

## PENGARUH IMPLANTASI ION NITROGEN PADA PERMUKAAN STAINLESS STEEL 316L TERHADAP KEAUSAN UHMWPE UNTUK APLIKASI SENDI LUTUT TIRUAN

**Darmanto**

e-mail: darmanto\_uwh@yahoo.co.id

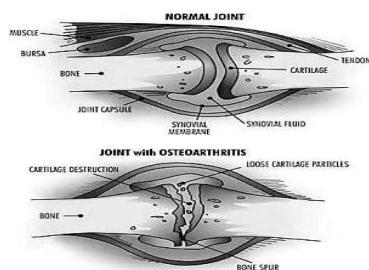
Jurusan Teknik Mesin  
Fakultas Teknik  
Universitas Wahid Hasyim  
Semarang  
Jl Menoreh Tengah X/22  
Semarang

Polimer Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) telah digunakan secara luas sebagai komponen tibial berpasangan dengan titanium alloy, stainless steel (SS), cobalt chrom alloy dan ceramic sebagai komponen femoral pada sendi lutut tiruan. Stainless steel memiliki ketahanan korosi dan bio-compatibility yang baik dan harganya relatif lebih murah dibandingkan yang lain. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui pengaruh implantasi ion nitrogen pada permukaan SS 316L terhadap keausan UHMWPE. Penelitian ini menggunakan UHMWPE, SS 316L dan sebagai pelumas digunakan BS dengan konsentrasi 30 g/l dicampur dengan sodium azide ( $\text{NaN}_3$ ) 0,2% - 0,3% g/l sebagai anti bakteri. SS 316L diimplantasi dengan ion nitrogen dengan energi 100 KeV, arus 100  $\mu\text{A}$ , waktu implantasi 90 menit Variabel tetap yang digunakan kecepatan 70 mm/s, beban 180 N, jarak tempuh 90 km, menggunakan mesin undirectional pin on plate. Hasil penelitian ini menunjukkan bahwa faktor keausan UHMWPE oleh SS 316L dengan implantasi ion nitrogen terjadi penurunan 100% ( $6,59491 \times 10^{-8} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ). Sedangkan keausan UHMWPE oleh SS 316L tanpa implantasi sebesar  $1,31898 \times 10^{-7} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ .

**Kata kunci :** UHMWPE, SS 316L, Bovine serum, implantasi ion, faktor keausan

### PENDAHULUAN

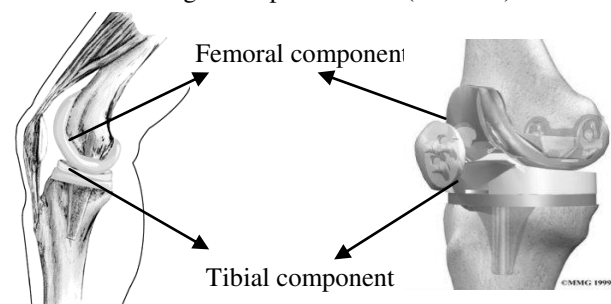
Kerusakan komponen sendi lutut pada manusia yaitu femoral bone dan tibial bone sebagian besar dikarenakan degenerasi tulang rawan (osteoarthritis/OA) dan berhubungan dengan usia lanjut, hal ini menyebabkan terjadinya kontak antar tulang dan menyebabkan rasa sakit. Oleh karena itu sendi lutut tiruan digunakan untuk mengatasi hal tersebut Jumlah kasus pemakaian sendi lutut truan rata-rata pertahun diseluruh dunia mencapai lebih dari 1.000.000 kasus (Kompas, 2007).



Gambar 1. Anatomi sendi lutut manusia :  
(a) normal (b) Osteoarthritis, (www.ais.up.ac)

perpatahan pada komponen implant, ketidaksesuaian dalam pemasangan, infeksi pasca operasi dan osteolysis yang disebabkan oleh partikel aus (tribodi) UHMWPE (Fang dkk, 2003). Oleh karena itulah pengendalian keausan pada UHMWPE sangat diperlukan dalam pemakaiannya sebagai komponen tibial.

