

KETAHANAN AUS PADUAN Co-Cr-Mo DENGAN VARIASI KARBON HASIL *HOT WORKING* UNTUK APLIKASI BIOMEDIS

Dizzy Agni¹, Bambang Sriyono, Ir., Dipl-Ing², Alfirano, ST., MT., Ph.D³

1. Mahasiswa Jurusan Teknik Metalurgi Universitas Sultan Ageng Tirtayasa
2. Pusat Penelitian Metalurgi dan Material – LIPI
3. Dosen Jurusan Teknik Metalurgi Universitas Sultan Ageng Tirtayasa
E-Mail: Stevanie_dizzy@yahoo.com

Abstrak

Bahan atau material yang sering digunakan untuk aplikasi biomaterial yang berguna untuk mengganti jaringan tubuh yang rusak adalah logam contohnya adalah paduan logam berbasis *Cobalt* (Co). Paduan Co-Cr-Mo hasil pengecoran memiliki sejumlah presipitat yang tersebar di dalam matriks. Sifat ketahanan aus dan korosi paduan Co-Cr-Mo sangat dipengaruhi oleh jumlah, jenis fasa, ukuran dan distribusi presipitat yang tersebar di dalam matriks Co. Untuk mengetahui jumlah material yang terabrasif dalam siklus tubuh manusia maka dilakukan penelitian perbandingan ketahanan aus terhadap proses *hot rolling* yang bertujuan untuk mengetahui pengaruh proses perlakuan panas terhadap struktur mikro dan ketahanan aus dalam paduan Co-Cr-Mo. Pada paduan Co-Cr-Mo hasil *hot rolling* terdeteksi adanya fasa dalam bentuk presipitat yang mempengaruhi karakteristik paduan. Sampel paduan Co-Cr-Mo dilakukan proses homogenisasi pada temperatur 1200°C selama 6 jam lalu dilakukan *annealing* 1200°C selama 2 jam, kemudian di-*rolling* dengan persen reduksi 10%, 30% dan 50%. Sampel selanjutnya diekstrak menggunakan larutan H₂SO₄ 10% dan diuji menggunakan XRD untuk mengetahui presipitat yang terbentuk. Uji ketahanan aus dilakukan dengan metoda *pin on disc*. Paduan Co-Cr-Mo sebagai pin dan alumina sebagai disk dilakukan dalam 1% asam laktat. Hilangnya massa dan elusi ion diamati setelah pengujian ketahanan aus dengan menggunakan ICP. Hasil pengujian kekerasan dengan menggunakan *indentor Vickers* menunjukkan bahwa semakin tinggi kandungan karbon dan persen reduksi maka nilai kekerasan yang didapat pun meningkat. Pengamatan metalografi menunjukkan struktur mikro dan presipitat yang terbentuk dari proses *hot rolling* sampel Co-Cr-Mo, dimana fasa yang terbentuk dapat diamati.

Kata kunci : Co-Cr-Mo, Hot rolling, Uji ketahanan aus, Pin on disc, ICP

PENDAHULUAN

Setiap tahun jutaan orang di Indonesia terancam terkena penyakit osteoporosis yang sering diakibatkan oleh hilangnya sedikit atau banyak kepadatan tulang. Sehingga tulang menjadi lemah dan dapat patah atau retak dengan hanya karena sebab sepele, seperti terbentur meja, bahkan bersin yang berlebihan. Osteoporosis tidak memiliki tanda-tanda atau gejala sampai patah tulang terjadi. Inilah mengapa osteoporosis sering disebut sebagai 'silent disease'. Di Indonesia, data prevalensi osteoporosis terbilang cukup jarang ditemukan. Untuk memberikan gambaran awal tentang osteoporosis di Indonesia, skrining kepadatan tulang dilakukan pada tahun 2002 di 5 kota besar di Indonesia. Hasil menunjukkan bahwa dari keseluruhan orang yang diperiksa kepadatan tulangnya, 35% normal, 36% menunjukkan tanda osteopenia, dan 29% menderita osteoporosis [1].

Bahan atau material yang sering digunakan untuk aplikasi biomaterial yang berguna untuk mengganti jaringan tubuh yang rusak adalah logam contohnya adalah paduan logam berbasis *Cobalt* (Co). Paduan Co-Cr-Mo hasil pengecoran memiliki sejumlah presipitat yang tersebar di dalam matriks. Sifat ketahanan aus dan korosi paduan Co-Cr-Mo sangat dipengaruhi oleh jumlah, jenis fasa, ukuran dan distribusi presipitat yang tersebar di dalam matriks Co. Ketahanan aus yang rendah dapat mengakibatkan kegagalan klinis, osteolisis, dan reaksi alergi kulit apabila logam tersebut mengendap dalam tubuh. Berdasarkan hal tersebut untuk mengetahui jumlah material yang terabrasif pada siklus tubuh manusia perlu

dilakukan penelitian untuk meningkatkan sifat ketahanan aus sehingga dapat mengurangi akibat yang ditimbulkan jika ketahanan aus yang dimiliki rendah.

