

SKRIPSI

**SIMULASI TEGANGAN KONTAK PADA IMPLAN PINGGUL
KERAMIK-KERAMIK DENGAN PERBEDAAN JARAK
RADIAL**



REVATA JAYA PUTRA

03051381924120

PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN

JURUSAN TEKNIK MESIN

FAKULTAS TEKNIK

UNIVERSITAS SRIWIJAYA

2025

SKRIPSI

**SIMULASI TEGANGAN KONTAK PADA IMPLAN PINGGUL
KERAMIK-KERAMIK DENGAN PERBEDAAN JARAK
RADIAL**

**Diajukan Sebagai Syarat Untuk Mendapatkan Gelar Sarjana Teknik Mesin
Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya**



**OLEH
REVATA JAYA PUTRA
03051381924120**

**PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN
JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA
2025**

HALAMAN PENGESAHAN

**SIMULASI TEGANGAN KONTAK PADA IMPLAN PINGGUL
KERAMIK-KERAMIK DENGAN PERBEDAAN JARAK
RADIAL**

SKRIPSI

Diajukan sebagai salah satu syarat untuk mendapatkan gelar Sarjana Teknik Mesin
Pada Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya

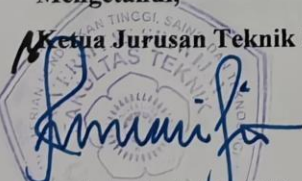
OLEH:
REVATA JAYA PUTRA
03051381924120

Palembang, Mei 2025

**Diperiksa dan disetujui oleh
Pembimbing Skripsi**

Mengetahui,

Ketua Jurusan Teknik Mesin




Prof. Amir Ariin, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP. 197909272003121004



Dr. Akbar Teguh Prakoso, S.T., M. T.
NIP. 199204122022031009

JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA

Agenda No. : 009/TM/AK/2025
Diterima Tanggal : 20 Juni 2025
Paraf 

SKRIPSI

Nama : Revata Jaya Putra
NIM : 03051381924120
Jurusan : Teknik Mesin
Judul : Simulasi Tegangan Kontak Pada Implan Pinggul
Keramik-Keramik Dengan Perbedaan Jarak Radial
Dibuat Tanggal : Januari 2023
Selesai Tanggal : Mei 2025

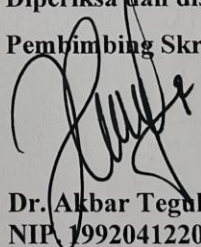
Mengetahui,

Ketua Jurusan Teknik Mesin


Prof. Amir Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP. 197909272003121004

Palembang, Mei 2025

Diperiksa dan disetujui oleh
Pembimbing Skripsi



Dr. Akbar Teguh Prakoso, S.T., M. T.
NIP. 199204122022031009

HALAMAN PERSETUJUAN

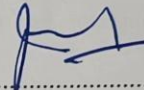
Karya tulis ilmiah berupa Skripsi ini dengan judul “ Simulasi Tegangan Kontak Pada Implan Pinggul Keramik-Keramik Dengan Perbedaan Jarak Radial ” telah dipertahankan di hadapan Tim Penguji Karya Tulis Ilmiah Fakultas Teknik Program Studi Teknik Mesin Universitas Sriwijaya pada tanggal 5 Mei 2025.

Palembang, 5 Mei 2025

Tim Penguji Karya tulis ilmiah berupa Proposal Skripsi :

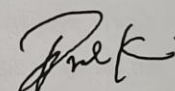
Ketua :

1. Dr. Ir. Gunawan, S.T., M.T.
NIP. 197209021997021001

(.....)

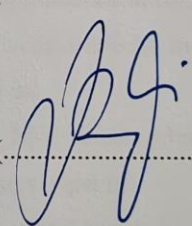
Anggota :

2. Zulkarnain, S.T, M.Sc., Ph.D.
NIP. 198105102005011005

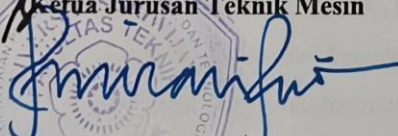
(.....)

Anggota :

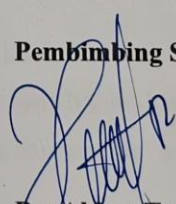
3. Ir. Irsyadi Yani, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP. 1997112251997021001

(.....)

Mengetahui,
Ketua Jurusan Teknik Mesin


Prof. Amir Arifin, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP. 197909272003121004

Pembimbing Skripsi


Dr. Akbar Teguh Prakoso, S.T., M.T.
NIP. 199204122022031009

KATA PENGANTAR

Puji serta syukur penulis panjatkan kepada Tuhan Yang Maha Esa atas karunia rahmat dan juga petunjuk sehingga penulis dapat menyelesaikan skripsi yang dibuat untuk memenuhi syarat sidang sarjana pada Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya dengan judul “SIMULASI TEGANGAN KONTAK PADA IMPLAN PINGGUL KERAMIK-KERAMIK DENGAN PERBEDAAN JARAK RADIAL”. Dalam kesempatan ini penulis menyampaikan terima kasih yang sebesar-besarnya atas segala macam bimbingan dan bantuan yang diberikan selama penulisan skripsi ini kepada:

1. Kedua orang tua yang selalu menyemangati saya dan menunggu saya menyelesaikan perkuliahan.
2. Bapak Dr. Akbar Teguh Santoso, S. T., M. T. selaku Dosen Pembimbing Skripsi saya di Teknik Mesin Universitas Sriwijaya yang bersedia membimbing saya dari awal hingga akhir pengerjaan proposal ini.
3. Kakak Muhammad Imam Ammarullah S.T., M.T selaku Alumni Teknik Mesin yang membantu saya selama pengerjaan skripsi ini.
4. Bapak Amir Arifin, S. T., M. Eng., Ph. D., IPP. selaku kepala jurusan Teknik Mesin Universitas Sriwijaya.
5. Bapak Aneka Firdaus, S.T., M.T. selaku dosen pembimbing akademik saya.
6. Dosen-dosen jurusan beserta staff Jurusan Teknik Mesin Universitas Sriwijaya yang telah membekali ilmu dan membantu saya selama berada di kampus tercinta ini.
7. Carolin Valentine selaku partner penyemangat untuk menyelesaikan tugas akhir ini.

Penulis juga menyadari bahwa proposal skripsi ini masih jauh dari kata sempurna, oleh karena itu, saran dan kritik yang membangun untuk kelanjutan skripsi ini kedepannya yang dimana akan sangat membantu.

Palembang, April 2025

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI

Yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Revata Jaya Putra

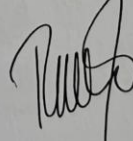
NIM : 03051381924120

Judul : Simulasi Tegangan Kontak Pada Implan Pinggul Keramik-
Keramik Dengan Perbedaan Jarak Radial.

Memberikan izin kepada Pembimbing dan Universitas Sriwijaya untuk mempublikasikan hasil penelitian saya untuk kepentingan akademik apabila dalam waktu 1 (satu) tahun tidak mempublikasikan karya penelitian saya. Dalam kasus ini saya setuju untuk menempatkan Pembimbing sebagai penulis korespondensi (Corresponding author)

Demikian, pernyataan ini saya buat dalam keadaan sadar dan tanpa ada paksaan dari siapapun.

Palembang, 27 Mei 2025



Revata Jaya Putra
NIM. 03051381924120

HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS

Yang bertanda tangan di bawah ini :

Nama : Revata Jaya Putra

NIM : 03051381924120

Judul : Simulasi Tegangan Kontak Pada Implan Pinggul Keramik-Keramik Dengan Perbedaan Jarak Radial.

Menyatakan bahwa skripsi saya merupakan hasil karya saya sendiri didampingi tim pembimbing dan bukan hasil penjiplakan/plagiat dalam skripsi ini. Apabila ditemukan unsur penjiplakan/plagiat dalam skripsi ini, maka saya bersedia menerima sanksi akademik dari Universitas Sriwijaya sesuai dengan aturan yang berlaku.

Demikian, pernyataan ini saya buat dalam keadaan sadar dan tanpa ada paksaan dari siapapun.



Palembang, 27 Mei 2025



Revata Jaya Putra
NIM. 03051381924120

RINGKASAN

SIMULASI TEGANGAN KONTAK PADA IMPLAN PINGGUL KERAMIK-KERAMIK DENGAN PERBEDAAN JARAK RADIAL

Karya tulis ilmiah berupa Skripsi, 22 Mei 2025

Revata Jaya Putra dibimbing oleh Dr. Akbar Teguh Santoso, S. T., M. T.

Simulation of Contact Stress in Ceramic-on-Ceramic Hip Implants with Different Radial Clearances

xxx + 135 halaman, 24 tabel, 105 gambar.

RINGKASAN

Penelitian ini bertujuan untuk menganalisis pengaruh variasi celah radial terhadap karakteristik mekanika kontak dan temperatur pada sendi pinggul buatan yang menggunakan material bantalan keramik ZrO_2 - ZrO_2 . Kajian ini dilakukan secara numerik melalui simulasi berbasis komputer untuk mengevaluasi bagaimana perbedaan celah radial memengaruhi kinerja implan, khususnya dalam hal distribusi tekanan kontak, deformasi, tegangan (von Mises dan Tresca), serta suhu akibat gesekan antar komponen.

