

## ANALISIS PENGARUH KETEBALAN *ACETABULAR CUP* PADA PERFORMA *HIP IMPLANT* MENGGUNAKAN METODE ELEMEN HINGGA

\*Aminuddin Setyo Widodo<sup>1</sup>, Mohammad Tauviquirrahman<sup>2</sup>, Muchammad<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Mahasiswa Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

<sup>2</sup>Dosen Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

Jl. Prof. Sudharto, SH., Tembalang-Semarang 50275, Telp. +62247460059

\*E-mail: aminuddin1903@gmail.com

### Abstrak

*Hip joint* (sendi pinggul) merupakan sendi yang menghubungkan tulang paha ke panggul. Seiring waktu berjalan sendi ini dapat memburuk dan menimbulkan masalah yang dapat membahayakan fungsinya. *Total hip arthroplasty* (THA) diperlukan agar penderita penyakit terkait tetap mampu beraktivitas kembali dengan normal. Proses tersebut dilakukan dengan mengganti sendi pinggul yang rusak dengan sendi pinggul buatan (*hip implant*) yang terdiri atas *stem*, *femoral head*, *acetabular cup*, dan *backing cup*. Penelitian ini berfokus pada pengaruh ketebalan *acetabular cup* terhadap *hip implant* pada kombinasi material yang berbeda. Dengan menggunakan kondisi batas standar yang merujuk pada ASTM F2996-13, analisis 3 dimensi menggunakan metode elemen hingga dilakukan untuk mengetahui pengaruh ketebalan *acetabular cup* terhadap *hip implant*. Artikulasi MoP dan MoM dengan material Co-Cr dan UHMWPE digunakan dalam analisis tersebut. Parameter yang digunakan adalah tegangan von Mises pada *taperBody*, deformasi total dan tegangan von Mises pada seluruh *implant*. Penelitian ini menunjukkan penambahan ketebalan *acetabular cup* memiliki pengaruh yang sama seperti penambahan diameter *femoral head* pada *implant*, serta *implant* dengan ketebalan *acetabular cup* tertinggi memiliki performa yang lebih baik. Bagaimanapun, menambah ketebalan *acetabular cup* tidak menghasilkan pengaruh yang signifikan terhadap kontur distribusi tegangan pada keseluruhan *implant*.

**Kata kunci:** Analisis elemen hingga, *hip implant*, ketebalan *acetabular cup*, *total hip arthroplasty*

### Abstract

The *hip joint* is a joint that connects the thighbone to the pelvis. Over time, these joints can deteriorate and cause problems that can compromise their function. *Total hip arthroplasty* (THA) is needed so that sufferers of related diseases are able to return to normal activities. This process is carried out by replacing the damaged *hip joint* with an artificial *hip joint* (*hip implant*) consisting of a *stem*, *femoral head*, *acetabular cup* and *backing cup*. The main focus in this study is to analyze the effect of *acetabular cup* thickness in different material combination on *hip implant* design using the finite element analysis (FEA) approach method. Using standard boundary conditions referring to ASTM F2996-13, a 3-dimensional analysis using the finite element method was carried out to determine the influence of *acetabular cup* thickness on *hip implants*. MoP and MoM compositions with Co-Cr and UHMWPE materials were used in this analysis. The parameters used are *taperBody* von-Mises stress, total deformation and von-Mises stress on all implants. This research shows that increasing the thickness of the *acetabular cup* has the same effect as increasing the femoral head diameter of the *implant* and that implants with the highest *acetabular cup* thickness have better performance. However, increasing the thickness of the *acetabular cup* did not have a significant impact on the overall stress distribution contour of the *implant*.

**Keywords:** : *Acetabular cup* thickness, finite element analysis, *hip implant*, *total hip arthroplasty*

### 1. Pendahuluan

*Hip joint* (sendi pinggul) merupakan salah satu bagian sendi yang paling penting dalam tubuh manusia yang menghubungkan antara tulang paha ke panggul. Sendi pinggul bersama tulang paha merupakan penahan beban dan guncangan selama beraktivitas seperti berjalan, berlari, menaiki tangga sebagainya. Sendi pinggul merupakan jenis sendi *synovial* (sendi yang dapat bergerak secara bebas) yang terdiri atas *ball* dan *socket* yang mana permukaannya dibentuk oleh kepala tulang paha yang berartifkulasi dengan *acetabulum* tulang pinggul [1]. Diketahui bahwa sendi pinggul dapat menahan beban empat kali dari tubuh manusia [2]. Seiring waktu berjalan, sendi ini dapat

memburuk dan menimbulkan masalah yang dapat membahayakan fungsinya. Cedera pinggul adalah kejadian yang sangat serius dan umum terjadi yang bisa sangat merusak, menyebabkan cacat permanen dan bahkan kematian [3].

