

## ***Elastic Recovery Permukaan UHMWPE Berpasangan dengan Baja Tahan Karat 316L, Kobalt Khrom dan Titanium***

(1)\***Budi Basuki**, (2)**Andhi Akhmad Ismail**

(1),(2)*Departemen Teknik Mesin, Sekolah Vokasi, Universitas Gadjah Mada (UGM),  
Sekip Unit 1, Catur Tunggal, Depok, Sleman, Yogyakarta 55281*

\*Email: [budi.basuki@ugm.ac.id](mailto:budi.basuki@ugm.ac.id)

Diterima: 01.11.2019 Disetujui: 15.11.2019 Diterbitkan: 30.11.2019

### **ABSTRACT**

*Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) is a biomedical polymer applied for orthopedic as hip, knee, ankle and lumbar disc implants. The use of this material is common as a joint component paired with metallic biomaterials such as 316L stainless steel (SS 316L), cobalt chrome alloy (CoCr) dan titanium. This application has a wear problem. UHMWPE implants are commonly made with machining processes, i.e. lathe and milling. The effect of machining is the surface roughness of implant products. Polymer highly elastic in which would induce the deformation of surface asperities during loading and unloading. This phenomenon is determined with a parameter called elastic recovery. The magnitude of elastic recovery relates to the wear of the polymer. This research numerically investigated the effect of metallic biomaterial types on the UHMWPE elastic recoveries. Those metals are CoCr, SS 316L, and titanium. Two-dimensional surface asperity models were loaded with physiological gait loads of hip and knee. Results from computational works showed an insignificant difference of UHMWPE elastic recoveries penetrated by the studied metals. Elastic recovery due to SS 316L with knee gait load is 55.19%, equal to CoCr while other results due to titanium are slightly higher, 55.224%. The difference for all metals is only 0.06 %. Contact pressures are also equal, 38.96 MPa (CoCr), 38.98 MPa (316L and titanium).*

