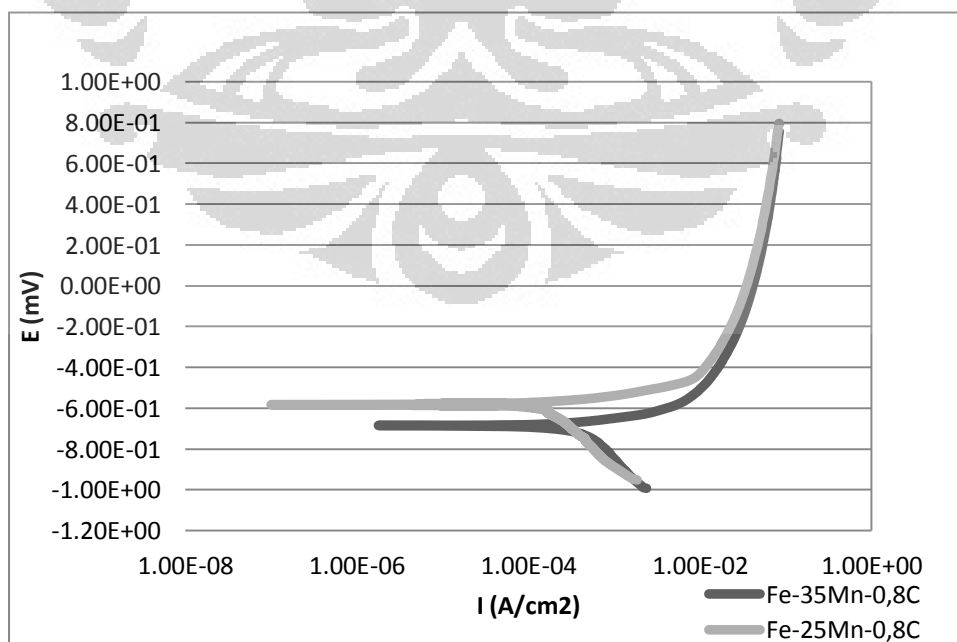
Gambar 4.6 Hasil simulasi software untuk (kiri) Fe-25Mn-0,8C dan (kanan) Fe-35Mn-0,8C menunjukkan fasa austenite tunggal pada temperatur 1100°C

4.5 Sifat Korosi

Hasil dari pengujian polarisasi untuk sampel A2 dan B2 dengan larutan Hanks' dan larutan ringer laktat pada temperatur $\pm 37^{\circ}\text{C}$ dapat dilihat pada gambar 4.7 dan 4.8 di bawah:



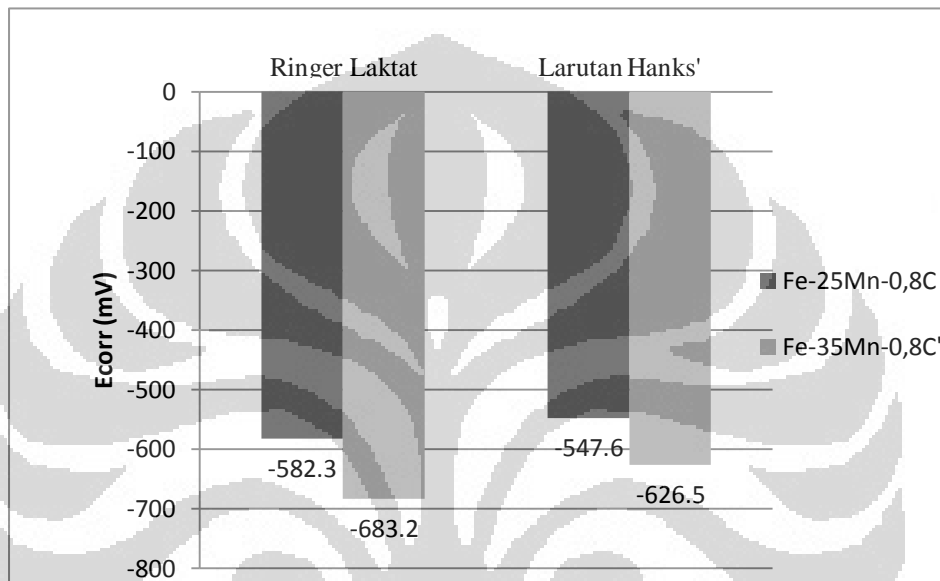
Gambar 4. 7 Kurva perbandingan polarisasi sampel A2 dan B2 dalam larutan Hanks' $\pm 37^{\circ}\text{C}$



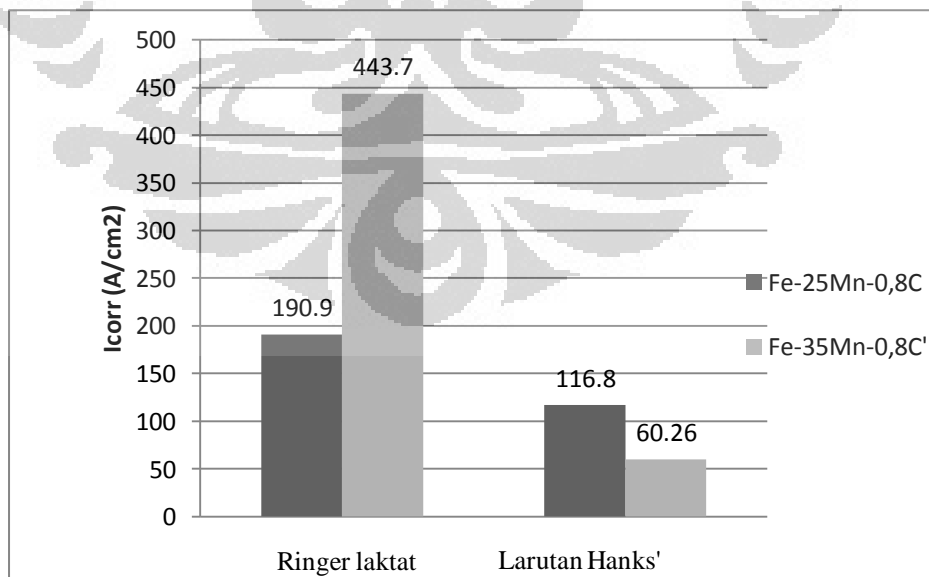
Gambar 4. 8 Kurva perbandingan polarisasi sampel A2 dan B2 dalam larutan ringer laktat $\pm 37^{\circ}\text{C}$

Terlihat dari gambar 4.7 dan 4.8, kedua sampel tidak mengalami pasivasi saat diuji polarisasi *potensiodynamic* dalam larutan ringer laktat dan larutan Hanks'. Hal ini mendukung aplikasi kedua sampel sebagai *biodegradable material* karena sampel tersebut akan terus terkorosi sampai habis.

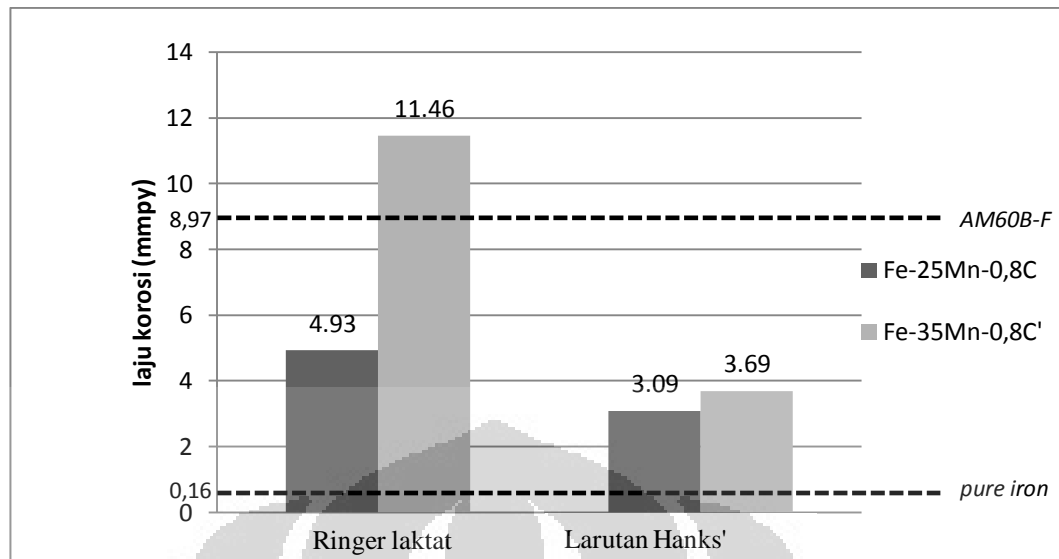
Dari hasil pengujian polarisasi didapat rapat arus korosi (I_{corr}) dan potensial korosinya (E_{corr}). Berikut adalah tabel grafik data hasil polarisasi.



Gambar 4. 9 Grafik E_{corr} pada larutan uji bagi kedua sampel



Gambar 4. 10 Grafik I_{corr} pada larutan uji bagi kedua sampel



Gambar 4. 11 Grafik laju korosi pada larutan uji bagi kedua sampel

Dari hasil pengujian laju korosi dengan polarisasi larutan ringer laktat, laju korosi pada sampel Fe-35%Mn-0.8% C (B2) lebih tinggi dibandingkan dengan laju korosi pada sampel Fe-25%Mn-0.8% C (A2). Pada sampel A2 laju korosinya sebesar 4,93 mpy sedangkan pada sampel B2 sebesar 11,46 mpy.

