

Analisis Karakteristik Material UHMPWE dan PEEK untuk Implan Sendi Pinggul

Tresna Priyana Soemardi^{1#}, Agri Suwandi², Anwar Soefi Ibrahim³

¹Departemen Teknik Mesin, Universitas Indonesia
Kampus Baru UI Depok Jawa Barat 16424, Indonesia

²Jurusan Teknik Mesin, Universitas Pancasila
Srengseng Sawah Jagakarsa Jakarta 12640, Indonesia

³Departemen Fisika Medis, Universitas Indonesia
Jl. Salemba Raya 4 Kampus UI Salemba Jakarta Pusat 10430, Indonesia

#tsoemardi@eng.ui.ac.id

Abstrak

Material merupakan hal yang penting untuk keberhasilan suatu siklus proses operasi implan. Pemilihan material yang bio-kompatibel, kuat, dan aman menjadi hal utama dalam perkembangan industri alat kesehatan di Indonesia. Tulisan ini akan membahas tentang analisis karakteristik material *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (UHMPWE) dan *Polyether Ether Ketone* (PEEK) sebagai pilihan material implan, khususnya sendi pinggul. Metode yang digunakan dalam penelitian ini adalah metode eksperimental. Ada lima pengujian yang dilakukan untuk mendapatkan karakteristik dari material UHMWPE dan PEEK, yaitu uji kekerasan, uji tarik, uji keausan, uji TGA, dan uji EDS. Berdasarkan hasil pengujian nilai kekerasan untuk UHMWPE rata-rata $58,6 \pm 0,5$ Shore D, sedangkan untuk PEEK memiliki nilai rata-rata $81,6 \pm 0,5$ Shore. Untuk uji tarik, material UHMWPE (18,30 MPa) memiliki nilai rata-rata *tensile strength* yang lebih rendah dari PEEK (97,41 MPa), nilai rata-rata *Young's modulus* UHMWPE (2,7 GPa) lebih rendah dari pada PEEK (3,6 GPa), dan *elongation at break* pada material PEEK (47%) lebih rendah dari UHMWPE (99,41%). Pada uji keausan, material UHMWPE banyak menghasilkan geram (debris) yang masih menempel pada permukaan sampel akibat gesekan yang terjadi, namun sebaliknya untuk material PEEK. Material PEEK lebih tahan degradasi hingga suhu 600°C dibandingkan dengan UHMWPE berdasarkan uji TGA. Dari uji EDS, material UHMWPE mengandung unsur kalsium (Ca) yang sesuai dengan unsur pada tulang.

Kata kunci: UHMWPE, PEEK, implan, sendi pinggul

Abstract

Material is essential for the success of an implant operation cycle. Selection of bio-compatible, strong, and safe materials is the main thing in the development of the medical device industry in Indonesia. This paper will discuss the analysis of the material characteristics of *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (UHMPWE) and *Polyether Ether Ketone* (PEEK) as the choice of implant material, especially the hip joint. The method used in this study is an experimental method. There are five tests carried out to obtain the characteristics of UHMWPE and PEEK materials, namely hardness test, tensile test, wear test, TGA test, and EDS test. Based on the test results, the average hardness value for UHMWPE is 58.6 ± 0.5 Shore D, while for PEEK it has an average value of 81.6 ± 0.5 Shore. For the tensile test, UHMWPE material (18.30 MPa) has an average tensile strength value that is lower than PEEK (97.41 MPa), the average value of *Young's modulus* UHMWPE (2.7 GPa) is lower than PEEK (3.6 GPa), and the *elongation at break* in PEEK material (47%) is lower than UHMWPE (99.41%). In the wear test, the UHMWPE material produced a lot of debris which was still attached to the sample surface due to friction, but the opposite was true for PEEK material. PEEK material is more resistant to degradation up to 600°C compared to UHMWPE based on the TGA test. From the EDS test, UHMWPE material contains calcium (Ca) which corresponds to the elements in bone.

Keywords: UHMWPE; PEEK; implant; hip joint

I. PENDAHULUAN

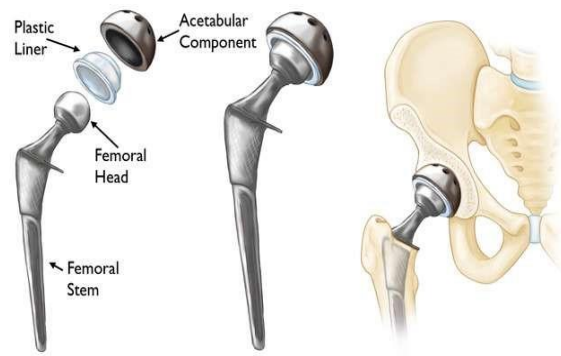
Seiring dengan kemajuan di bidang ekonomi dan kesehatan, maka harapan usia hidup bagi

masyarakat Indonesia akan bertambah. Penyakit degeneratif yang sering menyerang pasien-pasien di usia tua adalah penyakit osteoarthritis yang menyerang sendi-sendi di berbagai bagian tubuh.

