

PERBANDINGAN SIFAT KEAUSAN UHMWPE TERHADAP *COMMERCIALLY PURE TITANIUM (CP-Ti)* DAN *STAINLESS STEEL 316L* UNTUK APLIKASI SENDI LUTUT BUATAN

Benidiktus Tulung Prayoga
Program Diploma Teknik Mesin SV-UGM
beni@ugm.ac.id

Rini Dharmastiti
Jurusan Teknik Mesin dan Industri FT UGM
rini_dharmastiti@yahoo.co.uk

Suyitno
Jurusan Teknik Mesin dan Industri FT UGM
suyit@yahoo.com

Arfan Fadilah
Mahasiswa Program Sarjana
Jurusan Teknik Mesin dan Industri FT UGM

ABSTRAK

Titanium dan stainless steel 316L telah banyak dipakai sebagai material implan karena sifat tahan korosi, kekuatan dan biokompabilitas yang baik. Permasalahan utama pada implan persendian adalah keausan dari implan tersebut. Penelitian ini bertujuan untuk mengetahui sifat keausan UHMWPE terhadap dan *commercial pure titanium (CP-Ti)* dan *stainless steel 316L* untuk aplikasi sendi lutut buatan.

Pada penelitian ini uji keausan yang digunakan adalah metode *reciprocating pin on flat (RPOF)* sesuai dengan ASTM F732-00. Pin UHMWPE digesekkan pada plat yang bergerak bolak-balik di bawah pin. Durasi pengujian selama 20×10^5 siklus dan pengambilan data kehilangan aus diambil pada durasi setiap 250.000 siklus menggunakan timbangan dengan ketelitian 0,001 gram.

Hasil penelitian ini menyatakan bahwa kekerasan 316 L lebih tinggi dibandingkan material CP-Ti. Bahan 316 L lebih tahan goresan dibandingkan material CP-Ti. Material UHMWPE yang berpasangan dengan *stainless steel 316L* memiliki ketahanan aus yang lebih baik dibandingkan dengan material UHMWPE yang berpasangan dengan CP-Ti. Lapisan oksida pada CP-Ti mudah terlepas sehingga keausan meningkat. Mekanisme keausan yang terjadi adalah keausan adesif dan abrasif.

Kata kunci : *Keausan* , *Reciprocating Pin on Flat (RPOF)*, *UHMWPE*, *CP-Ti*, *316 L*.

LATAR BELAKANG

Sendi lutut merupakan tulang sendi terbesar yang terletak di antara sendi engkel dan sendi pinggul. Sendi lutut dibentuk oleh tulang *femoral*, *tibial*, dan *patella* [1]. Sendi lutut mampu menahan beban sebesar 3-4 kali lipat berat tubuh manusia [2]. Namun, sendi lutut merupakan organ tubuh yang rentan mengalami kerusakan akibat aktifitas dan beban kerja yang dilakukan manusia sehari-hari. Kehadiran penyakit, terjadinya kecelakaan, dan bertambahnya usia merupakan beberapa faktor yang dapat menyebabkan kerusakan pada sendi lutut. Apabila kerusakan pada sendi lutut sudah sedemikian parah, maka langkah yang diambil ialah penggantian sendi lutut total (*Total Knee Replacement*, TKR). Hingga saat ini, material standar implan untuk sendi lutut dibuat dari pasangan logam dan polimer.