Telah banyak riset yang sudah dilakukan dengan menggunakan biomaterial sebagai pengganti sendi lutut antara lain titanium alloy, cobalt alloy, ceramic, stainless steel untuk komponen femoral, sedangkan UHMWPE sebagai komponen tibial (bantalan).



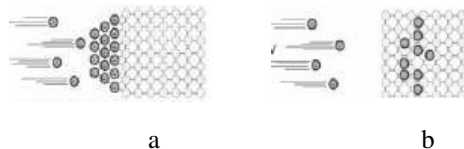
Gambar 2. Anatomi TKR  
(medical multimediagroup.com)

Hasil analisa, kegagalan pada pemakaian sendi lutut tiruan disebabkan karena keausan UHMWPE,

*Stainless Steel (SS) 316L* merupakan biomaterial yang digunakan sebagai bahan sendi lutut tiruan untuk menggantikan fungsi femoral bone (tulang rawan) sebagai penahan beban tubuh saat berjalan. Pemakaian bahan sebagai komponen *femoral* harus memiliki sifat *wear resistance*, *corrosion resistance*, *bio-compatibility*, *bio-adhesion (bone in growths)*, *bio-functionality* (sifat mekanis material terutama *fatigue strength* dan *youngs modulus* mendekati sifat tulang manusia), *process-ability* dan *availability* (De'Jesus dkk, 2004). *SS 316L* selain memiliki persyaratan di atas juga lebih mudah dibentuk dan harganya lebih murah jika dibandingkan dengan yang lain dan mudah didapat di Indonesia, material ini sering dipakai untuk alat kedokteran, peralatan masak dan industri makanan.

*UHMWPE* merupakan bahan pengganti *tibial* yang telah dikembangkan oleh banyak peneliti, hal ini dikarenakan bahan tersebut memiliki ketahanan aus yang lebih baik dibandingkan jenis *polyethylene* yang lain. Pada penelitian ini menggunakan *UHMWPE*, bahan tersebut mudah didapatkan di pasaran lokal dengan harga yang tidak terlalu mahal. Bahan tersebut sering dipakai dalam industri sebagai pengganti *HDPE (High Density polyethylene)* karena ketahanan terhadap gesekan dan benturan kurang.

Perlakuan permukaan telah banyak dikembangkan pada *biomaterial* seperti *plasma nitriding*, *sputtering*, *carburizing*, implantasi ion dan lain-lain. Perlakuan permukaan dimaksudkan untuk meningkatkan ketahanan permukaan material terhadap aus (*wear*) dari gesekan.



Gambar 3. Modifikasi permukaan; a) pelapisan permukaan, b) difusi elemen ke dalam substrat

Modifikasi permukaan secara umum dengan cara ; pertama melapisi permukaan dengan bahan lain yang lebih tahan aus atau sering disebut dengan *coating*, kedua mengubah komposisi permukaan dengan mendifusikan elemen lain kedalam permukaan tersebut sehingga terbentuk struktur baru (Gambar 3.). Pada proses ke dua terjadi penambahan unsur asing (ion nitrogen) kedalam permukaan material sasaran (*SS 316L*) dengan cara pengionan atom asing tersebut, percepatan dalam tabung akselerator/percepatan oleh medan listrik, pemfokusan dalam medan elektromagnet kemudian menembakkannya ke permukaan material target (Sujitno, 2003).