METODE PERCOBAAN

Sampel paduan Co-Cr-Mo dengan komposisi kimia sebagai berikut:

Tabel 1. Komposisi kimia dan Perlakuan paduan Co-Cr-Mo

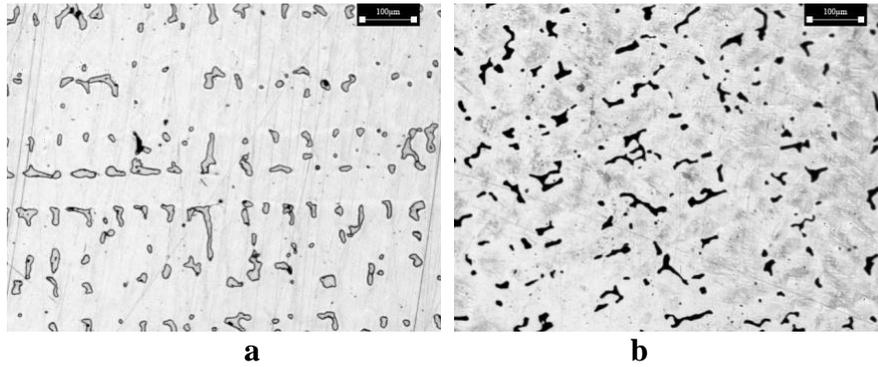
Sampel	T <i>hot rolling</i>	% Reduksi	Co	C	Cr	Mo	Si	Mn	Fe	Ni
08C-10	1200 ⁰ C	10%	63,72	0,08	28	6	0,8	0,8	0,4	0,2
08C-30	1200 ⁰ C	30%	63,72	0,08	28	6	0,8	0,8	0,4	0,2
08C-50	1200 ⁰ C	50%	63,72	0,08	28	6	0,8	0,8	0,4	0,2
25C-10	1200 ⁰ C	10%	63,55	0,25	28	6	0,8	0,8	0,4	0,2
25C-30	1200 ⁰ C	30%	63,55	0,25	28	6	0,8	0,8	0,4	0,2
25C-50	1200 ⁰ C	50%	63,55	0,25	28	6	0,8	0,8	0,4	0,2

Pada tahap pertama dilakukan pemotongan dengan ukuran 40 mm x 14 mm x 14 mm dan dilakukan proses homogenisasi pada temperatur 1200⁰C selama 6 jam dengan didinginkan di dalam tungku lalu dilakukan annealing 1200⁰C selama 2 jam, kemudian di-rolling dengan persen reduksi 10%, 30% dan 50% dengan pendinginan menggunakan air es. Sampel dilakukan pengujian kekerasan menggunakan indenter *Rockwell C* dan juga sampel dilakukan pengujian metalografi dengan sampel Co-Cr-Mo yang sudah dipotong kemudian dilakukan proses *grinding* dan *polishing* Setelah itu sampel dilakukan *electrolytic etch*, kemudian diamati menggunakan mikroskop optik. Sampel selanjutnya diekstrak menggunakan larutan H₂SO₄ 10% dan hasil ekstrak diuji menggunakan XRD untuk mengetahui presipitat yang terbentuk. Kemudian karakterisasi selanjutnya yaitu pengujian ketahanan aus dilakukan dengan metoda *pin on disc*. Sebelum dilakukan pengujian ketahanan aus, sampel terlebih dahulu dilakukan pembubutan dengan ukuran pin ϕ 5 mm x 40 mm. 1 % larutan asam laktat (pH = 2,3) yang digunakan sebagai pelumas. Setelah itu mengatur kecepatan sliding sebesar 16 rpm (25 mm/s) selama 259,2 ks atau 3 hari setiap masing-masing sampel. Pin diberikan beban 1,0 kgf yang setara dengan 166 Mpa berdasarkan teori perhitungan *Hertzian Contact Stress* beban yang dapat diterima oleh tulang panggul atau lutut orang dewasa. Hilangnya massa dan elusi ion diamati setelah pengujian ketahanan aus dengan menggunakan ICP (*Induktif Coupled Plasma*).

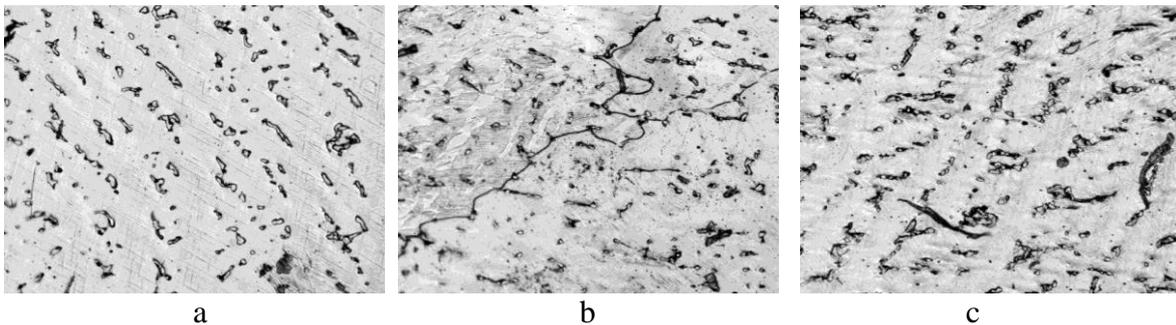
HASIL DAN PEMBAHASAN

Pengaruh Variasi Karbon Terhadap Struktur Mikro dan Fasa Paduan Co-Cr-Mo.

