

SKRIPSI

**PENGARUH CELAH RADIAL TERHADAP
MEKANIKA KONTAK DAN TEMPERATUR PADA
SENDI PINGGUL BUATAN DENGAN MATERIAL
BANTALAN CoCrMo-CoCrMo**



MUHAMMAD DAFFA MARBUN

03051281924033

PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN

JURUSAN TEKNIK MESIN

FAKULTAS TEKNIK

UNIVERSITAS SRIWIJAYA

2024

SKRIPSI

PENGARUH CELAH RADIAL TERHADAP MEKANIKA KONTAK DAN TEMPERATUR PADA SENDI PINGGUL BUATAN DENGAN MATERIAL BANTALAN CoCrMo-CoCrMo

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



**OLEH
MUHAMMAD DAFFA MARBUN
03051281924033**

**PROGRAM STUDI TEKNIK MESIN
JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA
2024**

HALAMAN PENGESAHAN

**PENGARUH CELAH RADIAL TERHADAP MEKANIKA
KONTAK DAN TEMPERATUR PADA SENDI PINGGUL
BUATAN DENGAN MATERIAL BANTALAN CoCrMo-CoCrMo**

SKRIPSI

Diajukan Untuk Melengkapi Salah Satu Syarat
Memperoleh Gelar sarjana Teknik Mesin
Pada Fakultas Teknik Universitas Sriwijaya

Oleh:

MUHAMMAD DAFFA MARBUN
03051281924033



Irsyadi Yani, S.T., M.Eng., Ph.D.
NIP. 197112251997021001

Diperiksa dan disetujui oleh
Pembimbing

Prof. Ir. H. Hasan Basri, Ph.D.

NIP. 195802011984031002

JURUSAN TEKNIK MESIN
FAKULTAS TEKNIK
UNIVERSITAS SRIWIJAYA

Agenda No.
Diterima Tanggal
Paraf

: 105/TM/AK/2024
: 27 Juli 2024
:

SKRIPSI

NAMA : MUHAMMAD DAFFA MARBUN
NIM : 03051281924033
JURUSAN : TEKNIK MESIN
JUDUL SKRIPSI : PENGARUH CELAH RADIAL TERHADAP
MEKANIKA KONTAK DAN TEMPERATUR
PADA SENDI PINGGUL BUATAN DENGAN
MATERIAL BANTALAN CoCrMo-CoCrMo
DIBUAT TANGGAL : 28 AGUSTUS 2022
SELESAI TANGGAL : 28 JUNI 2024

Palembang, 28 Juni 2024

Diperiksa dan disetujui oleh:
Pembimbing Skripsi

Mengetahui,
Ketua Jurusan Teknik Mesin



Irsyad Yani, S.T., M.Eng., Ph.D
NIP. 197112251997021001

Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri
NIP. 195802011984031002

HALAMAN PERSETUJUAN

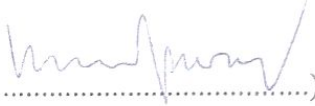
Karya tulis ilmiah berupa Skripsi ini dengan judul “Pengaruh Celah Radial Terhadap Mekanika Kontak dan Temperatur Pada Sendi Pinggul Buatan Dengan Material Bantalan CoCrMo-CoCrMo” telah dipertahankan di hadapan Tim Penguji karya tulis ilmiah Fakultas Teknik Program Studi Teknik Mesin Universitas Sriwijaya pada tanggal 22 Mei 2024.

Palembang, 22 Mei 2024

Tim Penguji Karya tulis ilmiah berupa Skripsi:

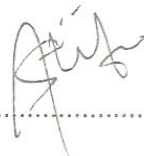
1. Ketua Penguji : Prof. Dr. Ir. Irwin Bizzy, M.T.

NIP. 19600528198903100

(.....)

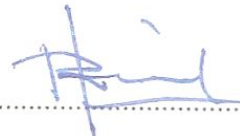
2. Sekretaris : Dr. Astuti, S.T, M.T.

NIP. 197210081998022001

(.....)

3. Penguji : Prof. Ir. Riman Sipahutar, M.Sc, Ph.D.

NIP. 195606041986021001

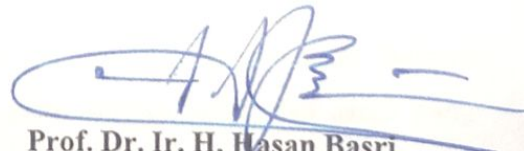
(.....)

Mengetahui,



Irsyadli Yami, S.T., M.Eng., Ph.D., IPM.
NIP. 197112251997021001

Dosen Pembimbing


Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri
NIP. 195802011984031002

KATA PENGANTAR

Puji syukur kehadirat Allah *Subhanahu Wa Ta'ala* karena atas berkat limpahan rahmat, anugrah dan karunianya sehingga penulis dapat menyelesaikan karya tulis ilmiah proposal skripsi yang mana merupakan salah satu syarat untuk mendapatkan gelar sarjana Teknik Mesin di Universitas Sriwijaya dengan judul “PENGARUH CELAH RADIAL TERHADAP MEKANIKA KONTAK DAN TEMPERATUR PADA SENDI PINGGUL BUATAN DENGAN MATERIAL BANTALAN CoCrMo-CoCrMo”.

Tidak lupa pada kesempatan ini penulis juga ingin mengucapkan banyak terima kasih kepada semua pihak yang telah banyak membantu saya dalam mengerjakan proposal skripsi ini. Adapun pihak-pihak tersebut adalah:

1. Kedua orang tua yang senantiasa menyemangati dan bersabar menunggu saya menyelesaikan bangku perkuliahan.
2. Bapak Prof. Dr. Ir. H. Hasan Basri, Ph.D. selaku Dosen Pembimbing Skripsi di Teknik Mesin Universitas Sriwijaya yang bersedia membimbing saya selama pengerjaan skripsi ini.
3. Muhammad Imam Ammarullah S.T., M.T selaku alumni yang sukarela membantu saya dan teman-teman selama pengerjaan skripsi ini.
4. Bapak Irsyadi Yani, S.T., M.Eng., Ph.D., IPM. selaku ketua jurusan Teknik Mesin Universitas Sriwijaya.
5. Bapak Dr. Dendy Adanta, S.Pd., M.T., IPP. selaku dosen pembimbing akademik.
6. Aldi dan Bima selaku teman seperjuangan tugas akhir.
7. Revata dan Haizan selaku teman satu bimbingan bapak Prof. Dr, Ir. H. Hasan Basri, Ph. D.

Penulis menyadari bahwa proposal skripsi ini masih memiliki banyak kekurangan di dalamnya dan sangat diharapkan adanya kritik dan saran yang membangun untuk proposal skripsi ini.

Wassalamualaikum Warahmatullah Wabarakatuh

HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI

Yang bertanda tangan dibawah ini :

Nama : Muhammad Daffa Marbun

NIM : 03051281924033

Judul : Pengaruh Celah Radial Terhadap Mekanika Kontak dan Temperatur Pada Sendi Pinggul Buatan Dengan Material Bantalan CoCrMo-CoCrMo

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.

