

PENGARUH TEMPERATUR DAN NITROGEN HASIL HOT ROLLING TERHADAP STRUKTUR MIKRO DAN SIFAT MEKANIK PADUAN Co-Cr-Mo UNTUK APLIKASI BIOMEDIS

Akhmad Mardhani¹, Nono Darsono², Alfirano³

^[1,3] Teknik Metalurgi Universitas Sultan Ageng Tirtayasa

^[2] Pusat Penelitian Metalurgi dan Material - LIPI

E-mail : mardhani.akhmad@gmail.com

Abstrak

Paduan kobalt merupakan paduan logam yang banyak digunakan untuk mengganti tulang pinggul dan lutut yang rusak. Paduan ini memiliki ketahanan terhadap korosi, sifat mekanik yang sesuai dengan kekuatan tulang manusia dan memiliki ketahanan aus yang tinggi, sehingga baik dipergunakan sebagai material implan. Penelitian ini dilakukan pada paduan Co-28Cr-6Mo-0,25C-(0-0,2)N dengan tujuan untuk mengetahui fasa yang terjadi, struktur mikro, dan kekerasan dari paduan setelah rol panas dengan 90% reduksi pada berbagai temperature proses. Karakterisasi meliputi analisa struktur fasa menggunakan X-Ray Diffraction (XRD), metalografi, dan kekerasan dengan metoda Vicker's untuk as cast paduan, paduan setelah homogenisasi, dan setelah hot rolling pada beberapa temperature proses. Hasil XRD dan metalografi menunjukkan terdapat 3 fasa yang terbentuk yaitu fasa $M_{12}C$, fasa CoCr, dan fasa $M_{23}C_6$, dimana fasa $M_{23}C_6$ merupakan fasa yang dominan dibanding fasa yang lain. Sementara hasil uji kekerasan menunjukkan peningkatan kekerasan dari setiap temperaturnya dan mengalami penurunan setelah homogenisasi yang disebabkan karena adanya penyeragaman butir.

Kata Kunci : Sifat mekanik, Struktur mikro, Paduan Co-28Cr-6Mo-0,21C-(0-0,2)N, Variasi temperatur rolling

PENDAHULUAN

Banyaknya kerusakan tulang yang substansial pada berbagai kasus tersebut menyebabkan menjadi semakin meningkatkan kebutuhan akan bahan implan atau biokompatibel material yang mampu menggantikan fungsi dari jaringan tulang yang rusak. Dengan meningkatnya jumlah permintaan biokompatibel material, pengembangan bahan biokompatibel material logam untuk aplikasi *biomedical* ini merupakan suatu kebutuhan yang sangat penting ^[1].

Material implant berbasis logam yang sudah banyak digunakan secara umum diantaranya adalah *stainless steel*, paduan kobalt, dan paduan titanium. *Stainless steel* memiliki ketahan korosi yang kurang baik dan apabila menggunakan bahan paduan titanium harganya relatif mahal. Sedangkan paduan kobalt memiliki sifat mekanik dan biokompatibilitas yang lebih baik dibandingkan *stainless steel* namun setingkat lebih rendah dari paduan titanium, harganya pun lebih rendah dari paduan titanium ^[2]. Material paduan kobalt ini memiliki kelebihan ketahanan terhadap korosi, sifat mekanik seperti kekerasan, kekuatan, dan ketahanan aus yang tinggi, sehingga baik dipergunakan sebagai material implan. Paduan kobalt hasil dari proses rolling ini diharapkan tidak memiliki presipitat yang tersebar di dalam matriks. Hal ini diharapkan untuk menjadikan material tersebut memiliki sifat mampu bentuk yang baik. Untuk mencapai sifat-sifat yang diperlukan agar sesuai standar maka dilakukan berbagai variasi temperatur serta menggunakan media pendingin yang diharapkan dapat dicapai sifat mampu bentuk, kekerasan, dan fasa yang diinginkan.