Beberapa penyakit yang dapat terjadi pada sendi pinggul adalah *osteoarthritis* (pengapuran sendi), *atrophic arthritis*, *avascular necrosis*, *trochanteric bursitis*, dan *coxa saltans*. *Osteoarthritis* merupakan penyakit yang paling umum ditemui pada sendi pinggul yang mengakibatkan rasa nyeri akibat sendi yang kaku [4, 5]. Sementara itu penyakit lain pada pinggul seperti patah tulang pinggul yang terjadi di seluruh dunia diperkirakan akan meningkat menjadi lebih dari 6,26 juta pada tahun 2050 [3]. Penggantian sendi pinggul atau dikenal dengan *total hip arthroplasty* (THA) diperlukan agar penderita penyakit terkait tetap mampu beraktivitas kembali dengan normal. THA (*total hip arthroplasty*) merupakan intervensi bedah yang sering dilakukan dan berhasil untuk menghilangkan rasa sakit dan meningkatkan fungsi sendi pinggul pada individu yang menderita artitis sendi pinggul stadium lanjut. Operasi THA dilakukan dengan mengangkat bagian sendi pinggul yang sakit dan menggantinya dengan bagian sendi buatan baru (*prosthesis*) yang berfungsi layaknya sendi normal. THA sudah mulai dilakukan sejak abad ke-19 sebagai pengobatan pada pasien patah tulang dan *osteoarthritis* namun mulai menjadi salah satu teknik operasi perawatan kesehatan tubuh manusia yang paling canggih sejak abad ke-21 [6]. THA merupakan salah satu operasi ortopedi terbesar dengan jumlah yang lebih dari 350.000 dan 60.000 proses operasi dilakukan pertahun di USA dan Inggris [5].

*Hip implant* terdiri atas beberapa bagian yaitu *stem*, *femoral head*, *acetabular cup*, dan *backing cup* [4]. Ada banyak desain dan kombinasi material yang digunakan pada *hip implant*. Namun desain yang tersedia sekarang ini memisah beberapa komponen menjadi dua sehingga memudahkan proses operasi pemasangan maupun penggantian komponen yang rusak [7]. Seperti mada *modular stem* yang bagian *neck* serta batang *stem* dapat dipisah dan pada *non-modular stem* yang bagian *stem* tersusun atas satu bagian utuh [8]. Material yang sering digunakan dalam aplikasi *hip implant* adalah *cobalt-chromium* (Co-Cr), *ultra-high-molecular-weight-polyethylene* (UHMWPE), *titanium alloys*, dan paduan *cobalt-chromium molybdenum* (Co-Cr-Mo) [4]. Sementara itu, kombinasi material untuk bagian-bagian *implant* dapat terdiri atas *ceramic on ceramic* (CoC), *metal on metal* (MoM), *metal on polyethylene* (MoP), dan *ceramic on polyethylene* (CoP/CoPe) [9].

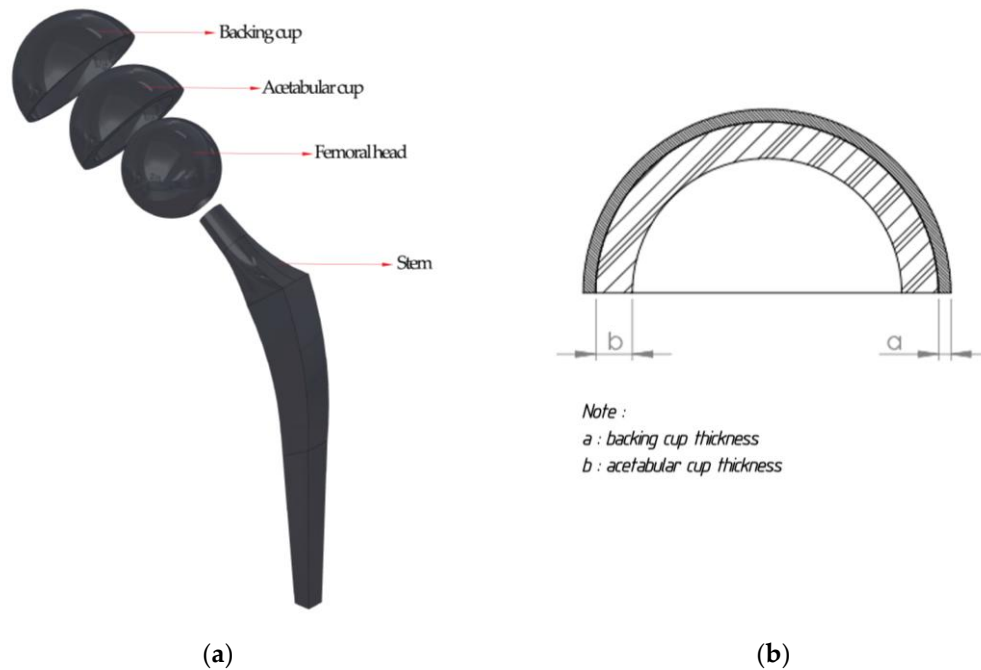
Ada beberapa penelitian yang telah dilakukan terkait analisis desain dan performa pada *hip implant*. Sabatini dan Goswami [10] meneliti optimasi dari bentuk penampang (*cross-section*) dari *stem* pada *hip implant*. Wibowo, dkk. [11] telah meneliti interaksi *fluid-structure* pada *hip implant* selama aktifitas salat. Saputra, dkk. [12] telah meneliti formulasi *wear* dari *hip implant* selama aktifitas salat. Alkhatib, dkk. [13] telah meneliti mengenai performa biomekanik dari Paduan titanium pada *stem* dalam kondisi berjalan dan menaiki tangga. Tauviquirrahm, dkk. [14] telah meneliti tekanan kontak pada *hip implant* dalam kondisi berjalan. Jamari, dkk. [15] meneliti mengenai efek ketebalan *acetabular cup* dengan model bipolar dan unipolar yang menunjukkan bahwa tegangan kontak tertinggi dihasilkan oleh *acetabular cup* dengan ketebalan paling rendah. Penelitian tersebut hanya menekankan pengaruh ketebalan *acetabular* terhadap terhadap tegangan kontak pada *acetabular cup* (dalam paper tersebut disebut *liner*). Bagaimanapun penelitian-penelitian sebelumnya berfokus pada pengaruh desain *hip implant* terhadap kondisi sehari-hari. Sebagai tambahan, belum ada penekanan khusus terhadap kondisi batas standar yang diberikan pada penelitian sebelumnya. Banyak variabel dalam desain, seperti bentuk profil *neck*, radius pada *trunnion*, panjang *neck*, diameter *head*, bentuk *stem cross-section*, dan lain-lain yang mempengaruhi kinerja dan daya tahan dari *hip implant* [4]. Maka ketebalan *acetabular cup* juga harus diperhatikan dalam desain *hip implant*, karena tebal *acetabular cup* tersebut dapat dioptimalkan apabila terdapat perubahan pada performa yang dihasilkan. Metode elemen hingga (FEA) juga berperan penting pada analisis biomekanis sejak akhir tahun 1970-an dan telah membuat proses desain alat Kesehatan lebih mudah selama satu decade terakhir [16-18].