Keberhasilan implantasi dipengaruhi oleh energi, arus dan waktu implantasi. Dosis ion dapat dihitung dengan persamaan :

$$D = \frac{It}{qA} \text{ ion/cm}^2 \dots\dots\dots (1)$$

- I = Arus berkas ion (ampere)
- T = Lamanya proses implantasi (detik)
- A = Luasan berkas (cm<sup>2</sup>)
- E = Muatan keunsuran elektron (1,602 × 10<sup>-19</sup> coulomb)

Hasil penelitian Widayat (2005) menunjukkan, perlakuan permukaan dengan metode implantasi ion Nitrogen terhadap (*SS 316L*) kekerasannya meningkat 100% dan lebih tahan aus dibandingkan metode *sputtering* dan *plasma*. Oleh karena itu metode implantasi ion nitrogen digunakan dalam penelitian ini.

Keausan pada *UHMWPE* dapat dihitung dengan *wear faktor* atau faktor keausan. Faktor keausan dan ketebalan keausan dapat dihitung dengan menggunakan persamaan di bawah ini :

$$\text{Berat keausan} = \text{Berat awal} - \text{berat akhir} \dots\dots\dots (2)$$

$$\text{Volume keausan} = \frac{\text{Berat keausan(gram)}}{\text{Berat jenis} \left( \frac{\text{gram}}{\text{mm}^3} \right)} \dots\dots\dots (3)$$

$$\text{Faktorkeausan} = \frac{\text{volume keausan(mm}^3\text{)}}{\text{Beban(N)} \times \text{jarak tempuh(m)}} \dots\dots\dots (4)$$

$$\text{Tebal keausan} = \frac{\text{volume keausan(mm}^3\text{)}}{\text{luas penampang pin(mm}^2\text{)}} \dots\dots\dots (5)$$

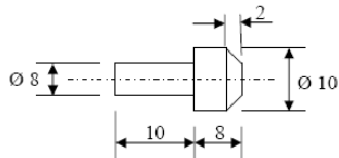
Menurut Bhushan dan Fisher (2001), keausan *UHMWPE* pada sendi tiruan dianggap baik secara klinis adalah 0,1 mm/tahun untuk kedalaman keausan, volume keausan 40 mm<sup>3</sup>/tahun atau total volume keausan 500 – 1000 mm<sup>3</sup>. Dengan asumsi orang berjalan 4 juta langkah pertahun (Schmidt dan Sah, 2007) .

**Metodologi**

Penelitian ini menggunakan bahan plat *SS 316L* berukuran lebar 13 mm, panjang 55 mm dan tebal 2 mm. Sebelum diimplantasi plat *SS 316L* dipolish untuk mendapatkan permukaan yang halus agar bekas indentasi kelihatan dengan jelas, kemudian dilakukan fotomikro untuk mengetahui struktur awal. Uji kekerasan dilakukan sebelum dan sesudah diimplantasi dengan alat *microvickers hardness tester* dengan beban 10 gram dan waktu indentasi 15 detik mengacu pada standar *ASTM E92-82*. Plat ini kemudian diimplantasi dengan ion berbasis nitrogen (N<sub>2</sub>) dengan energi penyinaran 100 KeV, arus ion 100 μA, dan waktu penyinaran 90 menit. Foto SEM

dilakukan untuk mengetahui permukaan difusi setelah diimplantasi.

UHMWPE dengan berat jenis  $9.36 \times 10^{-4} \text{ gr/mm}^3$ , dibuat berbentuk pin.

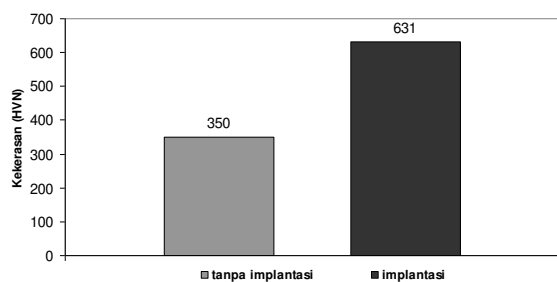


Gambar 4. Pin UHMWPE

Sebagai pelumas digunakan BS yang dicampur dengan air destilasi untuk mendapatkan konsentrasi protein 30 g/l. Sodium azide ( $\text{NaN}_3$ ) 0,2% - 0,3% g/l ditambahkan sebagai anti bakteri.