Tiga elemen dasar paduan *cobalt* menggunakan unsur *cobalt-chromium-molybdenum*. *Chromium* ditambahkan untuk meningkatkan kekerasan dan ketahanan korosi, sedangkan *molybdenum* ditambahkan untuk menghasilkan struktur butir yang halus dengan kekuatan tinggi setelah cor atau tempa. Karbon merupakan elemen penting dalam pembentukan presipitat, dalam paduan Co-Cr-Mo karbon berfungsi sebagai penyetabil fcc dan pembentuk fasa kedua sementara nitrogen berfungsi sebagai menstabilkan fasa (fcc) Co fasa logam (fasa γ) meningkatkan pengerjaan panas dan sifat mekanik dari paduan. Dalam biomedikal paduan Co-Cr-Mo yang mengandung nitrogen akan menimbulkan pembentukan fasa tipe $M_{23}C_6$, fasa η (M_6C), dan presipitat Cr_2X

Pada penelitian ini dilakukan paduan kobalt dengan variasi N, adapun variasi N yang dilakukan adalah sebesar 0N dan 0,2N dan penambahan komposisi bahan lain yaitu sebesar 0,25C, 63,55% Co, 28% Cr, 6% Mo, 0,8% Si, 0,8% Mn, 0,4% Fe, 0,2% Ni.

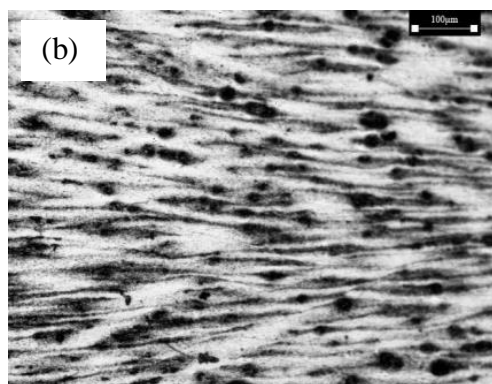
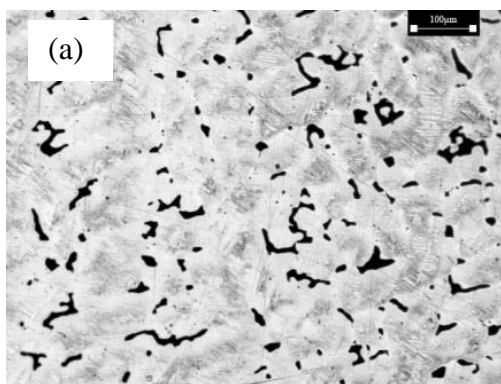
Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui struktur mikro hasil pengerjaan panas, mengetahui fasa yang terbentuk, dan mengetahui kekerasan pada paduan kobalt dari mulai *as cast*, homogenisasi, dan setelah *rolling* dengan perbedaan komposisi nitrogen.