Material ZrO_2 dipilih sebagai bahan utama karena memiliki sifat unggul seperti densitas tinggi, permukaan yang halus, ketahanan terhadap korosi dan keausan, serta tidak menimbulkan reaksi merugikan terhadap jaringan tubuh. Salah satu variabel penting dalam desain implan adalah celah radial, yaitu jarak antara kepala femoral dan cangkir acetabulum, yang berperan besar dalam efisiensi pelumasan, distribusi gaya, serta keausan permukaan. Oleh karena itu, penting untuk memahami secara komprehensif pengaruh celah ini terhadap performa mekanik dan termal dari implan.

Studi ini menggunakan metode elemen hingga (Finite Element Method/FEM) untuk mensimulasikan enam variasi celah radial, mulai dari 0,03 mm hingga 0,3 mm, di bawah pembebanan berjalan normal selama satu siklus gerak. Pemodelan dilakukan untuk menilai dampak langsung variasi celah terhadap parameter-parameter penting implan, seperti tegangan, deformasi, dan kenaikan suhu akibat gesekan permukaan.

Hasil simulasi menunjukkan bahwa peningkatan celah radial cenderung menghasilkan tekanan kontak dan deformasi yang lebih besar, yang pada akhirnya berkontribusi terhadap peningkatan tegangan internal dan risiko kegagalan material. Suhu tertinggi juga diamati pada konfigurasi celah terbesar (0,3 mm), yang menunjukkan keterkaitan langsung antara kestabilan mekanis dan dampak termal. Sebaliknya, celah yang lebih kecil terbukti mampu mereduksi tekanan dan

suhu, namun harus tetap berada dalam batas yang aman untuk memastikan fungsi sendi tetap optimal.

Kesimpulan dari penelitian ini menegaskan bahwa celah radial merupakan faktor krusial dalam desain sendi pinggul buatan berbahan ZrO_2-ZrO_2 . Pengaturan celah radial yang tepat dapat mengoptimalkan distribusi tekanan dan menekan efek termal yang timbul, sehingga memperpanjang usia pakai implan serta meningkatkan kenyamanan dan keamanan bagi pasien. Temuan ini diharapkan dapat menjadi dasar ilmiah bagi pengembangan lebih lanjut dalam desain implan ortopedi yang lebih efisien dan tahan lama.

Kata Kunci : Sendi Pinggul Buatan, ZrO_2-ZrO_2 , siklus gait, mekanika kontak, temperatur

Kepustakaan : 65 (1982-2023)

SUMMARY

SIMULATION OF CONTACT STRESS IN CERAMIC-ON-CERAMIC HIP IMPLANTS WITH DIFFERENT RADIAL CLEARANCES

Scientific Paper in the form of skripsi, May 22nd 2025

Revata Jaya Putra; supervised by Dr. Akbar Teguh Santoso, S.T., M.T.

Simulasi Tegangan Kontak Pada Implan Pinggul Keramik-Keramik Dengan Perbedaan Jarak Radial

xxx + 135 pages, 24 tables, 105 figures

SUMMARY

This study aims to analyze the influence of varying radial clearances on contact mechanics and temperature in artificial hip joints using ceramic-on-ceramic ($\text{ZrO}_2\text{-ZrO}_2$) bearing materials. The analysis is conducted numerically through computer-based simulations to evaluate how different radial clearances affect implant performance, particularly in terms of contact pressure distribution, deformation, stress (von Mises and Tresca), and friction-induced temperature.

Zirconium dioxide (ZrO_2) was selected as the primary material due to its high density, smooth surface, excellent wear and corrosion resistance, and biocompatibility. A key design parameter in hip implants is the radial clearance—the gap between the femoral head and the acetabular cup—which significantly influences lubrication effectiveness, load distribution, and surface wear. Therefore, it is crucial to comprehensively understand how this clearance affects the mechanical and thermal performance of the implant.

This research utilizes the Finite Element Method (FEM) to simulate six variations of radial clearance, ranging from 0.03 mm to 0.3 mm, under a normal walking gait cycle. The modeling evaluates the direct impact of clearance variation on critical implant parameters, such as stress, deformation, and temperature rise due to surface friction.

The simulation results reveal that increasing the radial clearance tends to elevate both contact pressure and deformation, which in turn increases internal stresses and the potential for material failure. The highest temperature and mechanical stress were observed at the largest clearance of 0.3 mm, indicating a strong correlation between mechanical stability and thermal effects. Conversely, smaller clearances are more effective at reducing both pressure and temperature but must remain within a safe threshold to maintain optimal joint function.

In conclusion, radial clearance plays a vital role in determining the mechanical and thermal behavior of ZrO₂-ZrO₂ hip implants. Proper optimization of this parameter can enhance pressure distribution and mitigate frictional heating, thereby extending implant longevity and improving patient safety and comfort. These findings provide valuable insights for future advancements in orthopedic implant design and engineering.

Keywords : Artificial Hip Joint, ZrO₂-ZrO₂, gait cycle, contact mechanics, temperature

References : 65 (1982–2023)

DAFTAR ISI

	Halaman
HALAMAN PENGESAHAN	v
HALAMAN PERSETUJUAN	ix
KATA PENGANTAR.....	xi
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI.	xiii
HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS.....	xv
RINGKASAN	xvii
SUMMARY	xix
DAFTAR ISI	xxi
DAFTAR GAMBAR	xxv
DAFTAR TABEL	xxxii
DAFTAR ISTILAH	xxxiii
DAFTAR LAMBANG.....	xxxv
BAB 1 PENDAHULUAN.....	2
1.1. Latar Belakang.....	2
1.2. Rumusan Masalah.....	6
1.3. Batasan Masalah	7
1.4. Tujuan Penelitian	8
1.5. Manfaat Penelitian	8
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA.....	9
2.1. Sendi Pinggul.....	9
2.2. Biomekanika pada Sendi Pinggul.....	10
2.2.1. Jenis-Jenis Gerakan pada Sendi Pinggul	10
2.2.2. Siklus Berjalan.....	11
2.2.3. Gaya yang Berkerja Pada Saat Berjalan	13
2.3. Penyakit pada Sendi Pinggul	16
2.4. Sendi Pinggul Buatan (<i>Artificial Hip Joint</i>)	18
2.4.1. <i>Hip Resurfacing</i>	19
2.4.2. <i>Total Hip Arthroplasty</i>	20
2.5. Komponen Sendi Pinggul Buatan	20
2.6. Material-material pada sendi pinggul buatan	22
2.6.1. Keramik.....	22

2.6.2. Plastik.....	24
2.6.3. Logam	25
2.7. Jenis Pasangan-Pasangan Bantalan pada sendi pinggul buatan.....	28
2.8. Biotribologi pada sendi pinggul buatan.....	33
2.8.1. Tekanan Kontak.....	34
2.8.2. Gesekan	37
2.8.3. Pelumasan	38
2.8.3.1. Pelumasan batas	40
2.8.3.2. Pelumasan campuran.....	40
2.8.3.3. Pelumasan Film Penuh.....	41
2.8.4. Keausan	41
2.8.4.1. Keausan Abrasif	45
2.8.4.2. Keausan Adhesif.....	46
2.8.4.3. Keausan Lelah.....	46
2.8.4.4. Keausan Korosif.....	47
2.8.4.5. Keausan Erosif	47
2.9. Deformasi	48
2.10. Kegagalan Pada Material.....	49
2.10.1. <i>Yielding</i>	50
2.10.2. <i>Fracture</i>	50
2.11. Teori Kegagalan <i>Ductile</i>	51
2.11.1. <i>Maximum shear stress (Tresca yield criterion)</i>	51
2.11.2. <i>Maximum distortion energy (von Mises yield criterion)</i>	53
2.12. Temperatur akibat gesekan pada sendi pinggul buatan	53
2.13. Faktor yang mempengaruhi temperatur akibat gesekan pada sendi pinggul buatan.....	57
2.13.1. Material.....	57
2.13.2. Pelumasan.....	54
2.14. Analisa Elemen Hingga pada sendi pinggul buatan	54
2.15. Pemodelan Elemen Hingga pada sendi pinggul buatan.....	60
2.16. Pembebanan dalam sendi pinggul buatan.....	61
BAB 3 METODE PENELITIAN	65
3.1. Diagram Alir Penelitian.....	65
3.2. Diagram Prosedur Simulasi	65
3.3. Waktu dan Tempat Pelaksanaan.....	66
3.4. Pengumpulan Data.....	67