*Keywords: elastic recovery, UHMWPE, surface roughness, SS 316L, CoCr, titanium*

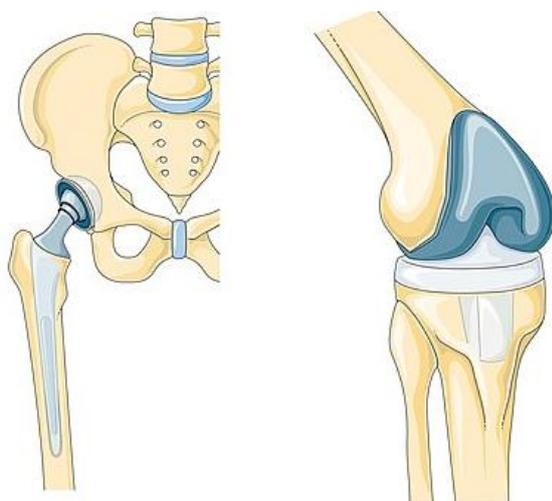
### **ABSTRAK**

*Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) adalah polimer biomedis yang bermanfaat pada bidang orthopedi sebagai implan panggul, lutut, tumit dan tulang punggung. Polimer ini berpasangan dan saling bergesekan dengan biomaterial jenis logam yaitu baja tahan karat 316L, kobalt khrom (CoCr) dan titanium sehingga menimbulkan masalah keausan bahan. Proses pembuatan implan UHMWPE umumnya menggunakan teknik pemesinan seperti bubut dan frais. Salah satu pengaruh dari proses pemesinan pada produk implan adalah kekasaran permukaan bahan. Sifat elastis polimer UHMWPE memungkinkan deformasi dari *asperity* kekasaran permukaan bahan tersebut berubah – ubah selama mendapat beban (*loading*) dan tanpa beban (*unloading*). Hal ini diukur dengan parameter *elastic recovery*. Besaran parameter tersebut terkait dengan keausan bahan. Penelitian ini menyelidiki secara numerik pengaruh jenis bahan logam terhadap nilai *elastic recovery* permukaan UHMWPE. Model *asperity* dua dimensi diberi beban fisiologi panggul dan lutut. CoCr digunakan sebagai referensi bahan logam karena bahan tersebut saat ini paling banyak digunakan untuk produk implan. Hasil komputasi tidak menunjukkan perbedaan nilai *elastic recovery* yang signifikan antara 316L, CoCr dan titanium. *Elastic recovery* 316L setara dengan CoCr yaitu 55,19% sedangkan titanium sedikit lebih tinggi 55,224%. Prosentase perbedaan nilai *elastic recovery* UHMWPE ketika berpasangan dengan ketiga logam tersebut maksimal hanya 0,06 %. Nilai tekanan kontak juga setara yaitu 38,96 MPa (CoCr), 38,98 MPa (316L) dan 38,98 MPa (titanium).*

*Kata Kunci: elastic recovery, UHMWPE, kekasaran permukaan, SS 316L, CoCr, titanium*

## I. Pendahuluan

Orthopedi adalah ilmu medis yang menangani kesehatan dan masalah tulang rangka manusia. Proses penanganan pada kasus akut atau malfungsi anggota rangka tubuh manusia biasanya menggunakan implan. Contoh kasus akut adalah arthritis yaitu penurunan fungsi permukaan tulang yang saling bergesekan dan pelumasnya sehingga terjadi kerusakan serta menimbulkan rasa sakit. Hal ini biasa dialami oleh pasien usia lanjut, kadang juga diderita oleh penderita obesitas. Kasus malfungsi terjadi pada pasien karena kecelakaan dan olah raga ekstrim. Produk implan dirancang meniru fungsi anggota tubuh yang digantikannya. Peran implan menjadi semakin penting ketika dimanfaatkan untuk anggota tubuh bagian bawah misalnya panggul, lutut (**Gambar 1**) dan tumit. Pasien pengguna implan dapat kembali beraktifitas dan produktif. Implan bagian sambungan merupakan produk rakitan dengan komponen-komponen yang saling bergesekan satu sama lain. Berbagai masalah seperti biokompatibilitas, kekuatan dan ketahanan terhadap aus perlu diselesaikan agar implan dapat dipakai dalam jangka waktu yang lama di dalam tubuh manusia. Perkembangan penelitian implan beberapa dekade terakhir cukup signifikan menekan permasalahan tersebut namun persoalan ketahanan aus masih menjadi kendala serius hingga kini. Umur pakai produk implan saat ini antara 15 hingga 20 tahun (**Baena, Wu, & Peng, 2015**).



Gambar 1. Contoh implan panggul (kiri) dan lutut (kanan) (**SMART-Servier Medical Art, 2019**)