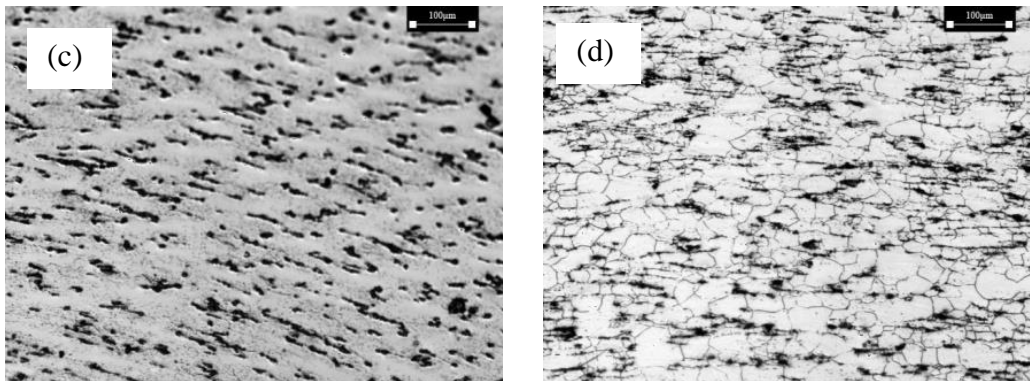
METODE PERCOBAAN

Sampel penelitian merupakan ingot paduan kobalt sebesar 63,55% Co, 28% Cr, 6% Mo, 0,8% Si, 0,8% Mn, 0,4% Fe, 0,2% Ni (0,25C 0N dan 0,25C 0,2N) hasil *casting* kemudian dipotong berbentuk kubus dengan ukuran 15 x 15 x15 mm. Sampel dihomogenisasi pada temperatur 1200°C dalam waktu 6 jam dan pendinginan dalam tungku hingga mencapai temperatur kamar. Kemudian dilakukan variasi *heat treatment* pada temperatur 1000°C, 1100°C, 1200°C kemudian dilakukan waktu tahan selama 1 jam dan dilanjutkan proses *rolling* hingga mencapai persen reduksi sebesar 90% dan dilanjutkan dengan *quench* dengan media air. Sampel yang telah dilakukan proses rolling dipotong menjadi tiga bagian dengan menggunakan mesin potong dengan perbandingan 1/3 : 1/3 : 1/3. Bagian pertama dilakukan untuk pengujian kekerasan, bagian kedua dilakukan untuk pengujian metalografi dan SEM, bagian ketiga dilakukan untuk pengujian XRD. Pengujian kekerasan dilakukan untuk mengetahui pengaruh perbedaan nitrogen dan perbedaan temperatur pada paduan Co-Cr-Mo-C-N. Pengujian kekerasan menggunakan alat uji Rockwell hardness test dengan pembebanan sebesar 1471N. Sampel yang akan dilakukan pengujian metalografi dilakukan *mounting* menggunakan resin, setelah di *mounting* kemudian ditunggu hingga kering. Setelah kering sampel di grinding dengan grid 80, 120, 180, 240, 320, 400, 600, 800, 1000, dan 1200 kemudian dilakukan *polishing* menggunakan *micropolish alumina*, kemudian dibersihkan menggunakan etanol. Sampel kemudian di etsa dengan prinsip *electrolytic etch* menggunakan 10% H₂SO₄ dan 90% metanol dengan dialiri listrik 6 volt pada suatu rangkaian *rectifier* selama 45 detik. Kemudian sampel dilakukan pengamatan menggunakan mikroskop optic dengan pembesaran 100x dan 200x. Pada pengujian SEM sampel yang sudah di *mounting*, dilakukan proses *coating* selama 15 menit tujuannya adalah agar tidak menimbulkan *charging*. Setelah di *coating* kemudian dilakukan pengujian SEM dengan perbesaran 1000x dan menggunakan EDS (*Energy Dispersive Spectroscopy*) untuk mengetahui unsur yang terkandung dan data-data kuantitatif dari masing-masing unsur. Sampel untuk ekstrak dilakukan dengan cara *electrolitically extracted* dalam 10% H₂SO₄ dan 90% aquades dengan dialiri listrik 3 volt yang diatur menggunakan *rectifier* selama kurang lebih satu jam. Dari hasil proses ekstrak tersebut didapatkan larutan H₂SO₄ dan aquades yang sudah tercampur dengan ion-ion yang terkandung pada sampel tersebut, yang kemudian larutan tersebut disaring dengan kertas saring ukuran 0,2 mikron dalam keadaan vakum dan presipitat yang telah tersaring tersebut dilakukan analisa fasa menggunakan X-Ray Diffraction.