3.4.1. Parameter Geometri	67
3.4.2. Properti Material	68
3.4.3. Koefisien Gesekan (μ).....	68
3.4.4. <i>Gait Loading</i> dan Rentang Gerak	68
3.5. Prosedur Simulasi	69
3.5.1. Pemodelan Geometri.....	70
3.5.2. Memasukkan Properti Material.....	73
3.5.2.1. Uji Mekanika Kontak.....	73
3.5.2.2. Pengujian Panas akibat Gesekan.....	74
3.5.3. <i>Assembly</i> pada Model Elemen Hingga.....	76
3.5.4. Konfigurasi <i>Step</i>	78
3.5.4.1. Pengujian Mekanika Kontak.....	78
3.5.4.2. Simulasi Panas karena Gesekan	79
3.5.5. Penentuan Interaksi pada Permukaan.....	80
3.5.6. Penentuan Kondisi Batas.....	83
3.5.6.1. Uji Panas karena Gesekan.....	84
3.5.7. Pemberian Beban pada Simulasi sendi pinggul buatan	84
3.5.8. Proses <i>Meshing</i> pada Model Elemen Hingga.....	86
3.5.9. Menjalankan Simulasi.....	88
3.5.10. Visualisasi Hasil.....	88
3.5.11. Verifikasi Hasil	91
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN.....	95
4.1 Studi konvergensi elemen	95
4.2 Validasi hasil penelitian.....	96
4.2.1 Validasi tekanan kontak.....	97
4.2.2 Validasi deformasi.....	97
4.2.3 Validasi tegangan von Mises.....	98
4.2.4 Validasi tegangan Tresca.....	98
4.2.5 Validasi temperatur.....	99
4.3 Analisa tekanan kontak.....	99
4.3.1 Nilai tekanan kontak.....	99
4.3.2 Distribusi tekanan kontak	101
4.4 Analisa deformasi.....	105
4.4.1 Nilai deformasi	106

4.4.2	Distribusi deformasi	107
4.5	Analisa tegangan von Mises	111
4.5.1	Nilai tegangan von Mises	111
4.5.2	Distribusi tegangan von Mises	114
4.6	Analisa tegangan Tresca.....	117
4.6.1	Nilai tegangan Tresca	117
4.6.2	Distribusi tegangan Tresca	119
4.7	Analisa temperatur.....	122
4.7.1	Nilai temperatur.....	122
4.7.2	Distribusi temperatur.....	124
BAB 5 SIMPULAN DAN SARAN		126
5.1	Kesimpulan.....	126
5.2	Saran.....	127
DAFTAR PUSTAKA		128

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2. 1 Anatomi sendi pinggul.....	10
Gambar 2. 2 Gerakan sendi pinggul.....	11
Gambar 2. 3 Siklus Berjalan Normal.	12
Gambar 2. 4 Gaya kerja pada sendi pinggul.....	14
Gambar 2. 5 <i>Gait loading</i> normal pada sendi pinggul berdasarkan ISO 14242-1 .14	14
Gambar 2. 6 Penyakit <i>Osteoarthritis</i>	17
Gambar 2. 7 Penyakit <i>Avascular Necrosis</i>	17
Gambar 2. 8 Perbedaan <i>Hip Resurfacing</i> dan <i>Total Hip Arthroplasty</i>	19
Gambar 2. 9 Komponen-komponen pada sendi pinggul buatan	21
Gambar 2. 10 Pasangan bantalan <i>Ceramic-on-Ceramic</i>	30
Gambar 2. 11 Pasangan bantalan <i>Ceramic-on-Plastic</i>	31
Gambar 2. 12 Pasangan bantalan <i>Metal-on-Plastic</i>	32
Gambar 2. 13 Pasangan bantalan <i>Metal-on-Metal</i>	33
Gambar 2. 14 Pemodelan mekanika kontak sendi pinggul buatan.....	35
Gambar 2. 15 Kontak antara dua benda elastis dengan permukaan melengkung. 36	36
Gambar 2. 16 Pelumasan batas pada sendi pinggul buatan.....	40
Gambar 2. 17 Pelumasan campuran pada sendi pinggul buatan	41
Gambar 2. 18 Pelumasan film penuh pada sendi pinggul buatan	41
Gambar 2. 19 Tahap Keausan.....	45
Gambar 2. 20 Keausan Abrasif pada sendi pinggul buatan.....	46
Gambar 2. 21 Keausan Adhesif pada sendi pinggul buatan	46
Gambar 2. 22 Keausan Lelah pada sendi pinggul buatan	47
Gambar 2. 23 Keausan Korosif pada sendi pinggul buatan	47
Gambar 2. 24 Keausan Erosif pada sendi pinggul buatan.....	48
Gambar 2. 25 Bahan material yang mengalami <i>yielding</i>	50
Gambar 2. 26 Material baut yang mengalami kegagalan <i>fracture</i>	51
Gambar 2. 27 Grafik <i>ductile-brittle transition temperature</i>	55
Gambar 2. 28 Perubahan temperatur pada jenis-jenis bantalan.....	58
Gambar 2. 29 Efek pelumasan dalam pengujian <i>in vitro</i> pada sendi pinggul buatan.	59

Gambar 2. 30 Kurva beban vertikal dari gerakan normal pada sendi pinggul	61
Gambar 2. 31 Kurva beban 3D pada sendi pinggul buatan dalam kondisi berjalan normal.....	62
Gambar 2. 32 Skema pembebanan pada sendi pinggul buatan secara 3D dan vertikal.....	62
Gambar 2. 33 Perbedaan variasi ketebalan film pelumas sendi pinggul buatan dengan pembebanan vertikal dan 3D dalam kondisi berjalan normal.....	63
Gambar 3. 1 Diagram Alir Penelitian.	65
Gambar 3. 2 Diagram Prosedur Simulasi.	66
Gambar 3. 3 <i>Gait Loading</i> pada sendi pinggul buatan.....	69
Gambar 3. 4 Memilih menu pengaturan “ <i>Create Part</i> ”.	70
Gambar 3. 5 Memasukkan titik-titik koordinat.	71
Gambar 3. 6 Menyatukan titik-titik koordinat.....	71
Gambar 3. 7 Model elemen hingga pada bagian <i>Femoral Head</i>	72
Gambar 3. 8 Model elemen hingga pada <i>Acetabular Cup</i>	73
Gambar 3. 9 Menginput nilai modulus Young dan rasio Poisson.....	74
Gambar 3. 10 Memasukkan massa jenis pada material.....	75
Gambar 3. 11 Memasukkan konduktivitas thermal pada material	75
Gambar 3. 12 Memasukkan nilai panas spesifik pada material	76
Gambar 3. 13 Proses <i>assembly</i> pada komponen <i>femoral head</i> dan komponen <i>acetabular cup</i>	77
Gambar 3. 14 Membuat kedua komponen saling berkontak.	77
Gambar 3. 15 Pemilihan <i>step</i> pada simulasi kontak.....	78
Gambar 3. 16 Pengaturan <i>incrementation</i>	79
Gambar 3. 17 Pemilihan <i>step</i> untuk simulasi panas akibat gesekan.	79
Gambar 3. 18 Memilih nilai temperatur sebagai <i>output</i> pada simulasi.	80
Gambar 3. 19 Menentukan <i>master surface</i> dan <i>slave surface</i> menggunakan ABAQUS CAE.....	81
Gambar 3. 20 Memasukkan interaksi pada permukaan.....	82
Gambar 3. 21 Memasukkan nilai koefisien gesek secara <i>Tangential Behavior</i>	82
Gambar 3. 22 Memasukkan nilai koefisien gesek secara <i>Normal Behavior</i>	83

Gambar 3. 23 Kondisi batas pada <i>Acetabular Cup</i>	83
Gambar 3. 24 Memasukkan temperatur awal pada material sebelum simulasi.....	84
Gambar 3. 25 Resultan gaya-gaya pada satu siklus <i>gait</i> normal.	85
Gambar 3. 26 Pengaturan Kondisi pembebanan.	85
Gambar 3. 27 Menginput nilai pembebanan.	86
Gambar 3. 28 Melakukan <i>assign mesh control</i>	86
Gambar 3. 29 <i>Create Mesh</i>	87
Gambar 3. 30 Hasil <i>meshing</i> model elemen hingga dengan variasi celah radial ...	87
Gambar 3. 31 Menjalankan Simulasi pada model elemen hingga.	88
Gambar 3. 32 Hasil simulasi tegangan von Mises.	89
Gambar 3. 33 Hasil simulasi tegangan Tresca	89
Gambar 3. 34 Hasil simulasi tekanan kontak.	90
Gambar 3. 35 Hasil simulasi deformasi.	90
Gambar 3. 36 Hasil simulasi panas akibat gesekan.....	90
Gambar 3. 37 Grafik tekanan kontak terhadap fase pada material ZrO_2	92
Gambar 3. 38 Grafik deformasi terhadap fase pada material ZrO_2	92
Gambar 3. 39 Grafik tegangan Tresca terhadap fase pada material ZrO_2	93
Gambar 3. 40 Grafik tegangan von Mises terhadap fase pada material ZrO_2	93
Gambar 3. 41 Grafik temperatur terhadap fase pada material ZrO_2	94
Gambar 3. 42 Grafik temperatur terhadap waktu 1 detik pada material ZrO_2	94
Gambar 4.1 Studi konvergensi elemen.....	96
Gambar 4.2 Nilai tekanan kontak dalam satu kali siklus berjalan untuk tiap-tiap nilai celah radial	100
Gambar 4.3 Perbandingan nilai tertinggi, terendah, dan rata-rata dari tekanan kontak untuk tiap variasi celah radial.....	101
Gambar 4.4 Kontur distribusi tekanan kontak pada <i>acetabular cup</i> terhadap 5 fase siklus berjalan setiap variasi celah radial.....	102
Gambar 4.5 Distribusi tekanan kontak <i>acetabular cup</i> saat beban maksimum.	103
Gambar 4.6 Distribusi tekanan kontak pada pembebanan maksimal setiap celah radial	104
Gambar 4.7 Investigasi radius kontak tekanan kontak pada <i>acetabular cup</i> ...	105