Fokus utama dalam penelitian ini adalah untuk menganalisis pengaruh ketebalan *acetabular cup* pada desain *hip implant* dengan menggunakan metode analisis elemen hingga (FEA). Kombinasi *implant metal-on-metal* (MoM) dan *metal-on-polyethylene* (MoP) digunakan dengan material *cobalt-chromium* (Co-Cr) dan *ultra-high molecular weight polyethylene* (UHMWPE). Kondisi batas yang diterapkan mengacu pada ASTM F2996-13 sebagai satandar analisis elemen hingga untuk *non-modular hip implant* [19-21].

## 2. Bahan dan Metode Penelitian

### 2.1 Model Hip Implant

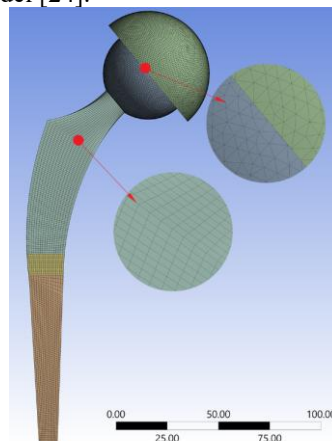
Sekarang ini ada berbagai model dari *hip implant* yang digunakan dalam operasi THA. Setiap model tersebut memiliki keunggulan dan kekurangan tersendiri. Penelitian ini model *hip implant* yang digunakan mengacu pada model yang telah ada dan diteliti sebelumnya [4]. Namun untuk penampang *stem* (*cross-section*) dimodifikasi menjadi *trapezoid* karena terbukti menghasilkan tegangan von Mises yang lebih rendah dari *implant* berpenampang *circular*. Sehingga *trapexoid-shaped stem* dipertimbangkan untuk analisis kedepannya dan dapat dilihat pada Gambar 1 (a) [3, 10, 11]. Panjang *stem* dibuat tetap sepanjang 180 mm dan *taper* konstan berukuran 12/14 mm [13]. Ukuran diameter *femoral head* juga konstan sebesar 40 mm yang disesuaikan dengan rata-rata ukuran *femoral head* orang dewasa di Indonesia [15]. Ketebalan *acetabular cup* bervariasi dari 2 mm, 4 mm, dan 6 mm diperlihatkan pada Gambar 1 (b). Kombinasi ini dilakukan untuk mengetahui pengaruh dari tebal *acetabular cup* pada *hip implanthip implant*. Selain hal yang telah disebutkan, tebal *backing cup* dibuat konstan 2 mm [23].