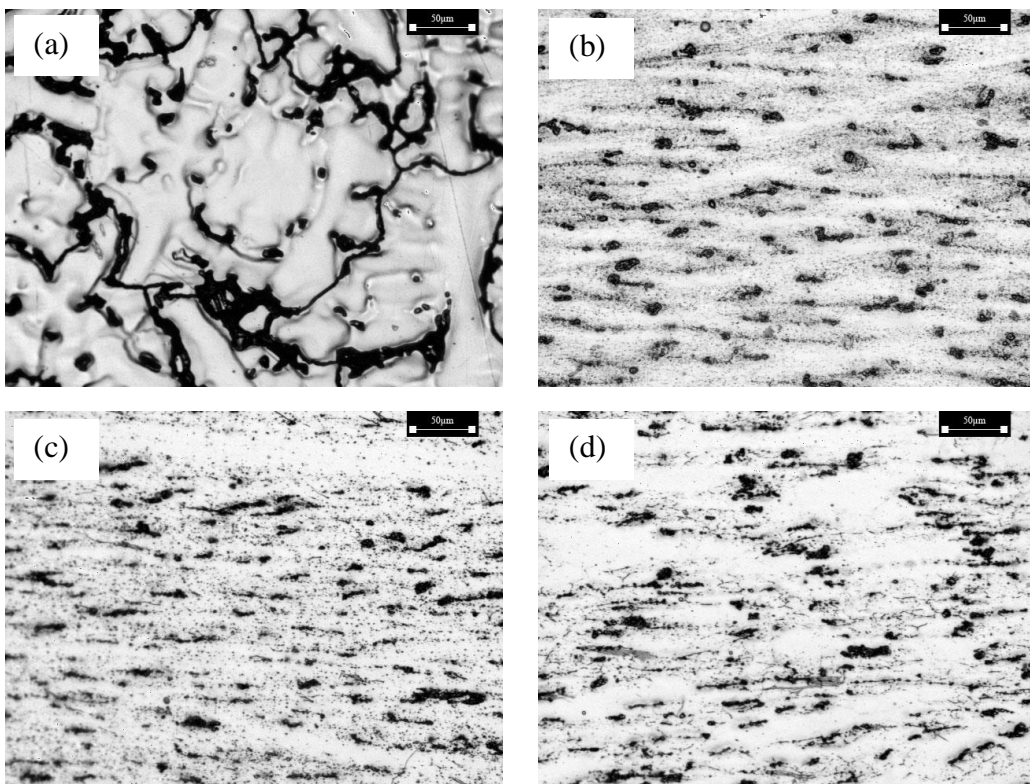
HASIL DAN PEMBAHASAN

Hasil Metalografi





Gambar 1. Mikrostruktur dengan menggunakan *optical microscope* perbesaran 100 x sampel (a) As-cast (0% N), (b) 90% reduksi rolling panas paduan Co-Cr-Mo T 1000°C (0%N) (c) 90% reduksi rolling panas paduan Co-Cr-Mo T 1100°C (0% N) (d) 90% reduksi rolling panas paduan Co-Cr-Mo T 1200°C (0% N)



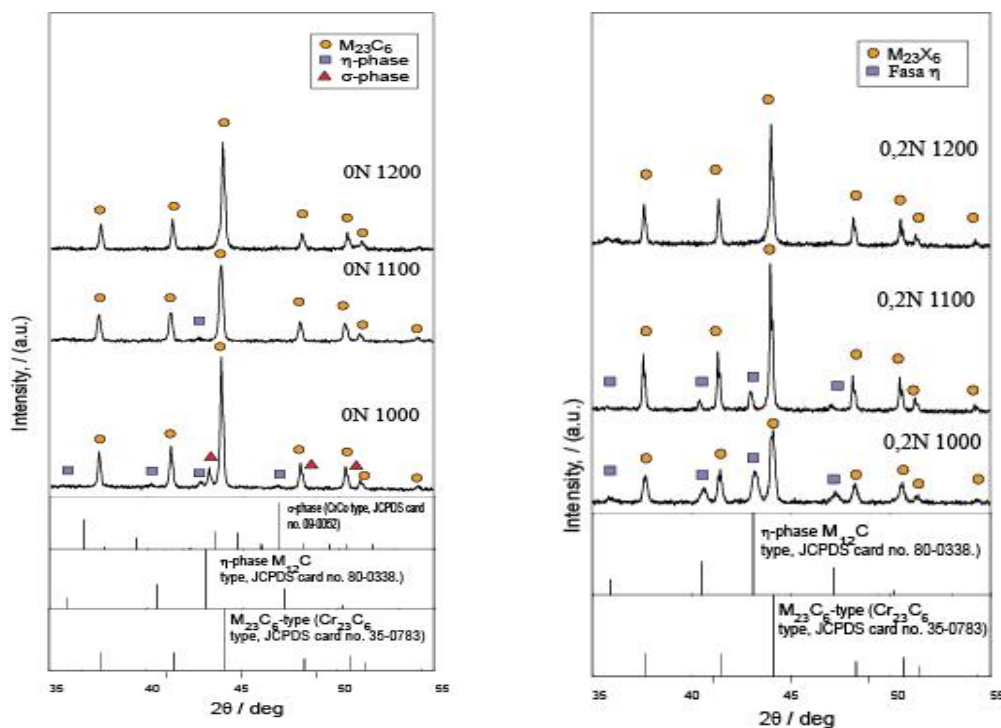
Gambar 2. Mikrostruktur dengan menggunakan *optical microscope* perbesaran 100 x sampel (a) As-cast (0,2% N), (b) 90% reduksi rolling panas paduan Co-Cr-Mo T 1000°C (0,2%N) (c) 90% reduksi rolling panas paduan Co-Cr-Mo T 1100°C (0,2% N) (d) 90% reduksi rolling panas paduan Co-Cr-Mo T 1200°C (0,2% N)

Hasil pengamatan struktur mikro yang dilakukan menggunakan mikroskop optic dengan metode *electrolytic etch* menggunakan 10% H₂SO₄ dan 90% metanol dengan dialiri listrik 6 volt pada suatu rangkaian *rectifier* selama 45 detik. Dapat dilihat bahwa terdapat presipitat dalam matriks paduan Co-Cr-Mo. Pemanasan yang berbeda dapat memberikan struktur mikro yang berbeda

juga. Presipitat yang terbentuk berupa karbida, dimana karbon pembentuk karbida berupa fasa tipe $M_{23}C_6$ yang kuat [3], sehingga dapat dilihat semakin tinggi kadar nitrogen yang terdapat pada paduan maka presipitat yang terbentuk semakin banyak. Setelah dilakukan perlakuan panas kemudian sampel dilakukan pengamatan struktur mikro maka terjadi kelarutan presipitat yang dimulai pada temperatur 1000°C, kemudian pada temperatur 1100°C presipitat masih terbentuk, dan pada temperatur 1200°C presipitat sudah mengalami kelarutan. Presipitat tersebut mengalami kelarutan seiring bertambahnya kenaikan temperatur.