Gambar 4.8	Nilai tekanan kontak terhadap radius kontak pada saat pembebanan maksimal untuk tiap nilai celah radial	105
Gambar 4.9	Nilai deformasi dalam satu kali siklus berjalan untuk tiap-tiap nilai celah radial	106
Gambar 4.10	Perbandingan nilai tertinggi, terendah, dan rata-rata dari deformasi untuk tiap variasi celah radial	107
Gambar 4.11	Kontur distribusi deformasi pada acetabular cup pada 5 fase penting siklus berjalan untuk tiap variasi celah radial.....	108
Gambar 4.12	Investigasi distribusi deformasi pada acetabular cup saat pembebanan maksimum.....	109
Gambar 4.13	Distribusi deformasi saat pembebanan maksimal untuk tiap celah radial.....	109
Gambar 4.14	Investigasi radius kontak dari deformasi pada <i>acetabular cup</i>	110
Gambar 4.15	Nilai deformasi terhadap radius kontak pada saat pembebanan maksimal untuk tiap nilai celah radial	111
Gambar 4.16	Nilai tegangan von Mises dalam satu kali siklus berjalan untuk tiap-tiap nilai celah radial	112
Gambar 4.17	Perbandingan nilai tertinggi, terendah, dan rata-rata dari tegangan von Mises untuk tiap variasi celah radial.....	113
Gambar 4.18	Kontur distribusi tegangan von Mises pada <i>acetabular cup</i> pada 5 fase penting siklus berjalan untuk tiap variasi celah radial	114
Gambar 4.19	Investigasi distribusi tegangan von Mises pada <i>acetabular cup</i> saat pembebanan maksimum.....	115
Gambar 4.20	Distribusi tegangan von Mises saat pembebanan maksimal untuk tiap celah radial	116
Gambar 4.21	Investigasi radius kontak dari tegangan von Mises pada <i>acetabular</i>	

<i>cup</i>	116
Gambar 4.22 Nilai tegangan von Mises terhadap radius kontak pada saat pembebanan maksimal untuk tiap nilai celah radial	117
Gambar 4.23 Nilai tegangan Tresca dalam satu kali siklus berjalan untuk tiap-tiap nilai celah radial	118
Gambar 4.24 Perbandingan nilai tertinggi, terendah, dan rata-rata dari tegangan Tresca untuk tiap variasi celah radial.....	119
Gambar 4.25 Kontur distribusi tegangan Tresca pada acetabular cup pada 5 fase penting siklus berjalan untuk tiap variasi celah radial.....	120
Gambar 4.26 Distribusi tegangan Tresca saat pembebanan maksimal untuk tiap celah radial	121
Gambar 4.27 Nilai tegangan Tresca terhadap radius kontak pada saat pembebanan maksimal untuk tiap nilai celah radial	122
Gambar 4.28 Nilai temperatur dalam satu kali siklus berjalan untuk tiap-tiap nilai celah radial	123
Gambar 4.29 Investigasi distribusi temperatur pada sendi pinggul buatan	124
Gambar 4.30 Kontur distribusi temperatur pada sendi pinggul buatan pada 5 fase penting siklus berjalan untuk tiap variasi celah radial	124

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2. 1 Pengukuran Gaya pada sendi pinggul menurut beberapa referensi.....	15
Tabel 2. 2 Sifat mekanis pada jenis-jenis keramik	23
Tabel 2. 3 Sifat mekanis pada jenis-jenis plastik.....	24
Tabel 2. 4 Sifat mekanis pada jenis-jenis logam.	26
Tabel 2. 5 Koefisien gesek pada sendi pinggul buatan kondisi tanpa pelumasan.	38
Tabel 2. 6 Nilai kekasaran dari pasangan bantalan pada sendi pinggul buatan.....	39
Tabel 2. 7 Rasio lamda (λ) untuk tiap rezim pelumasan.....	40
Tabel 2. 8 Faktor keausan pada bantalan pasang pada sendi pinggul buatan.....	44
 Tabel 3. 1 Tingkat keausan volumetrik pada variasi celah radial yang digunakan.	 67
Tabel 3. 2 Parameter geometri sendi pinggul buatan	67
Tabel 3. 3 Properti material dari ZrO ₂	68
Tabel 4.1 Jumlah elemen dan masing-masing tekanan kontak maksimalnya	95
Tabel 4.2 Validasi nilai tekanan kontak	97
Tabel 4.3 Validasi nilai deformasi	97
Tabel 4.4 Validasi nilai tegangan von Mises	98
Tabel 4.5 Validasi nilai tegangan Tresca	98
Tabel 4.6 Validasi nilai temperatur	99
Tabel 4.7 Nilai tekanan kontak tertinggi, terendah, dan rata-rata untuk tiap variasi celah radial	100
Tabel 4.8 Nilai deformasi tertinggi, terendah, dan rata-rata untuk tiap variasi celah radial	106
Tabel 4.9 Nilai tegangan von Mises tertinggi, terendah, dan rata-rata untuk tiap variasi celah radial	112
Tabel 4.10 Perbandingan tegangan von Mises tertinggi terhadap <i>yield strength</i> ZrO ₂ untuk tiap variasi celah radial.....	113
Tabel 4.11 Nilai tegangan Tresca tertinggi, terendah, dan rata-rata untuk tiap	

variasi celah radial	118
Tabel 4.12 Perbandingan tegangan Tresca tertinggi terhadap <i>yield strength</i>	
ZrO2 untuk tiap variasi celah radial.....	119
Tabel 4.13 Nilai temperatur tertinggi, terendah, dan rata-rata untuk tiap variasi	
celah radial	120

DAFTAR ISTILAH

Sendi Pinggul	Sendi yang menghubungkan antara <i>femur</i> dan <i>pelvis</i>
<i>Femur</i>	Tulang paha
<i>Pelvis</i>	Tulang pinggul
Artikulasi	Pergerakan sendi yang saling berkontak
<i>Kartilago</i>	Tulang rawan yang melapisi permukaan tulang keras yang saling berkontak
Otot	Jaringan dalam tubuh manusia berupa alat gerak aktif yang mampu menggerakkan tulang
<i>Acetabulum</i>	Permukaan cembung tulang pinggul dimana merupakan tempat kepala <i>femur</i> berartikulasi
Cairan <i>synovial</i>	Cairan dalam tubuh manusia yang berfungsi untuk melumasi permukaan tulang yang saling berkontak
<i>Osteoarthritis</i>	Penyakit pada sendi pinggul dengan degenerasi <i>kartilago</i> pada kepala <i>femur</i> dan <i>acetabulum</i>
<i>Avascular Necrosis</i>	Penyakit pada sendi pinggul yang diakibatkan dari hilangnya suplai darah ke tulang pinggul
<i>Implan</i>	Peralatan medis yang digunakan untuk menggantikan struktur dan mengembalikan fungsi suatu bagian biologis yang rusak
<i>Artificial hip joint</i>	<i>Implan</i> pengganti sendi pinggul yang rusak
<i>Hip resurfacing</i>	Operasi penggantian sambungan tulang pingul yang rusak dengan <i>artificial hip joint</i> secara sebagian
<i>Total hip arthroplasty</i>	Operasi penggantian sambungan tulang pingul yang rusak dengan <i>artificial hip joint</i> secara menyeluruh
<i>Osteolisis</i>	Penyakit hancurnya tulang
<i>Gait loading</i>	Beban yang diterima oleh sendi pinggul saat melakukan aktifitas tertentu
Rentang gerak	Besar sudut yang terbentuk dari gerakan sendi pinggul saat melakukan aktifitas tertentu
<i>Femoral head</i>	Komponen <i>implan</i> pengganti kepala <i>femur</i> pada <i>artificial hip joint</i>
<i>Acetabular cup</i>	Komponen <i>implan</i> pengganti <i>acetabulum</i> pada <i>artificial hip joint</i>
Keausan linear	Keausan yang diukur dari kedalaman keausan yang terbentuk
Keausan volumetrik	Keausan yang diukur dari volume partikel keausan