Dari hasil pengujian laju korosi dengan polarisasi larutan Hanks' maupun larutan ringer laktat, laju korosi pada sampel Fe-35% Mn-0.8% C (B2) lebih tinggi dibandingkan dengan laju korosi pada sampel Fe-25%Mn-0.8% C (A2). Pada sampel A2 laju korosinya sebesar 3,09 mpy sedangkan pada sampel B2 sebesar 3,69 mpy. Terlihat bahwa dengan penambahan mangan, laju korosi akan semakin cepat. Laju korosi dalam larutan Hanks' pada kedua material masih didalam jangkauan laju korosi *pure iron* [4] sebesar 0,16 mmpy dan *magnesium alloy* AM60B-F [5] sebesar 8,97 mmpy. Hal ini mendukung pengembangan material Fe-25Mn-0,8C dan Fe-35Mn-0,8C dengan metode metalurgi serbuk sebagai *biodegradable stent* dengan pemakaian hanya untuk jangka waktu pendek (2 bulan).

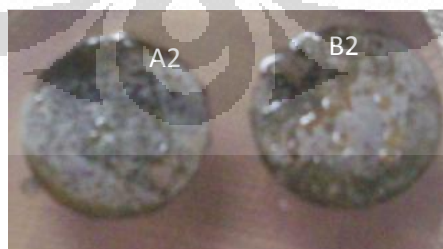
Terlihat pada gambar 4.7 dan 4.8, semakin banyak kadar Mn dalam paduan akan menggeser rapat arus menjadi lebih besar dan menurunkan potensial dari material tersebut. Perbedaan kecepatan korosi ini disebabkan oleh banyaknya endapan karbon dan mangan oksida yang ada di sampel. Perbedaan potensial antara baja, mangan dan karbon membuat sel korosi. Dimana baja bertindak

sebagai daerah anodik, sedangkan karbon dan mangan oksida yang lebih bersifat nobel akan berperan sebagai daerah katodik [4]. Keberadaan mangan oksida pada sampel B2 lebih banyak daripada sampel A2 sehingga laju korosi sampel B2 lebih cepat dibandingkan A2.

Mangan akan menurunkan *standard electrode potential* (E^0) dari Fe. Standard potensial dari reaksi $\text{Fe} \rightarrow \text{Fe}^{2+} + 2e^-$ adalah $E_1 = -0,440$. Sedangkan $\text{Mn} \rightarrow \text{Mn}^{2+} + 2e^-$ adalah $E_2 = -1,18\text{V}$. Semakin banyak mangan yang terkandung dalam sistem Fe-Mn-C maka laju korosinya semakin meningkat^[15]. Penambahan mangan pada sampel B2 lebih banyak yaitu 35% dibandingkan pada sampel A2 sebanyak 25%.

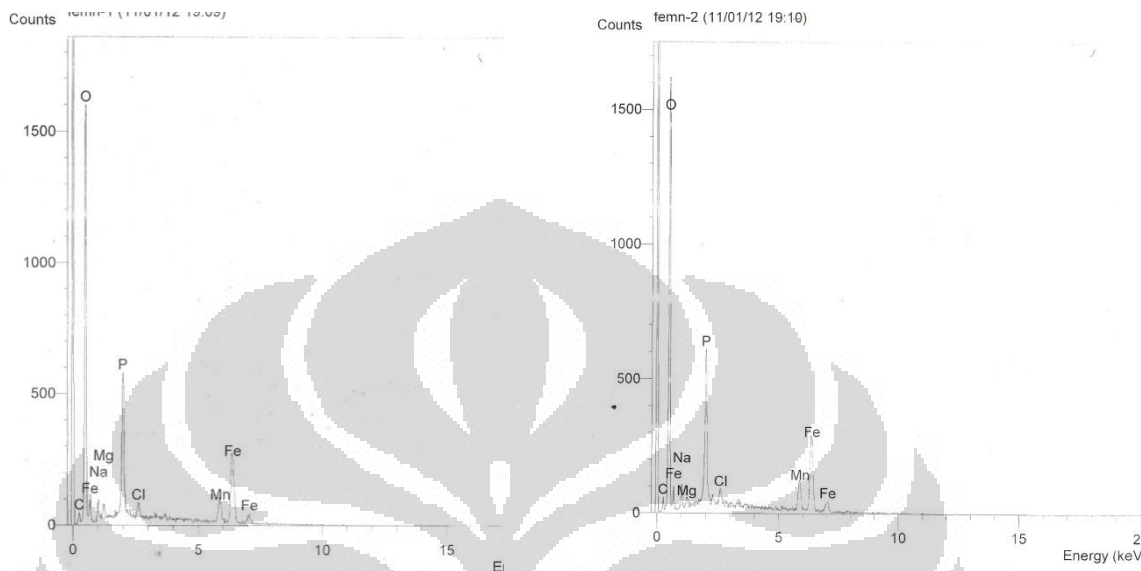
Porositas juga mempengaruhi laju korosi. Semakin banyak porositas maka semakin cepat laju korosinya karena semakin banyak *microsites* yang akan terserang. *Microsites* sangat rentan terserang korosi. Porositas sampel A2 sebesar 18,46 % sedangkan B2 sebesar 25,38%. Laju korosi dapat dilihat pada tabel 4.4 dan 4.5 bahwa laju korosi sampel B2 yang mengandung lebih banyak porositas lebih cepat terkorosi daripada sampel A2. Hal ini sesuai dengan penelitian terdahulu yang menunjukkan semakin sedikit porositas maka laju korosi akan semakin menurun pada paduan Fe-35Mn [4]. Pengurangan porositas dapat dilakukan dengan *rolling* lalu dilakukan re-sintering.

Pengujian EDAX pun dilakukan pada permukaan sampel hasil yang diimersi di dalam larutan Hanks' selama 5 hari. Hasil korosi dapat dilihat pada gambar 4.12 di bawah.



Gambar 4.12 Hasil imersi sampel A2 (kiri) dan B2 (kanan) selama 5 hari pada larutan Hanks'

Pada permukaan lapisan produk korosi hasil imersi selama 5 hari dilakukan uji EDAX dan menunjukkan kadar P dan O yang tinggi. Hasilnya dapat dilihat pada gambar 4.13.



Gambar 4. 13 Hasil EDAX produk hasil korosi menunjukkan adanya kandungan pospat yang tinggi pada sampel A2 (kanan) dan B2 (kiri)

Kemungkinan senyawa pospat terbentuk sangat besar. Produk korosi pospat bersifat *porous* dan tidak terlalu berpengaruh terhadap jalannya reaksi korosif antara material dengan lingkungan. Selain itu terbentuknya pospat juga mengindikasikan material ini bersifat biokompatibel walaupun dengan informasi yang masih minim. Lapisan pospat pada implan berguna sebagai tempat tumbuhnya jaringan tulang.

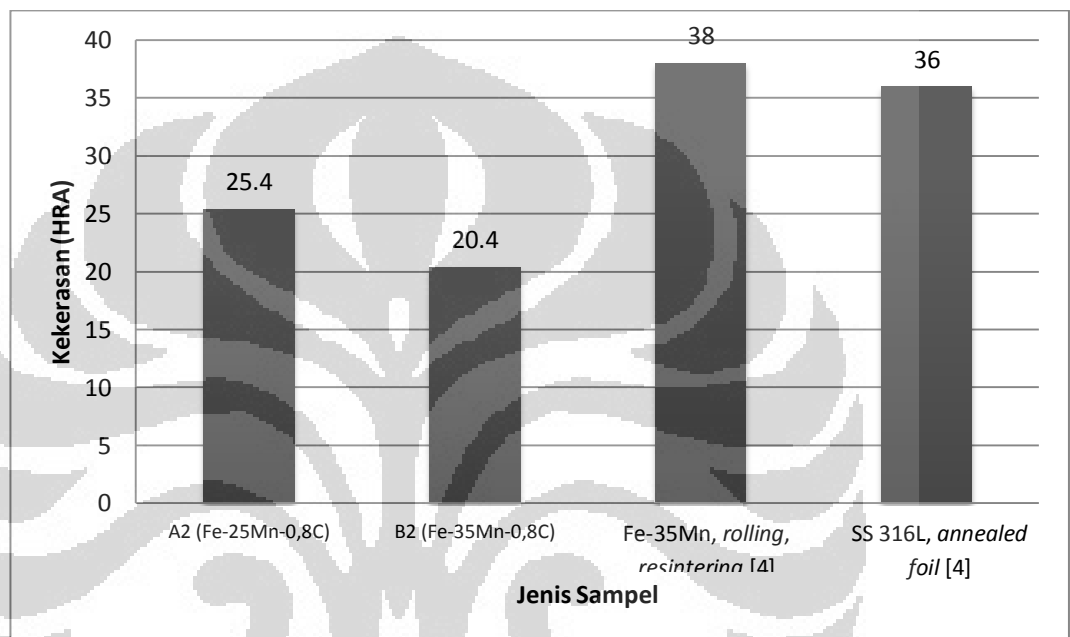
4.6 Kekerasan

Pengujian kekerasan dilakukan dengan metode Rockwell A dengan beban 60 kgf. Hasilnya adalah kekerasan sampel Fe-25Mn-0,8C adalah 25,4 HRA dan kekerasan sampel Fe-35Mn-0,8C adalah 20,4 HRA.

