

STUDI IDENTIFIKASI PASANGAN COMMERCIALLY PURE TITANIUM DAN UHMWPE UNTUK APLIKASI MATERIAL IMPLAN LUTUT

Firman Maulana Rusdi ¹⁾ ✉, Arini Dwi Cahyani ²⁾

¹⁾Jurusan Teknik Mesin
Universitas Nusantara PGRI Kediri
Jl. Ahmad Dahlan No.76, Kota Kediri
East Java, Indonesia
firmanmaulana221@gmail.com

²⁾Pendidikan Non Formal
Universitas Negeri Semarang
Sekaran, Gunungpati, Semarang
Central Java, Indonesia
arinicahyani@mail.unnes.ac.id

Abstract

Orthopedics is a science that studies the human body skeleton. This field of science helps patients who experience joint and skeletal problems. One of the problems faced is the need for body frame components to be replaced, for example the knees. This replacement requires a man-made component, namely an implant. Implants can be made from metal, polymer, and ceramic. The biomaterial implant identification process includes X-Ray Diffraction analysis, hardness and tensile testing. XRD testing of CP–Titanium and UHMWPE using the Rigaku XRD tool. CP–Titanium hardness testing uses Vickers micro hardness, while for UHMWPE uses Shore D. CP–Titanium tensile testing uses a universal test machine with JIS Z2201 standards. Another material, namely UHMWPE, is tested using the same equipment as the ASTM D638 standard. The XRD test results for CP - Titanium show peaks of 35.3°, 38.6°, 40.2°, namely the hexagonal structure of the compound element α - Ti. Meanwhile, UHMWPE material shows peaks (110) at 21.66° and (200) at 24.16°. The peak data is an orthorhombic crystal structure, which is characteristic of polyethylene. The CP – Titanium hardness test results show an average hardness of 360.47 VHN. The hardness value of UHMWPE shows an average hardness of 48.5 Shore D. CP - Titanium tensile testing shows a maximum stress value of 534.4 MPa and a maximum strain value of 0.022. The UHMWPE tensile test showed an average maximum stress value of 23.87 MPa and an average maximum strain value of 1.36. The data above shows that the materials tested are CP - Titanium and UHMWPE. Hardness data indicates that these CP – Titanium and polyethylene materials are too soft for applications requiring wear resistance.

Keywords: Identification, CP – Titanium, UHMWPE, Human Body Skeleton, ASTM D638, Polyethylene.

1. PENDAHULUAN

Perkembangan zaman yang semakin meningkat tinggi dan tingkat aktivitas kehidupan manusia yang tinggi tidak lepas dari adanya pertumbuhan dan metabolisme. Kondisi tubuh sangat signifikan untuk terserang penyakit akibat perubahan dari gaya hidup dan pola makan yang tidak sesuai. Penyakit akan menular, menginfeksi tubuh manusia, dan akan menyebabkan kematian. Salah satu penyakit yang dapat menyebabkan kematian adalah

Corresponding Author:

✉ **Firman M. Rusdi**

Received on: 2024-03-05

Revised on: 2024-10-11

Accepted on: 2024-10-20

kegagalan pada tulang. Salah satu kejadian yang menyumbang patah tulang atau fraktur yang cukup tinggi adalah kecelakaan lalu lintas. Jenis kecelakaan yang paling banyak terjadi adalah tabrakan yaitu sekitar 65,6%^[1]. Tim Depkes RI telah melakukan survei terkait prosentase dari dampak atau akibat terjadinya patah tulang. Prosentase yang paling tinggi yaitu sekitar 45% penderita patah tulang mengalami cacat fisik, 25% mengalami kematian, 15% mengalami stres psikologis seperti cemas atau bahkan depresi, dan 10% mengalami kesembuhan dengan baik^[2].

Beban tiba – tiba atau beban berlebih seperti penekukan, pemuntiran, dan penarikan akibat kecelakaan adalah Faktor – faktor yang menyebabkan patah tulang. Tulang yang patah menyebabkan fisik pada manusia terganggu. Kesehatan masyarakat akan menurun akibat patah tulang yang diderita sehingga memerlukan waktu yang tidak singkat untuk proses penyembuhan dan proses fiksasi tulang. Salah satu cara penanganan pada penderita patah tulang adalah dengan pemasangan implan. Implan merupakan peralatan medis yang dibuat untuk menggantikan struktur dan fungsi suatu bagian pada anatomi manusia^[3]. Menurut data Badan Perencanaan Pembangunan Nasional (Bappenas), penduduk Indonesia diperkirakan akan mencapai 273,65 juta jiwa pada 2025. Pada tahun yang sama, angka harapan hidup diperkirakan mencapai 73,7 tahun, meningkat cukup tinggi dari angka 69,0 tahun pada saat ini^[4]. Kebutuhan implan sangat diperlukan oleh manusia untuk melangsungkan kehidupan atau sebagai salah satu upaya penyembuhan. Untuk mempertahankan bentuk tubuh hingga sembuh dilakukan pemasangan material implan.

Pemasangan implan tulang harus memiliki sifat yang mendukung fungsi dan kegunaannya. Sehingga sebelum dibuat dan dipasang harus dilakukan identifikasi kelayakan terlebih dahulu. Proses identifikasi material implan dengan pemeriksaan kelayakan meliputi uji kekerasan, tarik, dan analisa *X-Ray Diffraction* dari material *metal on polymer* (CP-Titanium (titanium murni) dan UHMWPE *polyethylene*). Proses identifikasi dan karakterisasi material dilakukan melalui beberapa pengujian untuk menghasilkan produk yang baik.

1.1. Titanium

Titanium adalah material paling berlimpah keempat di kerak bumi, selain dari aluminium, besi, dan magnesium^[5]. Dalam tabel periodik, unsur kimia Titanium memiliki lambang Ti dan nomor atom 22. Titanium memiliki densitas yang rendah dan kekuatan tinggi, ketahanan korosi yang baik, ketahanan erosi pada media yang berbeda, ketahanan oksidasi yang baik dan kekuatan sedang pada suhu tinggi^[6]. CP - Titanium dapat mengandung sejumlah kecil elemen pengantara termasuk O, N dan H. CP - Titanium tersedia dalam empat kelas, *Grade I* memiliki kandungan O terendah dan kekuatan luluh tetapi daktilitas tertinggi dan *Grade IV* kandungan O tertinggi dan kekuatan tetapi daktilitas terendah^[7]. Tipe *Grade III* dan *IV* digunakan untuk membuat implan fabrikasi untuk digunakan dalam osteosintesis (perbaikan fraktur dan fusi tulang belakang) tetapi kekuatan mekanik (khususnya kekuatan fatik rendah) menghalangi penggunaannya untuk protesa penggantian sendi^[8]. CP -Titanium digunakan untuk implan lutut dimana karakteristiknya cepat membuatnya sangat menarik.