Inderalaya, 14 Juni 2024



Muhammad Daffa Marbun
03051281924033

HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS

Yang bertanda tangan di bawah ini:

Nama : Muhammad Daffa Marbun

NIM : 03051281924033

Judul : Pengaruh Celah Radial Terhadap Mekanika Kontak dan Temperatur pada Sendi Pinggul Buatan dengan Material BnataIn CoCrMo-CoCrMo

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

Demikian pernyataan saya buat dalam keadaan sadar dan tanpa ada paksaan dari pihak manapun.

Inderalaya, 2 Juli 2024



Muhammad Daffa Marbun
03051281924033

RINGKASAN

PENGARUH CELAH RADIAL TERHADAP MEKANIKA KONTAK DAN TEMPERATUR PADA SENDI PINGGUL BUATAN DENGAN MATERIAL BANTALAN CoCrMo-CoCrMo

Karya tulis ilmiah berupa Skripsi, 22 Mei 2024

Muhammad Daffa Marbun dibimbing oleh Prof. Ir. H. Hasan Basri, Ph.D.

The Effects of Radial Clearance on Contact Mechanic and Temperature for Total Hip Arthroplasty with CoCrMo-CoCrMo Configuration

xxx + 124 halaman, 27 tabel, 91 gambar.

RINGKASAN

Studi ini menyelidiki pengaruh celah radial terhadap mekanika kontak dan suhu pada sendi pinggul buatan yang terbuat dari bahan bantalan CoCrMo-CoCrMo. Studi ini menggunakan simulasi komputasi untuk memeriksa bagaimana variasi celah radial memengaruhi kinerja implan pinggul, dengan fokus pada tekanan kontak, deformasi, tegangan, dan suhu. Tujuannya adalah untuk memberikan wawasan yang dapat meningkatkan desain dan umur panjang implan ini.

Material CoCrMo (Cobalt-Chromium-Molybdenum) sering digunakan dalam implan pinggul karena biokompatibilitasnya yang sangat baik, ketahanan korosi, dan ketahanan aus. Penelitian sebelumnya telah menyoroti peran penting celah radial yang merupakan celah antara kepala femoral dan cangkrik asetabulum dalam efektivitas *total hip arthroplasty* (THA). Celah radial memengaruhi pola keausan, tekanan kontak, dan kinerja keseluruhan implan. Studi ini bertujuan untuk menyelami lebih dalam efek-efek ini dengan menggunakan metode komputasi untuk memahami mekanika yang terlibat secara mendetail.

Tujuan utama penelitian ini adalah untuk mengevaluasi bagaimana berbagai celah radial mempengaruhi parameter kunci seperti distribusi tekanan kontak, deformasi, tegangan Tresca, tegangan von Mises, dan suhu. Secara khusus, studi ini bertujuan untuk menentukan dampak celah radial terhadap besaran dan distribusi tekanan kontak, tingkat deformasi, dan keamanan implan di bawah kondisi beban berjalan normal. Analisis ini sangat penting untuk memahami perilaku mekanis dan memastikan ketahanan serta keandalan implan.

Metodologi yang digunakan melibatkan simulasi elemen hingga untuk menilai efek celah radial yang berkisar dari 0,03 mm hingga 0,3 mm. Simulasi ini menyediakan analisis mendetail tentang bagaimana berbagai celah memengaruhi kinerja sendi pinggul. Dengan pendekatan komputasi ini, studi dapat secara efisien memodelkan interaksi kompleks dalam implan dan memprediksi respons mekanis yang dihasilkan. Metode ini dipilih karena kemampuannya untuk menawarkan wawasan yang tepat dan komprehensif tentang perilaku material implan di bawah berbagai kondisi.

Hasil dari simulasi menunjukkan bahwa celah radial yang lebih besar menghasilkan tekanan kontak yang lebih tinggi dan deformasi yang lebih besar, yang dapat menyebabkan peningkatan tegangan dan risiko kegagalan material yang lebih

tinggi. Celah radial yang lebih kecil cenderung mengurangi tekanan kontak. Tekanan kontak dan deformasi tertinggi diamati pada celah 0,3 mm, dan suhu tertinggi tercatat pada celah 0,3 mm. Temuan ini menyoroti korelasi langsung antara stabilitas mekanis dan efek termal, yang memerlukan keseimbangan untuk mengoptimalkan kinerja implan.

Studi ini menyimpulkan bahwa celah radial secara signifikan memengaruhi perilaku mekanis dan termal implan pinggul CoCrMo-CoCrMo. Memahami efek-efek ini memungkinkan desain implan yang lebih baik, mengoptimalkan celah radial untuk menyeimbangkan tekanan kontak yang minimal dan mengontrol suhu yang dihasilkan oleh gesekan. Keseimbangan ini sangat penting untuk meningkatkan umur panjang dan keamanan implan pinggul, yang pada gilirannya dapat meningkatkan hasil pasien.

Lebih jauh, penelitian ini menyediakan data kritis yang dapat menginformasikan pengembangan desain implan pinggul di masa depan. Dengan mengontrol celah radial secara hati-hati, dimungkinkan untuk menciptakan implan yang lebih tahan lama dan efektif dalam fungsinya. Penelitian ini memberikan pengetahuan berharga ke bidang desain implan ortopedi, menawarkan metodologi dan temuan yang dapat diterapkan untuk meningkatkan kinerja penggantian pinggul.

Singkatnya, studi ini menawarkan pemeriksaan komprehensif tentang dampak celah radial pada sendi pinggul buatan yang terbuat dari material CoCrMo. Melalui simulasi komputasi yang mendetail, studi ini menjelaskan keseimbangan rumit antara faktor mekanis dan termal yang harus dikelola untuk mengoptimalkan kinerja implan. Temuan ini menekankan pentingnya celah radial yang tepat dalam desain implan pinggul yang tahan lama dan efektif, membuka jalan untuk kemajuan dalam perawatan ortopedi dan perawatan pasien.

Kata Kunci : Sendi pinggul buatan, CoCrMo-CoCrMo, simulasi komputasi, siklus gait, mekanika kontak, temperatur

Kepustakaan : 65 (1982 – 2023)

SUMMARY

THE EFFECTS OF RADIAL CLEARANCE ON CONTACT MECHANIC AND TEMPERATURE FOR A TOTAL HIP ARTHROPLASTY WITH CoCrMo-CoCrMo CONFIGURATION

Scientific Paper in the form of Skripsi, May 22nd 2024

Muhammad Daffa Marbun; supervised by Prof. Ir. H. Hasan Basri, Ph.D.

Pengaruh Celah Radial Terhadap Mekanika Kontak dan Temperatur pada Sendi Pinggul Buatan Dengan Material Bantalan CoCrMo-CoCrMo

xxx + 124 pages, 27 table, 91 figures

SUMMARY

This study investigates the influence of radial clearance on the contact mechanics and temperature of artificial hip joints made from CoCrMo-CoCrMo bearing materials. This study employs computational simulations to examine how variations in radial clearance impact the performance of hip implants, focusing on contact pressure, deformation, stress, and temperature. The goal is to provide insights that can lead to improved design and longevity of these implants.