Dari hasil pengujian, nilai kekerasan dari paduan Fe-Mn akan menurun seiring dengan penambahan mangan didalam paduan. Nilai kekerasan mengalami penurunan dari 25,4 HRA pada penambahan 25% mangan (Mn) menjadi 20,4

HRB pada penambahan 35% Mn. Penurunan ini terjadi akibat semakin banyaknya porositas yang ada dalam sampel yang menurunkan densitas dari sampel yang terbentuk. Sampel A2 hasil sinter mempunyai densitas $6,36 \text{ gr/cm}^3$ dengan porositas sebanyak 18,46%.

Perbandingan kekerasan antara sampel antara A2(Fe-25Mn-0,8C), B2(Fe-35Mn-0,8C), hasil penelitian Fe-35Mn dan *SS316 annealed foil* [4] ada pada grafik di bawah.



Gambar 4. 14 Grafik perbandingan kekerasan sampel Fe-25Mn-0,8C dan B2 Fe-35Mn-0,8C dengan material lain

Kekerasan yang dimiliki oleh material Fe-25Mn-0,8C masih dibawah kekerasan hasil penelitian^[3]. Hal ini disebabkan tingkat porositas yang relatif lebih banyak dimiliki oleh sampel A2 dan B2 pada penelitian ini. Porositas yang dimiliki oleh sampel A2 sebesar 18,46% dan B2 sebesar 25,38%. Sedangkan pada penelitian [4], besar porositas hanya 0,3% karena telah dilakukan *rolling* dan *resintering*.

BAB 5

KESIMPULAN

Pada bab ini merupakan kesimpulan yang berdasarkan hasil penelitian dan analisa yang telah dilakukan terhadap data yang diperoleh dari hasil pengujian yang dilakukan, maka dapat ditarik kesimpulan dari penelitian ini, yaitu :

1. Penambahan mangan 25% dan 35% sama-sama membentuk fasa ferite-austenite. Hasil XRD menunjukkan fasa yang dominan terbentuk adalah fasa austenite bagi kedua variabel penambahan mangan.
2. Tidak ditemukan adanya pasivasi pada hasil uji polarisasi potensiodinamik pada penambahan mangan 25% dan 35%
3. Penambahan mangan sebanyak 35% memberikan laju korosi yang lebih tinggi dibandingkan dengan penambahan mangan 25%. Pada larutan ringer laktat, mangan 35% memberikan laju korosi 11,46 mmpy dan pada larutan Hanks' 3,69 mmpy. Pada larutan ringer laktat, penambahan mangan 25% memberikan laju korosi 4,93 mmpy dan pada larutan Hanks' 3,09 mmpy. Hal ini terjadi karena penambahan Mn yang lebih banyak akan menghasilkan perbedaan potensial dengan Fe sehingga lebih mudah terkorosi.
4. Laju korosi pada penambahan mangan 25% dan 35% berada di antara laju korosi *pure iron* dan *magnesium alloy AM60B-F* sehingga material Fe-25Mn-0,8C dan Fe-35Mn-0,8C layak untuk dikembangkan sebagai material biologi sebagai *biodegradable stent*.
5. Kekerasan yang didapat untuk penambahan mangan 25% sebesar 25,4 HRA dan pada penambahan mangan 35% sebesar 20,4 HRA. Semakin banyak penambahan mangan maka porositas akan semakin banyak sehingga kekerasan material menurun.

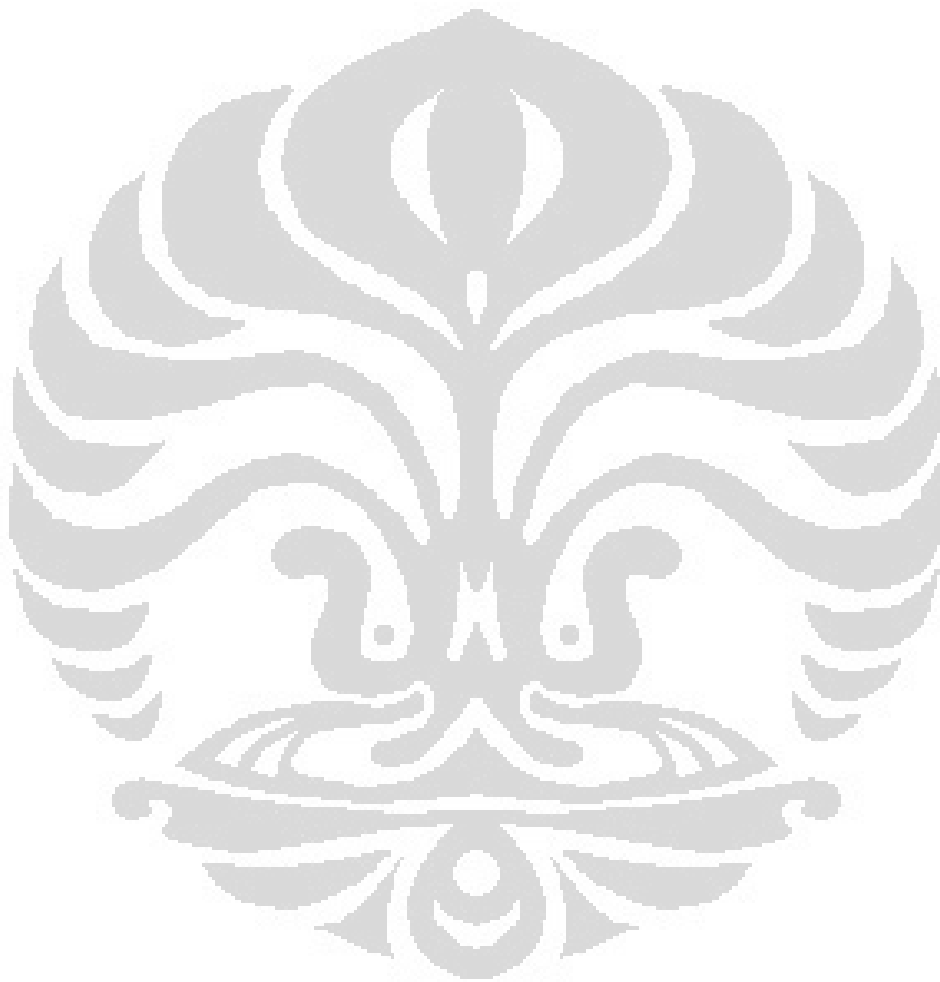
DAFTAR REFERENSI

1. Junaidi, Syarif. *Biomaterial Berbasis Logam*. 2009. 18 Desember 2011. <<http://www.infometrik.com/2009/08/biomaterial-berbasis-logam>>
2. Alicea, Luis A, José I. Aviles, Iris A. López, Luis E. Mulero and Luis A. Sánchez. *Mechanics Biomaterial Stents*. University of Puerto Rico, Mayaguez, 2004. <<http://academic.uprm.edu/~mgoyal/materialsmay2004/f04stents.pdf>>
3. Morajev, Maryam, and Diego Mantovani. Biodegradable Metals for Cardiovascular Stent Application: Interests and New Opportunities. *International Journal of Molecular Sciences* 12:7(2011): 4250-4270, 15 Januari 2012. <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3155349>>
4. H. Hermawan, H. Alamdari, D. Mantovani, Dominique Dube. Iron-manganese: new class of metallic degradable biomaterials prepared by powder metallurgy. *Powder Metallurgy* 51:1(2008): 38-45.
5. Larsson, T. F. , J. M. Martín Martínez, J. L. Vallés. Biomaterials for Healthcare: A decade of EU-funded Research. *European Union*, 2007. <ftp://ftp.cordis.europa.eu/pub/nmp/docs/biomaterials_web.pdf>
6. European Commission. Community Research. *Development of Naturally-Derived Biomaterials and Optimization of Their Biomechanical Properties*. By J.C. Coburn, and A. Pandit. 2007. 24 Desember 2011 <http://www.oulu.fi/spareparts/ebook_topics_in_the_vol3/abstracts/coburn_01.pdf>
7. _____. *Biodegradable Materials for Medical Applications*. Università degli Studi di Pavia - Structural Mechanics Department. <http://www.dist.unina.it/doc/seminari/corso_Auricchio/biomaterials.pdf>
8. Ratner, Buddy D, Stephanie J. Bryant. *BIOMATERIALS: Where We Have Been and Where We Are Going*. *Annual Reviews Biomedical Engineering*, Volume 6 (2004): 41-75.