1.2. UHMWPE (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene*)

Rantai molekul UHMWPE mengandung hingga 400.000 atom karbon. Beberapa jenis polietilen (LDPE, LLDPE, HDPE, UHMWPE) yang disintesis dengan berbagai bobot molekul dan rantai. *High Density Polyethylene* (HDPE) adalah polimer linier dengan berat molekul hingga 200.000 g/mol^[9]. UHMWPE sebagai perbandingan memiliki berat

molekul rata-rata viskositas 6.000.000 g/mol. Berat molekul sangat tinggi sehingga tidak dapat diukur secara langsung dengan cara konvensional dan sebaliknya harus disimpulkan dengan viskositas intrinsiknya. Rantai molekul UHMWPE dapat divisualisasikan mencapai satu kilometer tali spaghetti yang kusut. Rantai molekul pada UHMWPE tidak statis, tetapi dengan energi internal (termal), rantai molekul dapat menjadi aktif pada suhu tinggi [10].

Rantai molekul polietilen memiliki kecenderungan untuk berputar tentang ikatan C—C dan membuat lipatan rantai ketika didinginkan di bawah suhu leleh. Rantai lipatan ini, pada gilirannya memungkinkan molekul untuk membentuk daerah teratur seperti lembaran yang dikenal sebagai lamella kristal. Lamella ini tertanam di dalam daerah amorf (tidak teratur) dan dapat berkomunikasi dengan lamella sekitarnya dengan molekul pengikat. Tingkat dan orientasi daerah kristal dalam polietilena tergantung pada berbagai faktor, termasuk berat molekulnya, kondisi pemrosesan, dan kondisi lingkungan (seperti pembebanan) [11].

1.3. Pengujian X-Ray Diffraction

Pembiasan (*diffraction*) sinar-X adalah metode untuk menganalisis padatan kristal. Sinar-X adalah gelombang elektromagnetik yang memiliki panjang gelombang berkisar 1 Å antara sinar gamma (γ) dan sinar *ultraviolet* [12]. Sudut difraksi dapat diturunkan jarak *interplanar* dalam logam [13]. Beberapa bidang atom mengandung kristal. Area-area ini mempengaruhi sifat dan perilaku material. Sampel padatan kristalin ditembak oleh Sinar-X, kemudian dengan mengamati Hukum Bragg, cahaya terdifraksi ke segala arah. Mendeteksi sinar-X yang berbeda dari sampel, detektor bekerja dengan kecepatan sudut yang konstan [14]. Sampel serbuk atau padatan kristal dan partikel kristal yang terkandung di dalam partikel tersebut telah menyusun bidang kisi secara acak. Setiap kelompok bidang kisi mempunyai banyak sudut dengan orientasi sudut tertentu, sehingga difraksi sinar-X sesuai dengan Hukum Bragg [15].

1.4. Pengujian Kekerasan

Kekerasan material dapat dijelaskan sebagai ketahanan bahan terhadap deformasi plastis [16]. Fokus pengujian kekerasan dapat berupa goresan, pantulan, atau lekukan material keras pada permukaan benda uji. Kekerasan tersebut merupakan ketahanan terhadap deformasi dan merupakan ukuran ketahanan terhadap plastis atau deformasi permanen suatu logam [17]. Ukuran kekerasan terbagi menjadi tiga jenis sesuai dengan Cara pengujian yaitu: (1) goresan; (2) lekukan; (3) *rebound*. Uji kekerasan lekukan terdapat berbagai macam, antara lain: pengujian kekerasan *Brinell*, *Vickers*, *Rockwell*, *Knoop*, dan sebagainya.

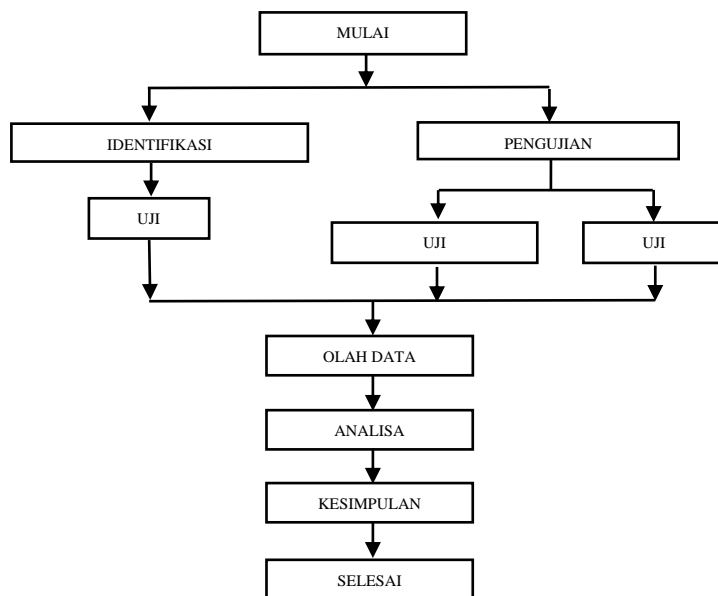
Pengujian kekerasan *Shore Durometer* adalah standar internasional untuk mengukur kekerasan karet dan plastik. *Durometer* biasanya digunakan untuk mengukur kekerasan polimer, elastomer, dan karet [18]. Skala pengujian kekerasan untuk material dengan karakteristik berbeda. Dua timbangan paling umum yang menggunakan sistem pengukuran yang sedikit berbeda adalah timbangan Tipe A dan Tipe D ASTM D2240. Skala A digunakan untuk plastik lunak, sedangkan timbangan D digunakan untuk plastik keras. Sesuai dengan tujuan penggunaan, tes ASTM D2240-00 membutuhkan total 12 permukaan sebagai standar. Tipe A, B, C, D, DO, E, M, O, OO, OOO, OOO-S dan R. Hasilnya adalah skala nilai antara 0 dan 100. Semakin tinggi nilainya, semakin keras materialnya [19].