Material logam yang umum digunakan untuk implan sendi lutut bagian femoral dan tibial adalah logam CoCr, *stainless steel 316L* dan titanium paduan, sedangkan sisipan tibial terbuat dari polimer *Ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE)*. UHMWPE mempunyai sifat gesekan yang rendah, tahan aus dan tidak meracuni jaringan tubuh. Kondisi pelumasan sendi lutut adalah pelumasan batas atau campuran. Kondisi ini membuat implan sendi lutut akan saling bergesekan dan memicu terjadinya keausan. Puing-puing keausan dapat berdampak pada terjadinya peradangan, osteolysis dan akhirnya menyebabkan pelonggaran implan sehingga umur pakai implan menjadi lebih pendek [3]. Oleh karena itu upaya untuk mengurangi

terjadinya keausan UHMWPE menjadi sangat penting. Keausan adalah sifat sistem bukan suatu sifat material oleh karena itu keausan dipengaruhi oleh banyak faktor, seperti material, pelumasan, tegangan kontak dan kecepatan gerak dari sistem. Pengembangan desain dan material baru untuk implan menjadi perhatian utama sebagai upaya mengurangi keausan UHMWPE dan memperpanjang umur pakai implan.

TINJAUAN PUSTAKA

Berbagai penelitian yang menyelidiki tentang pengaruh material logam terhadap keausan UHMWPE telah banyak dilakukan. Sebagai misal, Gonzalez-Mora, dkk [4] melakukan penelitian pengaruh material CoCrMo hasil tempa (*mass finished*), CoCrMo (hand polish) dan CoCrMo hasil dari pengecoran serta untuk material hasil tempa mengalami pelapisan dengan ZrO₂ dan CoCrMo melalui metode *physical vapour deposition* (PVD) terhadap keausan UHMWPE. Pengujian dilakukan dengan metode RPOF. Hasil penelitian menunjukkan bahwa CoCrMo hasil pengecoran dan tempa dengan *mass finished* menghasilkan keausan UHMWPE yang paling kecil. Pengaruh dari kekerasan material mempengaruhi keausan UHMWPE, semakin keras material semakin sedikit keausan yang terjadi. Penelitian tentang keausan UHMWPE juga dilakukan oleh Lisa dkk [5]. Penelitian dilakukan untuk mengetahui pengaruh radiasi sinar gamma pada UHMWPE terhadap perilaku keausan UHMWPE yang bergesekan dengan material titanium Ti6Al4V. Pengujian dilakukan pada kondisi kering dan berpelumas. Metode pengujian menggunakan *reciprocating sliding* dengan variasi beban normal sebesar 50, 60, 70, 80 N. Pengaruh dosis radiasi gamma memberikan dampak yang berbeda-beda pada keausan namun pada dosis rendah (25, 40, 50 kGy) akan memberikan ketahanan aus yang lebih baik. Kondisi pelumasan juga berpengaruh terhadap keausan, pada pengujian dengan kondisi kering keausan yang terjadi lebih besar dibandingkan kondisi dengan pelumas. Raffi dan Srinivasan menguji pengaruh beban normal terhadap keausan pasangan material UHMWPE dengan 316L dan pasangan material UHMWPE dengan UHMWPE. Hasil pengujian menunjukkan bahwa ketahanan aus pasangan material UHMWPE dengan 316L lebih baik dibandingkan pasangan material UHMWPE dengan UHMWPE [6]. Guesmil dkk meneliti pengaruh jenis pelumas terhadap ketahanan aus pasangan material UHMWPE dengan stainless steel M30NW. Pelumas yang digunakan adalah larutan *saline* (NaCl 0.9%), *sesame oil* dan *nigella sativa oil*. Pengujian dilakukan dengan RPOF dan pin terbuat dari stainless steel. Hasil pengujian menunjukkan

bahwa pelumas dengan *sesame* dan *nigella oil* memberikan keausan yang lebih baik dibandingkan dengan tanpa pelumas dan pelumas dari larutan saline [7].

Berbeda dengan penelitian-penelitian terdahulu penelitian ini menggunakan pasangan material UHMWPE dengan CP-Ti dan pasangan material UHMWPE dengan 316L digunakan sebagai pembanding.