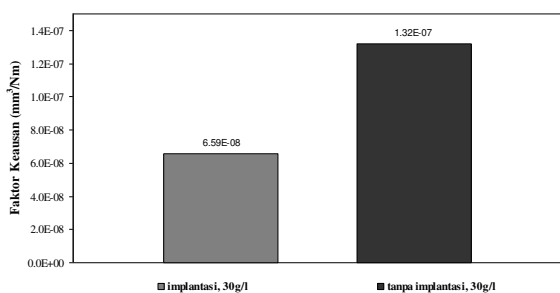
Pengujian keausan mengacu pada ASTM : F1714-96 ,menggunakan alat *unidirectional pin on plate (POP)* dengan kecepatan 70 mm/s, beban 180 N, dan volume pelumas 15 ml. Pengambilan data dilakukan dengan penimbangan Pin UHMWPE setiap 24 km (96 jam) . Total pengambilan data 90 km (360 jam).

### Hasil dan Pembahasan



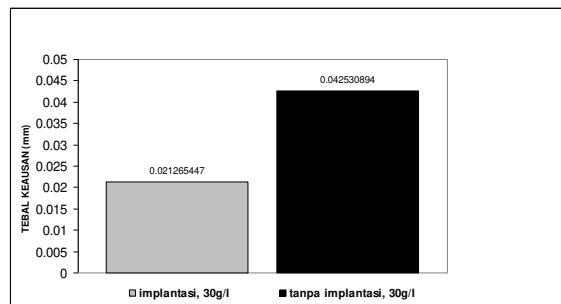
Gambar 5. Kekerasan permukaan SS 316L

Kekerasan sebelum implantasi 350 HVN, setelah diimplantasi kekerasannya menjadi 631 HVN, ada peningkatan kekerasan sebesar 80%. Dosis ion implantasi  $1.8656 \times 10^{17} \text{ ion/cm}^2$ . Peningkatan kekerasan diakibatkan karena terdifusinya atom *dopan (Nitrogen)* ke dalam atom *substrat*, sehingga terbentuk struktur baru pada permukaan. Hasil ini sesuai dengan penelitiannya Widayat (2005), Wahyudianto (2006) dan Bale (2008).



Gambar 5. Faktor keausan UHMWPE permukaan SS 316L

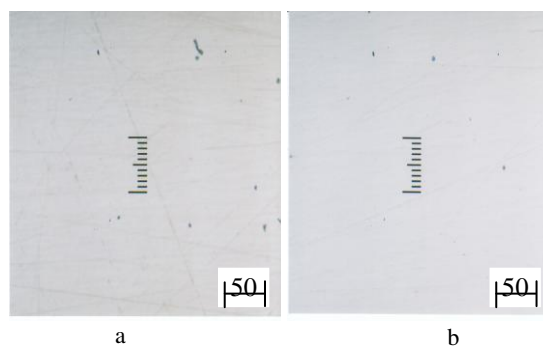
Terjadi penurunan keausan pada SS 316L yang diimplantasi sebesar 50 %. Hasil ini juga sesuai dengan peneliti sebelumnya pada perubahan kekerasan di atas. Penurunan keausan dikarenakan kenaikan kekerasan yang berakibat penurunan koefisien gesek.



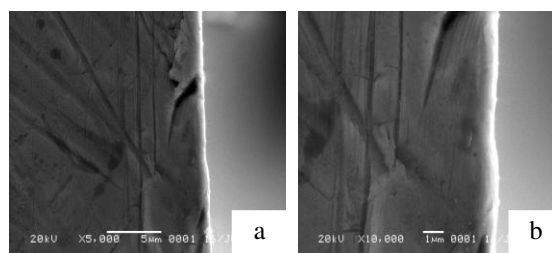
Gambar 7. Tebal keausan UHMWPE

Ketebalan keausan pertahun di bawah 0,1 mm, berarti secara klinis material tersebut memenuhi syarat untuk digunakan.