1.5. Pengujian Tarik

Uji tarik merupakan suatu metode untuk menguji kekuatan material dengan menerapkan beban gaya aksial ^[20]. Uji tarik biasanya dilakukan untuk melengkapi informasi desain dasar tentang kekuatan material dan berfungsi sebagai data pendukung untuk spesifikasi material ^[21]. Beban tarik aksial yang diterapkan pada benda uji dinaikkan secara terus menerus sambil mengamati pemanjangan yang dialami benda uji pada uji tarik ^[22]. Pengukuran perpanjangan benda uji diperoleh dari kurva tegangan regangan rekayasa. Logam pada rentang elastis uji tarik antara beban atau gaya yang diterapkan sebanding dengan perubahan panjang material yang disebut dengan daerah linier atau daerah linier. Kurva hubungan antara panjang dan beban mengikuti hukum *Hooke*, yaitu rasio tegangan terhadap regangan adalah konstan ^[23].

2. METODE

Proses identifikasi bahan implan CP – Titanium dan UHMWPE, secara garis besar dibagi menjadi beberapa tahapan yang dapat dilihat pada Gambar 1.



Gambar 1. Bagan Pelaksanaan Penelitian

Bahan material uji yang digunakan dalam penelitian ini yaitu CP – Titanium dan UHMWPE. Penelitian ini dimulai dari menyiapkan spesimen atau material yang akan diuji. Langkah pertama identifikasi material dilakukan dengan pengujian XRD. Langkah selanjutnya dilakukan proses pengujian kekerasan dan tarik untuk mengetahui sifat mekanis dari biomaterial. Proses pengujian spesimen yang digunakan adalah material serbuk dan padatan. Material serbuk didapatkan dari material padat yang dipotong dan dikikir. *Raw* material padat CP – Titanium memiliki ukuran 55,94 x 21,68 mm dengan ketebalan 4,76 mm. *Raw* material UHMWPE dengan ketebalan 54,3 mm. Proses uji dikerjakan bertempat di laboratorium Bahan Teknik Departemen Teknik Mesin Sekolah Vokasi Universitas Gadjah Mada dan laboratorium XRD UPN Veteran Yogyakarta.

2.1. Pengujian X-ray *diffraction*

Pengujian XRD menggunakan sampel yang telah disiapkan dan diletakkan pada alat uji. Hasil uji XRD tersaji dalam bentuk grafik spektrum dan tabel. Pola difraksi memberikan informasi mengenai sudut-sudut terjadinya difraksi pada atom bahan (2θ) dan besar intensitas yang dihasilkan. Data XRD bertujuan untuk mengetahui kristalinitas dari dua sampel yaitu CP – Titanium dan UHMWPE.



Gambar 2. Mesin Uji XRD Rigaku

2.2. Pengujian Kekerasan

Penelitian bahan CP - titanium menggunakan pengujian kekerasan *vickers*. Metode pengujian ini dipilih karena material yang homogen. *Vickers microhardness* diukur dengan cara menekan indenter ke permukaan material uji dengan beban dari 15- 1000 gf (0,147 N – 9,896 N). Pengujian kekerasan dilakukan pada suhu ruangan, 20°C. Beban penekanan yang digunakan adalah konstan yaitu 0,2 kg (1961 N) untuk semua. Penekanan dilakukan dengan jarak 0,4 mm atau tidak kurang dari tiga kali rata-rata diagonal tiap sudut yang berdampingan. Kecepatan indenter mendekati permukaan spesimen tidak boleh lebih dari 200 $\mu\text{m}/\text{detik}$. Waktu dari awal pemberian gaya hingga pengujian tercapai tidak boleh lebih dari 10 detik. Lama penekanan pada pengujian adalah 5 detik. Hasil pengujian dilaporkan dalam bentuk tabel dan grafik.

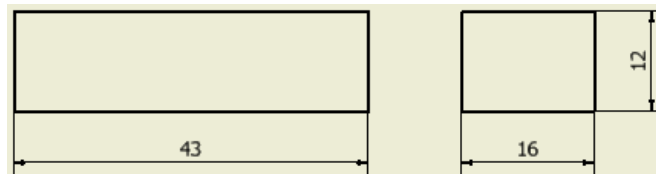


Gambar 3. Mesin Uji Kekerasan *Vickers*

Pengujian kekerasan untuk polimer UHMWPE menggunakan *Shore D Hardness Tester*. Alat berfungsi untuk menunjukkan nilai kekerasan suatu spesimen. Ada beberapa standar pengujian seperti ASTM, JIS (Japan Industrial Standards), dan DIN (Deutsches Institut für Normung). Pengujian kekerasan dilakukan sebanyak lima kali penekanan pada spesimen. Ukuran spesimen UHMWPE yang digunakan untuk pengujian kekerasan terdapat pada Gambar 4.



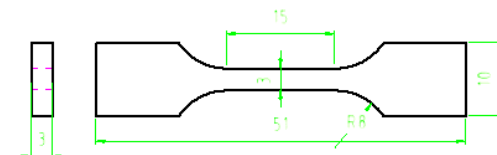
Gambar 4. Alat Uji Kekerasan Shore D



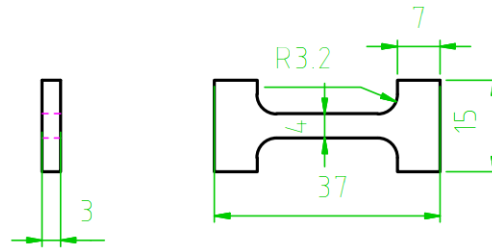
Gambar 5. Spesimen Uji Kekerasan UHMWPE

2.3. Pengujian Tarik

Pengujian tarik dilakukan dengan penambahan beban secara perlahan lahan, sehingga terjadi pertambahan panjang dan membentuk bahan proporsional. Pertambahan panjang elastis akan terjadi sampai titik *propotionality limit* dan mencapai *yield point*. Setelah itu batang uji bertambah panjang secara plastis dan akan mencapai tegangan maksimum hingga benda uji tersebut putus. Batang uji akan mengalami pengecilan penampang setempat dan penambahan panjang terjadi hanya disekitar *necking* tersebut. Pengujian dilakukan dengan mesin uji tarik yang terdapat pada laboratorium Departemen Teknik Mesin Sekolah Vokasi UGM. Pengujian tarik nantinya akan diperoleh sifat mekanik dari material yaitu kekuatan elastis, kekuatan tarik (*Tensile strength*). Spesimen uji tarik untuk CP – Titanium menggunakan standar JIS Z 2201 dan untuk UHMWPE menggunakan standar ASTM D 638 - 02.