DASAR TEORI

Keausan dapat didefinisikan sebagai hilangnya sebagian materi karena terjadinya gesekan antar dua permukaan. Ada empat mekanisme dasar terjadinya keausan yaitu keausan abrasif, adesif, fatik dan korosi. Mekanisme keausan yang sering terjadi pada permukaan implan sendi lutut adalah keausan abrasif, adesif, *third body wear* dan fatik [8]. Pengujian keausan dengan metode *reciprocating pin on flat* dapat digunakan untuk penyaringan material yang akan dipilih sebagai implan dan metode ini cocok dipakai pada simulasi sendi [4-5]

Disamping mekanisme keausan jumlah material yang hilang juga dapat dikuantifikasi untuk memberikan data keausan yang lebih mudah dipahami secara teknis. Berat material yang hilang karena keausan dapat dihitung menggunakan persamaan dari hukum Archard [9] sebagai berikut:

$$Q = \frac{KP}{H} \quad (1)$$

Q adalah volume keausan per satuan jarak geseran, P adalah gaya normal dan H adalah kekerasan dari material pasangan yang lebih lunak. Perbandingan antara $K/H = k$ disebut sebagai faktor keausan, dari persamaan (1) maka dapat dimodifikasi sebagai berikut :

$$k = \frac{V_w}{P \cdot S} = \frac{m_0 - m_1}{P \cdot S} \quad (\text{mm}^3/\text{N.m}) \quad (2)$$

Dengan keterangan sebagai berikut m_0 adalah berat UHMWPE sebelum diuji aus, m_1 adalah berat setelah diuji aus. P adalah gaya normal dalam Newton dan S adalah jarak tempuh geseran dalam meter, sedangkan ρ adalah berat jenis dari UHMWPE.

TUJUAN PENELITIAN

Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengetahui ketahanan aus pasangan material UHMWPE dengan CP-Ti dan UHMWPE dengan 316L yang diuji menggunakan metode *reciprocating pin on flat*. Tegangan kontak sebesar 3,54 MPa dan durasi pengujian dilakukan selama 2 juta siklus atau setara dengan jarak tempuh 100 km.

CARA PENELITIAN

1. Material

Spesimen logam yang digunakan adalah plat *stainless steel* 316L dan *CP-Ti* (grade 2). Spesimen dipotong dengan ukuran $55 \times 20 \times 4$ mm dan $55 \times 20 \times 2$ mm masing-masing untuk plat *stainless steel* dan *CP Ti*. Proses *polishing* menggunakan mesin *polishing* dan kertas amplas dari ukuran #200, #760, #1000 dan #5000 dan dilanjutkan dengan menggunakan *diamond paste* hingga didapat permukaan *mirror finish*.

Polimer yang digunakan adalah jenis UHMWPE *medical grade* dengan berat molekul sebesar 60×10^5 gram/mol serta berat jenis sebesar $9,36 \times 10^{-4}$ gram/mm³. UHMWPE ini dibuat menjadi spesimen uji keausan berbentuk *pin* permukaan rata dengan diameter 9 mm dan panjang 20 mm. *Pin* selanjutnya dipoles dengan kertas amplas # 5000.

Pelumas yang digunakan adalah campuran antara *bovine serum* (25%), air destilasi (75%) dan dengan 0,1% *sodium azide* untuk memperlambat laju pertumbuhan bakteri [10]. Campuran 25% *bovine serum* dan 75% air destilasi digunakan untuk meniru pelumas yang terdapat dalam tubuh. Cairan *bovine serum* digunakan sebagai cairan pelumas karena cairan tersebut memiliki sifat karakteristik menyerupai *synovial fluids* yang merupakan cairan pelumas sendi lutut normal [11]. Konsentrasi protein di dalam serum merupakan salah satu indikator persamaan cairan *synovial* dengan cairan yang dipergunakan sebagai pelumas pada uji keausan. *Bovine serum* berasal dari darah sapi dewasa segar (didapatkan dari RPH Giwangan Yogyakarta) yang kemudian diekstraksi menggunakan alat *centrifuge* yang akan memisahkan serum dari sel darah merah.

