

PENGEMBANGAN METODE PENINGKATAN KEKERASAN BAJA TAHAN KARAT AISI 316L LEWAT PROSES NITRIDASI GAS TEMPERATUR TINGGI

*Yusuf Umardhani, Agus Suprihanto

Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

Jl. Prof. Sudharto, SH., Tembalang-Semarang 50275, Telp. +62247460059

*E-mail: umardhani@yahoo.com

ABSTRAK

Stainless steel AISI 316L merupakan salah satu material teknik yang digunakan sebagai biomaterial terutama untuk aplikasi implan tulang. Upaya perbaikan sifat mekanisnya sangat diperlukan untuk meningkatkan keandalannya. Penelitian ini bertujuan untuk mengembangkan teknologi nitridasi gas temperatur tinggi (*high temperatur gas nitriding/HTGN*) guna meningkatkan kekerasan AISI 316L. Teknik yang digunakan adalah dengan mengekspose spesimen *stainless steel* 316L berukuran 50mm x 100mm x 2mm dalam atmosfer nitrogen pada temperatur $T = 1000^{\circ}\text{C}$, 1100°C dan 1200°C dan $t = 15$ menit, 30 menit dan 60 menit. Dengan proses tersebut atom nitrogen dapat berdifusi ke dalam spesimen dan membentuk larutan padat interstisi pada sel satuan Fe sehingga akan meningkatkan kekerasannya. Spesimen yang telah dinitridasi dilakukan pengujian kekerasan mikro. Pengujian kekerasan mikro menggunakan metode mikro Vickers yang bertujuan untuk mengetahui distribusi kekerasan searah ketebalan spesimen.

Hasil penelitian menunjukkan bahwa semakin tinggi temperatur dan semakin lama waktu penahanan menyebabkan kekerasan dipermukaan spesimen meningkat hampir 75% yaitu dari 143VHN menjadi 249VHN yaitu untuk temperatur proses 1200°C dan waktu 60 menit. Peningkatan kekerasan yang diperoleh mengindikasikan bahwa ketahanan korosi akibat gesekan (*freting corrosion*) dan ketahanan ausnya meningkat

Kata kunci: *freting corrosion*, kekerasan mikro, nitridasi gas temperatur tinggi stainless steel 316L

1. PENDAHULUAN

Salah satu dampak pertumbuhan ekonomi adalah meningkatnya kepemilikan kendaraan bermotor di Indonesia. Data dari BPS menunjukkan jumlah kendaraan bermotor pada tahun 2008 mencapai 65,27 juta unit yang meningkat sekitar 8 juta unit dari data tahun 2007. Seiring dengan itu, jumlah kecelakaan juga bertambah besar. Data pada tahun 2008 mencatat terjadi 59.164 kecelakaan dengan korban meninggal 20,188 orang, luka berat 23,440 orang dan luka ringan 55,731 orang serta kerugian materi ditaksir Rp. 131,2 milyar. Jumlah kecelakaan tahun 2008 ini lebih tinggi hampir 20% dari kejadian tahun 2007.

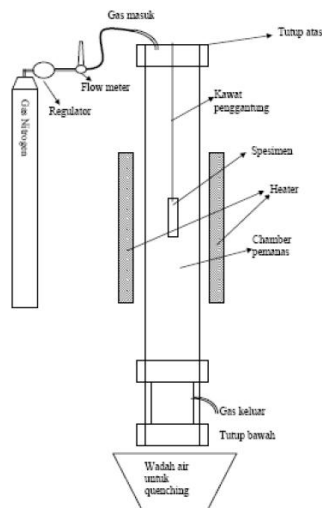
Salah satu kategori korban luka berat adalah retak/patah tulang (*bone fracture*). Jumlah kasus *bone fracture* di Indonesia cukup besar, karena *bone fracture* selain disebabkan oleh kecelakaan bisa juga disebabkan oleh cedera pada saat beraktivitas, terjatuh, berolah raga, osteoporosis dll. Pada dasarnya *bone fracture* ini terjadi apabila tulang menerima beban melebihi kekuatannya. Salah satu tindakan medis kasus *bone fracture* adalah dengan *internal fixations*. Tindakan ini memerlukan langkah operasi bedah untuk pemasangan komponen implan tulang seperti *screw*, *pen*, *wire* dll. Setelah operasi bedah tersebut, pasien selanjutnya menjalani masa perawatan sampai tulang yang patah/retak tersebut menyambung secara sempurna/sembuh dan organ yang terkait berfungsi dengan baik. Pasien yang telah sembuh tersebut masih memerlukan tindakan bedah lanjutan untuk melepas komponen implan tulang yang telah ditanam sebelumnya.