Gambar 6. Spesimen Uji Tarik CP-Titanium

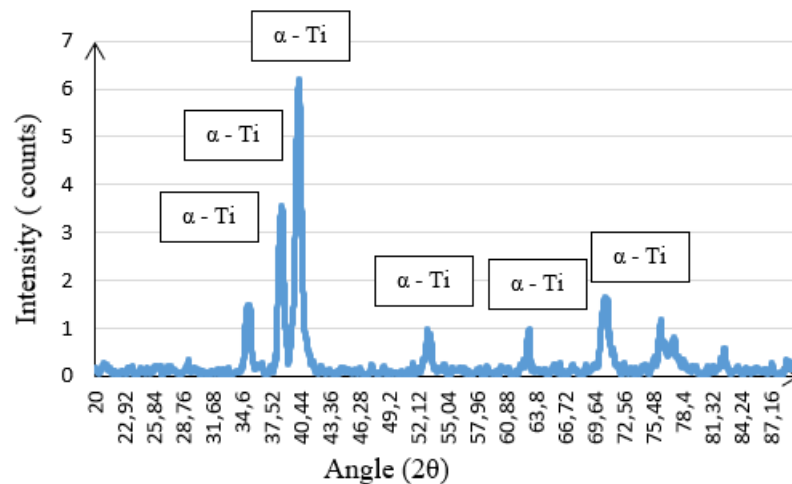


Gambar 7. Spesimen Uji.Tarik UHMWPE

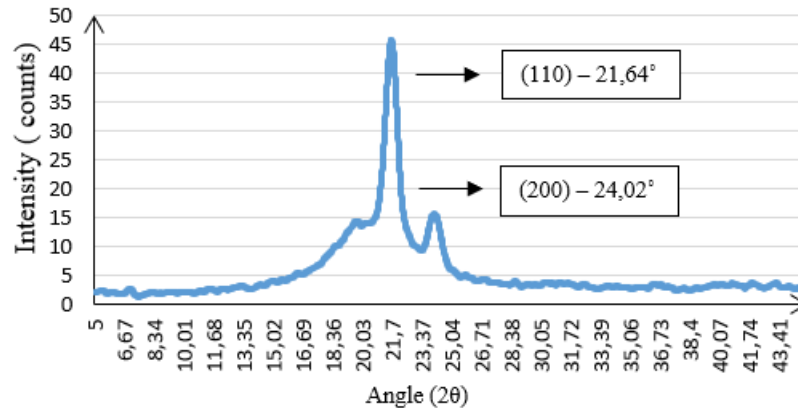
3. HASIL DAN DISKUSI

3.1. Hasil Uji XRD

Hasil uji XRD dilakukan untuk mengetahui fasa kristalin [24]. Sampel yang diuji adalah CP – Titanium dan UHMWPE. Karakterisasi CP - Titanium menggunakan jangkauan sudut 2θ yaitu 20° sampai 90° . Bahan uji XRD lainnya UHMWPE menggunakan jangkauan sudut 2θ yaitu 5° sampai 45° . Data hasil uji XRD berupa spektrum yang merepresentasikan hubungan sudut hamburan (2θ) dengan intensitas puncak spektrum (I). Material yang diuji memiliki struktur kristal, sehingga pola XRD memiliki banyak puncak. Namun apabila *peak* dalam hasil grafik tidak ada, maka material tersebut adalah material *amorf*. Pola difraksi sinar-X CP – Titanium dapat dilihat pada Gambar 8 sedangkan untuk UHMWPE dapat dilihat pada Gambar 9.



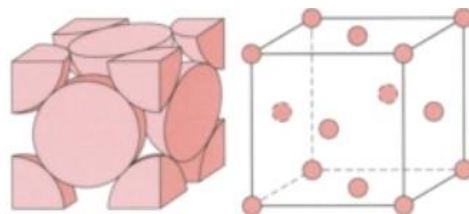
Gambar 8. Grafik XRD CP – Titanium



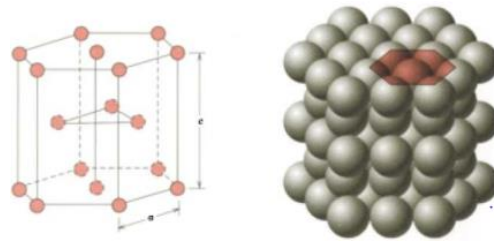
Gambar 9. Grafik XRD UHMWPE

Pola XRD dari CP – Titanium pada puncak 35,3°, 38,6°, 40,2° merupakan fase heksagonal [25]. Menurut Raganya [26] seluruh puncak dari CP – Titanium merupakan fase α dan tidak ada fase ω pada pola XRD yang diamati. Menurut Lee (Nadila, 2015) CP-Ti adalah fase α dan puncak Ti diindeks menggunakan data difraksi JCPDS. Menurut Lee (Nadila, 2015) CP-Ti menunjukkan struktur fase kristal *Hexagonal Close Packed* (HCP) yang konstanta sel satuannya adalah $a = 2.959$ (1) Å dan $c = 4.703$ (1) Å (c / a rasio = 1.589) sesuai dengan literatur JCPDS no. 44-1294. Titanium merupakan material *allotropic* yang mempunyai sel satuan pada temperatur di bawah 882° C berbentuk *hexagonal closed packed* (HCP) yang disebut sebagai fasa α . Temperatur di atas 882°C, sel satuan titanium berubah menjadi *body centered cubic* (BCC) dan disebut sebagai fasa β . Permukaan atas dan bawah sel satuan dari heksagonal dekat dikemas tubuh (HCP) terdiri dari enam atom, yang membentuk segi enam biasa dan mengelilingi atom di tengah. Bidang lain dengan tiga atom tambahan dalam sel satuan terletak di antara bidang atas dan bidang bawah. Enam atom ekuivalen dimiliki oleh setiap sel satuan [34].