CoCrMo (Cobalt-Chromium-Molybdenum) materials are commonly used in hip implants due to their excellent biocompatibility, corrosion resistance, and wear resistance. Previous research has highlighted the critical role of radial clearance which is the gap between the femoral head and the acetabular cup in the effectiveness of total hip arthroplasty (THA). Radial clearance influences wear patterns, contact pressure, and overall implant performance. This study seeks to delve deeper into these effects, utilizing computational methods to understand the detailed mechanics involved.

The primary objectives of this research are to evaluate how different radial clearances affect key parameters such as contact pressure distribution, deformation, Tresca stress, von Mises stress, and temperature. Specifically, the study aims to determine the impact of radial clearance on the magnitude and distribution of contact pressure, the extent of deformation, and the safety of the implants under normal gait loading conditions. These analyses are essential for understanding the mechanical behavior and ensuring the durability and reliability of the implants.

The methodology involves finite element simulations to assess the effects of radial clearances ranging from 0.03 mm to 0.3 mm. These simulations provide a detailed analysis of how varying clearances influence hip joint performance. By using this computational approach, the study can efficiently model the complex interactions within the implant and predict the resulting mechanical responses. This method is chosen for its ability to offer precise and comprehensive insights into the behavior of the implant materials under different conditions.

Results from the simulations indicate that bigger radial clearances result in higher contact pressures and greater deformations, which can lead to increased stress and a higher risk of material failure. Smaller radial clearances tend to reduce contact pressures. The highest contact pressures and deformation were observed with a 0.3

mm clearance and the highest temperatures were recorded at a 0.3 mm clearance. These findings highlight a direct correlation between mechanical stability and thermal effects, necessitating a balance to optimize implant performance.

The study concludes that radial clearance significantly affects both the mechanical and thermal behavior of CoCrMo-CoCrMo hip implants. Understanding these effects allows for better design of implants, optimizing radial clearances to balance minimizing contact pressure and controlling friction-induced temperatures. This balance is crucial for enhancing the longevity and safety of hip implants, which in turn can improve patient outcomes.

Furthermore, the research provides critical data that can inform the development of future hip implant designs. By carefully controlling radial clearance, it is possible to create implants that are both more durable and effective in their function. This research contributes valuable knowledge to the field of orthopedic implant design, offering methodologies and findings that can be applied to enhance the performance of hip replacements.

In summary, this study offers a comprehensive examination of the impact of radial clearance on artificial hip joints made from CoCrMo materials. Through detailed computational simulations, the study elucidates the intricate balance between mechanical and thermal factors that must be managed to optimize implant performance. The findings underscore the importance of precise radial clearance in the design of durable and effective hip implants, paving the way for advancements in orthopedic treatment and patient care.

Key Word : Artificial hip joint, CoCrMo-CoCrMo, computational simulation, gait cycle, contact mechanic, temperature

Citation : 65 (1982 – 2023)

DAFTAR ISI

	Halaman
SKRIPSI.....	iii
HALAMAN PENGESAHAN.....	v
HALAMAN PERSETUJUAN.....	viii
KATA PENGANTAR	xi
HALAMAN PERNYATAAN PERSETUJUAN PUBLIKASI.....	xiii
HALAMAN PERNYATAAN INTEGRITAS.....	xv
RINGKASAN	xvii
SUMMARY	xix
DAFTAR ISI.....	xixi
DAFTAR GAMBAR	xxv
DAFTAR TABEL.....	xxix
DAFTAR ISTILAH	xxxii
DAFTAR SIMBOL.....	xxxiii
BAB 1 PENDAHULUAN	1
1.1 Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	4
1.3 Batasan Masalah	5
1.4 Tujuan Penelitian	6
1.5 Manfaat Penelitian	6
BAB 2 TINJAUAN PUSTAKA	7
2.1 Sendi Pinggul.....	7
2.2 Siklus Berjalan.....	9
2.3 Gaya Yang Bekerja Pada Sendi Pinggul.....	10
2.4 Penyakit Pada Sendi Pinggul	11
2.5 Sendi Pinggul Buatan.....	12
2.6 <i>Hip Resurfacing</i>	13
2.7 <i>Total Hip Arthroplasty</i>	14
2.8 Komponen <i>Total Hip Arthroplasty</i>	14
2.9 Prosedur <i>Total Hip Arthroplasty</i>	15
2.10 Material Sendi Pinggul Buatan	16
2.10.1 Material berbahan dasar polimer/plastik.....	17

2.10.2	Material berbahan dasar logam	18
2.10.3	Material berbahan dasar keramik	21
2.11	Pasangan bantalan	22
2.11.1	Metal-on-plastic	23
2.11.2	Metal-on-metal	24
2.11.3	Ceramic-on-ceramic	25
2.11.4	Ceramic-on-plastic	26
2.12	Biotribologi Pada Sendi Pinggul Buatan.....	27
2.13	Mekanika Kontak	27
2.13.1	Tekanan Kontak	28
2.13.2	Gesekan	30
2.13.3	Pelumasan.....	31
2.14	Deformasi	35
2.15	Kegagalan Pada Material	37
2.15.1	Teori Kegagalan <i>Ductile</i>	39
2.15.1.1	<i>Maximum shear stress theory (Tresca yield criterion)</i>	39
2.15.1.2	<i>Maximum distortion energy theory (von Mises yield criterion)</i>	41
2.16	Temperatur Pada Sendi Pinggul Buatan Akibat Gesekan	43
2.17	Faktor Yang Mempengaruhi Temperatur Sendi Pinggul Buatan.....	46
2.17.1	Material	46
2.17.2	Pelumasan.....	47
2.18	Analisa Elemen Hingga Pada Sendi Pinggul Buatan	48
2.17	Pemodelan Elemen Hingga Pada Sendi Pinggul Buatan	49
BAB 3 METODE PENELITIAN		51
3.1	Diagram Alir Penelitian	51
3.2	Waktu dan tempat pelaksanaan	52
3.3	Pengumpulan Data	52
3.3.1	Parameter Geometri.....	52
3.3.2	Properti Material	53
3.3.3	Koefisien Gesekan.....	53
3.3.4	<i>Gait loading</i> dan rentang gerak.....	53
3.4	Prosedur Simulasi.....	54
3.4.1	Pemodelan Geometri	55
3.4.2	Memasukkan Properti Material	58