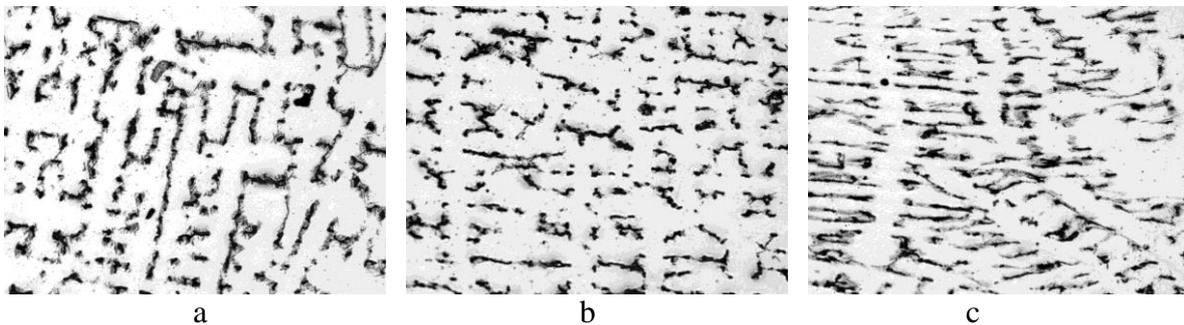
Berdasarkan hasil pengamatan morfologi pada permukaan paduan Co-Cr-Mo dengan unsur padu Si, Mn, Fe, Ni dan dengan variasi karbon yang berbeda dilakukan proses perlakuan panas dan dilakukan proses *hot rolling* dengan % reduksi yang bervariasi untuk mengetahui distribusi presipitat pada setiap sampelnya. Pengamatan dilakukan dengan menggunakan mikroskop optik, dapat dilihat pada gambar 1,2 dan 3 yang menunjukkan fasa presipitat yang terdapat pada paduan Co-Cr-Mo *as cast* dan hasil *hot rolling*.



Gambar 1. Struktur mikro *as cast* dengan pembesaran 100x, a) Sampel 1, b) Sampel 5



Gambar 2. Struktur mikro hasil *hot rolling* sampel 1 a) 10%, b) 30%, c) 50%



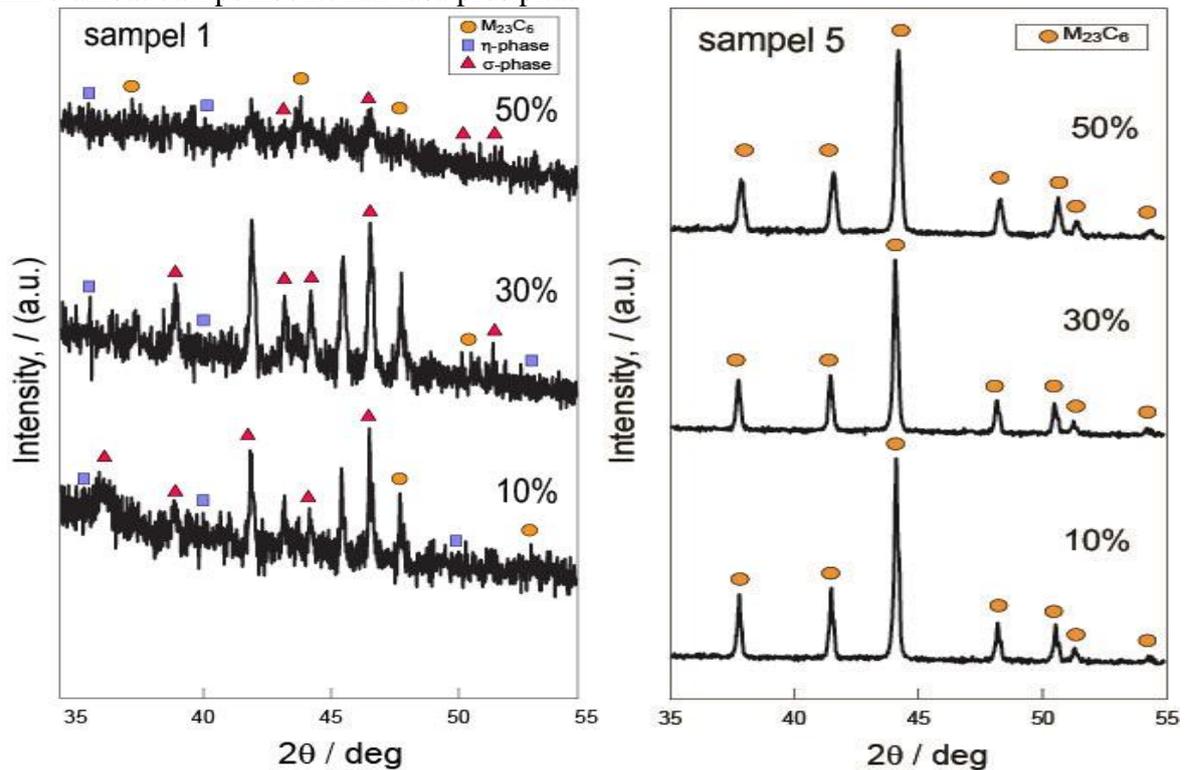
Gambar 3. Struktur mikro hasil *hot rolling* sampel 5 a) 10%, b) 30%, c) 50%