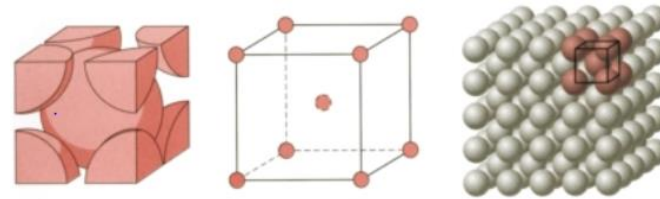
Struktur HCP mempunyai faktor penumpukan 0,74. Gambar 10 menunjukkan struktur HCP. Struktur kubik pemusatan sisi (FCC) termasuk kristal kubus, setiap sudut kubus memiliki atom, dan setiap permukaan / sisi kubus memiliki atom. Struktur FCC mempunyai faktor penumpukan atom yang sama dengan HCP yaitu 0,74 namun, sel atom pada HCP tersusun padat. Struktur heksagonal pada fase α memiliki pengaruh yang penting pada sifat elastis Titanium dan campurannya. CP- Ti mempunyai menunjukkan nilai gesek yang tinggi dan densitas yang relatif kecil sehingga memiliki sifat ulet dan tahan korosi. Gambar 11 memperlihatkan kristal jenis ini. Struktur kubik pemusatan ruang (BCC) mempunyai atom di setiap sudut kubus ditambah sebuah atom didalam kubus, seperti yang ditunjukkan Gambar 12 BCC mempunyai faktor penumpukan atom 0,68.



Gambar 10. Face Centered Cubic (FCC)



Gambar 11. *Hexagonal Close Packed (HCP)*



Gambar 12. *Body Centered Cubic (BCC)*

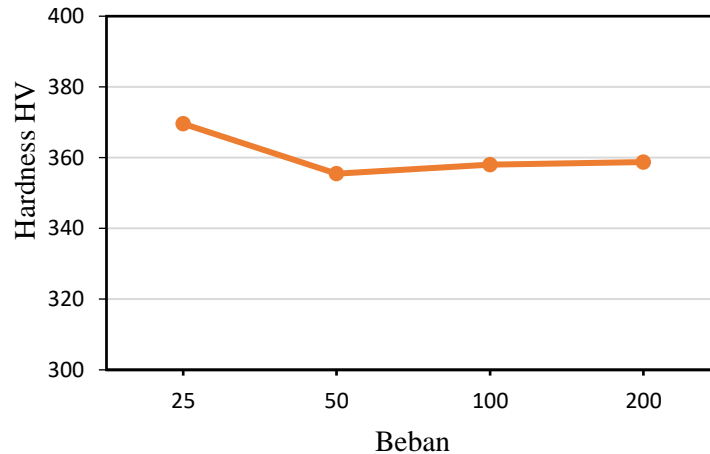
Pola XRD spesimen UHMWPE sesuai dengan fase ortorhombik dari UHMWPE. Grafik menunjukkan *peak* (110) di $21,66^\circ$ dan (200) pada $24,16^\circ$ merupakan bentuk rantai kristal dalam matriks *amorf* [28]. Menurut Stojilovic [28] puncak pada $21,60^\circ$ berhubungan dengan bidang (110) dan puncak pada bidang $24,10$ (200) merupakan struktur ortorombik. Menurut Zamfirova [29] pola XRD menunjukkan bidang 110 dan 200 refleksi ortorombik sel (OR 110 dan OR 200). Pengujian XRD yang telah dilaksanakan oleh peneliti membuktikan bahwa material yang diuji merupakan UHMWPE. UHMWPE merupakan polimer (polietilen) yang membentuk kristal ortorhombik dengan molekul – molekul besar dan linear. Molekul dari polimer membentuk tatanan panjang dan saling bertautan. UHMWPE mempunyai komposisi kimia terdiri dari hidrogen dan karbon. UHMWPE merupakan material yang digunakan dalam bidang ortopedi sebagai bantalan (*tibial tray*) pada sendi lutut buatan. Karakteristik UHMWPE adalah tahan terhadap abrasi.

3.2. Hasil Uji Kekerasan

Pengujian kekerasan dilakukan untuk mengetahui nilai kekerasan pada material. Pengujian tersebut menggunakan alat uji kekerasan *Micro Hardness Vickers*. Pengambilan data dilakukan untuk lima titik setiap variasi beban. Hasil pengujian kekerasan CP – Titanium terdapat pada tabel 1 dan gambar grafik 13. Hasil tersebut yaitu di rata – rata 360,47 VHN merupakan nilai kekerasan yang tidak tinggi, karena sebagai pembanding nilai kekerasan Besi cor putih yaitu 400 – 600 VHN dan *Mild Steel* 210 VHN [30]. Berdasarkan berbagai variasi dan beban di atas nilai kekerasan rata – rata 360,47 VHN ternyata adalah nilai kekerasan tidak tinggi dengan kemudian CP – Ti tidak cocok untuk *surface gliding*.

Tabel 1. Hasil Uji Kekerasan Vickers CP - Titanium

P q(gf)	VHN
25	369,59
50	355,48
100	358,07
200	358,75
Rata-Rata	360,47



Gambar 13. Grafik Uji Kekerasan CP – Titanium

Spesimen uji pada penekanan pertama dilakukan dengan beban 25 gf menunjukkan nilai 369,58 VHN. Penekanan kedua diuji dengan beban 50 gf mendapatkan hasil 355,47 VHN sedangkan di penekanan ketiga diuji dengan beban 100 gf mendapatkan hasil 358,07 VHN. Penekanan keempat diuji dengan beban 200 gf mendapatkan hasil 358,75 VHN. Menurut ^[31] kekerasan CP – Ti menunjukkan nilai 200 VHN. Menurut Rocha et al. (2006) nilai rata – rata *microhardness vickers* CP – Ti adalah 180 VHN. Nilai pengujian kekerasan menunjukkan lebih tinggi dari nilai pembandingan diatas, karena pada saat pengecoran dan pendinginannya terbentuk lapisan keras yang disebut *alpha case*. Berdasarkan hasil pengujian tersebut bahan CP – Ti nampaknya tidak layak untuk aplikasi yang memerlukan ketahanan aus. CP – Ti tidak cocok digunakan sebagai implan apabila tidak mendapatkan *treatment*.