3.4.3	<i>Assembly</i> Model Elemen Hingga	61
3.4.4	Konfigurasi <i>Step</i>	62
3.4.5	Penentuan Interaksi Permukaan	64
3.4.6	Penentuan Kondisi Batas	67
3.4.7	Pemberian Beban	69
3.4.8	<i>Meshing</i> Model Elemen Hingga	71
3.4.9	Menjalankan Simulasi.....	73
3.4.10	Visualisasi Hasil	74
3.4.11	Validasi hasil.....	76
BAB 4 HASIL DAN PEMBAHASAN.....		81
4.1	Studi konvergensi elemen.....	81
4.2	Validasi hasil penelitian.....	82
4.2.1	Validasi tekanan kontak.....	83
4.2.2	Validasi deformasi	83
4.2.3	Validasi tegangan von Mises	84
4.2.4	Validasi tegangan Tresca	84
4.2.5	Validasi temperatur	85
4.3	Analisa tekanan kontak.....	85
4.3.1	Nilai tekanan kontak	85
4.3.2	Distribusi tekanan kontak	87
4.3.3	Diskusi tekanan kontak.....	91
4.4	Analisa deformasi	92
4.4.1	Nilai deformasi	92
4.4.2	Distribusi deformasi.....	94
4.4.3	Diskusi deformasi	98
4.5	Analisa tegangan von Mises	99
4.5.1	Nilai tegangan von Mises	99
4.5.2	Distribusi tegangan von Mises.....	102
4.5.3	Diskusi tegangan von Mises	105
4.6	Analisa tegangan Tresca	106
4.6.1	Nilai tegangan Tresca	106
4.6.2	Distribusi tegangan Tresca.....	108
4.6.3	Diskusi tegangan Tresca	111
4.7	Analisa temperatur	112

4.7.1	Nilai temperatur.....	112
4.7.2	Distribusi temperatur.....	113
4.7.3	Diskusi temperatur	114
BAB 5 SIMPULAN DAN SARAN		117
5.1	Kesimpulan.....	117
5.2	Saran.....	117
DAFTAR PUSTAKA.....		119

DAFTAR GAMBAR

	Halaman
Gambar 2.1 Anatomi sendi pinggul	8
Gambar 2.2 Rentang gerak pada sendi pinggul	8
Gambar 2.3 Gaya-gaya pada sendi pinggul	11
Gambar 2.4 <i>Gait loading</i> aktivitas berjalan berdasarkan standar ISO 14242-1 ..	11
Gambar 2.5 <i>Hip resurfacing</i> dan <i>total hip arthroplasty</i> pada tubuh manusia.....	13
Gambar 2.6 Komponen-komponen dari implan <i>total hip arthroplasty</i>	14
Gambar 2.7 Prosedur operasi <i>total hip arthroplasty</i>	16
Gambar 2.8 Pasangan bantalan <i>metal-on-plastic</i>	23
Gambar 2.9 Pasangan bantalan <i>metal-on-metal</i>	24
Gambar 2.10 Pasangan bantalan <i>ceramic-on-ceramic</i>	26
Gambar 2.11 Pasangan bantalan <i>ceramic-on-plastic</i>	27
Gambar 2.12 Dua jenis konfigurasi pemodelan sendi pinggul buatan	28
Gambar 2.13 Jenis kontak antara dua permukaan melengkung.....	29
Gambar 2.14 Rezim pelumasan batas pada sendi pinggul buatan	34
Gambar 2.15 Rezim pelumasan campuran pada sendi pinggul buatan.....	34
Gambar 2.16 Rezim pelumasan film penuh pada sendi pinggul buatan	35
Gambar 2.17 Deformasi	35
Gambar 2.18 Fenomena <i>yielding</i> pada komponen mesin dari helikopter UH-1 ...	38
Gambar 2.19 Permukaan dari rantai yang mengalami <i>fracture</i>	39
Gambar 2.20 Perubahan temperatur pada beberapa jenis pasangan bantalan.....	47
Gambar 2.21 Grafik efek pelumasan pengujian <i>in vitro</i> sendi pinggul buatan.....	48
Gambar 3.1 Diagram alir penelitian.....	51
Gambar 3.2 <i>Normal gait loading</i>	54
Gambar 3.3 Memilih opsi <i>create part</i>	55
Gambar 3.4 Memasukkan titik-titik koordinat.....	56
Gambar 3.5 Menyatukan titik-titik koordinat	56
Gambar 3.6 Model elemen hingga bagian <i>femoral head</i>	57
Gambar 3.7 Model elemen hingga bagian <i>acetabular cup</i>	57
Gambar 3.8 Memasukkan properti modulus Young dan rasio Poisson	58
Gambar 3.9 Memasukkan massa jenis material.....	59

Gambar 3.10 Memasukkan konduktivitas thermal dan panas spesifik thermal ...	60
Gambar 3.11 Melakukan <i>assembly acetabular cup</i> dengan <i>femoral head</i>	61
Gambar 3.12 Menghubungkan permukaan kontak.....	61
Gambar 3.13 Pemilihan <i>step</i> untuk simulasi kontak	62
Gambar 3.14 Pengaturan <i>increment</i>	63
Gambar 3.15 Pemilihan <i>step</i> untuk simulasi temperatur akibat gesekan	63
Gambar 3.16 Memilih nilai temperatur sebagai <i>output</i> simulasi.....	64
Gambar 3.17 Menentukan <i>master surface</i> dan <i>slave surface</i>	65
Gambar 3.18 Memasukkan interaksi permukaan	66
Gambar 3.19 Memasukkan nilai koefisien gesek.....	67
Gambar 3. 20 Kondisi batas pada <i>acetabular cup</i>	68
Gambar 3.21 Memasukkan temperatur awal sebelum simulasi	68
Gambar 3.22 Resultan gaya dari satu siklus <i>normal gait</i>	69
Gambar 3.23 Pengaturan kondisi pembebanan	70
Gambar 3.24 <i>Input</i> nilai pembebanan.....	71
Gambar 3.25 <i>Assign mesh control</i>	72
Gambar 3.26 Hasil <i>meshing</i> model elemen hingga	72
Gambar 3.27 Hasil <i>meshing</i> model elemen hingga dengan 6 variasi celah radial	73
Gambar 3.28 Menjalankan simulasi	74
Gambar 3.29 Visualisasi hasil simulasi (a) Tegangan von Mises (b) Tegangan Tresca (c) Tekanan kontak (d) Deformasi (e) Temperatur	76
Gambar 3.30 Grafik tekanan kontak terhadap siklus berjalan normal	77
Gambar 3.31 Grafik deformasi terhadap siklus berjalan normal	77
Gambar 3.32 Grafik tegangan Tresca terhadap siklus berjalan normal.....	78
Gambar 3.33 Grafik tegangan von Mises terhadap siklus berjalan normal	78
Gambar 3.34 Grafik temperatur terhadap 32 fase siklus berjalan normal.....	78
Gambar 3.35 Grafik temperatur terhadap waktu 1 sekon untuk 1 kali siklus berjalan normal.....	79
Gambar 4.1 Studi konvergensi elemen.....	82
Gambar 4.2 Nilai tekanan kontak dalam satu kali siklus berjalan untuk tiap-tiap nilai celah radial	86