- <<http://www.engin.umich.edu/class/bme332/ch8poroelasticity/biomaterials.pdf>>
9. Dutkiewicz, Jan. *Metallic and Ceramic Biomaterials*. Institute of Metallurgy and Materials science of the Polish Academy of Sciences Kraków, 2007.
<[http://www.345.vsb.cz/KE%20vyuka/Rusz/projekt%202010/Predn%20cerven/Metallic%20and%20ceramic%20biomaterials presentation VSB T U Ostrava.pdf](http://www.345.vsb.cz/KE%20vyuka/Rusz/projekt%202010/Predn%20cerven/Metallic%20and%20ceramic%20biomaterials%20presentation%20VSB%20TU%20Ostrava.pdf)>
 10. Moravej, M., F. Prima, M. Fiset, D. Mantovani. Electroformed iron as new biomaterial for degradable stents: Development process and structure-properties relationship. *Journal of Acta Biomaterialia* 6:5(2010) :1726-1735.
 11. Issel Anne L. Lim. *Biocompatibility of Stent Materials*. 2004. Diakses 24 Desember 2011
<<http://web.mit.edu/murj/www/v11/v11-Features/v11-f5.pdf>>.
 12. Niinomi, Mitsuo. *Low Modulus Titanium Alloys for Inhibiting Bone Atrophy*. 2011
<[http://www.intechopen.com/source/pdfs/19712/InTech-Low modulus titanium alloys for inhibiting bone atrophy.pdf](http://www.intechopen.com/source/pdfs/19712/InTech-Low_modulus_titanium_alloys_for_inhibiting_bone_atrophy.pdf)>
 13. Engelhard, Christina , Flavius Deleanu , Kathrin Lorenz , Dr. Alexander Rzany. *Absorbable Metal Stents Making use of Biocorrosion*. University Erlangen-Nuremberg, Germany. 2009.
<<http://www14.in.tum.de/konferenzen/MB-Jass09/courses/1/Engelhardt.pdf>>
 14. Zberg, Bruno, Peter J. Uggowitzer & Jörg F. Löffler. *Towards a new generation of biodegradable implants: MgZnCa glasses without hydrogen evolution*. Department of Materials, ETH Zurich, Wolfgang-Pauli-Str. 10, 8093 Zurich, Switzerland, 2008).
<[http://fermion.colorado.edu/~tonzani/dir3/Loffler implants hydrogen N atMat09.pdf](http://fermion.colorado.edu/~tonzani/dir3/Loffler_implants_hydrogen_NatMat09.pdf)>

15. M. Shinhammer, A.C. Hanzi, J.F. Loffler, P.J. Uggowitzer. Design Strategy for biodegradable Fe-based alloys for medical applications. *Acta Biomaterialia* 6:5 (2010): 1705-1713
16. Lusiana. Thesis: Analisa Laju Korosi Dengan Penambahan Unsur Modifikasi Molibdenum Dan Niobium Terhadap material Biokompatibel Ti-6Al Dalam Larutan Darah Sintetis. *Fakultas Teknik Departemen Teknik Metalurgi dan Material. Universitas Indonesia*. Depok. 2010.
17. A. Riss, Y Khodorvsky. *Production of ferroalloys*. Moscow: Foreign Languages Publishing House. 1982. 137
18. Davis, J.R. *Alloying: Understanding The Basics*. Ohio: ASM Internasional, Materials Park.. 2003. 134-139
19. Calphad. *Iron Manganese Phase Diagram*. 2006.
<[http://www.calphad.com/pdf/Fe Mn Phase Diagram.pdf](http://www.calphad.com/pdf/Fe_Mn_Phase_Diagram.pdf) (Diakses tanggal 8 Januari 2012 Pukul 19:02)>
20. A.K. Sinha. *Powder Metallurgy*. New Delhi: Dhanpat Rai & Sons. 1976. 46-53.
21. German, R.M. *Powder Metallurgy Science*. New Jersey: Princeton. Princeton. 1984. 145-176.
22. Klar, Erhad. *Powder Metallurgy Applications, Advantages, and Limitations*. Ohio: American Society for Metals. 1983. 20-41.
23. G. Greetham. *Powder Metallurgy-Processing*. 2001. 14 November 2011
<<http://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=132>>
24. "EDAX Analysis." *Exova*. 24 Desember 2011.
<<http://www.exova.com/industry-sectors/pharmaceuticals/by-method/edax-analysis>>
25. Henry, Darrel. *X-ray reflection in accordance with Bragg's Law*. 2010. 24 Desember 2011
<http://serc.carleton.edu/research_education/geochemsheets/braggsLaw.html> (Diakses tanggal 24 Desember 2011 Pukul 20.30)
26. Li, Yong Hua, Guang-Bin rao, Li-Jian Rong, Yi-yi Li. The influence of porosity on corrosion characteristic of porous NiTi alloy in simulated body fluid. *Elsevier: Materials Letter* 57:2 (2 Desember 2002): 448-451(1).

27. Callister, William D., Jr. *Fundamentals of Materials An Interactive e•Text* (5th ed). New York: John Wiley & Sons, Inc. 2001. 177-179.
28. H. Danninger, C. Gierl. New Alloying Systems for Ferrous Powder Metallurgy Precision Parts. *Science of Sintering* 40:1(2008): 33-46 .
29. B.D. Cullity. *Elements of X-Ray Diffraction 2nd edition*. Addison Wesley. 1978. 229-230.



Lampiran 1 Data Uji Densitas

DATA UJI DENSITAS

Sampel	Perlakuan	Berat Kering (gr)	Berat Basah (gr)	Densitas (gr/cm ³)	Porositas
A2 (Fe-25Mn-0,8C)	Kompaksi	3,07	0,34	4,58	41,28%
	Sinter	2,17	0,68	6,36	18,46%
B2 (Fe-35Mn-0,8C)	Kompaksi	5,00	1,01	5,779	25,91%
	Sinter	2,55	0,86	5,82	25,38%

$$\rho_{\text{air}} = 0,9967 \text{ g/cm}^3$$

Lampiran 2

Foto Hasil Mikroskop Optik

FOTO HASIL MIKROSKOP OPTIK

TANPA ETSA (A2)



TANPA ETSA (B2)

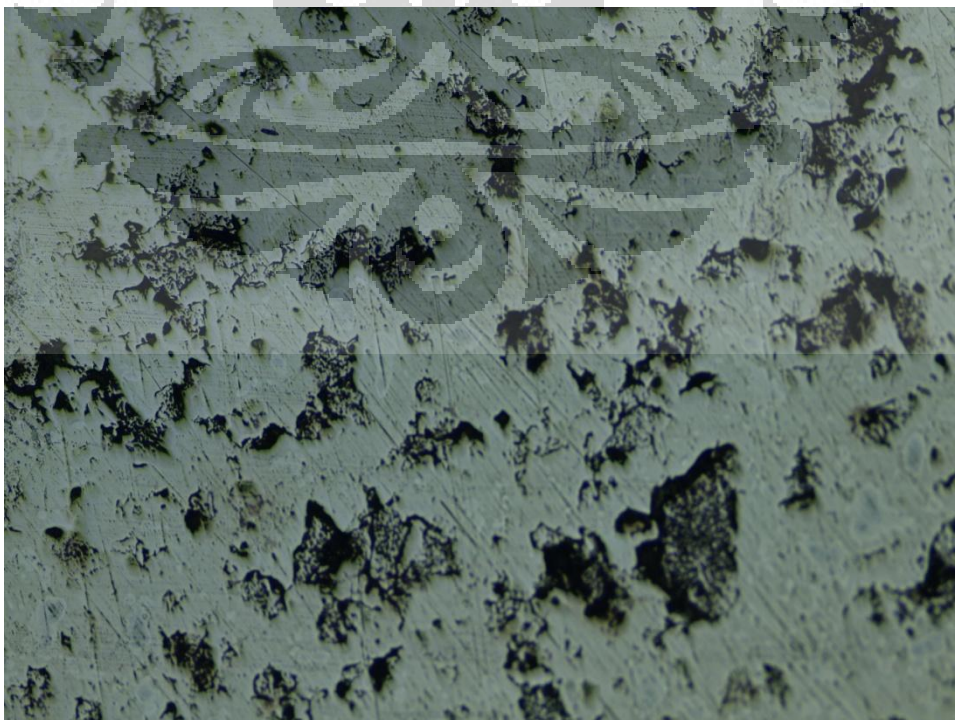
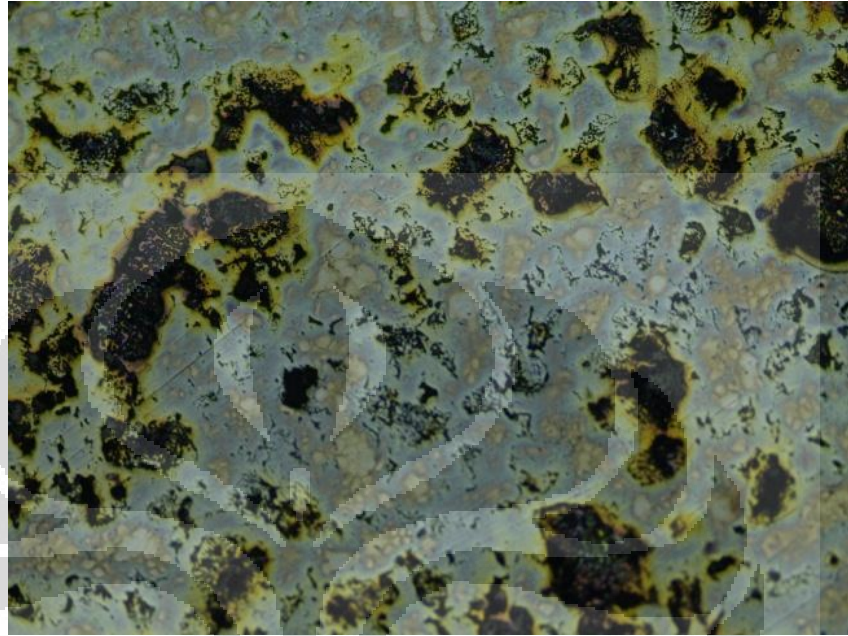
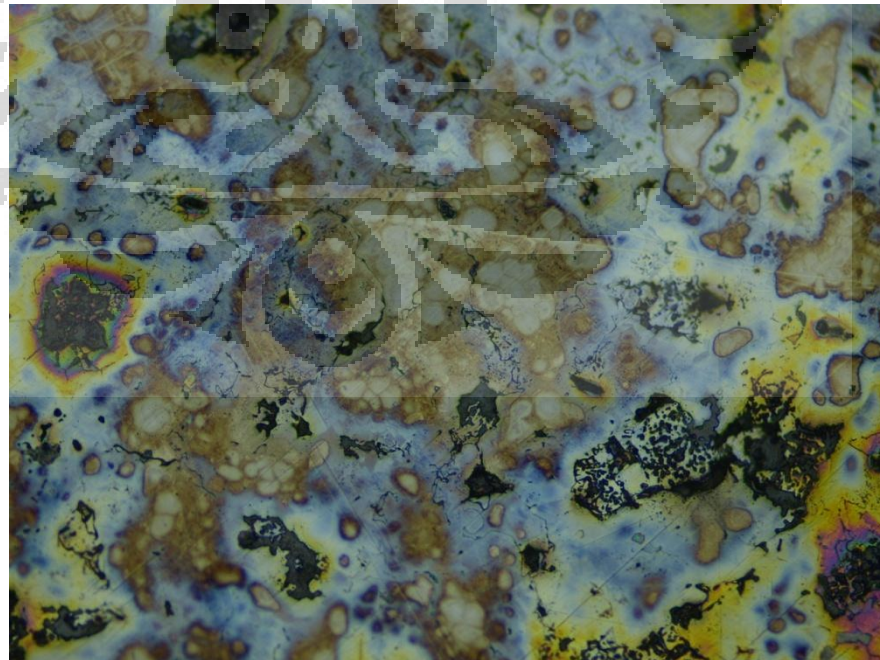