Pengujian kekerasan material UHMWPE dilakukan dengan menggunakan alat *Shore Hardness D* dengan pembebanan di lima titik. Hasil pengujian kekerasan UHMWPE dapat dilihat pada tabel 2 Kekerasan UHMWPE yang diuji menunjukkan nilai rata – rata 48,5 HD. Menurut Panin ^[32], kekerasan UHMWPE yang diuji dengan metode *Shore Hardness D* menunjukkan nilai 55,9 merupakan UHMWPE tipe GUR 4120. Menurut Celanese (2016) dengan nilai kekerasan 57 merupakan UHMWPE tipe GUR 1020 dan GUR 1050. Menurut Smiths Metal Centres ^[33] nilai kekerasan UHMWPE grade 1000 menunjukkan nilai 51. Berdasarkan nilai yang diperoleh pada pengujian ini nilainya dekat dengan UHMWPE jenis ini. Material yang diuji diduga UHMWPE *grade* 1000.

Tabel 2. Hasil Uji Kekerasan *Shore D* UHMWPE

Titik	VHN
1	369,59
2	355,48
3	358,07
4	358,75
5	360,47
Standar qDeviasi	0,79
Rata-Rata	48,5

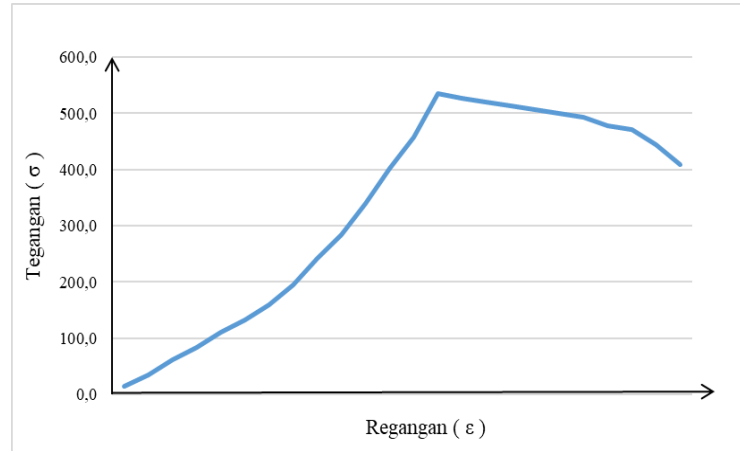
3.3. Hasil Uji Kekerasan

Pengujian tarik bertujuan untuk mendapatkan nilai kuat tarik dari material CP – Titanium. Pengujian dilakukan dengan satu spesimen uji CP – Titanium dengan ukuran panjang total 56,21 mm, lebar 3 mm, tebal 3 mm dan *gauge length* 15 mm untuk dihitung nilai

tegangan dan regangan maksimumnya. Nilai tegangan dan regangan material CP – Titanium dari hasil uji tarik dapat dilihat pada tabel 3 dan gambar grafik 14.

Tabel 3. Hasil Uji Tarik CP – Titanium

Kode Spesimen	Pmax (kN)	Pmax (N)	Teg.Max q(σ)(MPa)	ΔL (mm)	ϵ
CP q-Titanium	4,81	4,810	534,4	0,33	0,022



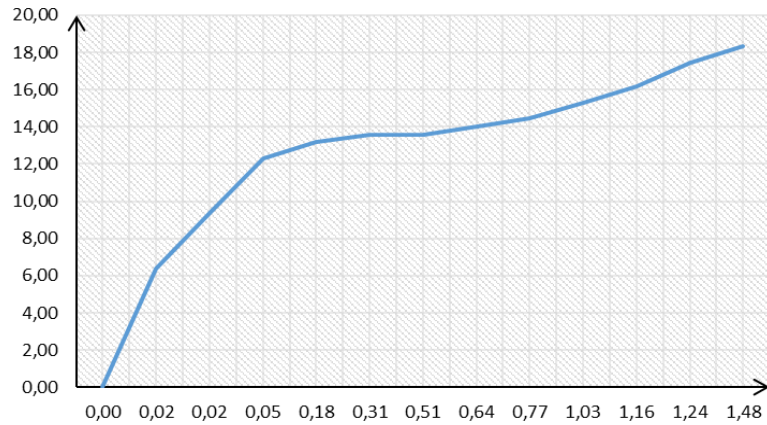
Gambar 14. Grafik *Stress – Strain* CP – Titanium

Hasil dari uji tarik CP – Titanium mendapatkan nilai tegangan maksimal 534,4 MPa. Regangan maksimal dari material CP – Titanium mendapatkan nilai 0,022. Menurut Murphy ^[33] sifat mekanis gaya tarik maksimum material CP – Titanium menunjukkan nilai 550 MPa. Material CP – Titanium yang telah diuji merupakan material titanium yang digunakan untuk biomaterial.

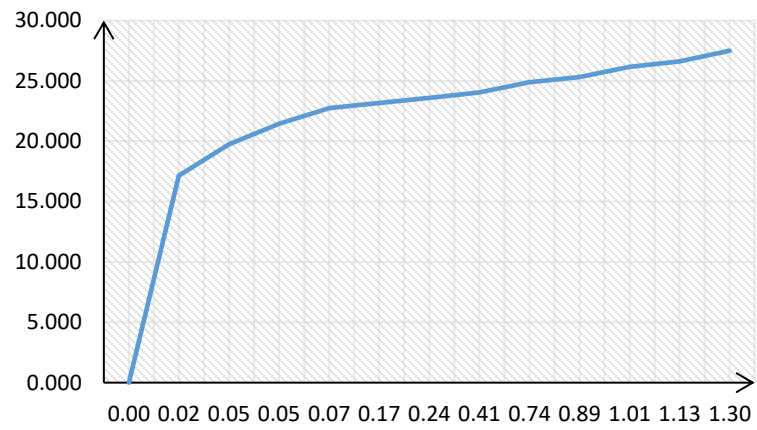
Pengujian tarik material UHMWPE dilakukan dengan menggunakan tiga spesimen dengan ukuran panjang total 51 mm , lebar 4 mm, tebal 3 mm dan *gauge length* 20,4 mm. Hasil pengujian tarik UHMWPE dapat dilihat pada gambar 15,16, 17 dan tabel 4