2. Pengujian keausan

Pengujian keausan dilakukan dengan menggunakan alat uji keausan jenis *reciprocating pin on flat* (POF) *unidirectional* dengan 6 stasiun uji. Alat uji keausan dirancang dan dibuat sendiri. *Pin* dipasang tetap diam pada bagian atas dan menekan plat logam yang bergerak searah bolak-balik di bawah *pin*. Beban penekan pada *pin* sebesar 225 N melalui mekanisme lengan, sehingga memberikan tegangan kontak sebesar 3,54 MPa. Frekuensi yang digunakan adalah 1 Hz dan panjang lintasan untuk satu siklus sebesar 50 mm, sehingga kecepatan gerak bolak-balik sebesar 50 mm/detik. Pasangan spesimen, 3 plat *stainless steel* 316L dan 3 plat *CP-Ti*, diuji terhadap *pin* UHMWPE secara bersamaan.

Plat *stainless steel* 316L dan *CP-Ti* diletakkan secara berselingan di dalam kotak yang terpisah. Selama proses pengujian berlangsung spesimen selalu terendam pelumas. Pengujian dilakukan sebanyak 20×10^5 siklus atau setara dengan jarak

tempuh sejauh 100 km. Pengambilan data kehilangan berat dilakukan setiap $2,5 \times 10^5$ siklus dengan menggunakan timbangan presisi Merk Satorius ketelitian 0,001 gr. Setiap akan diambil data dengan penimbangan dan uji aus siklus berikutnya spesimen dibersihkan menggunakan acetone pada *ultrasonic cleaner* selama 15 menit.

Untuk menghindari *moisture uptake* selama uji keausan, maka *pin* UHMWPE terlebih dahulu direndam selama 19 hari. Selama uji keausan berlangsung digunakan *pin* kontrol yang juga ditimbang dan direndam *bovine serum*, sehingga berat *pin* yang terhitung pada uji keausan dapat diakumulasi dengan berat *pin* kontrol. Pelumas diganti setiap kali akan dilakukan pengambilan data kehilangan berat.

HASIL PENELITIAN

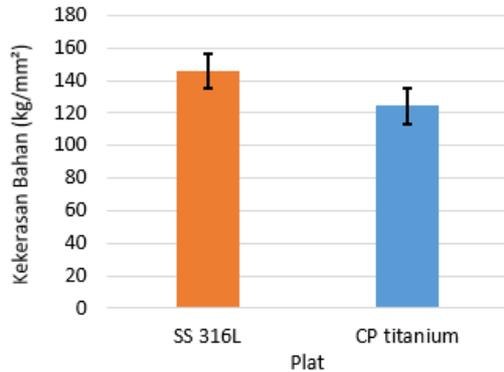
1. Uji kekerasan 316L dan CP-Ti

Hasil pengujian kekerasan mikro terhadap plat *stainless steel* 316L dan *CP-Ti* dapat dilihat pada Gambar 1. Dari gambar di atas dapat diketahui bahwa plat *stainless steel* 316L memiliki kekerasan bahan sebesar 145 kg/mm^2 lebih tinggi dibanding plat *CP-Ti* sebesar 124 kg/mm^2 . Sifat kekerasan dapat mempengaruhi ketahanan aus dari suatu material. Hal ini dapat mempengaruhi faktor keausan, di mana bahan yang memiliki kekerasan lebih tinggi dapat menghasilkan faktor keausan *pin* UHMWPE yang lebih rendah [12].