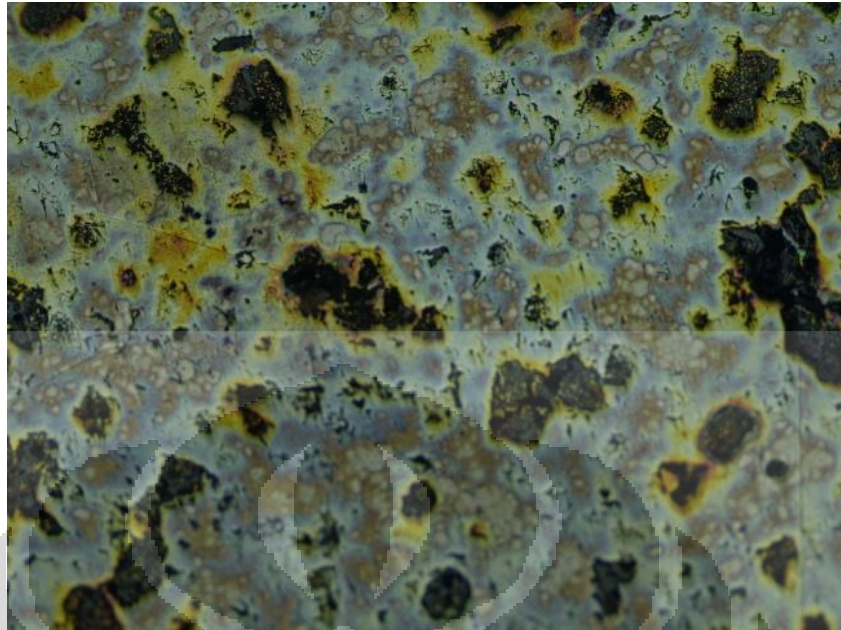
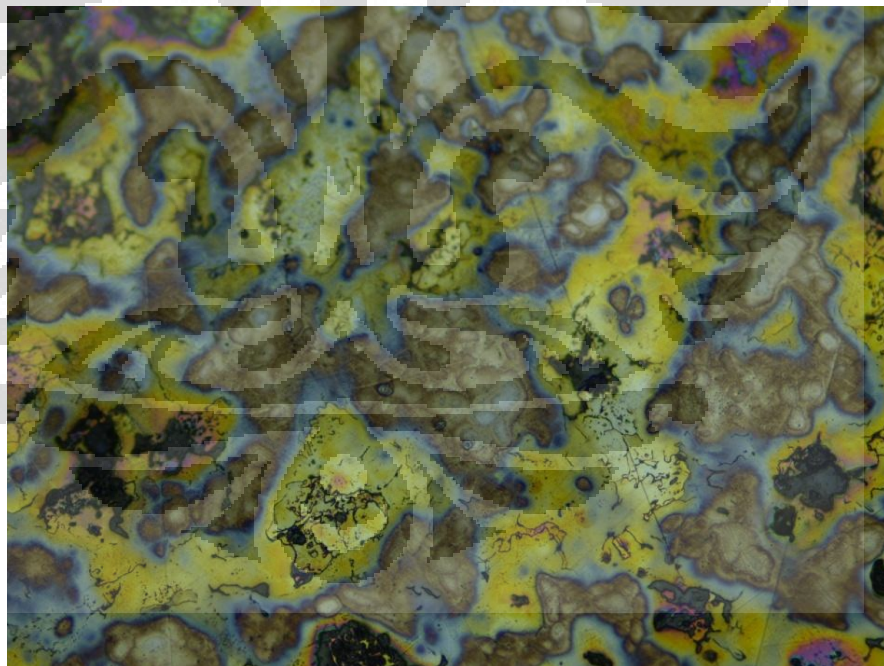
FOTO HASIL MIKROSKOP OPTIK DENGAN ETSA NITAL 2%