Gambar 1. (a) Model hip implant; (b) Tampak potongan dari acetabular cup dan backing cup dari implant

## 2.2 Proses Meshing

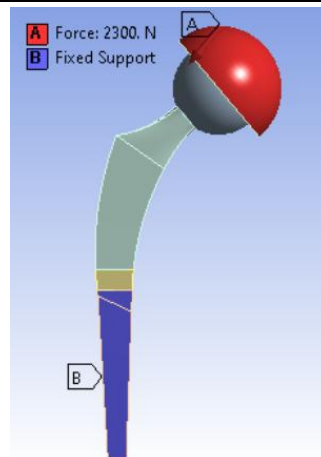
Proses *meshing* dilakukan dengan membagi komponen *implant* menjadi *element* kecil. Pemilihan tipe *element* sebenarnya tergantung pada analisis yang dilakukan. Namun *meshing* yang direkomendasikan untuk FEA pada *non-modular hip implant stem* adalah *mesh* dengan jenis *tetrahedral* atau *hexahedral*. Penggunaan jenis *tetrahedral linier element (4-node elements)* tidak direkomendasikan pada analisis ini karena untuk menghindari inkompatibilitas tegangan maupun regangan yang dapat terjadi pada *element* [19]. Sehingga pada analisis kali ini jenis *mesh* yang digunakan adalah *linear hexahedral (8-nodes elements)* pada bagian *stem* dan *quadratic tetrahedral (10-node elements)* pada bagian yang lain. Hasil *meshing* diperlihatkan pada Gambar 2. Penerapan perbedaan jenis *mesh* dilakukan untuk mempermudah pengontrolan *mesh* pada model [24].



Gambar 2. Hasil meshing pada model hip implant.

## 2.3 Pembebanan dan Kondisi Batas

Pada proses ini *stem* dibagi menjadi 3 bagian. Potongan ini merepresentasikan Lokasi dimana tegangan, regangan, dan/atau deformasi perlu dievaluasi [19]. Panjang potongan pertama adalah 80 mm dan potongan kedua adalah 10 mm dari potongan pertama. Penerapan beban dan kondisi batas pada analisis ini adalah dengan menentukan *force* dan *fixed support* pada model *hip implant* dan keduanya konstan untuk seluruh model. Beban yang diaplikasikan sebesar 2300 N pada permukaan *backing cup* dan *fixed support* diaplikasikan pada bagian bawah *stem* yang telah dipotong sesuai dengan ASTM F2996-13. Hasil penerapan pembebanan dan kondisi batas dapat dilihat pada Gambar 3.



Gambar 3. Pembebanan dan kondisi batas yang diaplikasikan.

## 2.4 Material Properties

Ada berbagai jenis komposisi material yang dapat digunakan pada *hip implant*. MoP dan MoM merupakan dua komposisi material yang sering digunakan pada THA [25]. Pada set komposisi pertama, Co-Cr digunakan pada bagian *backing cup*, *femoral head*, *stem*, dan UHMWPE digunakan pada *acetabular cup*. Pada set komposisi kedua, seluruh material berupa Co-Cr. *Material properties* yang digunakan didefinisikan sebagai *linier isotropic* untuk kedua jenis material tersebut dan ini dapat dilihat pada Tabel 1 dibawah ini.

Tabel 1. *Mechanical properties* dari material *hip implant* [4, 21, 26].

Materials	Young Modulus [GPa]	Density [g/cm <sup>3</sup> ]	Poisson's ratio	Ultimate Tensile strength [MPa]
Co-Cr	200	8.5	0.3	1503
UHMWPE	0.963	0.31	0.31	48

## 2.5 Pendefinisian Kontak

Pendefinisian kontak (*contact definition*) dilakukan untuk memberikan informasi dari jenis kontak atau koneksi yang terjadi pada setiap bagian *hip implant*. Definisi kontak yang diaplikasikan dapat dilihat pada Tabel 2 dibawah ini.

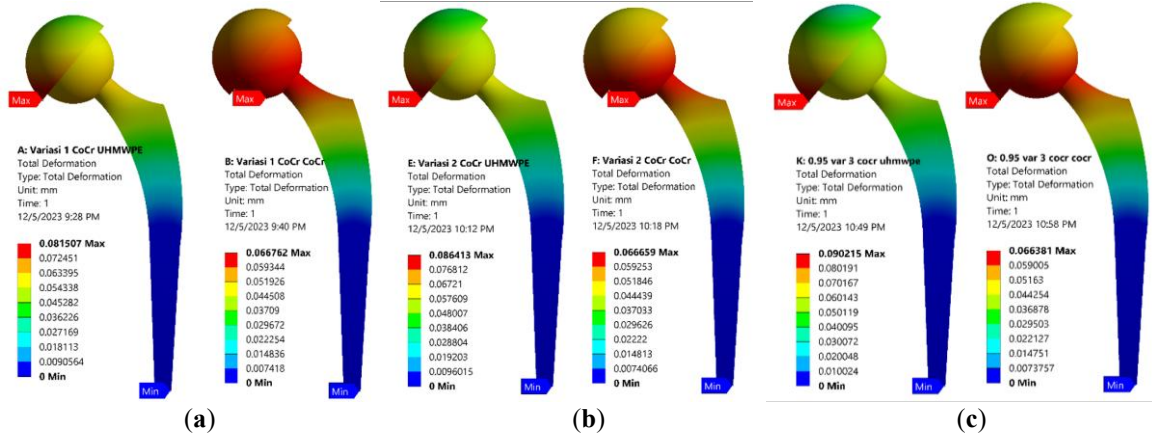
Tabel 2. Definisi kontak pada setiap bagian *hip implant* [21].