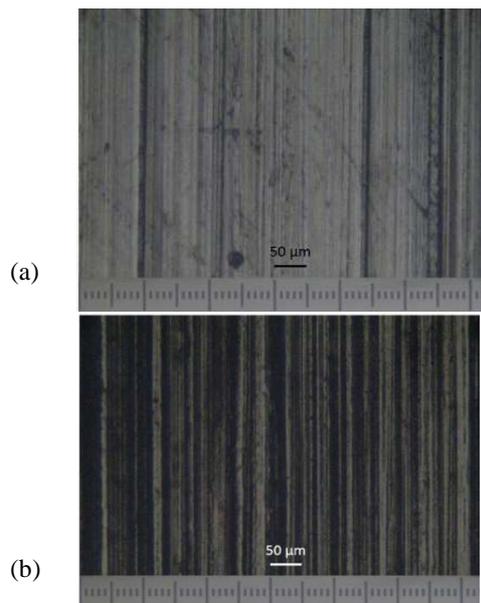
2. Pengamatan permukaan keausan

Pengamatan permukaan artikulasi dilakukan terhadap *pin* yang telah mengalami pengujian selama 2×10^6 siklus. Goresan berwarna hitam menandakan tingkat kedalaman goresan. Semakin tebal warna hitam pada garis, maka semakin dalam goresan yang dihasilkan. Pada gambar 2(a) dapat dinyatakan bahwa goresan yang dihasilkan pada *pin* UHMWPE terhadap *stainless steel* 316L tidak begitu dalam dan hanya ada beberapa garis yang terlihat berwarna hitam tebal. Berbeda dengan *pin* UHMWPE terhadap *CP-Ti* (Gambar 2 (b)), di mana goresan yang dihasilkan memiliki warna hitam yang sangat tebal, banyak, dan jarak antar goresannya cukup berdekatan. Pola goresan yang ada menunjukkan terjadinya keausan pada permukaan yang saling berartikulasi. Hal ini bisa menjadi penyebab laju perubahan nilai kekasaran permukaan *pin* UHMWPE terhadap *CP-Ti* lebih tinggi dengan kenaikan kekasaran permukaan sebesar $0,235 \mu\text{m}$, dibandingkan dengan kenaikan kekasaran permukaan *pin* UHMWPE terhadap *stainless steel* 316L yang hanya sebesar $0,192 \mu\text{m}$. Kekasaran permukaan pada plat 316L mengalami peningkatan kekasaran permukaan dimulai pada jumlah siklus 1×10^6 siklus,

sedangkan plat CP-Ti mengalami peningkatan kekasaran permukaan pada tahap awal pengujian. Besar peningkatan kekasaran permukaan setelah uji aus adalah sebesar 0,015 μm dan 0,0608 μm masing-masing untuk 316L dan CP-Ti.



Gambar 1. Kekerasan Plat *Stainless Steel* 316L dan CP-Ti



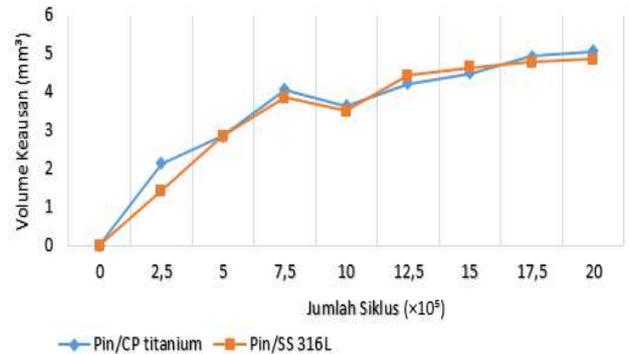
Gambar 2. Permukaan *pin* UHMWPE setelah diuji aus (a) pasangan UHMWPE/316L, (b) pasangan UHMWPE/CP-Ti.

3. Keausan pin UHMWPE

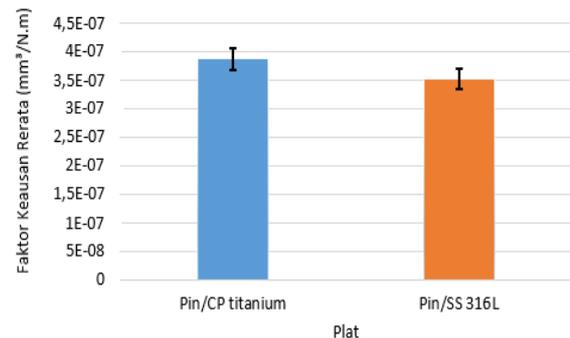
Gambar 3 menunjukkan volume keausan dari pin UHMWPE setelah uji aus RPFO. Keausan volume pin menggambarkan perubahan laju keausan terhadap durasi pengujian dan pasangan material. Keausan pin UHMWPE yang berpasangan dengan CP-Ti mempunyai laju keausan lebih besar dibanding yang berpasangan dengan 316L pada tahap awal siklus (sampai 250.000 siklus) yaitu sebesar 2,14