Gambar 4.3	Perbandingan nilai tertinggi, terendah, dan rata-rata dari tekanan kontak untuk tiap variasi celah radial	87
Gambar 4.4	Kontur distribusi tekanan kontak pada <i>acetabular cup</i> pada 5 fase penting siklus berjalan untuk tiap variasi celah radial	88
Gambar 4.5	Investigasi distribusi tekanan kontak pada <i>acetabular cup</i> saat pembebanan maksimum.....	89
Gambar 4.6	Distribusi tekanan kontak saat pembebanan maksimal untuk tiap celah radial	90
Gambar 4.7	Investigasi radius kontak dari tekanan kontak pada <i>acetabular cup</i>	91
Gambar 4.8	Nilai tekanan kontak terhadap radius kontak pada saat pembebanan maksimal untuk tiap nilai celah radial	91
Gambar 4.9	Grafik tekanan kontak per fase siklus berjalan untuk kondisi penambahan <i>dimple</i>	92
Gambar 4.10	Nilai deformasi dalam satu kali siklus berjalan untuk tiap-tiap nilai celah radial	93
Gambar 4.11	Perbandingan nilai tertinggi, terendah, dan rata-rata dari deformasi untuk tiap variasi celah radial	94
Gambar 4.12	Kontur distribusi deformasi pada <i>acetabular cup</i> pada 5 fase penting siklus berjalan untuk tiap variasi celah radial	95
Gambar 4.13	Investigasi distribusi deformasi pada <i>acetabular cup</i> saat pembebanan maksimum.....	96
Gambar 4.14	Distribusi deformasi saat pembebanan maksimal untuk tiap celah radial	96
Gambar 4.15	Investigasi radius kontak dari deformasi pada <i>acetabular cup</i>	97
Gambar 4.16	Nilai deformasi terhadap radius kontak pada saat pembebanan maksimal untuk tiap nilai celah radial	98
Gambar 4.17	Nilai deformasi untuk 5 fase penting satu kali siklus berjalan.....	99
Gambar 4.18	Nilai tegangan von Mises dalam satu kali siklus berjalan untuk tiap-tiap nilai celah radial	100
Gambar 4.19	Perbandingan nilai tertinggi, terendah, dan rata-rata dari tegangan von Mises untuk tiap variasi celah radial.....	101

Gambar 4.20 Kontur distribusi tegangan von Mises pada <i>acetabular cup</i> pada 5 fase penting siklus berjalan untuk tiap variasi celah radial	102
Gambar 4.21 Investigasi distribusi tegangan von Mises pada <i>acetabular cup</i> saat pembebanan maksimum	103
Gambar 4.22 Distribusi tegangan von Mises saat pembebanan maksimal untuk tiap celah radial	104
Gambar 4.23 Investigasi radius kontak dari tegangan von Mises pada <i>acetabular cup</i>	104
Gambar 4.24 Nilai tegangan von Mises terhadap radius kontak pada saat pembebanan maksimal untuk tiap nilai celah radial	105
Gambar 4.25 Grafik tegangan von Mises dalam satu siklus berjalan normal untuk 3 jenis pasangan material	106
Gambar 4.26 Nilai tegangan Tresca dalam satu kali siklus berjalan untuk tiap-tiap nilai celah radial	106
Gambar 4.27 Perbandingan nilai tertinggi, terendah, dan rata-rata dari tegangan Tresca untuk tiap variasi celah radial	107
Gambar 4.28 Kontur distribusi tegangan Tresca pada <i>acetabular cup</i> pada 5 fase penting siklus berjalan untuk tiap variasi celah radial	109
Gambar 4.29 Distribusi tegangan Tresca saat pembebanan maksimal untuk tiap celah radial	110
Gambar 4.30 Nilai tegangan Tresca terhadap radius kontak pada saat pembebanan maksimal untuk tiap nilai celah radial.....	110
Gambar 4.31 Grafik tegangan Tresca terhadap satu kali siklus berjalan normal dengan variasi material.....	111
Gambar 4.32 Nilai temperatur dalam satu kali siklus berjalan untuk tiap-tiap nilai celah radial	112
Gambar 4.33 Investigasi distribusi temperatur pada sendi pinggul buatan.....	113
Gambar 4.34 Kontur distribusi temperatur pada sendi pinggul buatan pada 5 fase penting siklus berjalan untuk tiap variasi celah radial	114
Gambar 4.35 Perbandingan nilai temperatur dari dua penelitian	115

DAFTAR TABEL

	Halaman
Tabel 2.1 Sifat mekanis jenis-jenis polimer	17
Tabel 2.2 Sifat mekanis jenis-jenis logam.....	19
Tabel 2.3 Sifat mekanis jenis-jenis keramik	22
Tabel 2.4 Tekanan kontak pada beberapa jenis pasangan bantalan sendi pinggul buatan dengan pembebanan normal gait loading dan pemodelan 2D.	30
Tabel 2.5 Koefisien gesek beberapa jenis pasangan bantalan sendi pinggul buatan dengan kondisi gesekan kering	31
Tabel 2.6 Nilai kekasaran dari macam-macam pasangan bantalan sendi pinggul buatan	33
Tabel 2.7 Rasio λ untuk tiap rezim pelumasan	33
Tabel 2.8 Nilai tegangan Tresca maksimal yang terjadi pada berbagai jenis pasangan bantalan dengan pembebanan <i>normal gait loading</i>	41
Tabel 2.9 Nilai tegangan von Mises dari beberapa jenis pasangan bantalan sendi pinggul buatan dengan pembebanan <i>normal gait loading</i>	42
Tabel 2.10 <i>Yield strength</i> dari beberapa material yang biasa digunakan untuk sendi pinggul buatan.....	43
Tabel 3.1 Perencanaan waktu dan tempat pelaksanaan penelitian.....	52
Tabel 3.2 Parameter geometri sendi pinggul buatan	52
Tabel 3.3 Properti dari material CoCrMo dan pasangan bantalan CoCrMo-on-CoCrMo.....	53
Tabel 3.4 Nilai resultan gaya pada gerak berjalan normal	70
Tabel 4.1 Jumlah elemen dan masing-masing tekanan kontak maksimalnya.....	81
Tabel 4.2 Validasi nilai tekanan kontak.....	83
Tabel 4.3 Validasi nilai deformasi	83
Tabel 4.4 Validasi nilai tegangan von Mises	84
Tabel 4.5 Validasi nilai tegangan Tresca	84
Tabel 4.6 Validasi nilai temperatur.....	85
Tabel 4.7 Nilai tekanan kontak tertinggi, terendah, dan rata-rata untuk tiap variasi celah radial.....	86

Tabel 4.8	Nilai deformasi tertinggi, terendah, dan rata-rata untuk tiap variasi celah radial.....	93
Tabel 4.9	Nilai tegangan von Mises tertinggi, terendah, dan rata-rata untuk tiap variasi celah radial	100
Tabel 4.10	Perbandingan tegangan von Mises tertinggi terhadap <i>yield strength</i> CoCrMo untuk tiap variasi celah radial.....	101
Tabel 4.11	Nilai tegangan Tresca tertinggi, terendah, dan rata-rata untuk tiap variasi celah radial	107
Tabel 4.12	Perbandingan tegangan Tresca tertinggi terhadap <i>yield strength</i> CoCrMo untuk tiap variasi celah radial.....	108
Tabel 4.13	Nilai temperatur tertinggi, terendah, dan rata-rata untuk tiap variasi celah radial.....	113