Contact Interface	Material Interface	Contact Behavior	Coefficient of Friction
<i>Backing cup – Acetabular cup</i>	Co-Cr - UHMWPE		0.23
	Co-Cr – Co-Cr		0.21
<i>Acetabular cup – Femoral head</i>	Co-Cr - UHMWPE	<i>Frictional</i>	0.23
	Co-Cr – Co-Cr		0.21
<i>Femoral head - Stem</i>	Co-Cr – Co-Cr		0.21
<i>Stem first cut</i>	Co-Cr – Co-Cr	<i>Bounded</i>	
<i>Stem second cut</i>	Co-Cr – Co-Cr		

## 3. Hasil dan Pembahasan

### 3.1. Pengaruh Ketebalan *Acetabular Cup* terhadap Deformasi Total

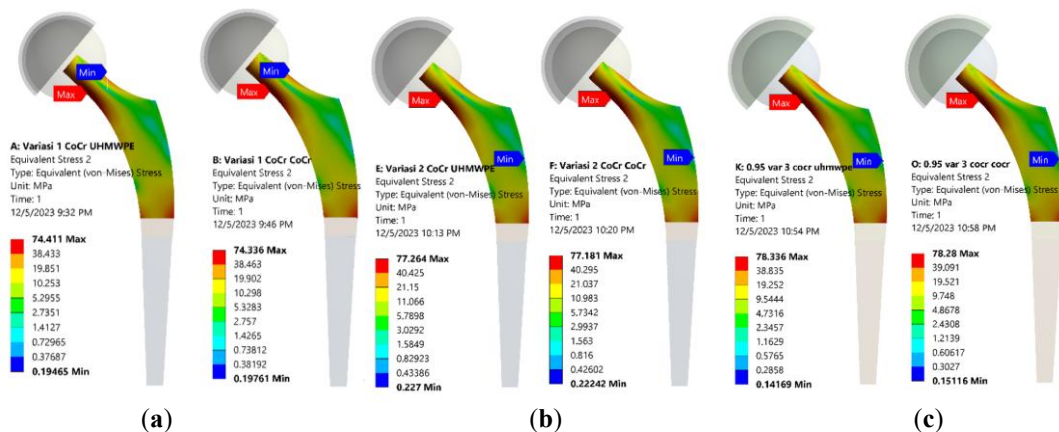
Peningkatan ketebalan *acetabular cup* dari 2 mm, 4 mm, dan 6 mm menghasilkan perbedaan deformasi total maksimal pada *implant* dengan *acetabular* UHMWPE dengan rata-rata kenaikan sebesar 4,95% (5,68% pada pertambahan ketebalan 2 mm ke 4 mm dan 4,21% pada peratambahan ketebalan 4 mm ke 6 mm), dan pada *implant* dengan *acetabular* Co-Cr dengan rata-rata penurunan sebesar 0,51% (0,16% pada pertambahan ketebalan dari 2 mm ke 4 mm dan 0,42 pada pertambahan ketebalan dari 4 mm ke 6 mm). Bagaimanapun, peningkatan ketebalan *acetabular cup* pada *hip implant* dengan *acetabular cup* UHMWPE memiliki perbedaan nilai deformasi dengan peningkatan hingga mencapai sekitar 5%. Sementara itu tidak terdapat perbedaan yang signifikan dari pengaruh penambahan ketebalan *acetabular cup* terhadap penurunan nilai deformasi total pada *hip implant* dengan material *acetabular cup* Co-Cr. Kontur deformasi total dapat dilihat pada Gambar 4 dibawah ini.



Gambar 4. Kontur deformasi total pada hip implant: (a) acetabular cup 2 mm; (b) acetabular cup 4 mm; (c) acetabular cup 6 mm.

### 3.2. Pengaruh Ketebalan Acetabular Cup terhadap Tegangan von Mises pada TaperBody

Penambahan ketebalan acetabular cup dari 2 mm, 4 mm, dan 6 mm pada hip implant taperBody menyebabkan kenaikan nilai tegangan von Mises di taperBody pada setiap hip implant baik dengan material acetabular cup UHMWPE maupun Co-Cr. Nilai tegangan von Mises maksimal pada taperBody ditemukan di sisi bawah leher untuk seluruh variasi ketebalan acetabular cup baik dengan material Co-Cr maupun UHMWPE. Rata-rata kenaikan nilai tegangan von Mises pada taperBody dengan acetabular cup material UHMWPE sebesar 2,65% (3,92% pada penambahan 2 mm ke 4 mm dan 1,37% pada penambahan 4 mm ke 6 mm), sementara pada taperBody dengan acetabular cup material Co-Cr sebesar 2,55% (3,69% pada penambahan 2 mm ke 4 mm dan 1,40% pada penambahan 4 mm ke 6 mm). Nilai tegangan von Mises paling tinggi terdapat pada hip implant taperBody dengan acetabular cup UHMWPE ketebalan 6 mm sebesar 78,336 MPa dan nilai tegangan von Mises paling rendah terdapat pada hip implant taperBody dengan acetabular cup material Co-Cr ketebalan 2 mm sebesar 74,336 Mpa. Dari hal tersebut dapat diketahui bahwa penambahan ketebalan acetabular cup memiliki pengaruh terhadap tegangan von Mises pada taperBody. Meski terjadi peningkatan tegangan pada taperBody, nilai yang dihasilkan masih jauh dari kuat luluh material yang digunakan sebesar 310 MPa sehingga resiko kegagalan pada taperBody relatif kecil [27]. Kontur tegangan von Mises yang dihasilkan pada bagian taperBody dapat dilihat pada Gambar 5 dibawah ini.