Pada gambar 1, 2 dan 3 menunjukkan morfologi dari *as cast* dan hasil *hot rolling* paduan Co-Cr-Mo-C, dimana dapat dilihat pada gambar diatas dimana gambar 1a dan gambar 2 adalah morfologi sampel dengan kadar karbon yang rendah sedangkan gambar 1b dan gambar 3 merupakan gambar morfologi sampel dengan kadar karbon yang lebih tinggi, dimana terlihat presipitat yang terdistribusi lebih banyak terdapat pada gambar morfologi dengan sampel yang memiliki kadar karbon yang tinggi. Sampel dengan kandungan karbon yang tinggi menyebabkan tingkat kelarutan presipitat yang semakin rendah, hal tersebut dikarenakan fasa tipe $M_{23}C_6$ terbentuk karena adanya karbon dalam paduan yang menyebabkan presipitat yang terbentuk lebih sulit terlarut, dengan kata lain jumlah presipitat yang semakin tinggi mengakibatkan laju pelarutan yang semakin rendah.[2]

Distribusi fasa presipitat akan semakin meningkat seiring meningkatnya kadar karbon dalam paduan Co-Cr-Mo.[3] Hal ini disebabkan karena karbon cenderung membentuk fasa presipitat tipe $M_{23}C_6$ yang merupakan fasa utama dalam paduan Co-Cr-Mo-C. Dalam penelitian ini analisa XRD dilakukan pada presipitat dari hasil proses *electrolytically extracted*.

Pada gambar 4 dibawah ini ditampilkan grafik XRD dari sampel logam paduan Co-Cr-Mo. Dimana pada grafik tersebut dapat dilihat pada grafik sampel 1 fasa yang terbentuk berupa fasa μ (karbida tipe M_6C - $M_{12}C$), fasa σ dan fasa $M_{23}C_6$. Fasa presipitat $M_{23}C_6$ yg terbentuk pada sampel 1 terlihat pada grafik hanya sedikit dimana sampel 1 merupakan sampel dengan kadar karbon yang rendah, berbeda dengan grafik sampel 5 dengan kadar karbon lebih tinggi dimana fasa yang terbentuk fasa presipitat $M_{23}C_6$ yang merupakan fasa utama dalam paduan Co-Cr-Mo.

Kandungan karbon yang lebih tinggi, perlakuan panas dan proses *hot rolling* akan membuat sifat mekanik logam menjadi lebih baik. Hal ini dikarenakan perubahan struktur mikro akibat dari pembentukan fasa presipitat.



Gambar 4. Grafik hasil XRD fasa presipitat hasil *hot rolling* dengan % reduksi yang berbeda pada sampel 1 dan 5.

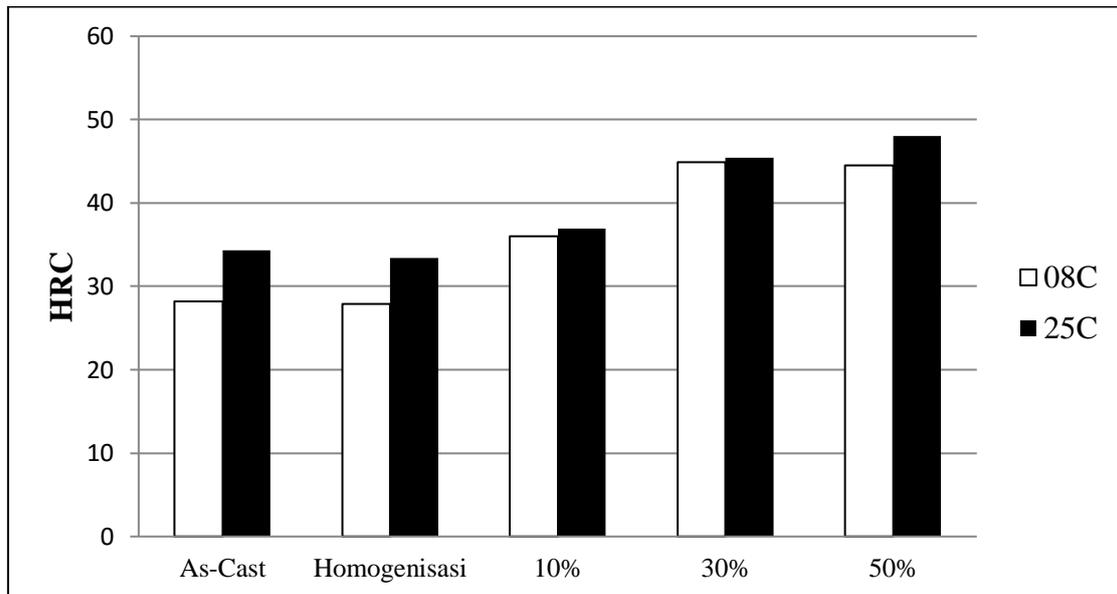
Berdasarkan hasil pengujian kekerasan yang sudah dilakukan menggunakan indentor *Rockwell C* didapat data kekerasan yang dicantumkan pada tabel 2 dan tabel 3 dibawah ini:

Tabel 2. Rata-rata nilai kekerasan A) *As Cast*, B) Homogenisasi

Sampel	Nilai kekerasan				
	<i>As Cast</i>	Homogenisasi	10%	30%	50%
08C	28,2	27,9	36,03	44,93	44,50
25C	34,3	33,4	36,96	45,40	48,06

Nilai kekerasan yang diperoleh dengan menggunakan indentor *Rockwell C* dari tabel 1 dan 2 untuk sampel 1 lebih rendah dibandingkan sampel 5, hal ini dikarenakan kandungan karbon sampel 5 lebih tinggi sehingga mempengaruhi nilai kekerasan sampel paduan Co-Cr-Mo. Nilai kekerasan pada hasil homogenisasi mengalami penurunan kekerasan hal ini dikarenakan oleh perlakuan panas homogenisasi berfungsi meratakan atau menyeragamkan fasa sehingga hasilnya lebih lunak dibandingkan dengan sampel *as cast*. [4] dapat dilihat

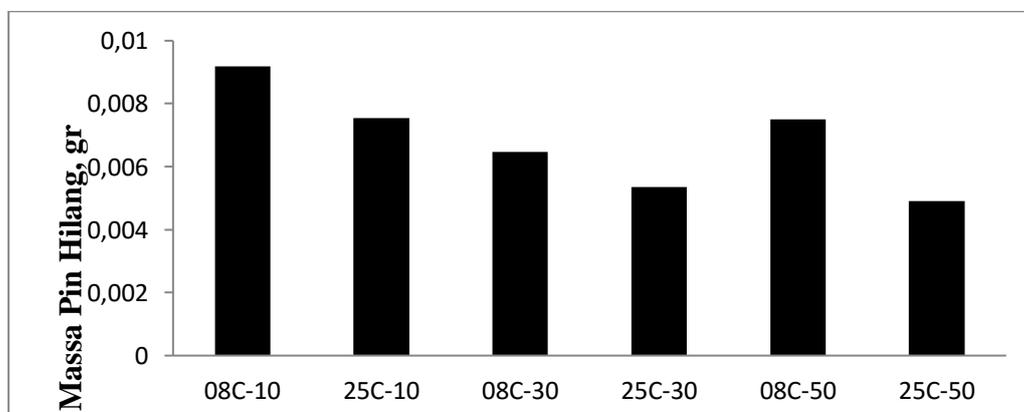
perbandingan nilai rata-rata kekerasan pada grafik 1 yang menunjukkan nilai kekerasan *as cast* dan homogenisasi.



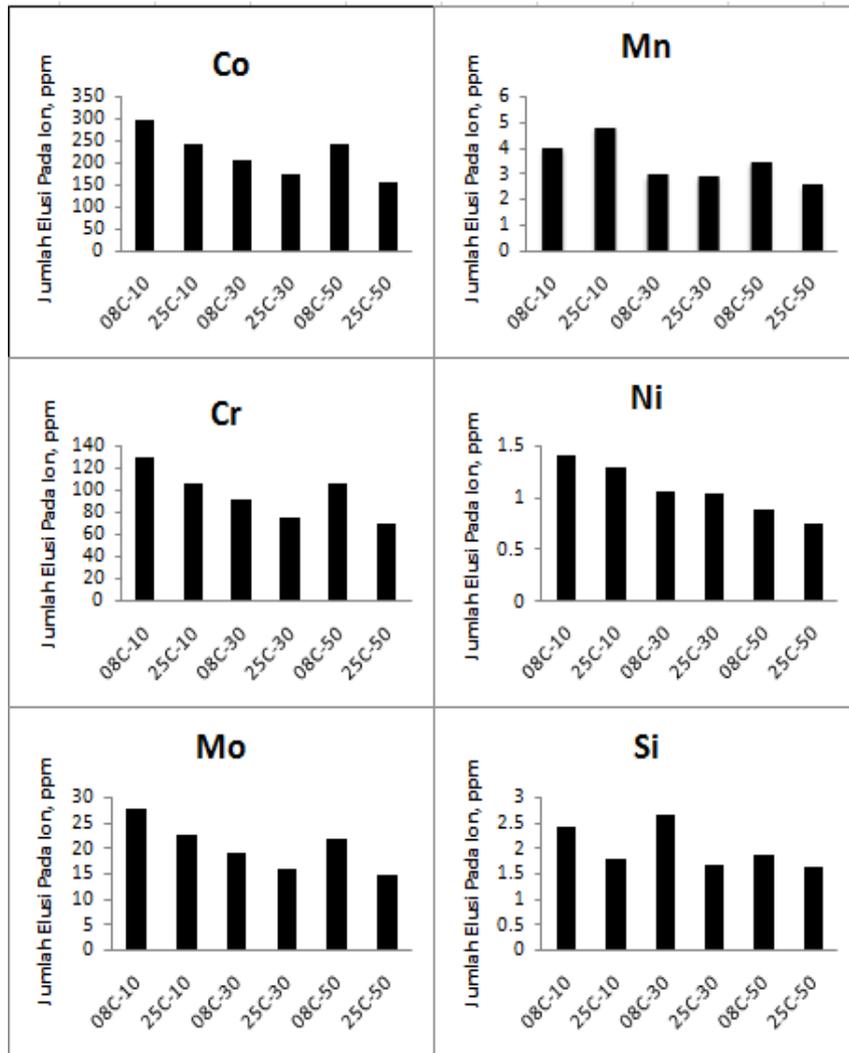
Gambar 5. Grafik rata-rata nilai kekerasan *As Cast*, Homogenisasi dan hasil *hot rolling*