Tabel 4. Hasil Uji Tarik UHMWPE

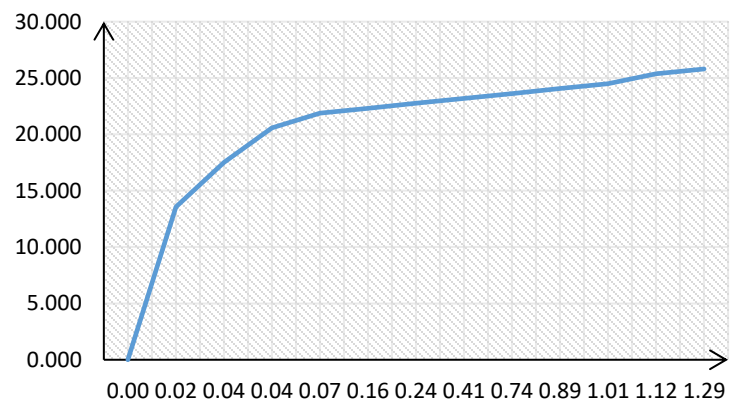
Kode Spesimen	Pmax (kN)	Teg.Max q(σ)(MPa)	ΔL (mm)	ϵ	Keterangan
Spesimen q1	0,22	18,33	30,41	1,48	Data qhasil qpengujian qspesimen q1 qtidak qdapat qdigunakan qkarena qketika qpengujian qmaterial qmengalami qslip qsehingga qnilai qtegangan qmaksimal qyang qdihasilkan qtidak qsesuai qstandar.
Spesimen q2	0,33	27,5	26,81	1,30	
Spesimen q3	0,31	25,83	26,31	1,29	



Gambar 15. Grafik Uji Tarik UHMWPE Spesimen 1



Gambar 16. Grafik Uji Tarik UHMWPE Spesimen 2



Gambar 17. Grafik Uji Tarik UHMWPE Spesimen 3

Pengujian tarik UHMWPE dilakukan sesuai standar ASTM D638. Hasil dari uji tarik UHMWPE spesimen 1 mendapatkan nilai tegangan tarik maksimal 18,33 MPa dan nilai regangan maksimal 1,48. Nilai hasil uji spesimen 2 mendapatkan nilai tegangan tarik maksimal 27,50 MPa dan nilai regangan maksimal 1,30. Hasil uji untuk spesimen 3

UHMWPE didapatkan nilai tegangan tarik maksimal 25,80 MPa dan nilai regangan maksimal 1,29. Menurut Dias ^[10] tegangan tarik maksimal *untreated* UHMWPE menunjukkan nilai 28 MPa. Berdasarkan nilai tersebut UHMWPE tidak mengalami iradiasi.

4. KESIMPULAN

Berdasarkan data hasil penelitian Identifikasi material CP – Titanium dengan pengujian XRD menunjukkan *peak* 35,3°, 38,6°, 40,2° yang merupakan struktur kristal heksagonal. Struktur kristal tersebut merupakan ciri dari material CP – Titanium. Sedangkan, material lainnya yaitu UHMWPE menunjukkan *peak* (110) di 21,66° dan (200) pada 24,16°. Data tersebut menunjukkan senyawa kristal orthorombik. Struktur kristal tersebut merupakan ciri dari *polyethylene*. Hasil pengujian kekerasan CP – Titanium menunjukkan rata – rata kekerasan 360,47 VHN. Data tersebut menunjukkan bahwa bahan CP – Ti nampaknya tidak layak untuk aplikasi yang memerlukan ketahanan aus. CP – Ti tidak cocok digunakan sebagai permukaan implan panggul dan lutut yang saling bergesekan. Nilai kekerasan bahan lainnya yaitu UHMWPE menunjukkan rata – rata kekerasan 48,5 HD, yaitu UHMWPE *grade* 1000. Pengujian tarik CP – Titanium menunjukkan hasil nilai tegangan maksimal 534,4 MPa dan nilai regangan maksimal 0,022. Pengujian tarik untuk biomaterial lainnya yaitu UHMWPE dengan nilai tegangan maksimal 18,33 MPa, 27,5 MPa, dan 25,83 MPa. Sedangkan untuk nilai regangan maksimal diperoleh 1,48, 1,30, 1,29.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] H. Herawati, “Karakteristik Dan Penyebab Kecelakaan Lalu Lintas Di Indonesia Tahun 2012,” *War. Penelit. Perhub.*, vol. 26, no. 3, pp. 133–142, 2014, doi: 10.25104/warlit.v26i3.875.
- [2] R. Risnah, H. R. Risnawati, M. U. Azhar, and M. Irwan, “Terapi Non Farmakologi Dalam Penanganan Diagnosis Nyeri Pada Fraktur: Systematic Review,” *J. Islam. Nurs.*, vol. 4, no. 2, pp. 77–86, 2019.
- [3] C. Sutowo, M. Ikhsan, and I. Kartika, “Karakteristik material biokompetibel aplikasi implan medis jenis bone plate,” *Pros. Semnastek*, vol. 1, no. 1, 2014.
- [4] A. A. Nurshal, W. Widayanti, and S. Dharmmika, “Perbandingan Jarak Tempuh Uji Jalan 6 Menit antara Lansia yang Rutin Senam Lansia dengan Lansia yang Tidak Rutin Senam Lansia,” *Pros. Pendidik. Dr.*, pp. 438–443, 2015, doi: <http://dx.doi.org/10.29313/kedokteran.v0i0.1413>.
- [5] A. Ansyori and R. Saputra, “Pengaruh Diameter Mata Bor Terhadap Tingkat Kehalusan Permukaan Lubang Bor Pada Proses Permesinan Bor Magnesium AZ31,” *J. Tek. Mesin*, vol. 7, no. 1, 2019.
- [6] I. Sukmana, A. Y. E. Risano, M. A. Wicaksono, and R. A. Saputra, “Perkembangan dan Aplikasi Biomaterial dalam Bidang Kedokteran Modern: A Review,” *INSOLOGI J. Sains dan Teknol.*, vol. 1, no. 5, pp. 635–646, 2022, doi: 10.55123/insologi.v1i5.1037.
- [7] W. Suprpto, *Baja dan Aplikasinya*. Universitas Brawijaya Press, 2023.
- [8] M. I. Asskhaaf, H. Nurhadi, and D. Kuswanto, “Rancang Bangun Bio 3D Printer Menggunakan Material Biocompatibel Peek,” *J. Tek. ITS*, vol. 11, no. 2, pp. F29–F34, 2022, doi: 10.12962/j23373539.v11i2.83382.