Permukaan SS 316L yang telah diimplantasi dengan ion nitrogen kelihatan lebih buram (Gambar 8.). Garis – garis pada permukaan plat sebelum diimplantasi kelihatan jelas, setelah diimplantasi menjadi tidak jelas (kabur), seperti ada lapisan tipis pada plat tersebut. Hal tersebut diperjelas dari foto SEM (Gambar 9.). Lapisan putih (*white layer*) menunjukkan struktur baru akibat masuknya ion *dopan (Nitrogen)* ke dalam substrat (SS 316L).



Gambar 8. Permukaan plat SS 316 L sebelum uji keausan ; (a) tanpa implantasi (b) implantasi ion nitrogen



Gambar 9. Foto SEM ketebalan implantasi ion nitrogen; a) perbesaran 5000X, b) perbesaran 10000X

**Kesimpulan**

1. Implantasi ion nitrogen terhadap permukaan SS 316L menaikkan kekersan sampai 80%, dan dosis ion implantasi  $1.8656 \times 10^{17}$  ion/cm<sup>2</sup>
2. Implantasi ion nitrogen pada permukaan SS 316L menurunkan keausan UHMWPE sebesar 50%.

**Daftar Pustaka**

- ASTM : E92-82, "Metal Test Methods and Analytical Procedures", vol. 03.01, American Society for Testing and Materials, 2006
- ASTM : F1714-96, "Medical Devices and Service", vol. 13.01, American Society for Testing and Materials, 2006
- Bhushan B. and Fisher J., 2001, "Biomedical Applications", Modern Tribology Handbook-section 41, published by CRC Press LLC
- Bale J.S., 2008, " Pengaruh pembebanan dan kecepatan gesekan terhadap sifat keausan die draw GUR 1120 UHMPE dan ion implantasi berbasis nitrogen pada cobalt chrome alloy untuk aplikasi sendi lutut tiruan", thesis, UGM, Jogjakarta
- De'Jesus, Echevaria, Rodriguez, Vargas, 2004, "Biomechanics of Elbow Prostheses", Application of Engineering Mechanics in Medicine, GED, University of Puerto Rico.
- Fang H.W., Stephen M., Jan V.S., 2003, "Ultra High Molecular Weight Polyethylene Wear Particles Effects on Bioactivity", NIST Special Publication 1002.
- Kuster S.M., Wood A.G., Stachowiak W.G., Gachter A., 1997, " Joint load considerations in total knee replacement", J Bone Joint Surg (Br); 79-B:109-13.
- Kristianta FX., 2008, " Pengaruh pelumasan terhadap sifat keausan die draw ultra heigh molecular weight polyethelene (UHMWPE) dan Cobalt Chrome alloy yang diimplantasi ion berbasis nitrogen untuk aplikasi sendi lutut", Thesis, UGM, Jogjakarta
- Schmidt T.A. and Sah M.D., 2007, "Effect of synovial fluid on boundary lubrication of articular cartilage", OsteoArthritis and cartilage 15, 35 - 47
- Sujitno T., 2006, " Aplikasi Akselerator Ion", Pusat Penelitian dan Pengembangan Teknologi Maju Badan Tenaga Nuklir Nasional (BATAN), Jogjakarta, Indonesia
- Widayat W., 2005, "Pengaruh modifikasi permukaan stainless steel 316L terhadap keausan die drawn UHMWPE", Thesis, UGM, Jogjakarta
- Wahyudianto A.FX., 2006, " Pengaruh implantasi ion berbasis nitrogen pada cobalt chrome alloy terhadap sifat keausan die draw gur 1120 UHMWPE", thesis, UGM, Jogjakarta.
- www.medicalmultimedigroup.com, "Total knee Replacemen", diakses Desember 2008.
- www. ais.up.ac, "Osteoarthritis", di akses Desember 2008