Nilai rata – rata kekeraan hasil *hot rolling* dapat dilihat pada grafik 2 dibawah ini dimana nilai kekerasan pada sampel 1 10% 35,03 HRC, 30% 44,93 HRC, 50% 44,50 HRC, kemudian nilai kekerasan sampel 5 10% 36,96 HRC, 30% 45,40 HRC, 50% 48,06 HRC. Berdasarkan nilai yang didapat diketahui bahwa pada sampel 5 dengan kadar karbon lebih tinggi dan % reduksi semakin meningkat maka nilai kekerasan semakin meningkat sebagaimana mestinya, sedangkan pada sampel 1 terjadi penurunan nilai kekerasan yang didapat pada sampel dengan % reduksi 50%. Hal ini bisa disebabkan karena kurang meratanya distribusi fasa presipitat yang terkandung pada sampel 1 50% sehingga nilai kekerasan yang dihasilkan pun menurun. Karbon merupakan elemen penting dalam pembentukan presipitat, dalam paduan Co-Cr-Mo karbon berfungsi sebagai penyetabil fcc dan pembentuk fasa kedua.[5]

Pengaruh Persen Reduksi Terhadap Ketahanan Aus Paduan Co-Cr-Mo.

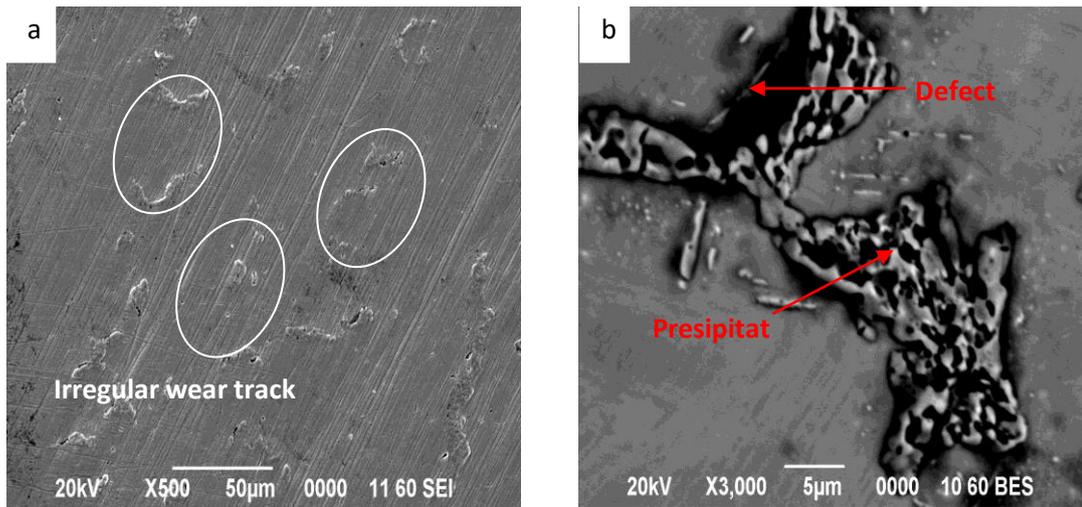


Gambar 6. Massa yang hilang pada pin setelah uji ketahanan aus dengan larutan asam laktat sebesar 1%



Gambar 7. Jumlah ion yang terelusi pada Co,Cr,Mo,Si,Mn dan Ni, setelah uji ketahanan aus dengan larutan asam laktat sebesar 1%