- [9] A. H. Ritonga and N. Jamarun, "Pembuatan Nanokomposit Karet Alam/Poliolefin/Organobentonit," *J. Kim. SAINTEK DAN Pendidik.*, vol. 3, no. 2, pp. 45–57, 2019.
- [10] N. H. Sari, *Teknologi Papan Komposit Diperkuat Serat Kulit Jagung*. Deepublish, 2019.
- [11] S. Gusty, *Pengantar Fisika Material Metal, Ceramic, Polymer, Composite*. TOHAR MEDIA, 2023.
- [12] S. Jumini, *Fisika Inti*. Penerbit Mangku Bumi, 2018.
- [13] W. D. Callister Jr and D. G. Rethwisch, *Fundamentals of materials science and engineering: an integrated approach*. John Wiley & Sons, 2020.
- [14] A. Jamaludin and D. Adiantoro, "Analisis kerusakan X-ray fluorescence (XRF)," *PIN Pengelolaan Instal. Nukl.*, no. 9–10, 2014.
- [15] T. H. Priyanto and M. J. Li, "Analisis Tekstur Zircaloy-4 Menggunakan Metode William–Imhof–Matthies–Vinel (Wimv)," *Urania J. Ilm. Daur Bahan Bakar Nukl.*, vol. 21, no. 1, 2015, doi: 10.17146/urania.2015.21.1.2256.
- [16] J. Junaidi and A. Irawan, "Analisa Pengujian Kekerasan Material Baja Karbonrendah Dan Besi Menggunakan Metode Uji Brinell," *JITEKH*, vol. 7, no. 2, pp. 57–61, 2019, doi: 10.35447/jitekh.v7i2.725.
- [17] H. S. Rahardjo, "Analisa Karakterisasi Pada Limbah Velg Dan Bokstransmisi Mobil," *TRAKSI*, vol. 10, no. 2, 2010.
- [18] J. R. Rajagukguk and V. S. Willy, "Analisis Ketahanan Seal Pada Batang Hidrolik Excavator Tipe Ec200d," *Baut dan Manufaktur*, vol. 3, no. 02, pp. 31–40, 2021.
- [19] S. Suharwanto and M. Oesman, "Perilaku Kekuatan Geser Balok Beton Mutu Tinggi Dengan Beban Terpusat Statik Pada Balok Tulangan Tunggal Dan Tanpa Tulangan Geser Dengan Berbagi Bentang Geser," *J. Rekayasa Infrastruktur*, vol. 2, no. 2, pp. 163–175, 2016.
- [20] J. B. Park, *Biomaterials science and engineering*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [21] R. E. Smallman and A. H. W. Ngan, *Physical metallurgy and advanced materials*. Elsevier, 2011.
- [22] H. E. Davis, G. E. Troxell, and C. T. Wiskocil, "The testing and inspection of engineering materials," (*No Title*), 1964.
- [23] H. Haslinda, "Analisis Kekuatan Tegangan Geser Pada Baja Karbon Sedang Dari Hasil Sambungan Las Titik," *JNSTA ADPERTISI J.*, vol. 3, no. 2, pp. 29–35, 2023.
- [24] M. Saukani and R. Febrianty, "Analisa Komposisi Fasa Lempung Kalimantan Selatan Berdasarkan Data Difraksi Sinar X," *J. Fis. Flux J. Ilm. Fis. FMIPA Univ. Lambung Mangkurat*, vol. 13, no. 2, pp. 117–120, 2017.
- [25] A. B. Aritonang, P. Parwaty, M. A. Wibowo, P. Ardiningsih, and A. Adhitiyawarman, "Sintesis TiO₂-rGO Dengan Pereduksi Aluminium untuk Fotokatalisis Degradasi Metilen Biru dibawah Irradiasi Sinar Tampak," *Equilib. J. Chem. Eng.*, vol. 6, no. 2, pp. 150–156.
- [26] W. Priyanto, I. D. Sara, and R. S. Lubis, "Studi Simulasi Aerodinamika Airfoil dan Prediksi Performa Pitch Tetap Turbin Angin Poros Tegak (Darrieus) terhadap Output Power untuk Aplikasi Kecepatan Angin Rendah," *J. Nas. Komputasi dan Teknol. Inf.*, vol. 2, no. 1, pp. 1–8, 2019.

- [27] S. D. Nadila, "Studi Eksperimental Pengaruh Perlakuan Panas Annealing, Quenching Media Air Dan Stress Relief Terhadap Kekuatan, Kekerasan Dan Struktur Mikro Tube Condenser Cp-Ti Grade 2," 2015.
- [28] A. Bakhtiar and S. Audina, "Analisis Pengendalian Persediaan Aux Raw Material Menggunakan Metode Min-Max Stock Di Pt. Mitsubishi Chemical Indonesia," *J@ ti Undip J. Tek. Ind.*, vol. 16, no. 3, pp. 161–168, 2021.
- [29] A. Hadi Ismoyo, B. Bandriyana, and P. Parikin, "Pengaruh Implantasi Ion Argon pada Struktur Mikro dan Kekerasan Baja Aisi 430 untuk Bahan Struktur Reaktor," *J. Sains Mater. Indones.*, vol. 17, no. 02, pp. 90–94, 2016.
- [30] A. N. S. HD and S. Widodo, "Peningkatan Sifat Mekanis Besi Cor Kelabu Melalui Proses Tempering," *J. Mech. Eng.*, vol. 2, no. 2, pp. 8–17, 2018.
- [31] H. F. Rohman, G. D. Haryadi, Y. Umardani, and A. T. Hardjuno, "Pengaruh Proses Heat Treatment Annealing Terhadap Struktur Mikro Dan Nilai Kekerasan Pada Sambungan Las Thermite Baja Np-42," *J. Tek. Mesin*, vol. 2, no. 3, pp. 195–203, 2014.
- [32] S. G. Sukaryo, N. L. Arifin, S. Sudaryo, and S. Sudirman, "Pengaruh radiasi gamma terhadap sifat mekanik UHMWPE untuk tibial tray," *J. Kim. dan Kemasan*, vol. 34, no. 2, pp. 272–281, 2012.
- [33] B. T. Prayoga, R. Dharmastiti, S. Suyitno, and A. Fadilah, "Perbandingan Sifat Keausan UHMWPE Terhadap Commercially Pure Titanium (CP-Ti) Dan Stainless Steel 316L Untuk Aplikasi Sendi Lutut Buatan," *J. Mater. Teknol. Proses War. Kemajuan Bid. Mater. Tek. Teknol. Proses*, vol. 1, no. 1, 2015.
- [34] V.I. Betekhtin, A.G. Kadomtsev, dan M.V. Narykova, "Effect of the allotropic transition in titanium on its interatomic interaction energy", *Technical Physic Letter*, 43, 708-711. 2017.