Salah satu material yang umum digunakan untuk komponen implan tulang adalah *stainless steel* 316L. Hal ini disebabkan harganya yang lebih murah dibandingkan dengan biomaterial logam lainnya seperti titanium, paduan CoCr, paduan NiTi dll. Meskipun harganya murah, tetapi *stainless steel* 316L memiliki kekuatan mekanik dan ketahanan korosi yang memenuhi untuk pemakaian sebagai material komponen implan tulang [1, 2, 3]. Oleh karena itu komponen implan tulang yang terbuat dari *stainless steel* 316L banyak digunakan di negara-negara berkembang seperti di Indonesia. Sayangnya merujuk pada penelitian terbaru, ketahanan korosinya menurun apabila digunakan dalam jangka waktu yang lama sehingga menyebabkan kasus sensitisasi pada pasien. Salah satu jenis korosi yang umum terjadi adalah *freting corrosion* yaitu korosi yang dipicu akibat gesekan. Guna mengatasi hal tersebut diperlukan upaya peningkatan kekerasan AISI 316L [4, 5].

Upaya peningkatan kekerasan AISI 316L dapat dilakukan lewat proses nitridasi gas temperatur tinggi. Secara umum proses ini adalah dengan mengekspose baja tahan karat dalam atmosfer nitrogen pada temperatur tinggi untuk waktu tertentu. Gas nitrogen akan berdisosiasi menjadi atom nitrogen yang selanjutnya berdifusi ke dalam baja tahan karat.^{6,7}

2. METODE PENELITIAN

Spesimen uji berupa pelat AISI 316L dengan ukuran panjang, lebar dan tebal 50mmx50mmx1mm diperlakukan nitridasi gas temperatur tinggi. Alat pengujian nitridasi secara skematis ditunjukkan pada Gambar 1. Parameter proses nitridasi adalah $T=1050^{\circ}\text{C}$, 1100°C dan 1200°C , waktu proses 15, 30 dan 60 menit dan tekanan gas nitrogen 0,3atm. Spesimen uji selanjutnya dilakukan pengujian kekerasan mikro dengan metoda mikro Vickers dengan pembebanan 200grf. Pengujian kekerasan mikro ini ditujukan untuk memperoleh distribusi kekerasan searah ketebalan spesimen uji.



Gambar 1. Skematis alat uji nitridasi gas temperatur tinggi

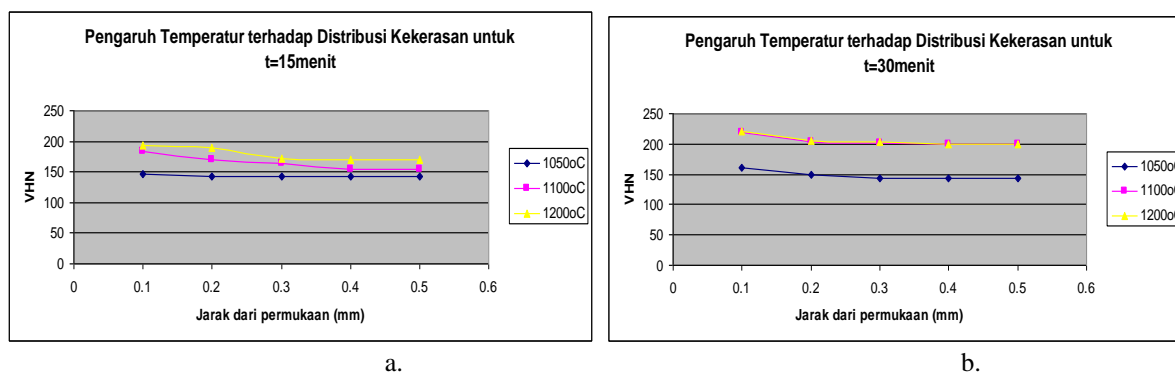
3. HASIL DAN PEMBAHASAN

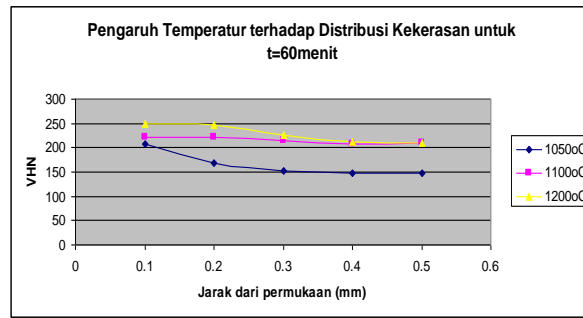
Komposisi kimia spesimen uji diperoleh lewat atomic emission spectrometri. Hasil pengujiannya ditunjukkan pada tabel 1. Kandungan karbon yang rendah yaitu 0,05% dan fasa awalnya austenit mengindikasikan apabila AISI 316L tidak dapat dikeraskan dengan proses *quenching*. Hal ini menjadi dasar apabila terjadi peningkatan kekerasan akibat proses nitridasi yang dilakukan, maka hal tersebut disebabkan oleh masuknya atom nitrogen ke dalam AISI 316L.