Salah satu sendi yang sering terkena adalah sendi pinggul. Keluhan-keluhan yang timbul dapat berupa rasa sakit yang berat dan sering menimbulkan gangguan gerak dan ketergantungan pada alat penyangga atau bantuan orang lain. Salah satu pengobatan yang diberikan adalah tindakan operasi dengan mengganti sendi pinggul dengan bahan buatan yang akan terpasang secara permanen. Prosedur operasi dengan mengangkat tulang rawan dan tulang pada sendi pinggul yang rusak dan menggantinya dengan komponen buatan disebut penggantian total sendi pinggul (*Total Hip Joint Arthroplasty*).

Arthroplasti sendi pinggul saat ini adalah salah satu prosedur yang paling banyak dilakukan dalam praktik ortopedi di Amerika Serikat. Sejak diperkenalkan di negara ini pada tahun 1969, telah terbukti sangat berhasil dalam menghilangkan rasa sakit dan memulihkan fungsi pinggul terkena penyakit seperti osteoarthritis [1]. Diperkirakan sekitar 170.000 arthroplasti sendi pinggul total dilakukan setiap tahun di negara ini dan sekitar 300.000 dilakukan di seluruh dunia. Namun, di Indonesia data pasien *Total Hip Joint Arthroplasty* sampai saat ini dipublikasikan hanya berjumlah 106 pasien dari tahun 2008-2012 [2].

Akan tetapi tampaknya jumlah pasien yang ditangani belum memadai oleh karena beberapa hal antara lain karena besarnya biaya yang diperlukan untuk menjalankan operasi. Tingginya biaya itu disebabkan antara lain karena komponen untuk sendi pengganti harganya mahal dan masih harus diimport dari luar negeri. Selain itu prosedur operasi dapat menimbulkan komplikasi lanjut antara lain terjadinya robekan dari permukaan sendi buatan, sendi buatan yang menjadi longgar bahkan dapat lepas, adanya iritasi bahkan infeksi pada tubuh akibat material yang tidak kompatibel [3], sehingga sering kali dilakukan operasi ulangan untuk mengatasi hal-hal tersebut [4]. Selain itu, mengupayakan agar pemasangan sendi antara bagian-bagiannya harus lebih cocok, yang dalam hal ini sering kurang optimal karena ukuran yang tersedia merupakan ukuran standar luar negeri. Dengan demikian pembuatan komponen-komponen yang lebih sesuai yang dibuat secara individual akan mengurangi komplikasi-komplikasi yang mungkin terjadi [5]. Upaya-upaya lain yang dilakukan untuk mengatasi komplikasi lanjut tersebut antara lain dengan penggunaan material yang lebih kompatibel dengan tubuh pengguna. Menurut Sari [3], akibat dari penggunaan material yang tidak kompatibel dapat menimbulkan reaksi hipersensitivitas, yang dapat berakibat pada imunitas sistemik.



Gambar 1. Total hip joint arthroplasty [6]

Gambar 1 memperlihatkan struktur dari implan sendi pinggul. Sendi pinggul yang normal adalah sendi bola dan *socket* (rongga). *Socket* adalah tulang pelvis yang "berbentuk mangkok" yang disebut acetabulum. Bola adalah kepala dari tulang paha. Penggantian total sendi pinggul melibatkan pengangkatan dari bola dan *socket* yang rusak secara operatif dan menggantikannya dengan bola dan batang metal (*stem femoral*) yang dimasukkan kedalam tulang paha dan mangkok plastik buatan [7]. Komponen-komponen buatan tersebut disebut sebagai "*prostheses*". Setelah memasukan *prostheses* kedalam rongga tulang paha, kemudian di fiksasi dengan semen tulang yang disebut *methylmethacrylate*. Sebagai alternatif, dapat digunakan *prostheses* "tanpa semen" yang mempunyai pori-pori mikroskopik yang memungkinkan pertumbuhan tulang dari femur yang normal kedalam batang *prostheses* [8]. *Prostheses* pinggul "tanpa semen" ini dirasakan mempunyai durasi yang lebih panjang dan terutama dipertimbangkan untuk pasien-pasien yang lebih muda [9].