Hasil Uji XRD (X-Ray Diffraction)

Pengujian XRD dilakukan untuk mengetahui fasa yang terdapat pada sampel paduan Kobalt dan untuk mengetahui kelarutan fasa pada setiap perlakuan yang dilakukan seperti yang tampak pada gambar 2 berikut :



Gambar 3. Analisa pola difraksi XRD paduan Co-Cr-Mo hasil *rolling* panas (90% reduksi) 1000°C, 1100°C, dan 1200°C (0% N dan 0,2% N)

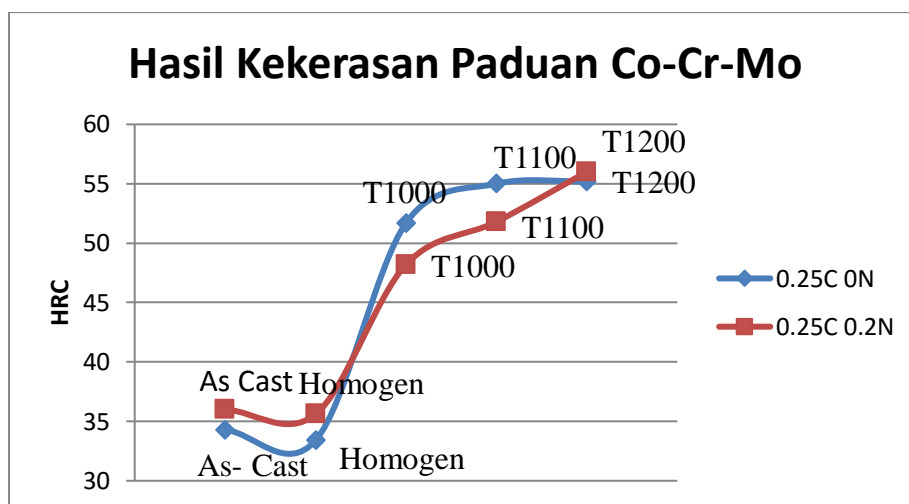
Hasil karakterisasi XRD menunjukkan kelarutan fasa yang didapat pada setiap temperatur setelah hasil *rolling*. Pada hasil XRD yang didapat memiliki fasa $Cr_{23}C_6$ dimana fasa tersebut didapat dari fasa $\sigma + C$, perubahan σ menjadi $Cr_{23}C_6$ terjadi selama proses pembekuan. Keberadaan presipitat fasa tipe $M_{23}C_6$ terbentuk secara perlahan dari matrik $23M + 6C \rightarrow M_{23}C_6$, selama reaksi tersebut C dan M terakumulasi, C akan mengikat M dari matrik sehingga membentuk presipitat. Karbida tipe $M_{12}C$ (fasa η) dilaporkan bertransformasi menjadi $M_{23}C_6$ selama pendinginan pada paduan Co-Cr-Mo [4]. Pada sampel as cast dan homogenisasi fasa σ tidak muncul karena seiring besarnya kandungan karbon yang dimiliki pada sampel tersebut, fasa σ semakin berkurang dengan reaksi $\sigma + C \rightarrow M_{23}C_6 + M_{12}C$. Kemunculan fasa σ pada gambar 2 disebabkan karena paduan kobalt mengalami kerusakan setelah melalui proses *rolling* hal ini dikarenakan fasa γ tidak muncul disudut 2θ manapun dan hanya muncul fasa σ yang menyebabkan kerapuhan material [5]. Pada gambar 3 dapat dilihat kelarutan

presipitat yang terjadi dimana pada saat temperatur 1000°C memiliki 3 fasa, kemudian pada temperatur 1100°C memiliki 2 fasa, dan pada temperatur 1200°C memiliki 1 fasa. Hal ini disebabkan karena semakin tinggi temperatur jumlah presipitat semakin sedikit yang disebabkan karena presipitat larut sebagian, sedangkan pada waktu tahan semakin sedikit maka kelarutan pada presipitat semakin lambat karena presipitat tidak larut dengan sempurna [6]. Kandungan nitrogen dalam paduan Co-Cr-Mo berfungsi untuk menstabilkan fasa (fcc) Co fasa logam (fasa γ) meningkatkan pengerjaan panas dan sifat mekanik dari paduan. Dalam paduan Co-Cr-Mo yang mengandung nitrogen akan menimbulkan pembentukan fasa tipe $M_{23}C_6$, fasa η , dan presipitat Cr_2X [6].