Tabel 1. Komposisi kimia 316L

C	Cr	Ni	Mo	Mn	Cu	Fe
0.0586	17.2954	9.8964	1.6251	1.0386	1.8964	balance

Pengujian kekerasan spesimen sebelum dilakukan proses nitridasi menunjukkan bahwa harga kekerasan awal AISI 316L adalah sebesar 143 VHN. Pengujian kekerasan pada spesimen uji yang telah dilakukan nitridasi ditunjukkan pada Gambar 2.





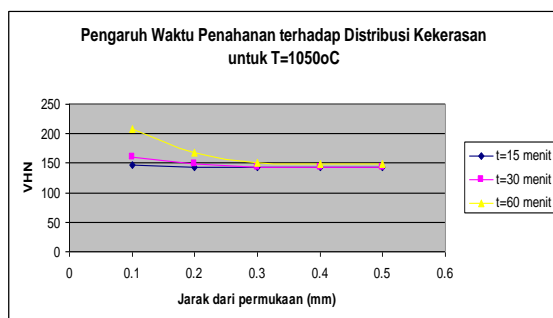
c.

Gambar 2. Distribusi kekerasan untuk waktu proses 15, 30, dan 60 menit dan temperatur proses 1050°C, 1100°C dan 1200°C

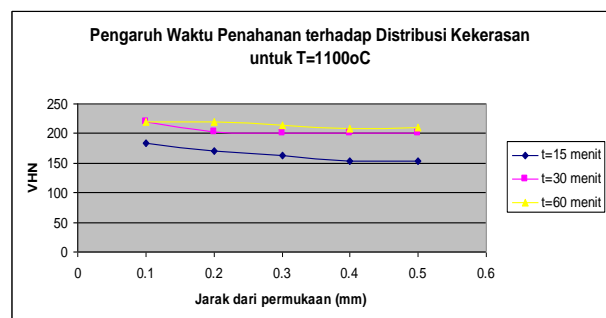
Seperti terlihat pada Gambar 2 tersebut, setelah mendapatkan perlakuan nitridasi kekerasan spesimen uji mengalami peningkatan. Peningkatan kekerasan yang diperoleh seiring dengan semakin tingginya temperatur proses dan semakin lamanya waktu prosesnya. Distribusi kekerasan tersebut menunjukkan bahwa daerah yang dekat dengan permukaan spesimen mengalami peningkatan kekerasan yang lebih tinggi dibandingkan dengan bagian yang lebih dalam. Hal ini terlihat jelas pada temperatur proses 1100°C dan 1200°C, sementara untuk temperatur proses 1050°C tidak secara signifikan meningkat. Fakta ini dapat dijelaskan bahwa pada temperatur 1050°C, laju proses disosiasi gas nitrogen (N_2) menjadi atom nitrogen (N) pada temperatur tersebut tidak secepat pada temperatur yang lebih tinggi.^{7, 8} Gambar 1a menguatkan penjelasan tersebut, yaitu dengan waktu proses yang singkat yaitu 15 menit peningkatan kekerasan spesimen secara signifikan terjadi dipermukaan untuk temperatur proses 1100°C dan 1200°C dibandingkan dengan 1050°C.

Hasil pengujian distribusi kekerasan juga menunjukkan bahwa dengan semakin lamanya waktu proses, peningkatan kekerasan menjadi semakin tinggi. Hal ini dapat dijelaskan bahwa terjadi akumulasi peningkatan kadar nitrogen dalam spesimen uji terutama pada bagian permukaannya. Atom nitrogen yang berdifusi pada awalnya terakumulasi dipermukaan. Peningkatan kadar nitrogen dipermukaan menyebabkan terdapat perbedaan konsentrasi atom nitogen dengan bagian yang lebih ke dalam. Hal ini menyebabkan proses difusi juga terjadi dari bagian permukaan menuju ke tengah spesimen. Seiring dengan terjadinya peningkatan kadar nitrogen pada spesimen, maka kekerasannyapun mengalami peningkatan.