A2 100X



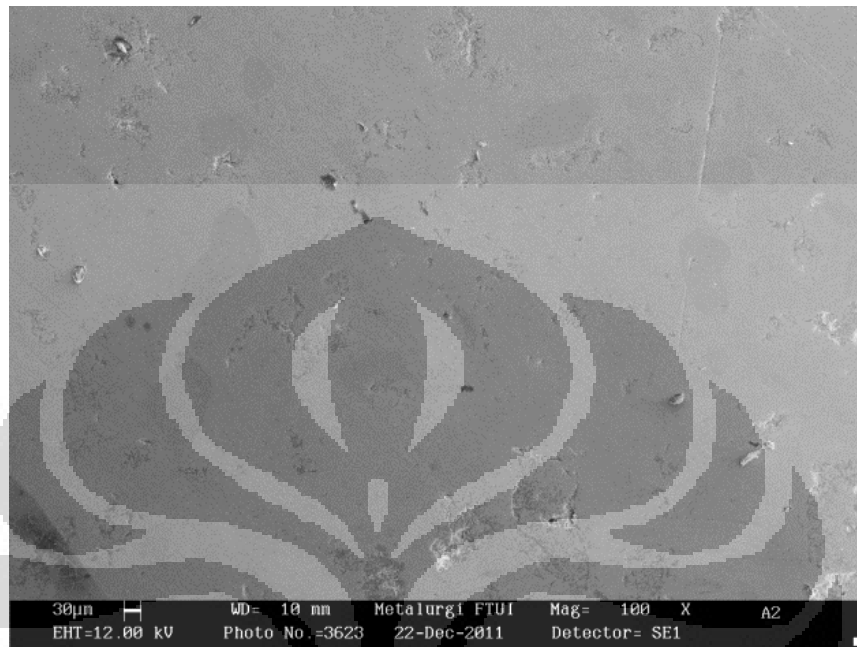
A2 200X



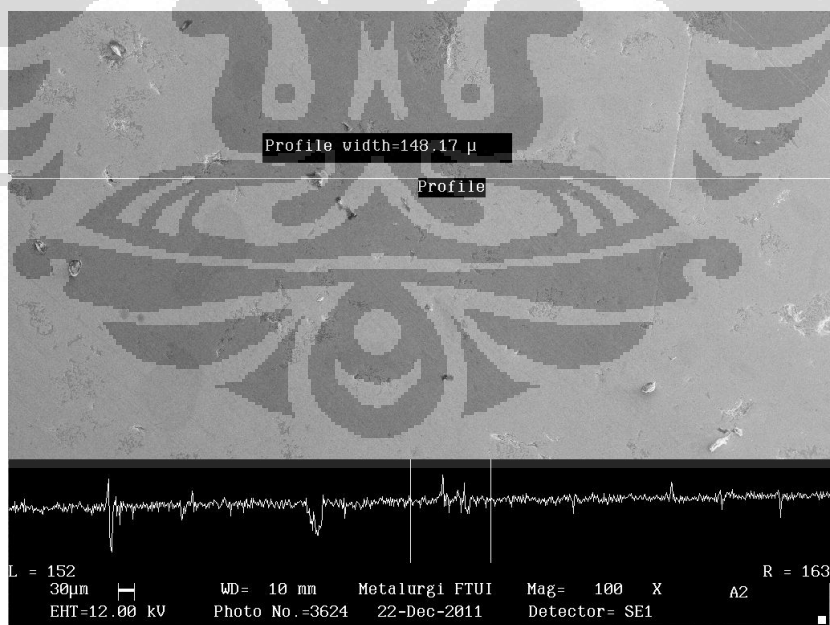
B2 100X**B2 200X**

Lampiran 3
Foto Hasil SEM

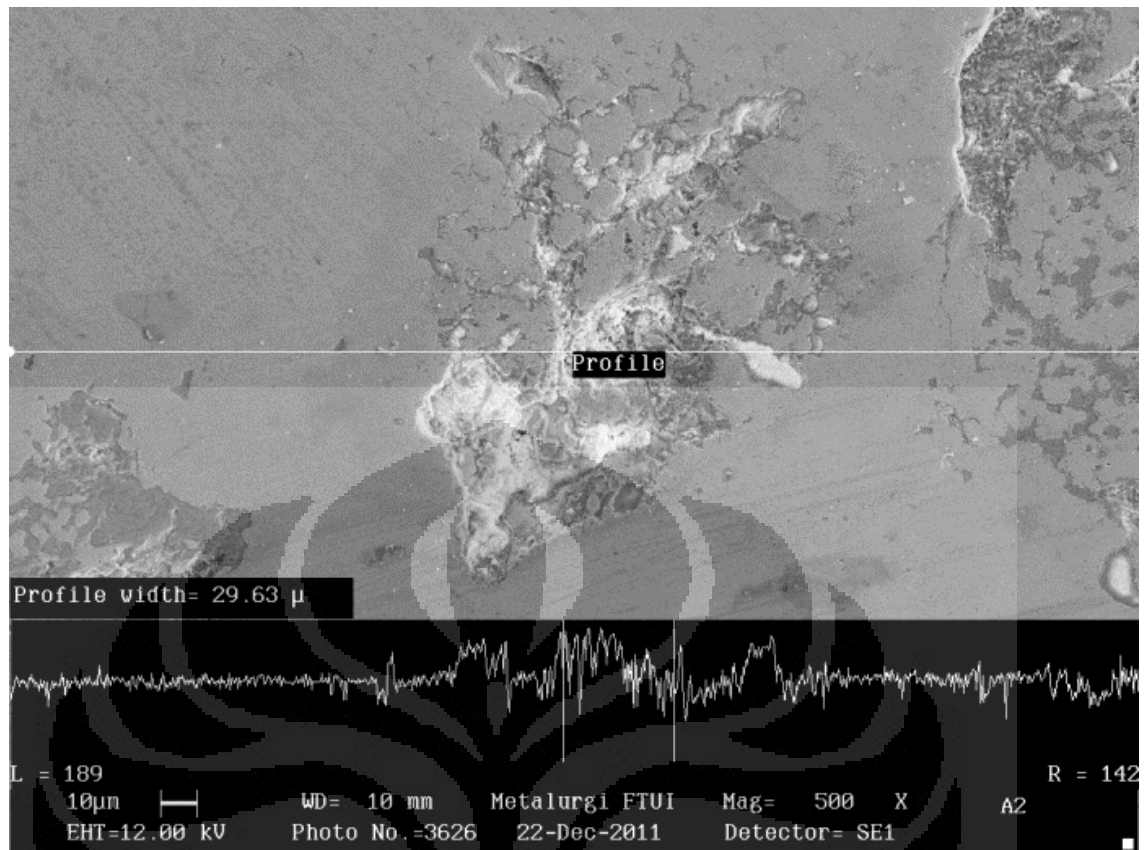
FOTO HASIL SEM
A2



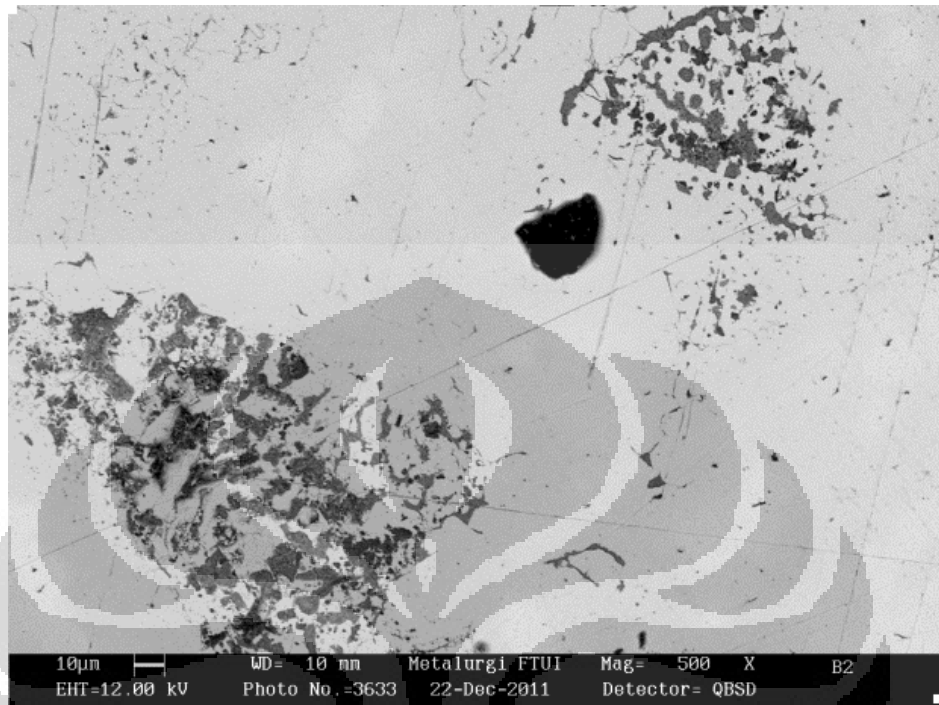
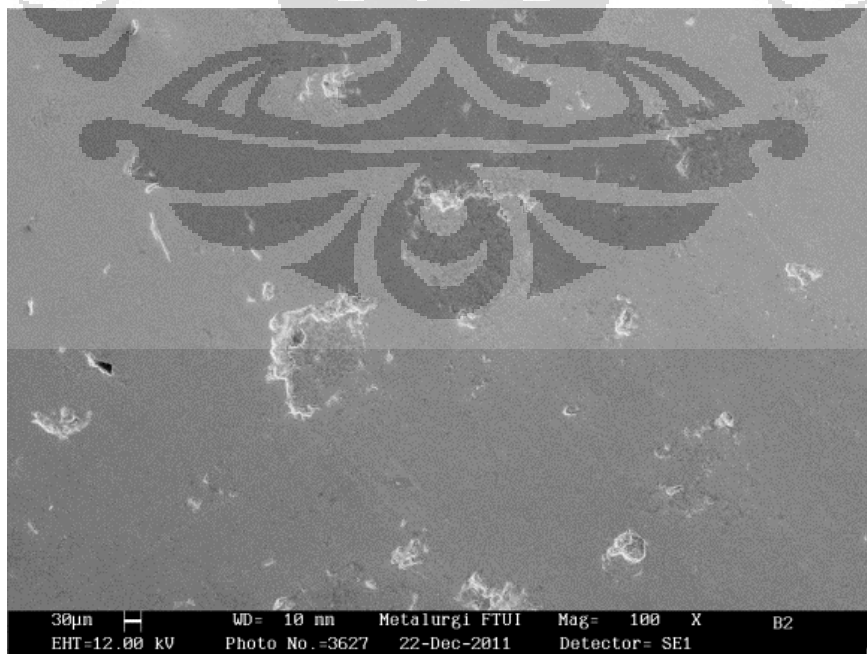
SECONDARY ELECTRON 100X