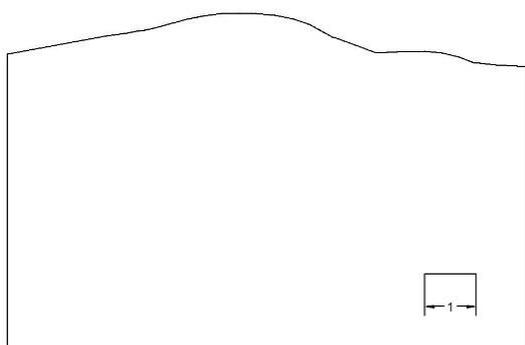
Implan orthopedi dibuat dalam beragam pasangan biomaterial. Berdasarkan jenis bahannya, implant dibuat menggunakan pasangan logam-logam (*metal on metal* atau MOM), logam-polimer (*metal on polymer* atau MOP), keramik-keramik (*ceramic on ceramic* atau COC) dan lain sebagainya. MOP adalah pasangan biomaterial yang paling banyak digunakan. Kemampuan polimer menahan beban kejut, tidak mengalami persoalan korosi dan biokompatibilitas yang baik menjadikan bahan ini cukup ideal. Satu persoalan serius pada polimer serupa dengan persoalan implan secara umum yaitu ketahanan aus. Partikel aus polimer yang umum digunakan yaitu *ultra high molecular weight polyethylene* (UHMWPE) sebenarnya tidak beracun namun apabila jumlah atau volume partikel tersebut cukup banyak maka reaksi organ tubuh di sekitarnya menimbulkan masalah lain. Sistem kekebalan tubuh akan memproduksi *macrophage* untuk menggulung partikel aus karena dianggap sebagai *foreign body* yang harus diisolir dan dibuang bila memungkinkan (**Ingham & Fisher, 2005**). Proses tersebut akan menyerap mineral dari tulang dan jaringan sekitar sehingga implan yang ditanam menjadi longgar dan terjadi kegagalan implan (**Teo & Schalock, 2017**). Pada kasus lain, proses menangani partikel aus pada level sel akan menghasilkan jaringan tambahan yang mengganggu yaitu *pseudo tumor* (**Knahr, 2012**). Biaya yang diperlukan untuk perbaikan atau pemasangan implan pengganti cukup tinggi dan memerlukan penanganan yang rumit.

Implan dengan bahan UHMWPE diproduksi dengan teknik manufaktur menggunakan mesin-mesin perkakas terutama mesin bubut. Hasil proses tersebut berupa produk implan dalam berbagai ukuran dan rupa bentuk sesuai ragam rancangan atau model yang dibutuhkan. Permukaan polimer memiliki kekasaran pada tingkat tertentu sebagai jejak hasil proses pemesinan. Kekasaran permukaan terkait dengan persoalan keausan bahan (**Panin, Kornienko, Buslovich, & Dontsov, 2018**). Pada sisi lain, sifat polimer yang elastis memungkinkan profil mikro permukaan produk implan kembali ke bentuk semula setelah mengalami siklus pembebanan dengan derajat tertentu yang biasa dinyatakan sebagai prosentase *elastic recovery*. Perubahan bentuk profil kekasaran permukaan dapat menjadikan sifat ketahanan ausnya juga berubah. Studi

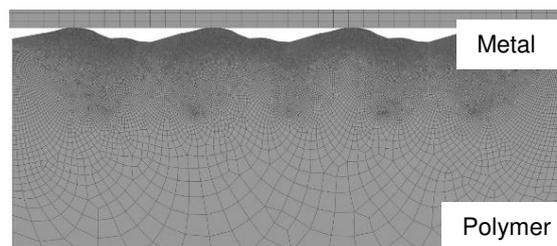
terkait topik ini relatif masih sedikit dilakukan. Perubahan profil permukaan diduga dapat dipengaruhi oleh jenis bahan logam pasangan UHMWPE. Oleh karena itu penelitian ini hendak mempelajari *elastic recovery* permukaan bahan UHMWPE hasil pemesinan ketika berpasangan dengan berbagai bahan logam pada MOP. Bahan – bahan logam tersebut adalah CoCr, baja tahan karat 316L dan titanium yang umum digunakan saat ini.

## II. Bahan dan Metode

Penelitian pengaruh bahan logam terhadap sifat *elastic recovery* permukaan bahan UHMWPE hasil pemesinan untuk kondisi kontak mekanik *metal on polymer* implan orthopedi dilaksanakan menggunakan metode numerik. Algoritma yang digunakan adalah metode elemen hingga yang tersedia pada perangkat lunak *computer aided engineering* (CAE) komersial. Metode elemen hingga populer digunakan pada studi biomedis karena memiliki beberapa kelebihan yaitu mampu dan mudah digunakan untuk memodelkan bentuk kompleks organ tubuh manusia, akurat, *time dependent simulation* sehingga cocok untuk situasi pembebanan dinamis nonlinier serta mudah dalam menentukan kondisi syarat batas (*boundary condition*). Model *asperity* dua dimensi dibuat dengan adaptasi model tiga dimensi permukaan bahan serupa dari Cho dkk. (Cho, Murakami, & Sawae, 2016) seperti tampak pada Gambar 2 dan Gambar 3.