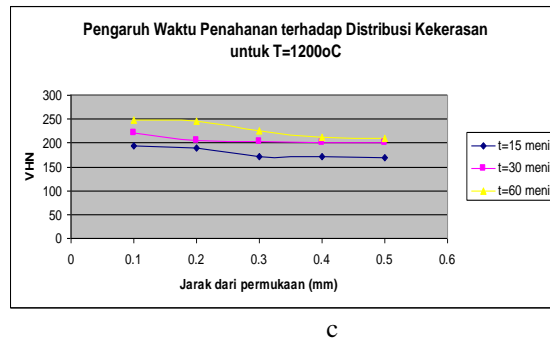
Guna mengetahui pengaruh variasi waktu proses untuk temperatur tertentu, hasil pengujian kekerasan selanjutnya dapat digambarkan pada Gambar 3. Gambar 3a secara jelas menunjukkan bahwa pada temperatur 1050°C, waktu proses yang singkat yaitu 15 dan 30 menit tidak signifikan meningkatkan kekerasannya sementara untuk waktu 60 menit peningkatan kekerasan terjadi secara signifikan terutama dibagian dipermukaan. Kecenderungan ini juga terjadi pada temperatur proses 1100°C dan 1200°C. Meskipun demikian, pada temperatur 1100°C dan 1200°C, secara keseluruhan terjadi peningkatan kekerasan yang signifikan bila dibandingkan sebelum perlakuan nitridasi baik di bagian permukaan maupun di bagian tengah spesimen seperti ditunjukkan pada Gambar 3b dan 3c. Kekerasan tertinggi yang diperoleh dari proses nitridasi ini adalah sebesar 249VHN yaitu dibagian permukaan spesimen uji untuk temperatur 1200°C dan waktu proses 60 menit.



a



b



Gambar 3. Distribusi kekerasan untuk berbagai variasi waktu proses pada temperatur yang sama

Peningkatan kekerasan yang tinggi di bagian permukaan dan rendah di bagian yang lebih dalam merupakan suatu keuntungan yaitu bahan menjadi lebih tahan aus dan ulet. Manfaat lain dari peningkatan kekerasan dipermukaan tersebut adalah bahan menjadi lebih tahan terhadap korosi yang dipicu oleh adanya gesekan (*fretting corrosion*). *Fretting corrosion* merupakan salah satu penyebab kerusakan komponen implan logam.

4. PENUTUP

Proses nitridasi gas temperatur tinggi mampu meningkatkan kekerasan AISI 316L. Peningkatan kekerasan tertinggi sebesar 75% yaitu dari 14VHN menjadi 249VHN diperoleh pada temperatur 1200°C dan waktu proses 60 menit dibagian permukaan spesimen. Peningkatan kekerasan akan meningkatkan pula ketahanan ausnya dan *fretting corrosion*.

5. UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan terima kasih kepada Fakultas Teknik Universitas Diponegoro atas dukungan pendanaan penelitian ini.

6. REFERENSI

- [1] Salil Desai, Bopaya Bidanda, Paulo Bartolo, 2008, *Metallic and Ceramic Biomaterials: Current and future developments*, dalam *Biomaterials and prototyping application in medicine*, editor Paulo Barolo & Bopaya Bidanda, Springer Science.
- [2] William DF., 1982, *Orthopedic implants: Fundamental principles and the significance of biocompatibility*. In William DF (ed), *Biocompatibility of orthopedic implants*, vol. 1. Boca Raton, Fla, CRC Press, pp 1-50.
- [3] Ratner BD., Bryant SJ., 2004, *Biomaterial: Where we have been and where we going*, *Annual Reviews of Biomedical Engineering*, 6: 41-75.
- [4] M Sumita, S H Teoh, 2004, *Durability of metallic implant material*, dalam *Engineering Materials for Biomedical Application*, World Scientific Publishing.
- [5] Serhan H, Slivka M, Albert T, Kwak S, 2004, *Is galvanic corrosion between titanium alloy and stainless steel spinal implants a clinical concern?*, *The Spine Journal*, 4 (4): 379 – 387.
- [6] Daisuke Kuroda, Takao Hanawa, Takaaki Hibarui, Syuji Kuroda, Maasaki Kobayashi dan Takeshi Kobayashi, 2003, *New manufacturing process of nickel-free austenitic stainless steel with nitrogen absorption treatment*, *Material Transaction The Japan Institute of Metals*, Vol. 44, No.3, pp: 414-420.
- [7] H Sung, JH Kong, DK Yoo, HY On, DJ Lee dan HW Lee, 2008, *Phase changes of the AISI 430 ferritic stainless steels after high-temperature gas nitriding and tempering heat treatment*, *Material Science Engineering A* 489, pp: 38-43.
- [8] Hajime Mitsui dan Shinsuke Kurihana, 2007, *Solution nitriding treatment of Fe-Cr alloy under pressurized nitrogen gas*, *ISIJ Internasional*, vol 47, No 3, pp: 479-485