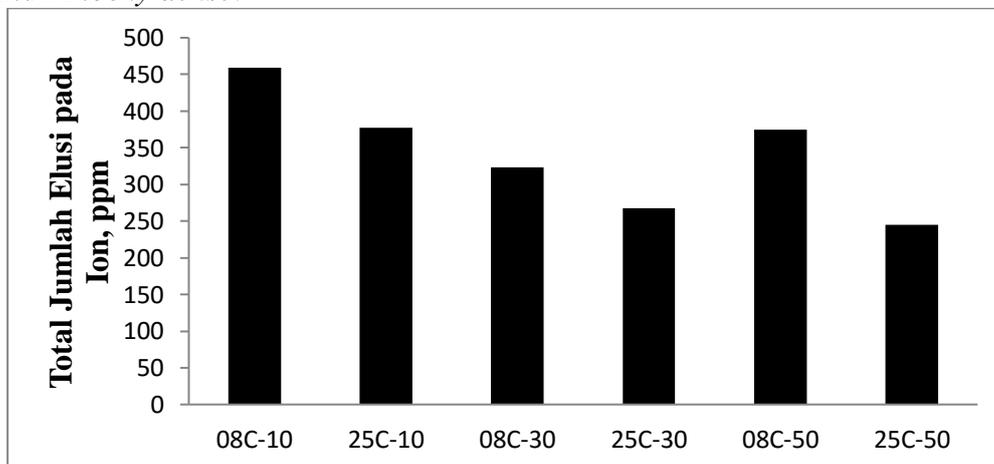
Berdasarkan hasil yang diperoleh setelah pengujian ketahanan aus hasil perhitungan elusi ion dengan menggunakan alat ICP terlihat pada gambar 6 unsur padu seperti Si-Mn-Ni fluktuatif akibat adanya proses perlakuan panas dan proses *hot rolling*. Unsur Si mudah sekali bersenyawa dan membentuk ikatan kimia seperti senyawa intermetalik Mo_2Si . Struktur kristal senyawa ini adalah tetragonal.[4] pada paduan Si-Mn-Ni semakin tinggi % reduksi jumlah elusi yang didapat terlihat semakin rendah sedangkan semakin rendah % reduksi maka nilai elusi pada unsur Si-Mn-Ni semakin tinggi, hal ini disebabkan pada proses perlakuan panas dan proses *hot rolling*. presipitat dengan struktur tetragonal yang terbentuk telah mengalami pembesaran ukuran serta telah terdistribusi secara merata didalam matriksnya. sehingga semakin signifikan terhadap peningkatan ketahanan aus. Fasa utama pada paduan Co-Cr-Mo adalah $M_{23}X_6$, fasa ini mengandung Mn dan Ni hal ini yang memungkinkan meningkatnya jumlah elusi pada unsur padu meningkat karena defect biasa terjadi pada daerah batas butir. Bilamana konsentrasi atom Cr pada presipitat bertambah, hal ini mengakibatkan jumlah atom Cr disekitar daerah presipitat berkurang, sehingga daerah tersebut relatif mudah terjadi cacat atau terelusi.[6]



Gambar 8. Hasil SEM pada sampel hasil *hot rolling* dengan Variasi Persen Reduksi, a) Permukaan Pin Setelah Uji Ketahanan Aus SEI, b) Presipitat pada Permukaan Pin Setelah Uji Ketahanan Aus BES

Berdasarkan Gambar 8a merupakan Gambar permukaan pin setelah dilakukan pengujian ketahanan aus terlihat bahwa alur gesekan tidak teratur sehingga mengakibatkan terbentuknya rongga dan alur yang terputus mendalam, kemungkinan akan menyebabkan hilangnya massa yang lebih tinggi dan total lebih tinggi elusi ion [7].

Pada Gambar 8b menunjukkan adanya presipitat pada sampel hasil *hot rolling* yang mengalami degradasi akibat pengujian ketahanan aus dengan larutan asam laktat 1%. Cacat pada presipitat $M_{23}X_6$ terjadi karena ketidak homogenan unsur pada material yang menyebabkan terjadinya beda potensial yang mengakibatkan daerah tersebut relatif mudah terjadi cacat atau terelusi kemudian terjadi keausan. Terlihat fasa $M_{23}X_6$ yang terbentuk berbentuk *Blocky-dense*.



Gambar 9. Total Jumlah Endapan yang Terelusi pada Larutan Asam Laktat Sebesar 1% setelah Pengujian Ketahanan Aus

Berdasarkan pada Gambar 9. yaitu menunjukkan total jumlah endapan yang terelusi pada larutan asam laktat 1% setelah pengujian ketahanan aus dimana pada sampel 08C-50 dengan persen reduksi lebih tinggi terjadi kenaikan jumlah elusi yaitu sebesar 374.908 ppm yang disebabkan oleh menurunnya nilai kekerasan, hal ini dapat disebabkan oleh kurang sempurnanya mekanisme pengerasan pada butir yang terjadi saat proses *hot rolling* yang menyebabkan meningkatnya nilai elusi ion pada 08C-50, kemudian pada hasil morfologi terlihat fasa presipitat yang terdapat pada sampel 08C-50 terlihat lebih besar dengan ukuran ϕ 10,6 μm sedangkan pada sampel 08C-30 presipitat terlihat lebih kecil dengan ukuran ϕ 5 μm ,

lebih halus dan tersebar merata dalam hasil morfologi yang dapat dilihat pada Gambar 4.11 sehingga nilai kekerasan sampel 08C-30 lebih tinggi dibandingkan dengan sampel 08C-50, hal tersebut mengakibatkan hasil elusi ion sampel 08C-50 terjadi peningkatan. Sedangkan yang mengalami endapan paling sedikit dibandingkan dengan yang lain adalah sampel dengan persen reduksi dan kadar karbon paling tinggi yaitu 25C-50 sebesar 245,256 ppm hal ini disebabkan karena pengaruh perlakuan panas *hot rolling* serta pemberian persen reduksi yang paling tinggi dan mengandung karbon paling tinggi sehingga dapat mempengaruhi nilai keausan pada material biomedis paduan Co-Cr-Mo, oleh sebab itu perlakuan panas *hot rolling* dengan variasi persen reduksi dan pemberian kandungan karbon yang tinggi ini menjadi penting untuk aplikasi biomaterial, khususnya *hip joint* karena *hip joint implant* selain harus biokompatibel terhadap tubuh manusia juga diharuskan tahan terhadap gesekan terus menerus sehingga tidak terjadi endapan unsur pemapu pada tubuh manusia sehingga dapat memenuhi persyaratan yang dibutuhkan untuk diaplikasikan sebagai bagian biomaterial yang berfungsi sebagai *implant hip joint*.