<i>Tendon</i>	Urat
<i>Ligamen</i>	Tisu berserat penyambung tulang
Ortopedi	Cabang ilmu kedokteran yang mempelajari berbagai jenis gangguan dalam sistem <i>muskuloskeletal</i>
<i>Inflamasi Periprostetik</i>	Respon fisiologis tubuh akibat factor eksternal berupa peradangan bagian organ tubuh
<i>Fleksi/Ekstensi</i>	Gerakan yang mengurangi/menambah sudut antara dua bagian tubuh
<i>Abduksi/Adduksi</i>	Gerakan yang menjauhi/mendekati garis tegak di tengah tubuh
<i>Osseointegration</i>	Menyatunya tulang dengan implan di dalam tubuh manusia
<i>Bone cement</i>	Material yang digunakan untuk merekatkan implan dengan tulang
<i>Inflammation</i>	Peradangan
<i>Elemen hingga</i>	Metode numerikal untuk meneliti fenomena mekanika dengan menggunakan persamaan matematis
<i>Cortical bone</i>	Bagian luar dari tulang yang bersifat keras dan kaku
<i>Debris</i>	Partikel aus
<i>Appositional bone growth</i>	Pertumbuhan tulang dengan bertambahnya diameter tulang
<i>Metallosis</i>	Suatu kondisi langka yang ditandai dengan pengendapan dan penumpukan serpihan logam di jaringan lunak tubuh

DAFTAR LAMBANG

Lambang	Nama	Satuan
P	Tekanan kontak	Pa
E	Modulus Young	Pa
E^*	Modulus Young ekivalen	Pa
ν	Rasio Poisson	-
R_a	Rata-rata kekasaran permukaan	μm
$R_{a,head}$	Rata-rata kekasaran permukaan <i>femoral head</i>	μm
$R_{a,cup}$	Rata-rata kekasaran permukaan <i>acetabular cup</i>	μm
T	Temperatur	$^{\circ}C$
A	Radius area kontak	m
R	Resultan gaya	N
$R_{ekivalen}$	Jari-jari ekivalen	mm
R_{cup}	Jari-jari <i>acetabular cup</i>	mm
R_{head}	Jari-jari <i>femoral head</i>	mm
h_{min}	Ketebalan film pelumas minimum	mm
F_{gesek}	Gaya gesek	N
N	Gaya normal	N
μ	Koefisien gesek	-
η	Kekentalan cairan pelumas	Ns/m^2
λ	Rasio lamda	-
F_n	Pembebanan yang diberikan	N
σ_n	Tegangan prinsipal	N
τ	Tegangan geser	N

σ_{yield}	Tegangan luluh	Pa
Q	Panas	J
ρ	Massa jenis	kg/m^3
K	Koefisien distribusi panas	-
W	Berat	N
SG	Gravitasi spesifik	-
E_{flex}	Modulus lentur	-
TS	Kekuatan tarik	GPa
TE	Elongasi tarik	MPa
σ_Y	Kekuatan <i>yield</i>	MPa
HV	Kekerasan vicker	MPa
E_{corr}	Potensi korosi	mV
A	Luas area	m^2
ω	Keccepatan sudut	rad/s
T	Temperatur	$^{\circ}C$
F	Pembebanan	N
F_{max}	Pembebanan max	N
FT	Torsi gesek	Nm
L	Panjang awal	m
K	Konduktivitas thermal	W/mK
c	Panas spesifik	J/kgK
ΔL	Pertambahan panjang/deformasi	mm
τ_{yield}	Tegangan geser saat terjadi <i>yield</i>	MPa
τ_{Tresca}	Tegangan Tresca	MPa
σ_v	Tegangan von Mises	MPa

s	<i>Deviatoric stress</i>	MPa
$[K]$	Matrix elemen kekakuan	-
$[M]$	Matrix elemen massa	-
$[C]$	Matrix kapasitas panas	-
$\{T\}$	Vektor temperatur	-
$\{P\}$	<i>Load temperatur</i>	-
$\{\sigma\}$	Matrix tegangan	-
$\{\varepsilon\}$	Matrix regangan	-
$[D]$	Matrix elastic atau elastoplastic	-
$\{\alpha\}$	Matrix koefisien ekspansi panas	-

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Pada tubuh manusia terdapat salah satu sendi terkuat dan terbesar yang dinamakan dengan sendi pinggul dimana posisi sendi ini berada diantara tulang paha (*femur*) dan tulang pinggul (*pelvis*). Menurut Sekhar dkk (Sekhar dkk., 2017), sendi pinggul memiliki tugas utama yaitu adalah untuk mendukung tubuh bagian atas ketika saat sedang melakukan aktivitas seperti berdiri, berjalan, berlari, membungkuk dan meregang serta untuk melakukan gerakan-gerakan secara statis ataupun dinamis. Kepala *femur* atau *femoral head* adalah komponen cembung pada sendi pinggul, dan bagian tersebut ditutupi oleh tulang rawan yang dinamakan dengan *kartilago*. *Femoral head* berbentuk dua pertiga bola yang mencerminkan tingkat artikulasi tinggi. *Acetabulum* adalah permukaan cekung pada tulang pinggul. Sama seperti *femoral head*, *acetabulum* juga ditutupi oleh lapisan *kartilago*. Otot yang besar dan kuat mengelilingi artikulasi antara *femoral head* dan *acetabulum*. Dua lapisan *kartilago*, yakni pada *femoral head* dan *acetabulum* dilumasi oleh cairan pelumas. Cairan tersebut dinamakan dengan cairan *synovial*. Cairan *synovial* ini berfungsi agar memungkinkan *femoral head* berputar bebas dengan berbagai gerakan dalam tiga arah sumbu. Maka dari itu, dikarenakan hasil dari kinerja tinggi dari proses pelumasan yang mencegah kontak antar permukaan secara langsung, diharapkan sendi pinggul yang sehat dapat bertahan hingga seumur hidup.

Menurut Mcgeough dan Giannoudis, terdapat sejumlah penyakit yang umum terjadi pada sendi pinggul, contohnya seperti *osteoarthritis* dan *avascular necrosis*. Penyakit-penyakit tersebut dapat menyebabkan *kartilago* mengalami degradasi dan dapat menyebabkan fraktur pada leher *femur* karena kejadian-kejadian tertentu (Giannoudis, 2013; McGeough, 2013). Penyakit ini juga menyebabkan operasi pelumasan menurun sehingga pinggul kehilangan berbagai fungsi gerak dan menyebabkan kontak secara langsung antara *femoral head* terhadap *pelvis* sehingga menyebabkan rasa sakit. Namun hal tersebut dapat diatasi

dengan cara melakukan penggantian sendi pinggul menggunakan *implan* sendi pinggul buatan (*artificial hip joint*) (Reynolds & Tansey, 2007).

Maka dari itu, diciptakanlah 2 metode yang dapat dilakukan untuk mengurangi rasa sakit dan mengembalikan fungsi pinggul yang rusak atau bermasalah tersebut, yaitu *hip resurfacing* dan *total hip arthroplasty*. *Hip resurfacing* adalah penggantian pada bagian tubuh kepala femur saja, sedangkan *total hip arthroplasty* mengganti bagian tubuh kepala femur secara keseluruhan dan sedikit bagian *acetabulum* pada pelvis, selain itu juga *total hip arthroplasty* merupakan prosedur pembedahan dengan biaya yang efektif yang bertujuan untuk meningkatkan fungsi sendi dan menghilangkan rasa sakit serta menstabilkan mobilitas ketika perawatan non-medis tidak lagi efektif. *Total hip arthroplasty* tentu saja membantu, namun masih ada ruang untuk kemajuan dan hasil jangka panjang yang lebih baik, terutama pada pasien lanjut usia. Sendi pinggul yang rusak diperbaiki selama prosedur ini menggunakan implan medis yang terbuat dari *femoral stem*, *femoral head*, *acetabular cup*, dan *acetabular shell*. Pada pembedahan primer, terdapat bantalan antara *femoral head* dan *pelvis* yang berfungsi untuk pasien agar bisa bergerak, berjalan, berlari, atau melakukan aktivitas yang biasa dilakukan kebanyakan orang. Untuk meminimalisir kerugian setelah operasi besar, kedua komponen ini dibuat agar dapat bertahan dalam jangka waktu yang sangat lama. Diperoleh juga data bahwa setiap tahunnya ada sekitar satu juta operasi penggantian sendi pinggul yang dilakukan di seluruh dunia serta ada sekitar lebih dari 5 juta komponen sendi pinggul buatan yang terpasang setiap tahunnya di seluruh dunia.

Untuk operasi sendi pinggul ini, ada tiga pilihan biomaterial bantalan yang umumnya digunakan, yaitu logam, polimer, dan keramik (Kaivosoja dkk., 2013). Biomaterial ini dikombinasikan untuk menjadi pasangan bantalan pada sendi pinggul. Pasangan-pasangan dari bantalan yang dikombinasikan antara lain

1. *Metal-on-Metal*
2. *Metal-on-Polymer*
3. *Ceramic-on-Polymer*
4. *Ceramic-on-Ceramic*

Namun, terdapat masalah pada biomaterial seperti polimer dan logam, karena mempunyai kelemahan, yakni partikel-partikel pada polimer mudah mengalami keausan sehingga bisa menyebabkan *osteolysis* (Hasegawa dkk., 2023), sedangkan logam mempunyai kelemahan pada ion-ionnya yang dapat menyebabkan *metallosis* (Wakabayashi dkk., 2022). Maka dari itu, hal ini menjadikan biomaterial keramik menjadi pilihan terbaik untuk digunakan, melihat kombinasi bantalan antara *acetabular cup* bermaterial keramik dengan *femoral head* bermaterial keramik yang sangat menjanjikan. Namun sebelum itu, masih terdapat masalah yaitu pada material keramik yang terbagi lagi menjadi beberapa pilihan, antara lain yaitu Zirkonium Dioksida (ZrO_2), Silikon Nitrida (Si_3N_4), dan Aluminium Oksida (Al_2O_3). Menurut para ahli bedah, ZrO_2 adalah salah satu kemungkinan terbaik untuk biomaterial yang digunakan dalam keramik (SR dkk., 2011). Maka dari itu, menggunakan material ZrO_2 pada sendi pinggul buatan merupakan inovasi yang diunggulkan pada penelitian ini, karena merupakan material keramik dengan keunggulan yang lebih baik dibandingkan material yang lain karena ZrO_2 memiliki kepadatan yang tinggi, ketahanan aus yang baik, dan ketahanan terhadap korosi karena kelembamannya terhadap reaksi kimia, serta tidak akan menyebabkan terjadinya *osteolysis* dan *metallosis* pada saat digunakan.