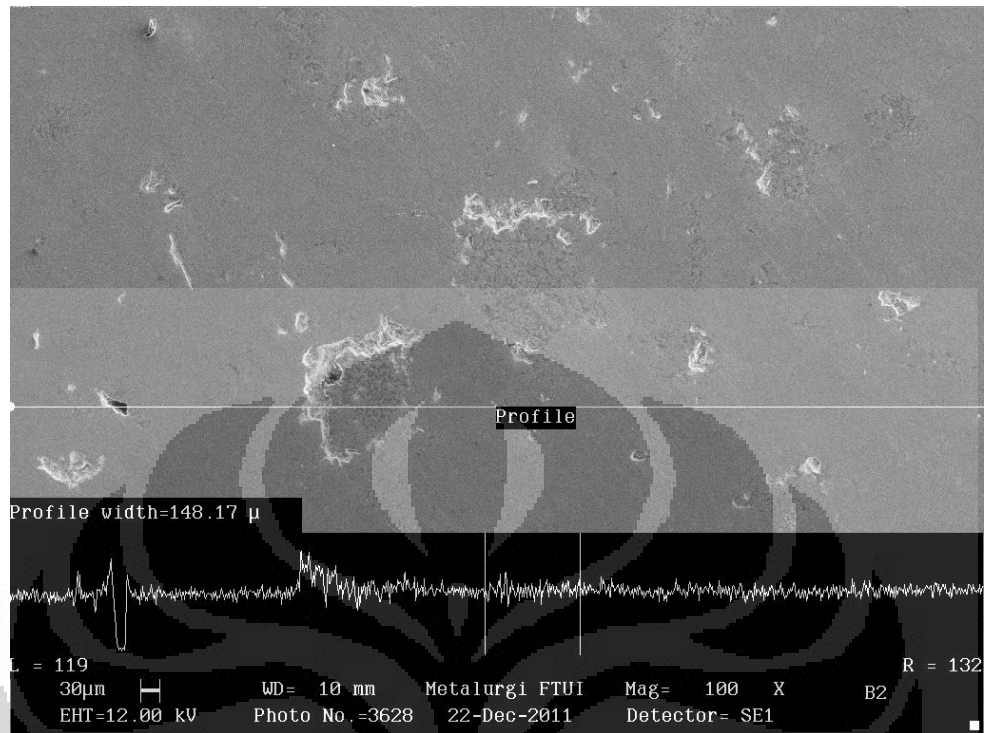
LINE SCANNING 100X



LINE SCANNING 500X

FOTO HASIL SEM**B2****BSE 500X****SECONDARY ELECTRON 100X**

LINE SCANNING 100X



Lampiran 4

Data Sheet ferromangan

DATA SHEET FERROMANGAN

ADVALLOY
 Certificate of Analysis
 PT. BAKALOGAM MULTI JAYA
 Tel. No. 288
 6902130 (Hunting)
 6908017, 6926132
 11110
 PT. BAKALOGAM MULTIJAYA
 T.C. I. NO. 288
 1114 JAKARTA
 INDONESIA
 California Mercury V.510
 Pilsan, Korea
 Jakarta Seaport Indonesia
 1202.19.0000
 Shipment Number : 38789
 Date : 05.06.2008
 Our Reference : 008/SAM/008
 Shipment Date : 04.06.2008
 MEDIUM CARBON FERRO MANGANESE
 PACKING : TYPEN PLASTIC BAG AT 1000 KGS/BAG
 CHEMICAL COMPOSITION (DRY BASIS)
 C 1.63 %
 Maximum Size 50.000 MM
 Minimum Size 10.000 MM
 P 0.154 %
 Si 1.67 %
 S 0.007 %
 Mn 76.15 %
 ETA : JAKARTA, JUNE 2008

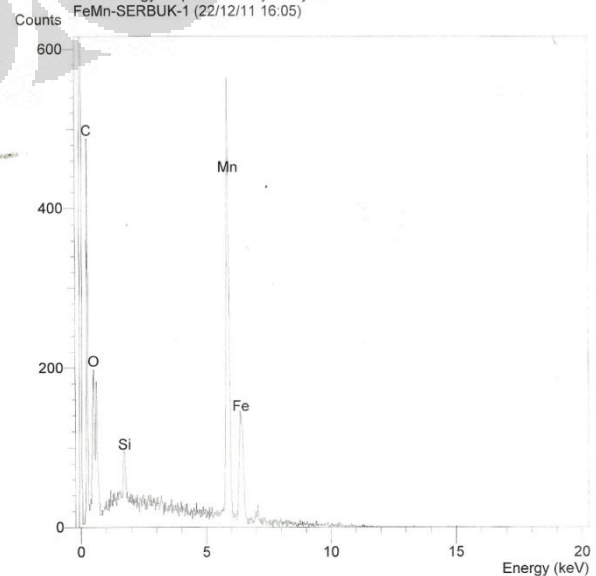
Operator : zakiyuddin
 Client : Dept. Metalurgi dan Material Universitas Indonesia
 Job : Energy Dispersive X-ray Analysis
 FeMn-SERBUK-1 (22/12/11 16:05)

HASIL EDAX:

Standards :
 C K Carbon Low 13/09/06
 O K AL2O3 20/05/11
 Si K Jadeite 18/05/11
 Mn K Mangan 18/05/11
 Fe K FeS2 18/05/11

Elmt	Spect. Type	Element %	Atomic %
C K	ED	2.10	7.97
O K	ED	4.56	13.01
Si K	ED	2.13	3.47
Mn K	ED	71.68	59.58
Fe K	ED	19.53	15.97
Total		100.00	100.00

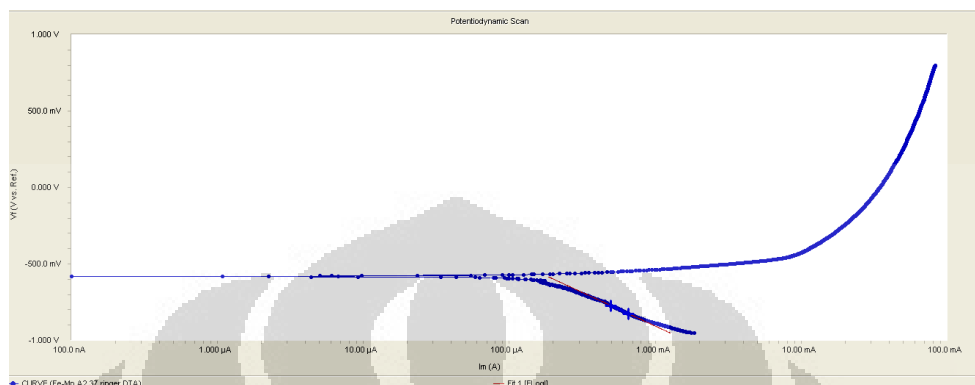
* = <2 Sigma



Universitas Indonesia

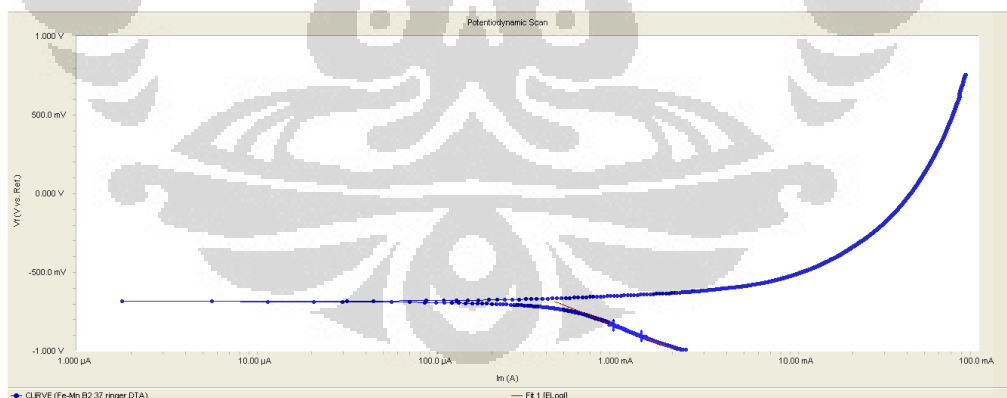
Lampiran 5
Data Polarisasi

**DATA POLARISASI RINGER LAKTAT ($\pm 37^{\circ}\text{C}$)
SAMPSEL A2**



Beta	499.2e-3 V/decade
Ecorr	-780.0 mV
Icorr	31.94 μA
Corrosion Rate	32.47 mpy
Fe-Mn A2.DTA	

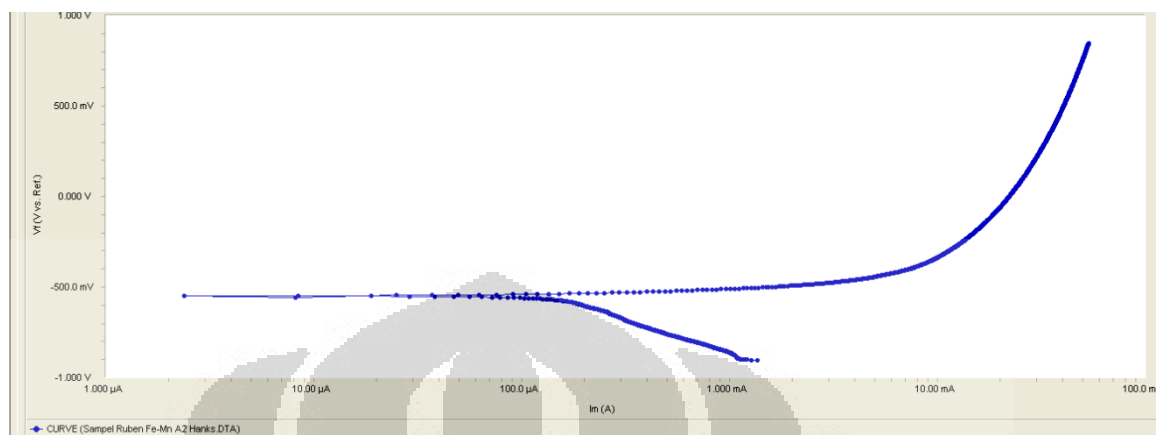
SAMPSEL B2



Beta	455.3e-3 V/decade
Ecorr	-582.3 mV
Icorr	190.9 μA
Corrosion Rate	194.1 mpy
Fe-Mn A2 37 ringer.DTA	