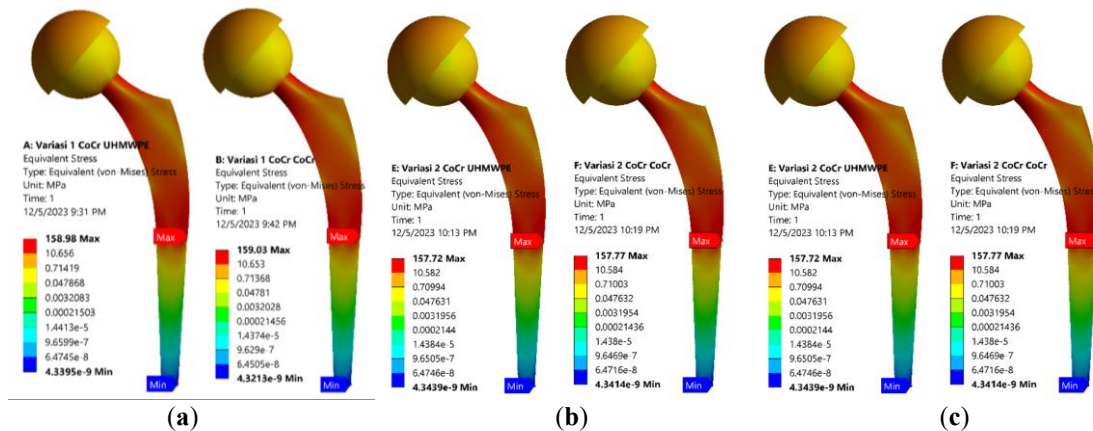


Gambar 5. Kontur tegangan von Mises pada taperBody: (a) acetabular cup 2 mm; (b) acetabular cup 4 mm; (c) acetabular cup 6 mm.

### 3.3. Pengaruh Ketebalan Acetabular Cup terhadap Tegangan Von Mises pada Seluruh Tubuh Implant

Penambahan ketebalan acetabular cup mengakibatkan turunnya nilai tegangan von Mises maksimal yang dihasilkan pada keseluruhan hip implant. Hal ini memiliki efek yang serupa seperti pada hasil penelitian yang telah dilakukan sebelumnya tentang pengaruh ukuran diameter femoral head terhadap hip implant dengan artkulasi MoP. Dimana dengan menambah ukuran diameter femoral head mengakibatkan nilai tegangan von Mises maksimal pada implant menurun [4, 21]. Berdasarkan hasil penelitian ini juga dapat diketahui bahwa penurunan tegangan von Mises tersebut dapat terjadi bukan hanya pada artkulasi MoP namun juga MoM. Hasil nilai tegangan von Mises tertinggi terdapat pada implant dengan acetabular cup bermaterial Co-Cr variasi ketebalan 2 mm sebesar 159,03 MPa dan nilai tegangan von Mises terendah terdapat pada implant dengan acetabular cup bermaterial UHMWPE variasi ketebalan 6 mm sebesar 153,43 MPa. Rata-rata penurunan nilai tegangan von Mises pada implant dengan acetabular cup

UHMWPE sebesar 2,03% (0,86% pada penambahan ketebalan 2 mm ke 4 mm dan 3,4% pada penambahan ketebalan 4 mm ke 6 mm), serta pada *implant* dengan *acetabular cup* Co-Cr sebesar 1,8% (0,8% pada penambahan ketebalan 2 mm ke 4 mm dan 2,8% pada penambahan ketebalan 4 mm ke 6 mm). Kontur distribusi tegangan pada keseluruhan tubuh *hip implant* dapat dilihat pada Gambar 6 berikut.



Gambar 6. Kontur tegangan von Mises pada seluruh tubuh *implant*: (a) *acetabular cup* 2 mm; (b) *acetabular cup* 4 mm; (c) *acetabular cup* 6 mm.

### 3.4. Perbandingan Hasil Keseluruhan

Hasil seluruh analisis dari pengaruh ketebalan *acetabular cup* pada *hip implant* dapat dilihat pada Tabel 3. merupakan perbandingan perbedaan tegangan dan deformasi ketika ketebalan ditambah. Seperti pada yang telah diperlihatkan sebelumnya pada Gambar 4 hingga 6 yang merupakan kontur distribusi deformasi total dan tegangan pada masing-masing model. Tidak terdapat perbedaan yang signifikan dari kontur yang dihasilkan. Meski begitu nilai deformasi maupun tegangan yang dihasilkan mengalami perubahan seiring dengan bertambahnya ketebalan *acetabular cup*. Ditemukan bahwa *hip implant* dengan tebal *acetabular cup* menghasilkan Tegangan von Mises stress yang menjanjikan dibandingkan dengan model lain. Meskipun terdapat peningkatan deformasi total pada model dengan *acetabular* UHMWPE, hal tersebut diakibatkan oleh material UHMWPE yang lebih lunak sehingga deformasi bertambah seiring penambahan dimensi pada *acetabular cup*. Namun hal tersebut tidak berpengaruh terhadap hasil keseluruhan yang mana meskipun deformasi meningkat namun tegangan yang dihasilkan tetap mengalami penurunan. Model *hip implant* dengan hasil tegangan yang lebih rendah atau dengan ketebalan *acetabular cup* yang lebih tinggi direkomendasikan, yang mana dapat meminimalisir terjadinya *stress shielding*, *bone loss*, dan bahkan *aseptic loosening* [3].