Bahan-bahan yang digunakan untuk komponen sendi pinggul buatan umumnya terdiri dari *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (UHMWPE) atau keramik, Titanium alloy atau Cobalt chromium (CoCr) paduan kobalt-krom molibdenum (CoCrMb) atau paduan aluminium vanadium titanium (TiAlV) [10]. UHMWPE memiliki sejarah klinis sebagai biomaterial untuk digunakan di pinggul, lutut, dan (sejak 1980-an), untuk implan tulang belakang. Komponen penggantian sendi secara historis terbuat dari resin "GUR". Bahan-bahan bubuk ini diproduksi oleh Ticona, biasanya diubah menjadi semi-bentuk oleh perusahaan seperti Quadrant dan Orthoplastics, dan kemudian dikerjakan menjadi komponen implan dan disterilisasi oleh produsen perangkat. UHMWPE pertama kali digunakan secara klinis pada tahun 1962 oleh Sir John Charnley dan muncul sebagai bahan bantalan yang dominan untuk penggantian pinggul dan lutut total pada 1970-an. Sepanjang

sejarahnya, ada upaya yang gagal untuk memodifikasi UHMWPE untuk meningkatkan kinerja klinisnya sampai pengembangan UHMWPE pada akhir 1990-an [11].

PEEK adalah *semi-crystalline linear polycyclic thermoplastic* dapat digunakan sebagai pengganti material polimer UHMWPE dalam implan mandibula pada struktur tengkorak wajah [12]. Beberapa penelitian terdahulu telah sampai kepada uji klinis menggunakan PEEK yang dimodifikasi untuk implan tulang belakang telah dilakukan, hanya untuk bagian bantalan saja, tidak untuk bagian yang bergesekan[13].

Saat ini hanya CoCrMb dan TiAlV yang digunakan dalam jumlah yang signifikan. Terdapat banyak bukti teoritis, eksperimental, dan klinis untuk mendukung TiAlV sebagai bahan pilihan untuk batang femur tanpa semen, berdasarkan pada kompatibilitas mekanik dan biokompatibilitas yang baik [10].

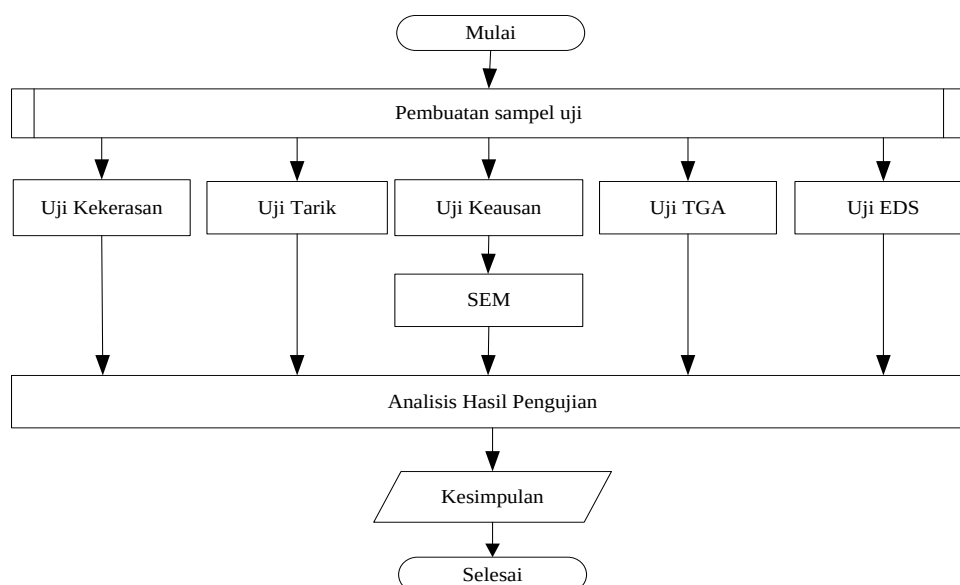
Untuk mangkuk acetabulum (*acetabular cup*) banyak digunakan titanium alloy sedangkan untuk pelapis mangkuk acetabulum (*acetabulum liner*) banyak digunakan UHMW terutama di AS. Selain itu digunakan keramik yang banyak digunakan di Eropa. Di AS banyak digunakan titanium alloy untuk kepala femur sedangkan di Eropa banyak digunakan keramik [8]. Komposisi kepala femur berbahan keramik dan *acetabulum liner* berbahan keramik dinamakan *Ceramic on Ceramic*, sedangkan kepala femur berbahan alloy atau CoCr dan mangkuk acetabulum yang juga berbahan titanium alloy disebut *Metal on Metal*. Untuk femoral stem saat ini hanya CoCrMb dan TiAlV yang digunakan dalam jumlah yang signifikan [14].