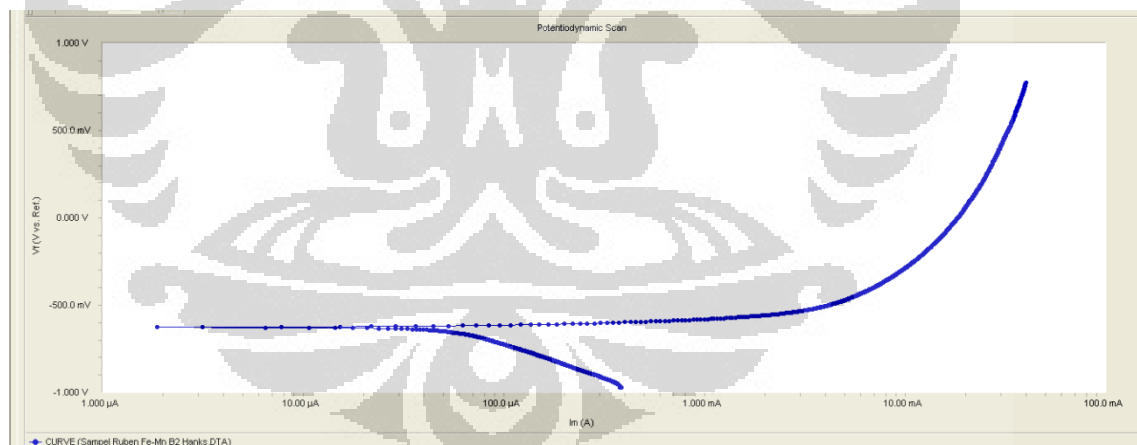
DATA POLARISASI LARUTAN HANKS' $\pm 37^{\circ}\text{C}$

SAMPEL A2



Parameter	Value
Beta	333.0e-3 V/decade
Ecorr	-547.6 mV
Icorr	116.8 μA
Corrosion Rate	121.8 mpy
Sampel Ruben Fe-Mn A2 Hanks.DTA	

SAMPEL B2

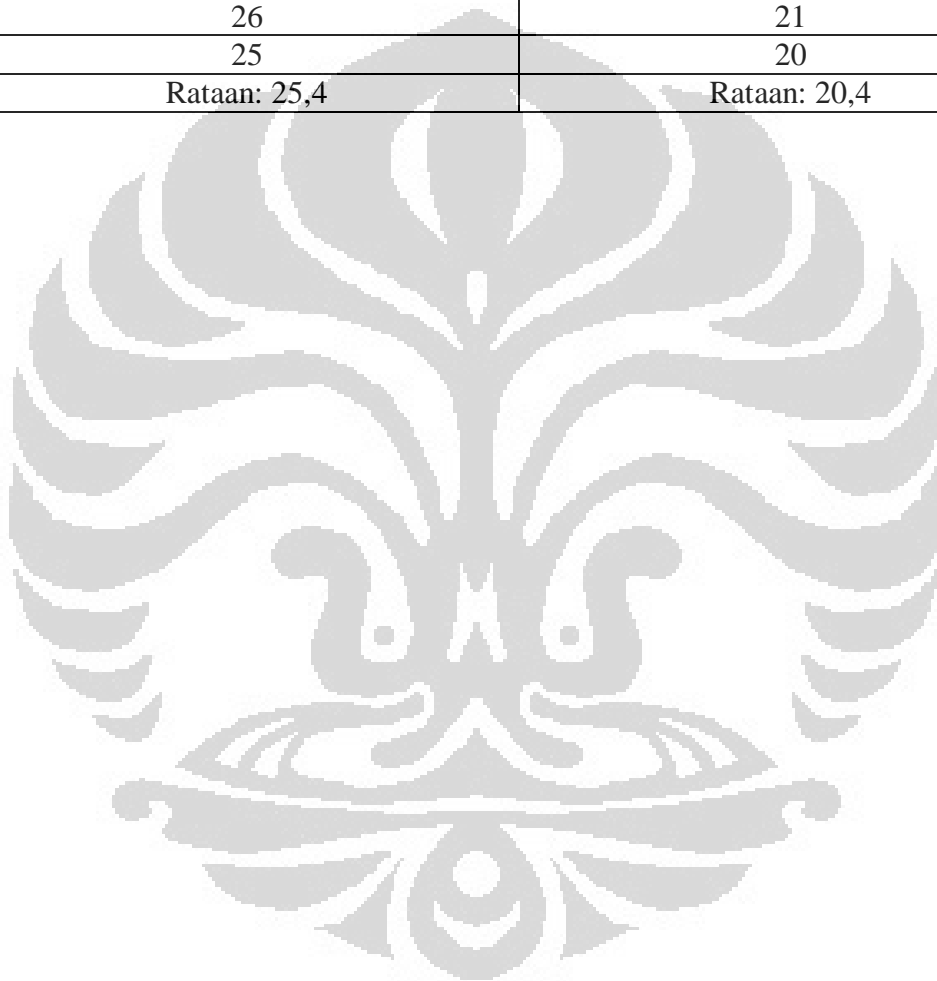


Parameter	Value
Beta	406.9e-3 V/decade
Ecorr	-626.5 mV
Icorr	60.26 μA
Corrosion Rate	145.3 mpy
Sampel Ruben Fe-Mn B2 Hanks.DTA	

Lampiran 6
Data Kekerasan Rockwell A

DATA KEKERASAN ROCKWELL A

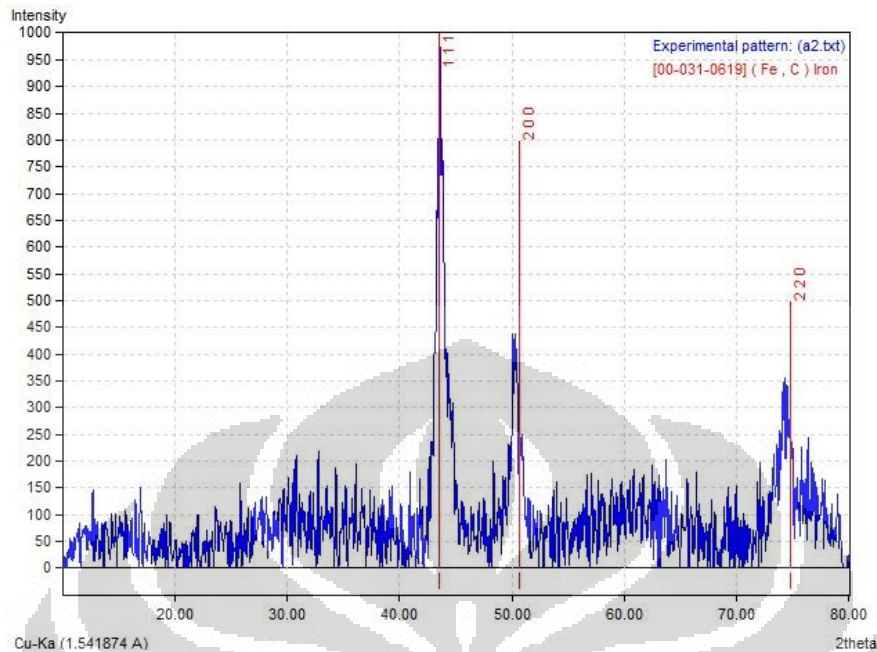
Kekerasan Sampel A2 (HRA)	Kekerasan Sampel B2 (HRA)
25	20
26	21
26	20
26	21
25	20
Rataan: 25,4	Rataan: 20,4



Lampiran 7

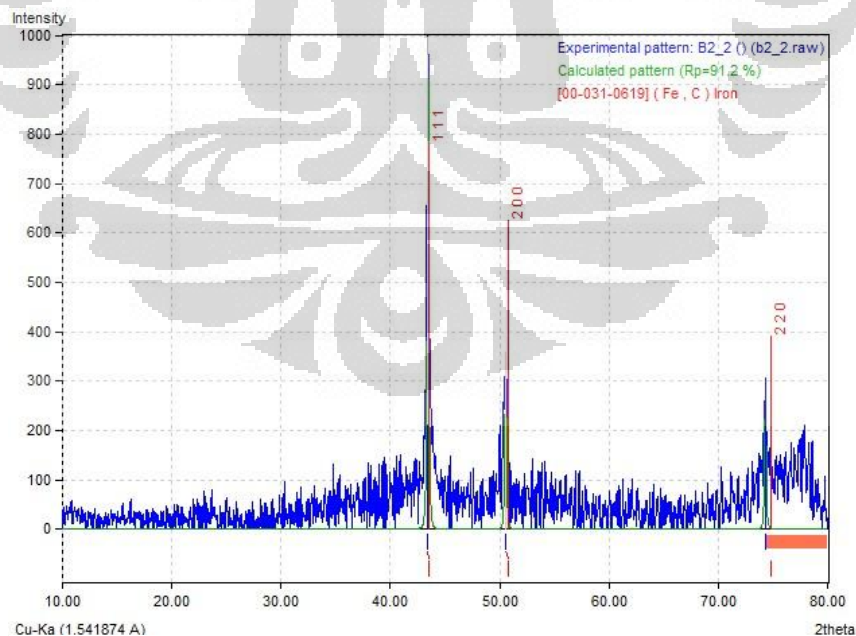
Hasil XRD

HASIL XRD
SAMPEL A2 (FE-25Mn-0,8C)



#	Strongest 3 peaks						
no.	peak no.	2Theta (deg)	d (A)	I/I1	FWHM (deg)	Intensity (Counts)	Integrated Int (Counts)
1	25	43.5853	2.07489	100	0.90930	239	11745
2	32	50.2733	1.81342	40	0.97330	96	5180
3	47	74.2700	1.27598	27	1.06000	64	3099

SAMPEL B2 (Fe-25Mn-0,8C)



#	Strongest 3 peaks						
no.	peak no.	2Theta (deg)	d (A)	I/I1	FWHM (deg)	Intensity (Counts)	Integrated Int (Counts)
1	20	43.4387	2.08155	100	0.38740	391	7954
2	28	50.5048	1.80564	39	0.42310	153	3515
3	47	74.2680	1.27600	24	0.41600	95	1694