Pada operasi penggantian sendi pinggul total ini, terdapat hal yang penting untuk dilakukan yaitu adalah menganalisis celah radial. Celah radial adalah perbedaan radius antara *femoral head* dan *acetabular cup*. Menurut penelitian Lestari dkk (Lestari dkk., 2021), Meng dkk (Meng dkk., 2013), Tudor dkk (Tudor dkk., 2013), celah radial memainkan peran penting dalam tekanan kontak dan bagaimana tekanan didistribusikan ke seluruh permukaan komponen bantalan. Selain itu juga, celah radial berpengaruh terhadap seberapa baik implan dilumasi. Tekanan ini akan memberikan tekanan pada komponen bantalan ZrO_2 -on- ZrO_2 , dan demi menjaga kedua komponen artikulasi tetap pada posisi dan bentuk kerja yang optimal. Maka dari itu, dengan memperoleh ini, keamanan komponen pada bantalan akan meningkat.

Pada umumnya, sendi pinggul buatan ini memiliki beberapa hal penting yang perlu diselidiki, yaitu pada permukaan *acetabular cup* dan permukaan *femoral head* yang terjadi mekanika kontak, dan yang terakhir adalah mengenai adanya

temperatur yang diakibatkan oleh gesekan antara *acetabular cup* dan *femoral head* pada sendi pinggul buatan. Mengenai mekanika kontak pada sendi pinggul buatan, dibagi lagi menjadi beberapa jenis yaitu mencakup tekanan kontak, deformasi, tegangan von Mises, dan tegangan Tresca. Untuk tekanan kontak sendiri, merupakan besarnya nilai tekanan yang maksimum terjadi pada komponen *femoral head* dan *acetabular cup*. Tekanan kontak juga berkorelasi dengan keausan menurut persamaan keausan Archard. Berdasarkan teori keausan Archard, dapat dikatakan bahwa keausan dapat dikurangi dengan mengurangi tekanan kontak. Evaluasi tekanan kontak sebagai studi awal sebelum melakukan prediksi keausan telah banyak dilakukan pada penelitian-penelitian sebelumnya. Terlepas dari persamaan keausan Archard yang menunjukkan bahwa keausan dapat diminimalkan dengan mengurangi besarnya tekanan kontak. Hal ini memperjelas hubungan antara keausan dengan tekanan kontak, dimana ditemukan bahwa intensitas keausan cenderung meluas seiring dengan meningkatnya tekanan kontak.

Kemudian mengenai deformasi, deformasi merupakan perubahan bentuk yang dialami pada komponen *femoral head* dan *acetabular cup* yang disebabkan oleh tekanan kontak. Ketika seorang pasien menjalani sendi pinggul buatan, bentuk implan medis dapat berubah dikarenakan tekanan aktivitas sehari-hari. Banyak faktor yang mempengaruhi kinerja sendi pinggul buatan, termasuk deformasi permukaan bantalan *femoral head* dan *acetabular cup*. Dengan mengubah celah radial pada bantalan, hal ini dapat mempengaruhi keausan dengan mempengaruhi sistem pelumasan. Selain itu, deformasi berkontribusi terhadap kegagalan akibat ketidakstabilan, yang merupakan salah satu penyebab utama revisi sendi pinggul buatan. Deformasi diminimalkan sebagai strategi untuk meningkatkan kinerja implan guna mengurangi kemungkinan revisi yang diperlukan setelah sendi pinggul buatan primer.

Untuk tegangan von Mises sendiri merupakan indikator terbaik untuk menentukan kegagalan pada material. Keamanan bantalan sangat penting untuk memastikan implan penggantian pinggul total memiliki kemampuan bertahan dalam jangka panjang, sehingga pasien dapat menikmati hidupnya tanpa operasi revisi. Secara umum, prediksi tegangan von Mises telah digunakan di masa lalu untuk melakukan penelitian mengenai sendi pinggul buatan. Jika tegangan von

Mises yang dialami suatu bahan diatas kekuatan luluhnya maka akan menjadi masalah karena kehilangan elastisitasnya dan tidak dapat kembali ke bentuk semula. Selain itu, pelumasan menjadi lebih buruk, artikulasi tidak lagi mulus, dan komponen bantalan kemungkinan besar mengalami dislokasi.

Sedangkan untuk tegangan Tresca, tegangan ini digunakan karena menurut teori kegagalan, area amannya lebih kecil dibandingkan area aman von Mises, sehingga lebih aman dibandingkan von Mises. Studi mengenai tegangan Tresca pada bantalan sendi pinggul buatan masih sangat terbatas, dan belum ada penelitian yang dilakukan mengenai hubungan tegangan Tresca pada bantalan ZrO_2 -on- ZrO_2 berdasarkan variasi jarak radial.

Dan yang terakhir, mengenai temperatur akibat gesekan pada sendi pinggul buatan. Untuk mengukur tingkat temperatur yang disebabkan oleh gesekan antara *femoral head* dan *acetabular cup* pada sendi pinggul buatan, simulasi temperatur akibat gesekan pun dilakukan. Tujuan dari simulasi ini ialah agar dapat menentukan temperatur di mana sendi pinggul buatan akan berfungsi di dalam tubuh manusia pada akhirnya. Selain itu juga, ingin melihat apakah temperatur yang dihasilkan dari gesekan sendi pinggul buatan dapat menyebabkan kerusakan jaringan. Dan juga dari sini, dapat dipelajari mengenai bagaimana pengaruh temperatur terhadap laju keausan material yang seperti yang dikatakan oleh Stanczyk & Telega pada penelitiannya (Stanczyk & Telega, 2002).

Terdapat banyak cara yang dilakukan untuk meneliti tentang sendi pinggul buatan. Metode-metode penelitian terhadap sendi pinggul buatan dibagi menjadi tiga kategori. Kategori yang pertama yaitu pengukuran yang dilakukan langsung pada tubuh manusia, yang juga dikenal sebagai metode *in vivo*. Metode ini dilakukan dengan memasukkan sensor pengukur ke dalam implan yang telah dipasang sebelumnya sebelum dimasukkan ke dalam tubuh manusia. Salah satu contoh penelitian yang menggunakan metode ini adalah penelitian yang dilakukan oleh Bergmann dkk. pada tahun 2001 (Bergmann dkk., 2001). Kategori kedua adalah jenis pengukuran *in vitro*, atau yang dilakukan di laboratorium, di mana model implan dibuat dan disesuaikan dengan lingkungan untuk mendekati kondisi pada tubuh manusia. Penelitian Davidson dkk. (Davidson dkk., 1988) adalah contoh

metode penelitian yang menggunakan pendekatan ini. Kategori yang terakhir yaitu pengukuran *in silico*, dimana pengukuran ini melibatkan penggunaan persamaan matematis. Metode ini biasanya dilakukan dengan bantuan komputer dengan metode elemen hingga. Tujuan dari menggunakan metode ini karena tidak membutuhkan banyak sumber daya, seperti waktu dan uang. Peneliti juga harus melakukan simulasi komputasi terlebih dahulu sebelum terjun ke dunia nyata karena tenaga komputasi saat ini telah sangat berkembang.

Maka dari itu, berdasarkan uraian di atas, peneliti melakukan simulasi pada sendi pinggul buatan dengan melihat bagaimana celah radial berperan terhadap mekanika kontak dan temperatur yang dihasilkan oleh gesekan di bawah pembebanan saat berjalan normal dengan menggunakan bantalan material ZrO_2-ZrO_2 . Dari latar belakang inilah peneliti akhirnya dapat menetapkan judul penelitian ini yaitu “SIMULASI TEGANGAN KONTAK PADA IMPLAN PINGGUL KERAMIK-KERAMIK DENGAN PERBEDAAN JARAK RADIAL”. Pengumpulan data untuk penelitian ini sepenuhnya dilakukan melalui simulasi komputasi, terutama pada implan sendi pinggul buatan yang menggunakan material bantalan keramik ZrO_2-ZrO_2 .