Karena tingginya biaya bahan dan teknik, secara ekonomis akan membatasi pengembangan jenis perangkat ini. Perbaikan teknologi dimungkinkan dengan *customize* implan yang dapat diproduksi lebih murah. Berdasarkan, misi Kementerian Kesehatan Tahun 2015-2019 yang tertuang dalam Peraturan Menteri Kesehatan Republik Indonesia Nomor 17 Tahun 2017 Tentang Rencana Aksi Pengembangan Industri Farmasi dan Alat Kesehatan [15], maka terbukanya peluang dari industri manufaktur, khususnya industri alat kesehatan lokal untuk menambah kapasitas dan kemampuan dalam membuat produk atau komponen alat kesehatan buatan dalam negeri.

Penelitian ini merupakan bagian dari *roadmap* penelitian pengembangan implan sendi pinggul buatan dalam negeri. Tulisan ini membahas tentang analisis karakteristik mekanik dari dua material implan jenis polimer, yaitu UHMWPE dan PEEK dengan tujuan untuk mendapatkan pilihan material yang tepat untuk implan sendi pinggul. Pemilihan material PEEK untuk implan yang saling bergesekan merupakan kebaruan dalam penelitian yang dilakukan.

II. METODE PENELITIAN

Untuk mendapatkan karakteristik material UHMWPE dan PEEK sesuai dengan standar medis implan sendi pinggul, maka dilakukan beberapa uji eksperimental, seperti yang tergambar dalam diagram alir penelitian pada Gambar 2. Sebelum dilakukan eksperimental, diperlukan standar pengujian maupun standar sampel yang digunakan diantaranya, yaitu:



Gambar 2. Metode penelitian

1. Sampel uji tarik menggunakan standar ASTM E8.
2. Uji kekerasan menggunakan standar *Hardness Shore D* - ASTM D2240 – 15.
3. Uji keausan menggunakan standar ISO 14242-1:2002.
4. Uji Komposisi Material dengan TGA - ASTM E1131- 08 Reapproved 2014.
5. Untuk uji SEM dan EDS tidak memiliki standar khusus baik metode pengujian maupun bentuk sampel yang dianalisis.

Setelah dilakukan pengujian untuk kedua sampel material, maka tahap selanjutnya adalah melakukan analisis dengan membandingkan atau komparasi terhadap hasil-hasil pengujian yang dilakukan terhadap standar medis implan. Setiap material diperlukan 4 (empat) buah sampel untuk setiap pengujian yang dilakukan.

III. HASIL DAN PEMBAHASAN

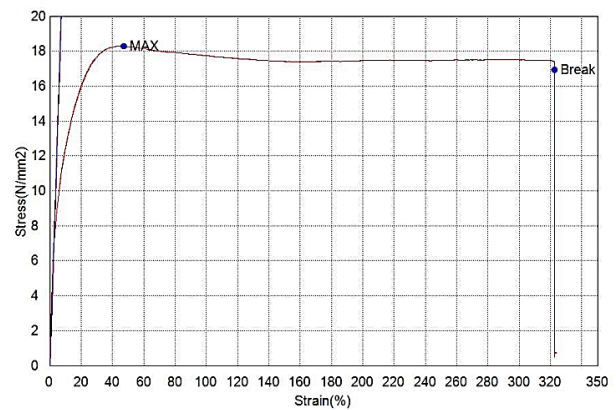
A. Uji Kekerasan

Berdasarkan hasil pengujian kekerasan untuk sampel material UHMWPE dan PEEK, bahwa nilai kekerasan untuk UHMWPE rata-rata $58,6 \pm 0,5$ Shore D, sedangkan untuk PEEK memiliki nilai kekerasan rata-rata $81,6 \pm 0,5$ Shore D. Hal ini menggambarkan bahwa PEEK memiliki tingkat kekerasan rata-rata yang lebih besar dari UHMWPE. Menurut Boyer [16], semakin tinggi nilai kekerasan, maka semakin rendah nilai keausan akibat gesekan yang terjadi pada material.

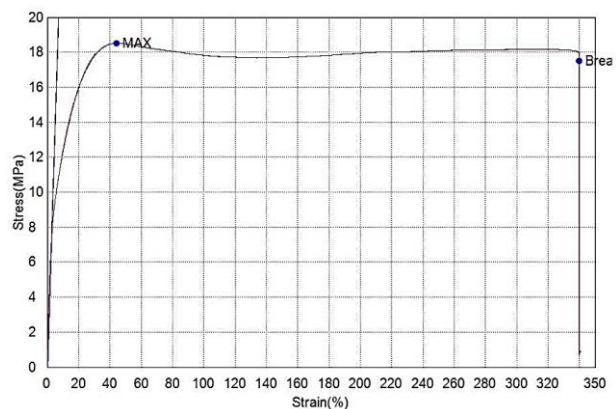
B. Uji Tarik

Gambar 3 memperlihatkan hasil uji tarik sampel dari masing-masing jenis material UHMWPE dan PEEK dengan jumlah masing-masing pengujian sebanyak empat sampel. Gambar 3 merupakan hasil uji tarik dari material UHMWPE untuk empat sampel, sedangkan Gambar 4 memperlihatkan hasil uji tarik dari material PEEK. Sekilas dapat dilihat perbedaan grafik yang diperoleh, bahwa material UHMWPE memiliki waktu patah yang lebih lama atau dengan kata lain memiliki sifat yang lebih elastis dari material PEEK.