DAFTAR ISTILAH

Istilah	Penjelasan
Sendi pinggul	Sendi yang menghubungkan <i>femur</i> dan <i>pelvis</i>
Femur	Tulang paha
Pelvis	Tulang pinggul
Kartilago	Jaringan tulang rawan yang berfungsi untuk melapisi permukaan tulang keras saat berkontak
<i>Osteoarthritis</i>	Penyakit degenerasi pada kartilago
<i>Avascular necrosis</i>	Penyakit kurangnya suplai darah ke sendi pinggul
Implan	Peralatan medis yang digunakan untuk mengganti bagian tubuh manusia yang rusak
Cairan synovial	Cairan pelumas antara dua buah permukaan tulang yang berkontak
Tulang	Organ tubuh yang bersifat keras dan kaku dan berfungsi untuk menopang tubuh manusia
Celah radial	Beda jari-jari antara <i>femoral head</i> dengan lingkaran dalam <i>acetabular cup</i>
<i>Hip resurfacing</i>	Operasi sendi pinggul buatan yang dilakukan secara sebagian
<i>Total hip arthroplasty</i>	Operasi sendi pinggul buatan yang dilakukan secara menyeluruh
Ligamen	Jaringan berserat penyambung tulang
<i>Gait loading</i>	Pembebanan yang dihasilkan dari siklus berjalan normal
<i>Femoral head</i>	Komponen pengganti kepala tulang <i>femur</i> pada sendi pinggul buatan
Acetabular cup	Komponen pengganti <i>acetabulum</i> pada sendi pinggul buatan
Fleksi/Ekstensi	Gerakan yang mengurangi/menambah sudut antara dua bagian tubuh

Abduksi/Adduksi	Gerakan yang menjauhi/mendekati garis tegak di tengah tubuh
<i>Osseointegration</i>	Menyatunya tulang dengan implan di dalam tubuh manusia
<i>Debris</i>	Partikel aus
Elemen hingga	Metode numerikal untuk meneliti fenomena mekanika dengan menggunakan persamaan matematis
<i>Cortical bone</i>	Bagian luar dari tulang yang bersifat keras dan kaku
<i>Appositional bone growth</i>	Pertumbuhan tulang dengan bertambahnya diameter tulang
<i>Inflammation</i>	Peradangan
<i>Bone cement</i>	Material yang digunakan untuk merekatkan implan dengan tulang

DAFTAR SIMBOL

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 terjadi <i>yield</i>	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
σY	Kekuatan <i>yield</i>	MPa
HV	Kekerasan vicker	MPa
E_{corr}	Potensi korosi	mV
A	Luas area	m^2
ω	Kecepatan sudut	rad/s
T	Temperatur	$^{\circ}C$
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	W/K
$[M]$	Matrix elemen massa	kg
$[C]$	Matrix kapasitas panas	J/K
$\{T\}$	Vektor temperatur	$^{\circ}C$
$\{P\}$	Pembebanan temperatur	W
$\{\sigma\}$	Matrix tegangan	Pa
$\{\varepsilon\}$	Matrix regangan	-
$[D]$	Matrix elastic atau elastoplastic	Pa
$\{\alpha\}$	Matrix koefisien ekspansi panas	$1/K$

BAB 1

PENDAHULUAN

1.1 Latar Belakang

Sendi pinggul adalah salah satu jenis sendi yang terdapat pada tubuh manusia. Sendi pinggul Sendi ini menyatukan tulang *femur* dan *pelvis* (Madeti dkk., 2014). Sendi ini berperan besar dalam berbagai macam kegiatan manusia. Contohnya seperti berjalan, berlari, melompat, dan kegiatan-kegiatan lainnya. Sama seperti bagian tubuh lainnya, sendi pinggul juga dapat diserang penyakit yang akan merusak dan menurunkan kinerja sendi pinggul. Contohnya seperti *osteoporosis* dan *avascular necrosis*. Untuk mengatasi ini ada banyak caranya. Bisa melalui obat-obatan atau terapi fisiologi. Tetapi, cara yang paling ampuh adalah dengan melakukan operasi penggantian pada sendi pinggul.

Ada dua jenis operasi penggantian pada sendi pinggul yang dapat dilakukan pada masa sekarang ini. Yang pertama yaitu *hip resurfacing* dan *total hip arthroplasty*. Pada *hip resurfacing* bagian tubuh yang dioperasi hanya bagian kepala tulang femur. Berbeda dengan *total hip arthroplasty* yang mengganti sepenuhnya bagian kepala tulang femur dan sedikit bagian *acetabulum* pada pelvis. *Total hip arthroplasty* adalah salah satu jenis operasi yang paling berhasil dilakukan di dunia medis dan berhasil mengembalikan fungsi sendi pinggul menjadi sedia kala. Menurut data ada sekitar satu juta operasi *total hip arthroplasty* yang dilakukan setiap tahunnya.

Secara umum bagian-bagian penyusun sendi pinggul buatan pada *total hip arthroplasty* dapat dibagi menjadi dua. Yaitu bagian *femoral* dan bagian *acetabular*. Pada bagian *femoral* terdiri dari *femoral stem* dan *femoral head*. Sedangkan pada bagian *acetabular* terdiri dari *acetabular cup* dan *acetabular shell*. Komponen yang akan bekerja sama untuk menggantikan kerja sendi adalah *acetabular cup* dengan *femoral head*.

Pada sendi pinggul buatan ada beberapa jenis material yang dapat digunakan sebagai bahan dasar komponennya. Secara umum material-material ini

dibagi menjadi 3 jenis utama. Yaitu logam, polymer, dan keramik (Kaivosoja dkk., 2013). Material-material ini lalu dikombinasikan menjadi beberapa pasangan bantalan yang dapat digunakan sebagai material bantalan sendi pinggul buatan. Pasangan bantalan yang biasa digunakan seperti

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

Salah satu jenis pasangan bantalan yang populer digunakan adalah *Metal-on-Metal*. Bahan logam sendiri juga memiliki banyak macam jenis material yang dapat digunakan. Keunggulan dari penggunaan material logam yaitu logam ini bersifat lebih ulet jika kita bandingkan dengan keramik. Karena lebih ulet maka resiko terjadinya *fracture* atau pecah pada komponen sendi pinggul buatan berbahan dasar logam lebih kecil dibandingkan dengan yang berbahan dasar keramik. Keunggulan material logam jika dibandingkan dengan polimer adalah pada polimer partikel-partikel puingnya dikenal dapat menyebabkan *osteolysis* pada jaringan tubuh yang berada di sekitar implan.