1.2. Rumusan Masalah

Rumusan masalah pada penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana pengaruh celah radial terhadap nilai dan distribusi tekanan kontak pada sendi pinggul buatan dengan material bantalan keramik ZrO_2-ZrO_2 yang menggunakan pembebanan *gait* normal?
2. Bagaimana pengaruh celah radial terhadap nilai dan distribusi deformasi pada sendi pinggul buatan dengan material bantalan keramik ZrO_2-ZrO_2 yang menggunakan pembebanan *gait* normal?
3. Bagaimana pengaruh celah radial terhadap nilai dan distribusi tegangan Tresca pada sendi pinggul buatan dengan material bantalan keramik ZrO_2-ZrO_2 yang menggunakan pembebanan *gait* normal?

4. Bagaimana pengaruh celah radial terhadap nilai dan distribusi tegangan von Mises pada sendi pinggul buatan dengan material bantalan keramik ZrO_2-ZrO_2 yang menggunakan pembebanan *gait* normal?
5. Bagaimana pengaruh celah radial terhadap tingkat keamanan pada sendi pinggul buatan dengan material bantalan keramik ZrO_2-ZrO_2 yang diberi pembebanan *gait* normal apabila didasarkan pada teori kegagalan Tresca?
6. Bagaimana pengaruh celah radial terhadap tingkat keamanan pada sendi pinggul buatan dengan material bantalan keramik ZrO_2-ZrO_2 yang diberi pembebanan *gait* normal apabila didasarkan pada teori kegagalan von Mises?
7. Bagaimana pengaruh celah radial terhadap temperatur yang dihasilkan pada sendi pinggul buatan dengan material bantalan keramik ZrO_2-ZrO_2 yang diakibatkan oleh gesekan?

1.3. Batasan Masalah

Batasan masalah dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Analisis tekanan kontak, deformasi, tegangan Tresca, tegangan von Mises, dan temperatur yang dilakukan menggunakan *software* ABAQUS/CAE 6.14-1.
2. Pemodelan bentuk geometri yang dilakukan menggunakan *software* ABAQUS/CAE 6.14-1.
3. Proses *meshing acetabular cup* dan *femoral head* dilakukan menggunakan perangkat ABAQUS/CAE 6.14-1.
4. Analisa tekanan kontak, deformasi, tegangan Tresca, tegangan von Mises, dan panas dikhususkan pada permukaan kontak *acetabular cup*.
5. Satu kali siklus pembebanan yang dilakukan terbagi menjadi 32 fase per 1 sekon.
6. Analisa temperatur model elemen hingga diberi temperatur awal sebesar $37^{\circ}C$ atau setara dengan temperatur tubuh.
7. Jenis kontak yang dilakukan pada penelitian ini adalah kontak kering.

8. Pemodelan kontak *acetabular cup* dan *femoral head* dilakukan dalam bentuk *asymmetric*.
9. Variabel yang divariasikan adalah celah radial dengan 6 jenis nilai celah radial.
10. Pembebanan yang dilakukan adalah *normal gait loading* dengan arah vertikal dan dilakukan hanya dalam satu kali siklus.
11. Analisa pada penelitian ini tidak termasuk uji mekanik secara fisik dan pembuatan perangkat.

1.4. Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Menganalisis tekanan kontak, deformasi, tegangan Tresca, dan tegangan von Mises pada sendi pinggul buatan dengan variasi celah radial.
2. Menganalisis bagaimana tingkat keamanan pada sendi pinggul buatan apabila didasarkan pada teori kegagalan Tresca dan teori kegagalan von Mises.
3. Menganalisis temperatur yang dihasilkan oleh gesekan pada sendi pinggul buatan dengan variasi celah radial.

1.5. Manfaat Penelitian

Manfaat dari penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Sebagai kontribusi untuk perkembangan ilmu mengenai sendi pinggul buatan.
2. Mampu memberikan pengetahuan secara umum dan mendasar mengenai pengaruh celah radial terhadap mekanika kontak dan temperatur akibat gesekan pada sendi pinggul buatan.
3. Menjadi referensi untuk penelitian selanjutnya mengenai pengaruh celah radial terhadap mekanika kontak dan temperatur akibat gesekan pada sendi pinggul buatan berdasarkan celah radial.

DAFTAR PUSTAKA

- Affatato, S. (2012). Wear of orthopaedic implants and artificial joints. In *Wear of Orthopaedic Implants and Artificial Joints* (First Edit). <https://doi.org/10.1533/9780857096128>
- Archard, J. F. (1953). Contact and rubbing of flat surfaces. *Journal of Applied Physics*, 24(8), 981–988. <https://doi.org/10.1063/1.1721448>
- Bartel, D. L., Burstein, A. H., Toda, M. D., & Edwards, D. L. (1985). The Effect of Conformity and Plastic Thickness on Contact Stress in Metal-Backed Plastic Implant. *Journal of Biomechanical Engineering*, 107(3), 193. <https://doi.org/10.1115/1.3138543>
- Basri, H., Syahrom, A., Prakoso, A. T., Wicaksono, D., Amarullah, M. I., Ramadhoni, T. S., & Nugraha, R. D. (2019). The Analysis of Dimple Geometry on Artificial Hip Joint to the Performance of Lubrication. In *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 1198, Issue 4). <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1198/4/042012>
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., & Rohlmann, A. (2001). Hip contact and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 34, 859–871. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00040-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00040-9)
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., & Duda, G. N. (2001). Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 34(7), 859–871. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00040-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00040-9)
- Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Verdonschot, N., & Van Lenthe, G. H. (2001). Frictional heating of total hip implants, Part 1: Measurements in patients. In *Journal of Biomechanics* (Vol. 34, Issue 4, pp. 421–428). [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00188-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00188-3)
- Brand, R. A., Pedersen, D. R., Davy, D. T., Kotzar, G. M., Heiple, K. G., & Goldberg, V. M. (1994). Comparison of hip force calculations and measurements in the same patient. In *The Journal of Arthroplasty* (Vol. 9, Issue 1, pp. 45–51). [https://doi.org/10.1016/0883-5403\(94\)90136-8](https://doi.org/10.1016/0883-5403(94)90136-8)
- Brown, S. S., & Clarke, I. C. (2006). A review of lubrication conditions for wear simulation in artificial hip replacements. *Tribology Transactions*, 49(1), 72–78. <https://doi.org/10.1080/05698190500519223>
- Craig, B. D., Failure, D., Deformation, E., Craig, B. D., & Quarterly, A. (2005). *T*

• U • T • O • R • I • A • L. 5(October), 9–16.
<https://doi.org/10.1361/154770205X70732>

Crowninshield, R. D., Johnston, R. C., Andrews, J. G., & Brand, R. A. (1978). A Biomechanical Investigation of The Human Hip. *Journal Biomechanics*, 11(1–2), 75–85. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(78\)90045-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(78)90045-3)

Daud, R., Ra, M., Kadir, A., Izman, S., Saad, A. P., Lee, M. H., & Ahmad, A. C. (2013). *The Journal of Foot & Ankle Surgery Three-Dimensional Morphometric Study of the Trapezium Shape of the Trochlea Tali*. 52, 426–431. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2013.03.007>

Davidson, J. A., Schwartz, G., & Lynch, G. (1988a). Wear, creep, and frictional heating of femoral implant articulating surfaces and the effect on long-term performance - Part II. Friction, heating, and torque. In *Journal of Biomedical Materials Research* (Vol. 22, Issue SUPPL. A1, pp. 69–91).

Davidson, J. A., Schwartz, G., & Lynch, G. (1988b). Wear, creep, and frictional heating of femoral implant articulating surfaces and the effect on long-term performance - Part II. Friction, heating, and torque. *Journal of Biomedical Materials Research*, 22(SUPPL. A1), 69–91.

Duda, G. N., Schneider, E., Chaot, E. Y. S., & Section, B. (1997). Internal Forces and Moments in The Femur During Walking. *Journal Biomechanics*, 30(9), 933–941. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00057-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00057-2)

Dumbleton, J. H. (1981). *Tribology of natural and artificial joints*. 460.

Emglis, T. A., & Kilvington, M. (1979). In vivo records of hip load using a femoral implant with telemetric output. *Journal of Biomedical Engineering*, 1(2), 111–115. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(79\)90066-9](https://doi.org/10.1016/0141-5425(79)90066-9)

Fischer-Cripps, A. C. (2007). *Introduction to Contact Mechanics* (Second Edi). Springer.