Gambar 2. Model CAD *asperity* 2 dimensi permukaan UHMWPE hasil pemesinan (skala ukuran dalam mikron)



Gambar 3. Model CAE *asperity* permukaan UHMWPE hasil pemesinan

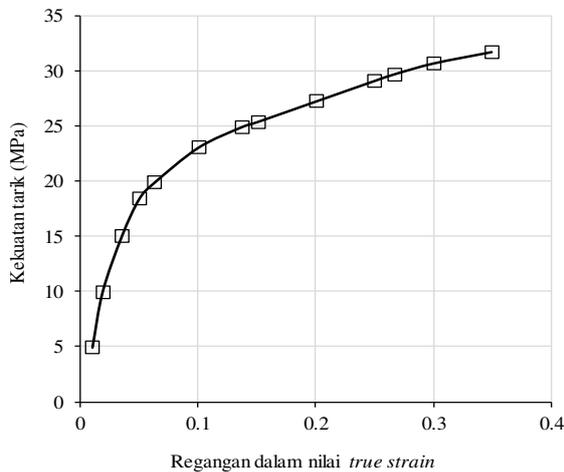
Model tersebut dibuat dengan menggunakan perangkat lunak *Computer Aided Design* (CAD). Ukuran *asperity* adalah satu mikron setara dengan keadaan umum kekasaran permukaan UHMWPE hasil pemesinan produk implan. Berkas model kemudian diekspor menjadi format *drawing exchange format* (DXF) agar mudah diproses dengan perangkat lunak CAE. Analisis model selanjutnya dikerjakan dalam sembilan tahap menggunakan metode numerik elemen hingga (*finite element method*). Mula – mula model disempurnakan lengkap dengan diskretisasi geometrinya dengan proses *meshing*. Tahap kedua berupa pembuatan model material yang hendak disimulasikan yaitu polimer UHMWPE dan tiga jenis biomaterial logam yaitu CoCr, baja tahan karat 316L dan titanium. Data dasar sifat mekanik bahan dimasukkan ke model tersebut (Tabel 1). Khusus bahan polimer yang hendak dianalisis dengan detail, data yang lebih lengkap ditambahkan yaitu sifat *elastoplastic* (Gambar 4). Model material kemudian dikaitkan dengan model geometri (*assignment*).

Tabel 1. Sifat mekanik biomaterial yang diuji

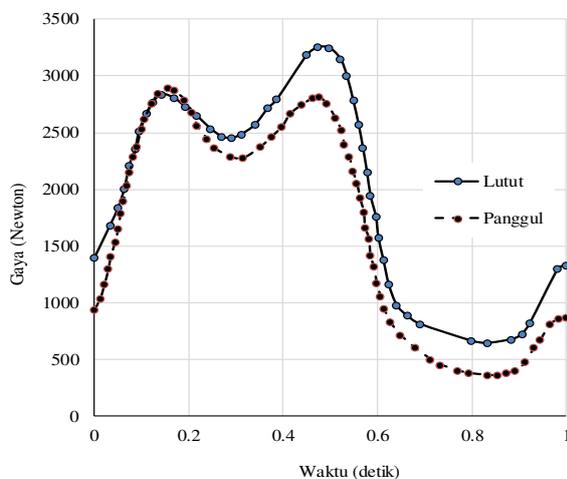
Bahan	Berat jenis (N/mm <sup>3</sup> )	Modulus elastisitas (GPa)	Poisson ratio
UHMWPE	0,9	0,8	0,46
CoCr	8,3	210	0,3
Baja tahan karat 316L	7,9	190	0,3
Ti	4,5	110	0,3