Tabel 3. Hasil Deformasi Total, Tegangan Von Mises pada *TaperBody* dan seluruh tubuh *Implant*.

Sl no.	<i>Acetabular Cup Thickness</i>	<i>Acetabular Cup Material</i>	<i>Total Deformation [mm]</i>	<i>Von-Mises Stress [MPa]</i>	
				<i>TaperBody</i>	<i>Complete Implant</i>
1	2	UHMWPE	0.0815	74.1	158.98
2	4		0.0864	77.26	157.72
3	6		0.0902	78.34	152.43
4	2	Co-Cr	0.0667	74.34	159.03
5	4		0.0666	77.18	157.77
6	6		0.0663	78.28	153.48

### 3.5. Batasan penelitian

Karena penelitian ini terbatas pada model yang disimulasikan serta kondisi batas statis, simulasi lebih lanjut menggunakan analisis dinamis tetap diperlukan untuk mengetahui hasil lebih jauh, terutama untuk mengetahui efek keausan (*wear debris*) yang terjadi akibat penambahan ketebalan *acetabular cup*. Selain itu, simulasi yang lebih detail seperti penambahan tulang dapat dipertimbangkan kedepannya untuk lebih lanjut karena *stress shielding* dan *aseptic loosening* merupakan salah satu penyebab terjadinya kegagalan operasi THA.

## 4. Kesimpulan

Berdasarkan uraian diatas, dapat disimpulkan bahwa:

1. Penambahan ketebalan komponen *acetabular cup* telah menyebabkan penurunan tegangan von Mises pada keseluruhan bagian *hip implant*. Hal ini serupa dengan pengaruh penambahan diameter femoral head pada *implant*.

2. Penambahan ketebalan *acetabular cup* juga mengakibatkan penurunan deformasi total pada implant dengan acetabular cup Co-Cr dan kenaikan deformasi total pada implant dengan acetabular cup UHMWPE.
3. Penambahan tebal *acetabular cup* tidak terlalu berpengaruh terhadap kontur distribusi tegangan namun berpengaruh pada nilai tegangan yang dihasilkan.
4. *Hip implant* dengan tebal *acetabular cup* yang lebih tinggi dapat menjadi pilihan untuk meminimalisir resiko terjadinya *stress shielding*, *bone lose*, dan *aseptic loosening*.
5. Perlu dilakukan penelitian lebih lanjut menggunakan analisis dinamis maupun analisis yang melibatkan interaksi antara *hip implant* dengan tulang.