Frayssé, F., Dumas, R., Cheze, L., Wang, X., Lyon, D., & Lyon, F.-. (2009). Comparison of global and joint-to-joint methods for estimating the hip joint load and the muscle forces during walking. *Journal of Biomechanics*, 42(14), 2357–2362. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.06.056>

Germain, M. A., Hatton, A., Williams, S., Matthews, J. B., Stone, M. H., Fisher,

- J., & Ingham, E. (2003). Comparison of the cytotoxicity of clinically relevant cobalt-chromium and alumina ceramic wear particles in vitro. *Biomaterials*, 24(3), 469–479. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(02\)00360-5](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(02)00360-5)
- Giannoudis, P. V. (2013). Practical procedures in elective orthopaedic surgery: Pelvis and lower extremity. *Practical Procedures in Elective Orthopaedic Surgery: Pelvis and Lower Extremity*, 9780857298, 1–321. <https://doi.org/10.1007/978-0-85729-814-0/COVER>
- Hasegawa, M., Tone, S., Naito, Y., & Sudo, A. (2023). Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene in Hip and Knee Arthroplasties. In *Materials* (Vol. 16, Issue 6). <https://doi.org/10.3390/ma16062140>
- Heller, M. O., Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Pohl, M., Claes, L., Haas, N. P., & Duda, G. N. (2001). Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing. *Journal of Biomechanics*, 34(7), 883–893. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00039-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00039-2)
- Hertz, H. (1896). *Hertz's Miscellaneous Papers* (First Edit). Macmillan.
- Iglič, A., Antolič, V., & Srakar, F. (1993). *Biomechanical analysis of various operative hip joint rotation center shifts*. 124–126. <https://doi.org/10.1007/BF00449986>
- Jamari, J. (2006). Running-in of rolling contacts [University of Twente]. In *University of Twente*. https://doi.org/10.1007/978-981-10-0072-0_72

- Jamari, J., Ammarullah, M. I., Santoso, G., Sugiharto, S., Supriyono, T., Prakoso, A. T., Basri, H., & van der Heide, E. (2022). Computational Contact Pressure Prediction of CoCrMo, SS 316L and Ti6Al4V Femoral Head against UHMWPE Acetabular Cup under Gait Cycle. *Journal of Functional Biomaterials* 2022, Vol. 13, Page 64, 13(2), 64. <https://doi.org/10.3390/JFB13020064>
- Jamari, J., Ammarullah, M. I., Santoso, G., Sugiharto, S., Supriyono, T., & van der Heide, E. (2022). In Silico Contact Pressure of Metal-on-Metal Total Hip Implant with Different Materials Subjected to Gait Loading. *Metals*, 12(8), 1–10. <https://doi.org/10.3390/met12081241>
- Jameson, S. S., Langton, D. J., Natsu, S., & Nargol, T. V. F. (2008). The Influence of Age and Sex on Early Clinical Results After Hip Resurfacing. An Independent Center Analysis. *Journal of Arthroplasty*, 23(6 SUPPL.), 50–55. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2008.03.019>
- Jin, Z. M., Stone, M., Ingham, E., & Fisher, J. (2006). (v) Biotribology. *Current Orthopaedics*, 20(1), 32–40. <https://doi.org/10.1016/J.CUOR.2005.09.005>
- Joshi, M. G., Santare, M. H., & Advani, S. G. (2000). Survey of Stress Analyses of the Femoral Hip Prosthesis. *Applied Mechanics Reviews*, 53(1), 1–18. <https://doi.org/10.1115/1.3097335>
- Kaivosoja, E., Tiainen, V.-M., Takakubo, Y., Rajchel, B., Sobiecki, J., Kontinen, Y. T., & Takagi, M. (2013). Materials used for hip and knee implants. In *Wear of Orthopaedic Implants and Artificial Joints* (Issue December). <https://doi.org/10.1533/9780857096128.1.178>
- Kang, L., Galvin, A. L., Brown, T. D., Fisher, J., & Jin, Z. M. (2015). Wear simulation of ultra-high molecular weight polyethylene hip implants by incorporating the effects of cross-shear and contact pressure. *Journal Engineering in Medicine*, 222(7), 1049–1064. <https://doi.org/10.1243/09544119JEIM431>

- Kim, N. (n.d.). *Introduction to Nonlinear Finite Element Analysis*.
- Lestari, W. D., Edahwati, L., Saputro, W., Faizin, A. K., Issafira, R. D., & Dera, N. S. (2021). Investigation The Effect of Clearance and Body Weight on The Contact Pressure of Metal on PCU Hip Prosthesis using Finite Element Method. *E3S Web of Conferences*, 328, 10–13. <https://doi.org/10.1051/e3sconf/202132807014>
- Lievensse, A. M., Verhagen, A. P., Baar, M. E. Van, Verhaar, J. A. N., & Koes, B. W. (2002). Influence of obesity on the development of osteoarthritis of the hip: a systematic review. *Rheumatology*, 41, 1155–1162. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/41.10.1155>
- Liu, F., Leslie, I., Williams, S., Fisher, J., & Jin, Z. (2008). Development of computational wear simulation of metal-on-metal hip resurfacing replacements. *Journal of Biomechanics*, 41(3), 686–694. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.09.020>
- Mattei, L., Di Puccio, F., Piccigallo, B., & Ciulli, E. (2011). Lubrication and wear modelling of artificial hip joints: A review. *Tribology International*, 44(5), 532–549. <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2010.06.010>
- McGee, S. (2018). *Evidence-Based Physical Diagnosis* (Fourth Edi). Elsevier.
- McGeough, J. A. (2013). The Engineering of Human Joint Replacements. In *The Engineering of Human Joint Replacements* (First Edit). John Wiley & Sons. <https://doi.org/10.1002/9781118536834>
- Meng, Q., Liu, F., Fisher, J., & Jin, Z. (2013). Contact mechanics and lubrication analyses of ceramic-on-metal total hip replacements. In *Tribology International* (Vol. 63, pp. 51–60). <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2012.02.012>
- Mises, R. V. (1913). "Mechanik der festen Körper in plastisch-deformablen Zustand Mechanics of solid bodies in the plastically-deformable state. *Nachr. d. Kgl. Ges. Wiss. Göttingen, Math.-Phys. Klasse*, 4, 582–592.
- Özkaya, N., Leger, D., Goldsheyder, D., & Nordin, M. (2017). *Fundamentals of*

- Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation* (Fourth Edit). Springer.
<https://doi.org/10.1007/978-3-319-44738-4>
- Paul, J. P. (1976). Force actions transmitted by joints in the human body. *Proceedings of Royal Society of London. Series B, Biological Science*, 192(1107), 163–172.
- Popov, V. L. (2017). *Contact mechanics and friction: Physical Principles and Application* (Second Edi). Springer. <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-052402-3.50015-0>
- Puccio, F. Di, & Mattei, L. (2015). *Biotribology of artificial hip joints*. 6(1), 77–94. <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i1.77>
- Reynolds, L., & Tansey, E. (2007). *Early Development of Total Hip Replacement*.
- Rydell, N. W. (1966). Forces Acting on the Femoral Head-Prosthesis : A Study on Strain Gauge Supplied Prostheses in Living Persons. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 37(sup88), 1–132. <https://doi.org/10.3109/ort.1966.37.suppl-88.01>
- Sekhar, M. C., Rao, G. U. M., Neeharika, V. B., & Satyanarayana, K. (2017). Design and Analysis of Artificial Hip Joint. *International Journal of Engineering and Management Research*, 7(4), 305–312.
- Shankar, S., Gowthaman, K., & Uddin, M. S. (2016). Predicting long-term wear performance of hard-on-hard bearing couples: effect of cup orientation. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 54(10), 1541–1552. <https://doi.org/10.1007/s11517-015-1440-2>
- Shankar, S., & Nithyaprakash, R. (2014). Effect of Radial Clearance on Wear and Contact Pressure of Hard-on-Hard Hip Prostheses Using Finite Element Concepts. *Tribology Transactions*, 57(5), 814–820. <https://doi.org/10.1080/10402004.2014.915072>

- Siddarth, R., Uddin, M. S., Nithyaprakash, R., & Shankar, S. (2018). Wear prediction of hard carbon coated hard-on-hard hip implants using finite element method. *International Journal of Computer Aided Engineering and Technology*, 10(4), 440. <https://doi.org/10.1504/IJCAET.2018.10012356>
- SR, K., R, A., & SP, B. (2011). Total Hip Arthroplasty - over 100 years of operative history. *Orthopedic Reviews*, 3(2). <https://doi.org/10.4081/OR.2011.E16>
- Stachowiak, G. W., & Batchelor, A. W. (2014). *Engineering Tribology* (Fourth Edi). Elsevier.
- Stansfield, B. W., Nicol, A. C., Paul, J. P., Kelly, I. G., Graichen, F., & Bergmann, G. (2003). Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants . An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb. *Journal Biomechanics*, 36, 929–936. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00072-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00072-1)
- Tudor, A., Laurian, T., & Popescu, V. M. (2013). The effect of clearance and wear on the contact pressure of metal on polyethylene hip prostheses. In *Tribology International* (Vol. 63, pp. 158–168). <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2012.11.002>
- Uddin, M. S., & Zhang, L. C. (2013a). Predicting the wear of hard-on-hard hip joint prostheses. *Wear*, 301(1–2), 192–200. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2013.01.009>
- Unsworth, A. (2006). Tribology of artificial hip joints. *Http://Dx.Doi.Org/10.1243/13506501JET84*, 220(8), 711–718. <https://doi.org/10.1243/13506501JET84>
- Wakabayashi, H., Hasegawa, M., Naito, Y., Tone, S., & Sudo, A. (2022). Minimum 10-Year Results of Modular Metal-On-Metal Total Hip Arthroplasty. In *Journal of Clinical Medicine* (Vol. 11, Issue 21). Journal of Clinical Medicine. <https://doi.org/10.3390/jcm11216505>