Tahap ketiga adalah perakitan model (*assembly*). Tahap ke empat yaitu penentuan *step* analisis yaitu kondisi statis dengan durasi waktu satu detik. Durasi tersebut adalah kurun waktu yang biasa digunakan pada analisis siklus gait biomekanik langkah berjalan manusia normal. Tahap kelima berupa pengaturan situasi

kontak mekanik antar model polimer dengan model logam (*interaction*). Apabila permukaan dua macam bahan saling kontak, secara numerik perlu ditentukan *master surface* dan *slave surface*. *Master surface* adalah permukaan model yang lebih kaku dan kuat secara mekanik, dalam hal ini adalah permukaan logam. *Master surface* dapat menekan *slave surface*. Kondisi kontak disimulasikan tanpa gesekan (*frictionless*). Tahap keenam adalah menentukan beban (*load*). Pada penelitian ini, dua buah siklus beban pada kondisi manusia berjalan normal dipelajari yaitu siklus beban pada panggul dan pada lutut. Kedua siklus tersebut merujuk pada data dari Bergmann dkk. (Bergmann, Bender, Dymke, Duda, & Damm, 2016) (Bergmann, et al., 2014). Grafik siklus ditunjukkan pada Gambar 5.



Gambar 4. Model material UHMWPE menurut Kang dkk. (Kang, et al., 2017)



Gambar 5. Siklus beban panggul (Bergmann, Bender, Dymke, Duda, & Damm, 2016) dan lutut (Bergmann, et al., 2014)

Beban diaplikasikan pada model logam yang menekan model polimer. Tahap ketujuh adalah penentuan kondisi syarat batas (*boundary condition*). Alas model polimer dikunci agar tidak bergerak translasi dan rotasi ke berbagai arah (*encastre*). Sisi lainnya dan model logam diatur agar hanya bergerak arah vertikal. Tahap kedelapan adalah proses komputasi dengan metode elemen hingga. Proses komputasi menggunakan perangkat komputer dengan *central processing unit* (CPU) empat inti serta memori kerja (*random access memory*, RAM) sebesar 16 *gigabytes*. Tahap kesembilan adalah ekstraksi data hasil komputasi. Data yang diekstrak adalah nilai besaran kontak mekanik dan *stress strain analysis* yaitu tekanan kontak, tegangan kerja pada bahan serta *displacement*. Berdasarkan data – data tersebut, nilai *elastic recovery* (*e*) dapat dihitung dan kekuatan bahan dianalisis. Persamaan yang digunakan adalah sebagaimana dalam Rumus 1 (Cho, Murakami, & Sawae, 2016).

$$e = \frac{h'}{h - h'} \times 100 \% \quad (1)$$

Dimana *h* dan *h'* adalah tinggi *asperity* sebelum *loading* dan setelah *unloading*.

### III. Hasil dan Pembahasan

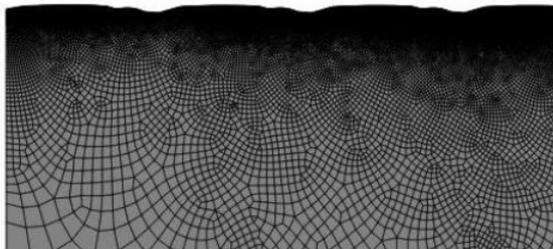
Proses komputasi menghasilkan data nilai *elastic recovery* yang rendah (Tabel 2) dibandingkan data dari Cho dkk. (Cho, Murakami, & Sawae, 2016) yang nilainya rata-rata 65,4%. Perbedaan tersebut diakibatkan oleh pendekatan pembebanan terhadap polimer pada Cho dkk. (Cho, Murakami, & Sawae, 2016) adalah *quasi static* dengan kedalaman penetrasi 0,25 mikron. Beban pada penelitian ini langsung menggunakan siklus beban dinamis gait panggul dan lutut (Gambar 5).