mm^3 , sedangkan untuk tahapan siklus selanjutnya kehilangan volume pin UHMWPE hampir sama untuk kedua pasangan material tersebut.

Sifat ketahanan aus dari material UHMWPE dapat digambarkan dari faktor keausan selama pengujian aus dilaksanakan. Perbandingan faktor keausan yang dihasilkan pin UHMWPE terhadap plat *stainless steel* 316L dan CP-Ti ditunjukkan pada Gambar 4.



Gambar 3. Volume keausan UHMWPE



Gambar 4. Faktor Keausan Rerata Pin UHMWPE

Faktor keausan rerata yang dihasilkan *pin* UHMWPE berpasangan dengan CP-Ti adalah $3,88 \times 10^{-7} \text{ mm}^3/\text{N.m}$, sedangkan *pin* UHMWPE berpasangan dengan *stainless steel* 316L adalah $3,51 \times 10^{-7} \text{ mm}^3/\text{N.m}$. CP-Ti mempunyai ketahanan aus yang lebih rendah dibandingkan dengan 316L.

PEMBAHASAN

Kekerasan material dapat berpengaruh terhadap ketahanan aus suatu pasangan material yang saling bergesekan. Material yang keras mempunyai ketahanan goresan yang lebih baik dibandingkan material yang lunak. Sebagai konsekuensi material keras akan dapat mempertahankan kekasaran permukaannya sehingga laju keausan UHMWPE lebih rendah. Hasil uji kekerasan material 316L mempunyai kekerasan yang lebih tinggi dibanding CP-Ti sehingga lebih tahan aus. Hal serupa juga

dinyatakan oleh Gonzalez-Mora dkk bahwa kekerasan material logam semakin tinggi maka keausan UHMWPE yang terjadi lebih kecil [12].

Mekanisme keausan yang terjadi pada pengujian aus ini adalah keausan adesif dan abrasif. Keausan adesif terjadi ketika puncak-puncak kekasaran saling lengket akibat adanya tekanan yang cukup besar. Material UHMWPE akan menempel pada plat logam dan kemudian akan terlepas karena adanya gerakan perpindahan bolak-balik. Puing-puing keausan yang menempel pada logam kemudian bisa berdampak menjadi material abrasif dan ikut mengerus permukaan pin sebagai partikel ketiga sehingga memperparah keausan. Berdasarkan Gambar 2 nampak terlihat adanya goresan akibat mekanisme keausan adesif dan abrasif hal ini sesuai juga dengan yang dilaporkan peneliti lain [4-5]. Mekanisme keausan abrasif sangat dipengaruhi oleh adanya puing-puing keausan yang kemudian akan menjadi partikel ketiga yang ikut mengesek dan memperparah laju keausan. *Wear debris* ini akan menjadi bahan *abrasive*.

Faktor keausan *pin* UHMWPE terhadap CP-Ti lebih tinggi dibandingkan dengan *pin* UHMWPE terhadap *stainless steel* 316L. Hal ini diakibatkan karena material titanium mempunyai *shear strenght* yang rendah dan adanya lapisan oksida di permukaan yang mudah terlepas dan menjadi partikel ketiga, hal ini juga dilaporkan oleh peneliti lainnya [13]. Selain itu, nilai kekerasan bahan CP-Ti yang lebih rendah dari *stainless steel* 316L juga dapat meningkatkan faktor keausan pada *pin*.