Hasil Uji Kekerasan

Tabel 1. Hasil uji kekerasan dengan metode Vickers terhadap paduan Co-Cr-Mo

No	Sampel	As cast	Homogenisasi	Rolling		
				T 1000°C	T1100°C	T1200°C
1	0,25C 0N	34,3	33,4	51,7	55	55,2
2	0,25C 0,2 N	36	35,6	48,2	51,8	56



Gambar 4. Grafik Uji Kekerasan Paduan Co-Cr-Mo

Gambar 4 menunjukkan pengujian kekerasan yang dilakukan untuk mengetahui pengaruh perbedaan nitrogen dan perbedaan temperatur pada paduan Co-Cr-Mo. Pengujian kekerasan menggunakan alat uji Rockwell hardness test dengan pembebanan sebesar 1471N. Terlihat pada grafik bahwa nilai kekerasan yang paling rendah adalah pada saat homogenisasi, karena pada saat homogenisasi atom-atom unsur pemuad berdifusi bebas didalam matrik sehingga kelarutannya menjadi homogen yang menyebabkan kekerasan menjadi menurun, sedangkan kekerasan yang tertinggi terdapat pada hasil rolling dengan pengerjaan panas pada temperatur 1200°C. Mekanisme kekerasan pada paduan Co-Cr-Mo pada saat perlakuan panas terjadi karena pada kondisi γ pada paduan Co-Cr-Mo mengalami pengerasan yang disebabkan oleh presipitat [7]. Semakin tinggi temperatur dan kandungan nitrogen maka kekerasan akan semakin meningkat hal ini disebabkan oleh adanya atom nitrogen yang berdifusi secara intertisi mengisi kekosongan atom Co dimana nomor atom N lebih kecil dari nomor atom Co. Difusi atom N ke dalam sampel dipengaruhi oleh temperatur sampel, dengan naiknya temperatur yang mencapai 1200°C maka jarak antara atom-atom sampel akan lebih besar sehingga kemungkinan difusi atom-atom nitrogen lebih mudah kelarutan menjadi lebih besar.

KESIMPULAN

Dapat disimpulkan dari hasil penelitian ini bahwa semakin tinggi temperatur rolling dan kandungan nitrogen maka kekerasan semakin meningkat. Semakin tinggi temperatur rolling maka presipitat pada fasa ke dua semakin larut sebagian, dan kandungan nitrogen dapat menekan pembentukan fasa intermetalik serta dapat meningkatkan pengerjaan panas dan sifat mekanik dalam paduan Co-Cr-Mo.

Daftar Referensi

- [1] Mitsuo Niinomi, Takao Hanawa, Takayuki Narushima. April 2005. *Japanese Research and Development on Metallic Biomedical, Dental and Healthcare Materials*, p 21.
- [2] Buddy D. Ratners, Allan S. Hoffman, Frederick J.Schoen, Jack E. Lemon. 2004 “*Biomaterials Science, An Introductions to Materials in Medicine*” 2nd Edition. Elsevier. California USA.
- [3] Alfirano et al. 2011. Precipitates in As-Cast and Heat-Treated ASTM F75 Co-Cr-Mo-C Alloys Containing Si or Mn.
- [4] Mineta Shingo et al. 2012. *Phase and Formation/Dissolutios in Biomedical Co-Cr-Mo Alloys with Nitrogen Addition*. Japan.
- [5] Lee, Sang-Hak, N. Nomura, A. Chiba, 2008, *Significant Improvement in Mechanical Properties of Biomedical Co-Cr-Mo Alloys with Combination of N Addition and Cr- Enrichment, Materials Transactions*, vol 49, No. 2, pp. 260-264.
- [6] Alfirano et al. 2012. Precipitates in Biomedical Co-Cr-Mo-C-N-Si-Mn Alloys.
- [7] ASM Speciality Handbook. Heat-Resistant Materials