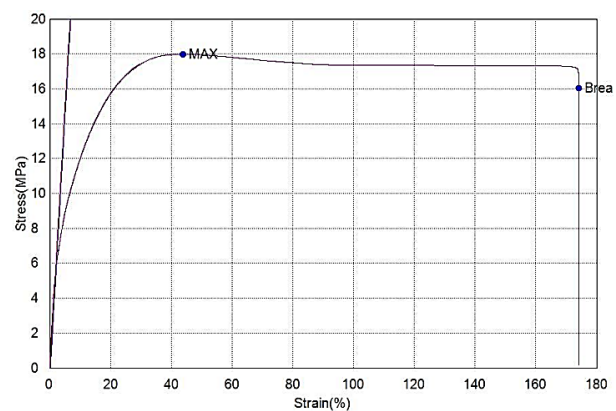
Dari grafik hasil uji tarik pada Gambar 3 dan 4 dapat disimpulkan pada Tabel 1, untuk kedua jenis material, bahwa material UHMWPE (18,30 MPa) memiliki nilai rata-rata *tensile strength* yang lebih rendah dari PEEK (97,41 MPa), sedangkan nilai rata-rata *Young's modulus* UHMWPE (2,7 GPa) lebih rendah dari pada PEEK (3,6 GPa). Sedangkan *elongation at break* pada material PEEK (47%) lebih rendah dari UHMWPE (99,41%). Berdasarkan hasil tersebut, material PEEK masih dinilai lebih baik dalam kekuatan tarik.



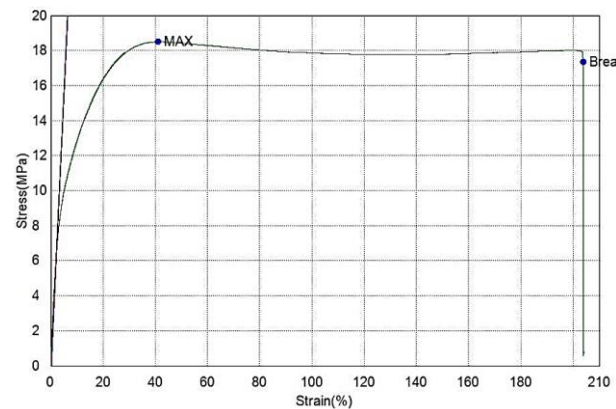
(a) Sampel 1



(b) Sampel 2

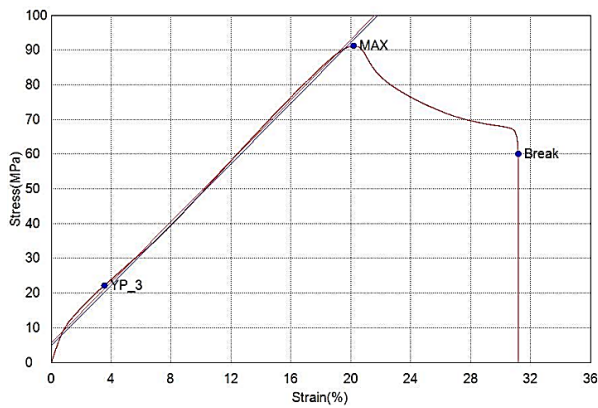


(c) Sampel 3

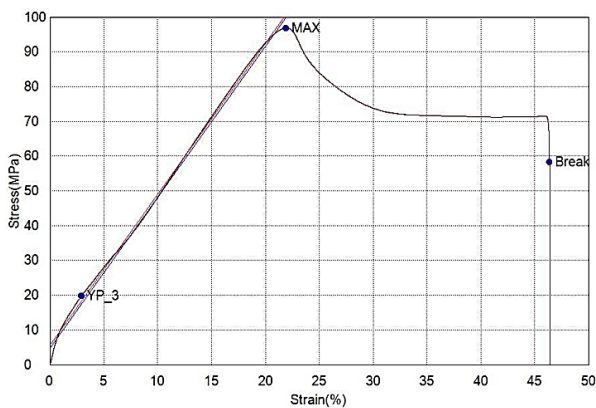


(d) Sampel 4

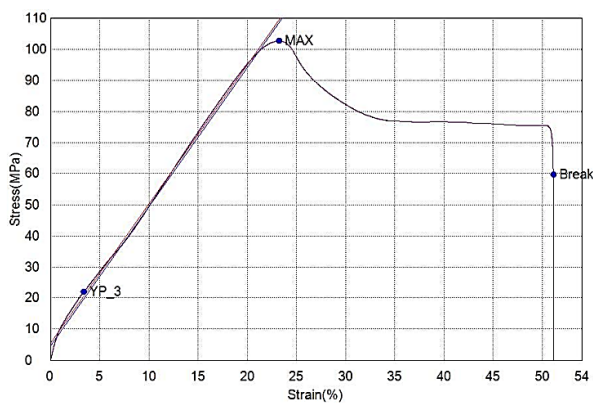
Gambar 3. Grafik hasil uji tarik material UHMWPE