KESIMPULAN

Dari hasil penelitian ini dapat disimpulkan

1. Material UHMWPE yang dipasangkan dengan 316L mempunyai keausan yang lebih rendah daripada material UHMWPE yang dipasangkan dengan CP-Ti.
2. Mekanisme keausan yang terjadi didominasi oleh keausan abrasif.
3. Kekerasan material mempengaruhi ketahanan terhadap goresan suatu material. Kekerasan material CP-Ti lebih rendah dibandingkan 316L sehingga keausan UHMWPE yang berpasangan dengan CP-lebih besar dibandingkan UHMWPE berpasangan dengan 316L.

UCAPAN TERIMA KASIH

Penelitian ini dibiayai oleh LPPM UGM melalui hibah Peningkatan Kapasitas Peneliti Dosen Muda TA 2015 No. 280/DIT.LIT/2015 tanggal 25 Mei 2015.

REFERENSI

- [1] Tortora, G.J., Derrickson, B., 2000, *Principles of Anatomy and Physiology*, 14 ed, John Wiley & Sons, New Jersey, Chap 9.
- [2] Morrison, J.B., 1970, "The Mechanics of The Knee Joint in Relation to Normal Walking" *J. Biomech.*, vol. 3, April 1969, pp. 51–61.
- [3] Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., and Gogia, A.K., 2009, "Ti-Based Biomaterials, the Ultimate Choice for Orthopaedic Implants - A review," *Prog. Mater. Sci.*, vol. 54, no. 3, pp. 397–425.
- [4] González-mora, V.A., Hoffmann, M., Stroosnijder, R., Espinar, E., Llamas, J.M., Fernandez-Fairen, M., and Gil, F.J., 2011, "Influence of different CoCrMo counterfaces on wear in UHMWPE for artificial joints," *J. Biomed. Sci. Eng.*, vol. 4, pp. 375–382.
- [5] Liza, S., Haseeb, A.S.M.A., Masjuki, H.H. and Abbas, A.A., 2013, "The Wear Behaviour of Crosslinked UHMWPE under Dry and Bovine Calf Serum Lubricated Conditions," *Tribol. Trans.*, vol. 56, pp. 130–140.
- [6] Raffi, N.M., and Srinivasan, V., 2013, "A study on wear behavior of γ -UHMWPE sliding against 316L stainless steel counter face," *Wear*, vol. 306, no. 1–2, pp. 22–26.
- [7] Guezmil, W., Bensalah, M and Mezlini, S., 2016, "Tribology International Effect of bio-lubrication on the tribological behavior of UHMWPE against M30NW stainless steel," *Tribology Int.*, vol. 94, pp. 550–559.
- [8] Nevelos, J., 2004, "Surface engineering of prosthetic knee components," *Knee*, vol. 11, pp. 163–167.
- [9] Archard, J.F., and Hirst, W., 1956, "The Wear of Metals under Unlubricated Conditions," *Proc. R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 236, no. 1206, pp. 397–410
- [10] Derbyshire, B., Fisher, J., Dowson, D., Hardaker, C.S., and Brummitt, K., 1995 "Wear of UHMWPE sliding against untreated, titanium nitride coated and 'Hardcor'-treated stainless steel counterfaces," *Wear*, vol. 181–183, pp. 258–262.
- [11] Wilches, J.A., Uribe, L.V., and Toro, A., 2008, "Wear of materials used for artificial joints in total hip replacements," *Wear*, vol. 265, pp. 143–149.
- [12] González-mora, V.A., Hoffmann, M., Stroosnijder and Gil, F.J., 2011, "The role of hardness and roughness on the wear of different CoCrMo counterfaces on UHMWPE for artificial joints," *J. Biomed. Sci. Eng.*, vol. 4, pp. 651–656.
- [13] Molinari, A., Straffelini, G., Tesi, B., and Bacci, T., 1997, Dry Sliding Wear Mechanisms of the Ti6Al4V Alloy, *Wear*, 208(1-2), 105–112.