Material logam yang biasa digunakan dalam sendi pinggul buatan adalah *titanium-based alloy* atau material paduan berbahan dasar titanium, *cobalt-based alloy* atau material paduan berbahan dasar cobalt, dan *stainless steel* atau baja anti karat (Kaivosoja dkk., 2013). Di antara ketiga ini yang paling sering digunakan sebagai bahan dasar komponen sendi pinggul buatan adalah *cobalt-based alloy* atau logam campuran berbahan dasar cobalt. Contoh material paduan berbahan dasar cobalt yang biasanya digunakan untuk sendi pinggul buatan adalah CoCrMo atau Cobalt-Chromium-Molybdenum. CoCrMo sering digunakan karena memiliki biokompabilitas yang baik, ketahanan terhadap korosi dan aus yang baik serta stabil pada temperatur tubuh.

Parameter-parameter yang akan mempengaruhi kinerja sendi pinggul buatan seperti diameter *femoral head*, ketebalan *acetabular cup*, celah radial. Celah radial didefinisikan sebagai perbedaan antara diameter dari *femoral head* dengan diameter dari lingkaran dalam *acetabular cup*. Penelitian sebelumnya seperti.

(Shankar dan Nithyaprakash, 2014) menunjukkan bahwa nilai celah radial ini memiliki peran penting dalam performa sendi buatan *total hip arthroplasty*. Penelitian tadi menunjukkan adanya pengaruh terhadap keausan dan tekanan kontak yang diakibatkan oleh nilai celah radial yang berbeda. Oleh karena itu perlu untuk dilakukan penelitian lebih dalam terhadap pengaruh celah radial pada *total hip arthroplasty*.

Terdapat dua bidang utama pada sendi pinggul buatan yang perlu diselidiki. Yang pertama yaitu bagaimana mekanika kontak yang terjadi pada masing-masing permukaan *acetabular cup* dan permukaan *femoral head*. Yang kedua adalah tentang temperatur yang dibangkitkan pada sendi pinggul buatan. Studi tentang mekanika kontak pada sendi pinggul buatan ini mencakup tekanan kontak, deformasi, dan tingkat keamanan implan. Tekanan kontak disini adalah sebesar apa nilai tekanan kontak yang maksimum terjadi pada komponen *femoral head* dan *acetabular cup* saat sendi pinggul sedang bekerja. Deformasi merujuk pada perubahan bentuk yang dapat terjadi baik komponen *femoral head* maupun *acetabular cup* yang diakibatkan oleh tekanan kontak yang terjadi. Untuk tingkat keamanan sendi buatan ini akan dilihat dari dua buah perspektif. Yang pertama yaitu menurut teori kegagalan Tresca dan yang kedua menurut teori kegagalan von Mises. Analisis kegagalan akan dilakukan dengan membandingkan nilai tegangan Tresca dan nilai tegangan von Mises dengan nilai dari *yield strength* material itu sendiri. Simulasi temperatur akibat gesekan dilakukan untuk mengetahui pada temperatur berapakah sendi pinggul buatan akan bekerja nantinya saat di dalam tubuh manusia. Dari sini juga ingin dilihat apakah mungkin terjadinya kerusakan jaringan pada tubuh diakibatkan oleh panas dari gesekan sendi pinggul buatan. Dari sini juga dapat diselidiki bagaimana pengaruh temperatur terhadap laju keausan material itu sendiri (Stanczyk dan Telega, 2002)

Melakukan penelitian terhadap sendi pinggul buatan ada banyak caranya. Secara umum metode penelitiannya dibagi menjadi tiga jenis. Yang pertama yaitu *in vivo* atau jenis pengukuran yang dilakukan langsung pada tubuh manusia. Caranya bisa dengan memasukkan implan yang sudah terlebih dahulu dipasang sensor pengukur sebelum dimasukkan ke dalam tubuh. Contoh penelitian yang menggunakan metode ini seperti yang dilakukan Bergmann dkk (Bergmann dkk.,

2001). Yang kedua adalah *in vitro* atau jenis pengukuran yang dilakukan di laboratorium dengan membuat model implan dan mengkondisikan lingkungannya agar mendekati kondisi di dalam tubuh manusia. Contoh penelitian yang menggunakan metode ini adalah Davidson dkk (Davidson, Gir, dkk., 1988). Yang terakhir adalah *in silico* atau pengukuran yang dilakukan dengan menggunakan persamaan matematis. Biasanya metode ini dilakukan dengan bantuan komputer menggunakan metode elemen hingga. Kelebihan dari metode ini dibandingkan dengan dua metode sebelumnya yaitu metode ini tidak memakan banyak sumber daya seperti waktu dan uang dalam pelaksanaannya. Mengingat tenaga komputasi sekarang yang sudah sangat jauh berkembang, maka sebaiknya peneliti terlebih dahulu melakukan simulasi komputasional sebelum terjun langsung ke dunia nyata.

Berdasarkan uraian di atas saya mencoba untuk melakukan simulasi terhadap sendi pinggul buatan dengan menyelidiki bagaimana peran celah radial dalam mekanika kontak dan temperatur yang dibangkitkan oleh gesekan di bawah pembebanan berjalan normal. Terutama pada implan sendi pinggul buatan yang menggunakan pasangan bantalan CoCrMo-on-CoCrMo. Pengumpulan data untuk penelitian ini sepenuhnya sepenuhnya dilakukan dengan menggunakan simulasi komputasi. Penelitian ini diharapkan dapat membantu dalam pengembangan sendi pinggul buatan ke depannya.

1.2 Rumusan Masalah

Berdasarkan penelitian yang akan dilakukan, peneliti merumuskan masalah yang akan diselesaikan sebagai berikut.

1. Bagaimana peran celah radial terhadap nilai dan distribusi tekanan kontak saat sendi pinggul buatan dengan pasangan bantalan CoCrMo-on-CoCrMo diberi pembebanan gait normal?
2. Bagaimana peran celah radial terhadap nilai dan distribusi deformasi saat sendi pinggul buatan dengan pasangan bantalan CoCrMo-on-CoCrMo saat diberi pembebanan gait normal?
3. Bagaimana peran celah radial terhadap nilai dan distribusi tegangan Tresca saat sendi pinggul buatan dengan pasangan bantalan CoCrMo-on-CoCrMo diberi pembebanan gait normal?

4. Bagaimana peran celah radial terhadap tingkat keamanan sendi pinggul buatan dengan pasangan bantalan CoCrMo-on-CoCrMo saat diberi pembebanan gait normal dilihat dari teori kegagalan Tresca?
5. Bagaimana peran celah radial terhadap nilai dan distribusi tegangan von Mises saat sendi pinggul buatan dengan pasangan bantalan CoCrMo-on-CoCrMo saat diberi pembebanan gait normal?
6. Bagaimana peran celah radial terhadap tingkat keamanan sendi pinggul buatan dengan pasangan bantalan CoCrMo-on-CoCrMo saat diberi pembebanan gait normal dilihat dari teori kegagalan von Mises?
7. Bagaimana peran celah radial terhadap suhu yang dibangkitkan pada sendi pinggul buatan dengan pasangan bantalan CoCrMo-on-CoCrMo yang diakibatkan oleh aktivitas gesekan?