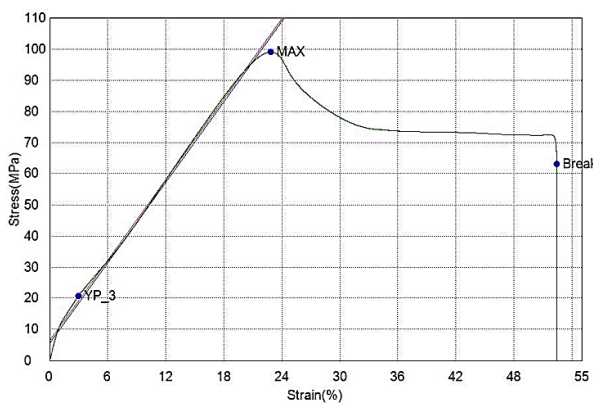
(a) Sampel 1



(b) Sampel 2



(c) Sampel 3



(d) Sampel 4

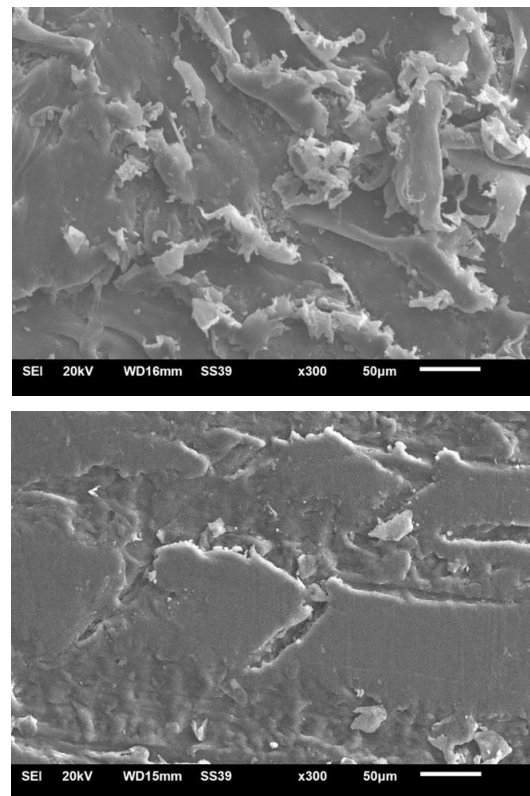
Gambar 4. Grafik hasil uji tarik material PEEK

Tabel 1. Hasil nilai rata-rata pegujian tarik

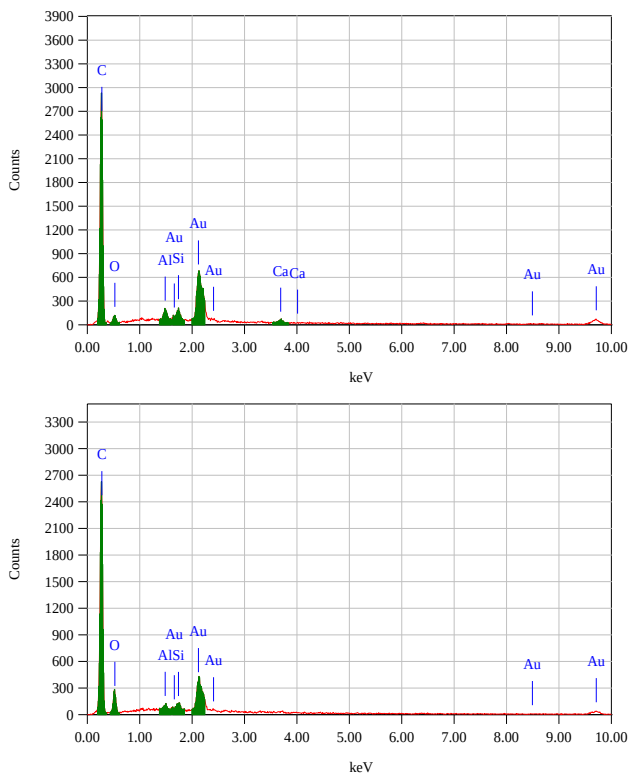
Properti	UHMWPE	PEEK
Young's modulus (GPa)	2,7	3,6
Tensile strength (MPa)	18,30	97,41
Elongation at break (%)	99,41	47,87