## 5. Daftar Pustaka

- [1] Iyer, K. M., 2021, "*The Hip Joint, 2<sup>nd</sup> ed.*", Jenny Standford Publishing Pte. Ltd, New York.
- [2] Chethan, K. N., Zuber, M., Zhenoy, B., 2019, "Finite element analysis of different hip implant designs along with femur under static loading conditions," *Journal of Biomedical Physics & Engineering*, 9: 507–516.
- [3] Guo, L., Naghavi, S. A., Wang, Z., Varma, S. N., Han, Z., Yao, Z., Wang L., Wang L., Liu, C., 2019, "On the design evolution of hip implants: A review," *Materials & Design*, 216: 1–18.
- [4] Chethan, K. N., Bhat, N. S., Zuber, M., Shenoy, B. S., 2021, "Finite element analysis of hip implant with varying taper neck lengths under static loading conditions," *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 208: 1–7.
- [5] Taqriban, R. B., Ismail, R., Jamari, J., Bayuseno, A. P., 2021, "Finite element analysis of artificial hip joint implant made from stainless steel 316L," *Bali Medical Journal*, 10: 448–452.
- [6] Chethan, K. N., Zuber, M., Bhat, N. S., Shenoy, B. S., 2020, "Optimized trapezoidal-shaped hip implant for total hip arthroplasty using finite element analysis," *Cogent Engineering*, 7: 1–14.
- [7] Gotman, I., 2021, "Biomechanical and Tribological Aspects of Orthopaedic Implants, in G. P. Ostermeyer, V. L. Popov, E. V. Shilko, O. S. Vasiljeva (Ed.): *Multiscale Biomechanics and Tribology of Inorganic and Organic Systems*," Springer Nature, Cham, Switzerland, p. 25–44.
- [8] Kiernan, S., Geijer, M., Sundberg, M., Flivik, G., 2020, "Effect of symmetrical restoration for the migration of uncemented total hip arthroplasty: a randomized RSA study with 75 patients and 5-year follow-up," *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 15: 225.
- [9] Merola, M., Affatato, S., 2019, "Materials for hip prostheses: a review of wear and loading considerations," *Materials*, 12: 495.
- [10] Sabatini, A. L., Goswami, T., 2008, "Hip implants VII: Finite element analysis and optimization of cross-sections," *Materials & Design*, 29: 1438–1446.
- [11] Wibowo, B. S., Wijaya, P. N., Tauviqirrahman, M., Ismail, R., Muchammad, J. A., 2019, "A 3-dimensional computational fluid-structure interaction analysis in the hip-joint prosthesis during solat (prayer) activity," *Jurnal Tribologi*, 20: 125–141.
- [12] Saputra, E., Anwar, I. B., Jamari, J., van der Heide, E. A., 2019, "Wear formulation of total hip prosthesis for salat activity," *International Review of Mechanical Engineering*, 13: 29–37.
- [13] Alkhatib, S. E., Mehboob, H., Tarlochan, F., 2019, "Finite Element Analysis of Porous Titanium Alloy Hip Stem to Evaluate the Biomechanical Performance During Walking and Stair Climbing," *Journal of Bionic Engineering*, 16: 1103–1115.
- [14] Tauviqirrahman, M., Ammarullah, M. I., Jamari, J., Saputra, E., Winarni, T. I., Kurniawan, F. D., Shiddiq, S. A., van der Heide, E., 2023, "Analysis of contact pressure in a 3D model of dual-mobility hip joint prosthesis under a gait cycle," *Scientific Reports*, 13: 3564.
- [15] Jamari, J., Saputra, E., Anwar, I. B., Ismail, R., van der Heide, E. V., 2017, "Finite Element Study of the Effect of UHMWPE Liner Thickness on the Contact Area and Stress Distribution in a Bipolar Hip Joint," *Materials Science and Engineering*, 202: 1–8.
- [16] Chatterjee, S., 2022, "Finite Element Analysis in Biomechanics, in P. Pain, S. Banerjee, G. Bose (Ed.): *Advances in Computational Approaches in Biomechanics*," IGI Global, Hershey, PA, USA, p. 16–47.
- [17] Erdemir, A., Guess, T. M., Halloran, J., Tadepalli, S. C., Morrison, T. M., 2012, "Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics," *Journal of Biomechanics*, 45: 625–633.
- [18] Heller, M. O., 2022, "Finite element analysis in orthopedic biomechanics, in Innocenti, B., Galbusera, F., (Ed.): *Human Orthopaedic Biomechanics*," Academic Press, Cambridge, Massachusetts, USA, p. 637–658.
- [19] ASTM International, 2013, "*ASTM F2996-13 Standard Practice for Finite Element Analysis (FEA) of Non-Modular Metallic Orthopaedic Hip Femoral Stems*," ASTM International, West Conshohocken, PA, USA.
- [20] Chethan, K. N., Zuber, M., Shenoy, B. S., Kini, C. R., 2019, "Static structural analysis of different stem designs used in total hip arthroplasty using finite element method," *Heliyon*, 5.
- [21] Bhawe, A. K., Shah, K. M., Somani, S., Shenoy, B. S., Bhat, N. S., Zuber, M., Chethan, K. N., 2022, "Static structural analysis of the effect of change in femoral head sizes used in Total Hip Arthroplasty using finite element method," *Cogent Engineering*, 9: 1–13.

- [22] Lee, C. K., Kwan, M. K., Merican, A. M., Ng, W. M., Saw, L. B., Teh, K. K., Krishnan, M., Ramiah, R., 2014, "Femoral head diameter in the Malaysian population", *Singapore Medical Journal*, 55: 436–438.
- [23] Chethan, K. N., Bhat, N. S., Zuber, M., Shenoy, B. S., Jin, Z., 2022, "Evolution of different designs and wear studies in total hip prosthesis using finite element analysis: A review", *Cogent Engineering*, 9: 1–30.
- [24] Ruggiero, A., D'Amato, R., Affatato, S., 2019, "Comparison of Meshing Strategies in THR Finite Element Modelling", *Mathematics*, 12: 2332.
- [25] Anonymus, "Total Hip Arthroplasty Techniques–StatPearls–NCBI Bookshelf," [www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK507864](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK507864), diakses: 24 Juni 2024.
- [26] Soliman, M. M., Chowdhury, M. E., Islam, M. T., Musharavati, F., Nabil, M., Hafizh, M., Khandakar A., Mahmud S., Nezhad E. Z., Shuzan M. N. I., Abir, F. F., 2022, "A review of biomaterials and associated performance metrics analysis in pre-clinical finite element model and in implementation stages for total hip implant system," *Polymers*, 14: 4308.
- [27] Bandyopadhyay, A., Traxel, K. D., Avila, J. D., Mitra, I., and Bose, S., 2020, "CoCr alloys, in J. D. Bronzino and D. R. Peterson (Ed.): *Biomaterials Science, 3rd Ed.*" Academic Press, Amsterdam, p. 257–269.