KESIMPULAN

Penelitian tentang ketahanan aus dengan variasi karbon hasil *hot working* telah dilakukan dan didapat kesimpulan yaitu presipitat yang terbentuk yaitu type $M_{23}C_6$. Variasi karbon hasil proses *hot rolling* dapat meningkatkan ketahanan aus pada paduan Co-Cr-Mo karena terjadi perubahan struktur material akibat perlakuan panas, yaitu adanya pertumbuhan presipitat yang semakin banyak. pada paduan Si-Mn-Ni semakin tinggi % reduksi jumlah elusi yang didapat terlihat semakin rendah sedangkan semakin rendah % reduksi maka nilai elusi pada unsur Si-Mn-Ni semakin tinggi, hal ini disebabkan pada proses perlakuan panas dan proses *hot rolling*. presipitat dengan struktur tetragonal yang terbentuk telah mengalami pembesaran ukuran serta telah terdistribusi secara merata didalam matriksnya. sehingga semakin signifikan terhadap peningkatan ketahanan aus.

Daftar Referensi

- [1] IOF. 2010. *The Breaking Spine*. Switzerland: International Osteoporosis Foundation.
- [2] Alfirano et al. 2011. *Precipitates in As-Cast and Heat-Treated ASTM F75 Co-Cr-Mo-C Alloys Containing Si or Mn*. Japan
- [3] Yuswono. 2005. Pembuatan Logam Paduan Biocompatibel (Co-30%Cr-5%Mo) Melalui Pengerjaan Tempa. Seminar Material Metalurgi. LIPI
- [4] Alfirano et al. 2012. *Precipitates in Biomedical Co-Cr-Mo-C-N-Si-Mn Alloys*.
- [5] Bellefontaine George. 2010. *The Corrosion of Co Cr Mo Alloys for Biomedical Applications*. University of Birmingham Research Archive.
- [6] Davison, R.M., et al., *Corrosion of Stainless Steels, Metals Handbook*, ASM Int., 1990, 9th edition, V 13, p 547.
- [7] Kaori Nakaie. 2013. *Mass Loss and Ion Elution of Biomedical CoCrMo Alloys during Pin-on-Disk Wear Tests*. Japan.
- [8] Alfirano. 2007. Analisa Sifat Mampu Tempa Paduan CO-30%Cr-5%Mo Dengan Penambahan Si Dan Mn. ITB. Bandung
- [9] Mineta Shingo et al. 2012. *Phase and Formation/Dissolutios in Biomedical Co-Cr-Mo Alloys with Nitrogen Addition*. Japan
- [10] Prasetyo Agung. 2010. Pengaruh Variasi Kandungan Silikon Terhadap Korosi Paduan Kobalt (ASTM F 75) Hasil Metalurgi Serbuk dalam Larutan *Artificial Blood Plasma* dengan Teknik Polarisasi Potensiodinamik dan Teknik *Exposure*. FT UI. Depok
- [11] Davis, J.R, 2003, *Handbook of Material for Medical Devices*, U.S, ASM Internasional.
- [12] Sudjatmoko. 2008. Kajian Pemanfaatan Biomaterial Austenitik 316l Dalam Bidang Orthopedik. BATAN. Yogyakarta

- [13] Rodriguez, Brendamari. 2004. *Biomaterials for Orthopedics*. Puerto Rico. University of Puerto Rico, Mayaguez
- [14] Kenta Yamanakaa, ManamiMoria, Akihiko Chibab, (2011).Mechanical properties of as-forged Ni-free Co–29Cr–6Mo alloys with ultrafine-grained microstructure.
- [15] Reed-Hill, R.E. (1973). *Physical Metallurgy Principle, 2nd.ed.* Wadsward,California, 101.
- [16] Yoshimitsu Okazaki *Effects of Heat Treatment and Hot Forging on Microstructureand Mechanical Properties of Co-Cr-Mo Alloy for Surgical Implants.*
- [17] Mechanical Properties of Forged low Ni and C-containing Co-Cr-Mo Biomedical Implant Alloy Akihiko Chiba, Kazushige Kumagai, Hiroe Takeda, and Naoyuki Nomura.
- [18] Narushima et al. 2015. *Co-Cr Alloys as Effective Metallic Biomaterials*. Springer.
- [19] Mori et al. 2015. *Effect of carbon on the microstructure, mechanical properties and metal ion release of Ni-free Co–Cr–Mo alloys containing nitrogen.*Elsevier.
- [20] ASTM F75 CoCr Alloy. Arcam EBM system
- [21] R Varano, J D Bobyn, J B Medley, and S Yue. 2005. The effect of microstructure on the wear of cobalt-based alloys used in metal-on-metal hip implants. Canada.
- [22] ASM Handbook Vol. 9, 2004. *Metallography and Microstructures*.ASM International