C. Uji Keausan

Pengujian keausan yang dilakukan menggunakan alat uji keausan atau *wear test* yang ada di Lab. Perancangan Mekanikal dan Biomekanik Departemen Teknik Mesin FT-UI yang sesuai dengan standar ISO 14242-1:2002. Waktu pengujian yang direncanakan selama 8 jam untuk tiap jenis material sampel. Untuk pengujian per sampel adalah 14,400 cycle, selama 24 jam bergerak tanpa henti dengan batas gerak dari posisi tuas 0° sampai dengan 30° bergerak searah jarum jam lalu tuas kembali diputar berlawanan arah dari posisi tuas 30° kembali ke posisi 0° . Gerakan tersebut adalah gerak satu siklus/cycle untuk pengujian *wear* yang dilakukan. Alat uji *wear* dengan penggerak motor lengkap dengan mekanisme batang engkol penggerak tuas serta *power supply* sebagai pengontrol voltase dan Amper listrik untuk menggerakkan motor DC. Hasil uji keausan dapat dilihat pada Gambar 5.



Gambar 5. Hasil uji keausan material UHMWPE (atas) dan PEEK (bawah)



Gambar 6. Grafik EDS material UHMWPE (atas) dan PEEK (bawah)

Hasil pengujian keausan memperlihatkan bahwa material UHMWPE banyak menghasilkan geram (debris) yang masih menempel pada permukaan sampel akibat gesekan yang terjadi, sedangkan pada untuk material PEEK, debris tidak tampak pada permukaan. Hal ini menandakan material UHMWPE merupakan material yang memiliki karakter melunak jika terkena panas akibat gesekan [17], sedangkan PEEK langsung menjadi partikel kecil jika terkena panas [18]. Berdasarkan analisis visual langsung, debris menjadi sepihan halus yang langsung terlepas dari permukaan sampel uji.

D. Uji Thermo Gravimetric Analyzer (TGA)

Berdasarkan hasil analisa dengan TGA sampel UHMWPE hanya mengandung Medium Volatile Matter (Polimer) = 100%. Sementara Sampel PEEK mengandung Medium Volatile Matter = 35,12%, Combustible Matter = 58,89% dan Inorganic Residue = 5,99%. Combustible Matter adalah material organik yang belum terdegradasi sampai suhu 600° C dalam lingkungan gas N₂. Pengujian ini menyatakan bahwa material PEEK memiliki suhu terdegradasi yang lebih tinggi dari material UHMWPE.

E. Uji Energy Dispersive Spectroscopy (EDS)

Gambar 6 memperlihatkan grafik dari hasil Energy Dispersive Spectroscopy (EDS) dari

material UHMWPE dan PEEK. Pada material PEEK yang diuji EDS, tidak mengandung unsur kalsium (Ca), hal tersebut membuat material UHMWPE lebih mudah diterima tubuh, karena unsur Ca sama dengan kandungan pada tulang yang merupakan unsur utama dalam tulang [19].

IV. KESIMPULAN

Berdasarkan hasil seluruh eksperimen, bahwa material UHMWPE dan PEEK memiliki keunggulan dan kelemahan dalam performa untuk digunakan sebagai material implan sendi pinggul yang optimal. Berdasarkan perbandingan karakteristik hasil uji serta standar implan sendi pinggul, maka dapat disimpulkan PEEK dapat dijadikan alternatif jenis material polimer implan selain UHMWPE. Untuk penelitian lanjut perlu dilakukan pengujian *in vitro* lanjut dengan kondisi lingkungan yang relevan, setelah itu dapat dilanjutkan dengan pengujian *in vivo*.

UCAPAN TERIMA KASIH

Kegiatan penelitian, desain dan pengembangan oleh penulis yang dilakukan dalam tulisan ini didukung oleh hibah penelitian Penelitian Terapan Unggulan Perguruan Tinggi dengan kontrak nomor 008/KM/PNT/2018 dari Kementerian Riset Teknologi dan Pendidikan Tinggi Republik Indonesia dan DRPM Universitas Indonesia dengan surat perjanjian pelaksanaan penelitian nomor 511/UN2.R3.1/HKP05.00/2018.