Tabel 2. Nilai *elastic recovery* untuk kondisi pembebanan panggul dan lutut

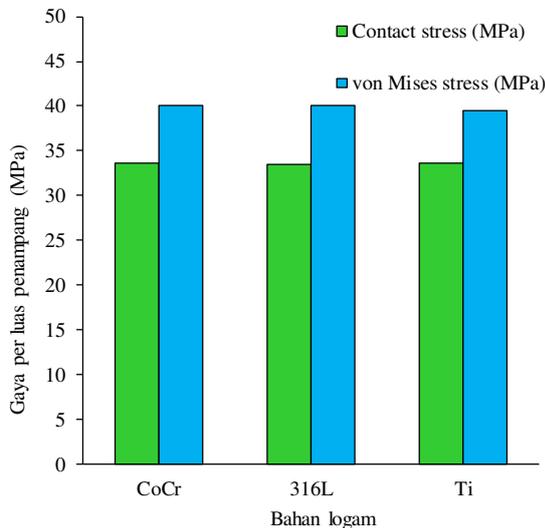
Bahan Logam	Beban panggul (%)	Beban lutut (%)
CoCr	44,709	55,191
Baja tahan karat 316L	44,709	55,191
Ti	44,736	55,224

Kondisi permukaan polimer pasca beban (*unloading*) nampak secara visual mengalami deformasi plastis (Gambar 6). *Asperity height* tidak kembali ke bentuk semula (Gambar 3).

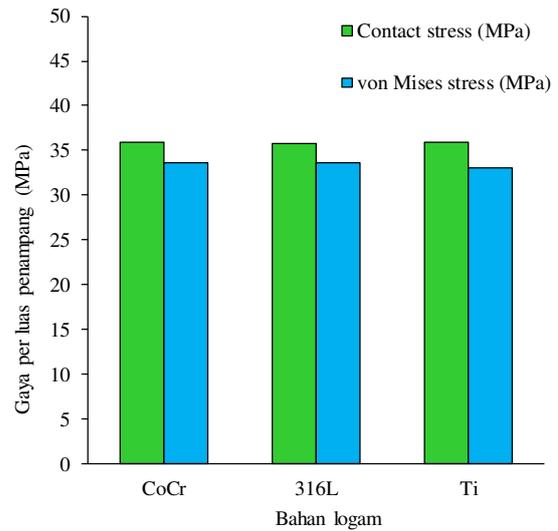
Hal ini selaras dengan perolehan nilai tekanan kontak dan tegangan Von Mises (**Gambar 7** dan **Gambar 8**). Tekanan kontak hasil beban lutut berkisar antara 38,95 MPa hingga 38,98 MPa untuk semua jenis logam. Pada beban panggul, tekanan kontak antara 35,77 hingga 35,88 MPa. Besarnya tekanan kontak akan menghasilkan tegangan kerja yang cukup tinggi pada bahan polimer. Tegangan von Mises sebesar antara 39,46 MPa hingga 40,13 MPa untuk beban lutut dan antara 33,1 MPa hingga 33,67 MPa. Nilai tegangan von Mises menjadi patokan kondisi elastis, luluh atau plastis bahan. Nilai tegangan hasil dua siklus beban panggul dan lutut jauh diatas nilai tegangan luluh polimer yaitu 20 MPa (**Gambar 4**). Secara kuantitatif cukup jelas bahwa pada level mikro, permukaan bahan polimer mengalami deformasi plastis.



Gambar 6. Kondisi permukaan UHMWPE saat unloading



Gambar 7. Luaran besaran tekanan kontak dan tegangan kerja yang diderita bahan UHMWPE untuk beban lutut



Gambar 8. Luaran besaran tekanan kontak dan tegangan kerja pada bahan UHMWPE untuk beban panggul.