REFERENSI

- [1] I. N. Ackerman *et al.*, "Lifetime Risk of Primary Total Hip Replacement Surgery for Osteoarthritis From 2003 to 2013: A Multinational Analysis Using National Registry Data," *Arthritis Care Res.*, vol. 69, no. 11, pp. 1659–1667, Nov. 2017.
- [2] R. Medistra, "Bedah Tulang: Total Knee Replacement Atasi Osteoarthritis," *Medistra Hospital*, 2017. [Online]. Available: <http://www.medistra.com>.
- [3] D. P. Sari, E. N. Sholihah, and M. K. Herliansyah, "UJI IRITASI MATERIAL COBALT CHROMIUM SEBAGAI MATERIAL DASAR BONE PLATE UNTUK REKONSTRUKSI MANDIBULA," *J. Teknosains*, vol. 7, no. 2, p. 128, Sep. 2018.
- [4] E. A. Brembo, H. Kapstad, S. Van Dulmen, and H. Eide, "Role of self-efficacy and social support in short-term recovery after total hip replacement: A prospective cohort study," *Health Qual. Life Outcomes*, vol. 15, no. 1, Apr. 2017.
- [5] A. Suwandi, G. Kiswanto, W. Kusumaningsih, and T. P. Soemardi, "Research – Design &

- Development of Fast Customized Manufacturing for Prostheses TKR Based on Rapid Prototyping,” *Adv. Mater. Res.*, vol. 980, pp. 243–247, Jun. 2014.
- [6] American Academy of Orthopaedic Surgeons (AAOS), “Orthoinfo: American Academy of Orthopaedic Surgeons,” 2017. [Online]. Available: <http://orthoinfo.aaos.org/en/treatment/total-hip-r>.
- [7] M. C. Sekhar, G. U. M. Rao, V. B. Neeharika, and K. Satyanarayana, “Design and Analysis of Artificial Hip Joint,” *Int. J. Eng. Manag. Res.*, vol. 7, no. 4, pp. 305–312, 2017.
- [8] S. Agarwala, M. Vijayvargiya, and S. Chaudhari, “Restoring Natural Hip Movements with Large Head (Ceramic on Ceramic) Total Hip Replacement: Experience of Our 150 Patients over 6 Years,” *Open J. Orthop.*, vol. 07, no. 12, pp. 414–427, Dec. 2017.
- [9] M. M. Ardestani, P. P. Amenábar Edwards, and M. A. Wimmer, “Prediction of Polyethylene Wear Rates from Gait Biomechanics and Implant Positioning in Total Hip Replacement,” *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 475, no. 8, pp. 2027–2042, Aug. 2017.
- [10] M. Al-Hajjar *et al.*, “Wear of composite ceramics in mixed-material combinations in total hip replacement under adverse edge loading conditions,” *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.*, vol. 105, no. 6, pp. 1361–1368, Aug. 2017.
- [11] S. Bauer, P. Schmuki, K. von der Mark, and J. Park, “Engineering biocompatible implant surfaces Part 1: Materials and Surfaces,” *Prog. Mater. Sci.*, vol. 58, no. 3, pp. 261–326, 2013.
- [12] A. S. Ibrahim, C. Badri, B. S. Latief, S. K. Wijaya, V. Sutarmo, and A. Suwandi, “Polyetheretherketone (PEEK) for making bone implants in maxillofacial reconstruction surgery,” *J. Teknol. Informati-Aiti*, vol. 14, no. 2, pp. 150–155, 2017.
- [13] S. M. Kurtz and J. N. Devine, “PEEK Biomaterials in Trauma, Orthopedic, and Spinal Implants Biomaterials. Author manuscript; available in PMC 2008 November;28(32): 4845–4869.” 2008.
- [14] M. Wyatt, C. Frampton, and G. Hooper, “Is stem design important in uncemented total hip replacement to decrease subsidence in obese patients?,” *Ann. Jt.*, vol. 2, pp. 50–50, Aug. 2017.
- [15] N. F. Moeloek, *Peraturan Menteri Kesehatan Nomor 17 tahun 2017 tentang Rencana Aksi Pengembangan Industri Farmasi dan Alat Kesehatan*. 2017, p. Kementerian Kesehatan Republik Indonesia.
- [16] B. Boyer, T. Neri, J. Geringer, A. Di Iorio, R. Philippot, and F. Farizon, “Understanding wear in dual mobility total hip replacement: first generation explant wear patterns,” *Int. Orthop.*, vol. 41, no. 3, pp. 529–533, Mar. 2017.
- [17] P. Massin and S. Achour, “Wear products of total hip arthroplasty: The case of polyethylene,” *Morphologie*, vol. 101, no. 332, pp. 1–8, 2017.
- [18] S. Mishra and R. Chowdhary, “PEEK materials as an alternative to titanium in dental implants: A systematic review,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 21, no. 1, pp. 208–222, Feb. 2019.
- [19] F. P. Lestari, Y. N. T. I. Kartika, and B. Sriyono, “Pengaruh Waktu Milling pada Paduan Mg-Ca-Zn-Cah2 untuk Aplikasi Implan,” *Maj. Metal.*, vol. 28, no. 2, pp. 73–82, 2013.