#### IV. Kesimpulan

Pengaruh jenis bahan logam tidak signifikan pada pemodelan dan simulasi mikro kondisi kontak *metal on polymer* menggunakan UHMWPE. Besaran *elastic recovery* hasil pembebanan lutut untuk baja tahan karat 316L, paduan CoCr dan titanium berkisar antara 55,19 % hingga 55,224 %. Hasil untuk pembebanan panggul juga relatif setara yaitu antara 44,709 % hingga 44,736 %. Prosentase perbedaan nilai *elastic recovery* UHMWPE ketika berpasangan dengan ketiga logam tersebut maksimal hanya 0,06 %. Nilai tekanan kontak dari semua jenis logam juga setara yaitu antara 38,95 MPa hingga 38,98 MPa untuk beban lutut dan antara 33,55 MPa hingga 33,67 MPa untuk beban panggul.

#### Ucapan Terima Kasih

Penelitian ini terselenggara berkat bantuan dari berbagai pihak. Terima kasih disampaikan kepada Departemen Teknik Mesin dan Industri, Fakultas Teknik, UGM yang telah menyelenggarakan pelatihan penggunaan perangkat lunak elemen hingga, Laboratorium CNC dan CAM serta Laboratorium Metrologi, Departemen Teknik Mesin, Sekolah Vokasi, UGM atas dukungan mesin perkakas serta perangkat pengukur kekasaran permukaan bahan.

### Daftar Pustaka

- Baena, J. C., Wu, J., & Peng, Z. (2015). Wear Performance of UHMWPE and Reinforced UHMWPE Composites in Arthroplasty Applications: A Review. *Lubricants*, 3(2), 413-436. doi:<https://doi.org/10.3390/lubricants3020413>
- Bergmann, G., Bender, A., Dymke, J., Duda, G., & Damm, P. (2016). Standardized Loads Acting in Hip Implants. *PLOS ONE*, 11(5), e0155612 (1-23). doi:<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0155612>
- Bergmann, G., Bender, A., Graichen, F., Dymke, J., Rohlmann, A., Trepczynski, A., . . . Kutzner, I. (2014). Standardized Loads Acting in Knee Implants. *PLOS ONE*, 9(1), e86035 (1-12). doi:<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0086035>
- Cho, C., Murakami, T., & Sawae, Y. (2016). Influence of Elastic Recovery of Machining Surface Asperities on the Contact Stress and Plastic Strain of Polyethylene Tibial Insert in Virgin Knee Prosthesis. *Tribologi Online*, 11(2), 320-325. doi:<https://doi.org/10.2474/trol.11.320>
- Ingham, E., & Fisher, J. (2005). The role of macrophages in osteolysis of total joint replacement. *Biomaterials*, 26(11), 1271-1286. doi:<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.04.035>
- Kang, K.-T., Son, J., Kim, H.-J., Baek, C., Kwon, O.-R., & Koh, Y.-G. (2017). Wear predictions for UHMWPE material with various surface properties used on the femoral component in total knee arthroplasty: a computational simulation study. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 28, 105. doi:<https://doi.org/10.1007/s10856-017-5916-5>
- Knahr, K. (2012). *Total Hip Arthroplasty: Wear Behaviour of Different Articulations*. Berlin: Springer.
- Panin, S. V., Kornienko, L. A., Buslovich, D. G., & Dontsov, Y. V. (2018). The Role of Permolecular Structure in the Tribomechanical Performance of Extrudable Polymer Components of Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene. *AIP Conference Proceedings*, 2053(1), 020009. doi:<https://doi.org/10.1063/1.5084355>
- SMART-Servier Medical Art. (2019). *SMART-Servier Medical Art*. Retrieved Nov 2019, from SERVIER: <https://smart.servier.com/>
- Teo, W. Z., & Schalock, P. C. (2017). Metal Hypersensitivity Reactions to Orthopedic Implants. *Dermatology and Therapy*, 7(1), 53-64. doi:<https://doi.org/10.1007/s1355>