1.3 Batasan Masalah

Batasan masalah dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Pemodelan geometri dan proses *meshing acetabular cup* serta *femoral head* dilakukan menggunakan perangkat ABAQUS CAE 6.14-1.
2. Analisa tekanan kontak, deformasi, tegangan Tresca, tegangan von Mises, dan temperatur dilakukan menggunakan perangkat lunak ABAQUS CAE 6.14-1
3. Analisa tekanan kontak, deformasi, tegangan Tresca, tegangan von Mises, dan temperatur dilakukan terkhusus pada permukaan kontak *acetabular cup*.
4. Pemodelan kontak *acetabular cup* dan *femoral* dilakukan dalam bentuk *asymmetric*.
5. Variabel yang divariasikan adalah celah radial dengan 6 buah nilai celah radial.
6. Pembebanan yang dilakukan adalah *normal gait loading* dengan arah vertikal dan dilakukan dalam satu kali siklus.
7. 1 siklus pembebanan dibagi menjadi 32 fase dalam waktu 1 sekon.
8. Untuk analisa temperatur model elemen hingga diberi temperatur awal 37°C atau temperatur tubuh.

9. Jenis kontak yang dilakukan pada penelitian ini adalah kontak kering.
10. Analisa pada penelitian ini tidak termasuk uji mekanik secara fisik dan pembuatan perangkat.

1.4 Tujuan Penelitian

Tujuan dari penelitian ini adalah:

1. Menganalisis tekanan kontak, deformasi, tegangan Tresca, dan tegangan von Mises dari sendi pinggul buatan dengan variasi celah radial.
2. Menganalisis tingkat keamanan sendi pinggul buatan dari sudut pandang teori kegagalan Tresca dan teori kegagalan von Mises dengan variasi celah radial.
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 di bidang sendi pinggul buatan.
2. Mampu memberikan pengetahuan umum dan mendasar mengenai peran celah radial pada sendi pinggul buatan.

DAFTAR PUSTAKA

- Affatato, S. (2012). Wear of orthopaedic implants and artificial joints.
- Ammarullah, M. I. (2022). Tresca stress study of CoCrMo-on-CoCrMo bearings based on body mass index using 2D computational model. *Jurnal Tribologi*. https://www.academia.edu/82340703/Tresca_stress_study_of_CoCrMo_on_CoCrMo_bearings_based_on_body_mass_index_using_2D_computational_model
- Ammarullah, M. I., Afif, I. Y., Izzur, M., Winarni, T. I., Tauviqirrahman, M., Yusril, N., Putra, D. P., Basri, H., & Jamari, J. (2021). Contact Pressure on CoCrMo-on-CoCrMo Bearing of Total Hip Arthroplasty Under Normal Walking Condition Using 2D Finite Element Approach. 3–8.
- Ammarullah, M. I., Afif, I. Y., & Maula, M. I. (2021). Tresca Stress Simulation of Metal-on-Metal Total Hip Arthroplasty during Normal Walking Activity. 1–9.
- Ammarullah, M. I., Afif, I. Y., Maula, M. I., Winarni, T. I., Tauviqirrahman, M., Bayuseno, A. P., Basri, H., Syahrom, A., Saad, A. P. M., & Jamari, J. (2023). 2D finite element deformation investigation on CoCrMo-on-CoCrMo bearing of total hip implant under normal walking condition. *AIP Conference Proceedings*, 2580, 10–15. <https://doi.org/10.1063/5.0122330>
- Ammarullah, M. I., Afif, I. Y., Maula, M. I., Winarni, T. I., Tauviqirrahman, M., & Jamari, J. (2022). Tresca stress evaluation of Metal-on-UHMWPE total hip arthroplasty during peak loading from normal walking activity. *Materials Today: Proceedings*, 63, S143–S146.
- Ammarullah, M. I., Afif, I. Y., Maula, M. I., Winarni, T. I., Tauviqirrahman, M., Prakoso, A. T., Basri, H., & Jamari, J. (2022). 2D Finite Element Study of Contact Pressure on CoCrMo-on-CoCrMo Total Hip Arthroplasty During Peak Loading Based on Body Mass Index. *AIP Conference Proceedings*, 2578. <https://doi.org/10.1063/5.0106320>
- Ammarullah, M. I., Afif, I. Y., Maula, M. I., Winarni, T. I., Tauviqirrahman, M., Priharyoto, A., Basri, H., Syahrom, A., Saad, A. P., & Jamari, J. (2023). Von Mises Stress Evaluation of CoCrMo-on-CoCrMo Bearing in Total Hip Replacement During Normal Walking Using 2D Finite Element Strategy. 1–6.
- Ammarullah, M. I., Hartono, R., Supriyono, T., Santoso, G., Sugiharto, S., & Permana, M. S. (2023a). Polycrystalline Diamond as a Potential Material for the Hard-on-Hard Bearing of Total Hip Prosthesis: Von Mises Stress Analysis. *Biomedicines*, 11(3), 951. <https://doi.org/10.3390/biomedicines11030951>
- Ammarullah, M. I., Hartono, R., Supriyono, T., Santoso, G., Sugiharto, S., & Permana, M. S. (2023b). Polycrystalline Diamond as a Potential Material for the Hard-on-Hard Bearing of Total Hip Prosthesis: Von Mises Stress Analysis.

- Biomedicines, 11(3). <https://doi.org/10.3390/biomedicines11030951>
- Ammarullah, M. I., Santoso, G., Sugiharto, S., Supriyono, T., Wibowo, D. B., Kurdi, O., Tauviqirrahman, M., & Jamari, J. (2022). Minimizing Risk of Failure from Ceramic-on-Ceramic Total Hip Prosthesis by Selecting Ceramic Materials Based on Tresca Stress. *Sustainability (Switzerland)*, 14(20), 1–12. <https://doi.org/10.3390/su142013413>
- Bergmann, G., Graichen, F., Rohlmann, A., Verdonschot, N., & Van Lenthe, G. H. (2001). Frictional heating of total hip implants, Part 1: Measurements in patients. *Journal of Biomechanics*, 34(4), 421–428. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(00\)00188-3](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00188-3)
- Bizot, P., Nizard, R., Hamadouche, M., Hannouche, D., & Sedel, L. (2001). Prevention of wear and osteolysis: Alumina-on-alumina bearing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 393, 85–93. <https://doi.org/10.1097/00003086-200112000-00010>
- Brown, A. S. (2006). Hip New World. *Mechanical Engineering*, 128(10), 28–32. <https://doi.org/10.1115/1.2006-OCT-2>
- Carter, D. R., Vasu, R., & Harris, W. H. (1982). Stress distributions in the acetabular region—II. Effects of cement thickness and metal backing of the total hip acetabular component. *Journal of Biomechanics*, 15(3), 165–170. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(82\)90248-2](https://doi.org/10.1016/0021-9290(82)90248-2)
- Charnley, J. (1972). The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 54(1), 61–76. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.54B1.61/LETTERTOEDITOR>
- 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>
- Cuckler, J. M. (2005). The rationale for metal-on-metal total hip arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 441(441), 132–136. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000193809.85587.f8>
- Davidson, J. A., Gir, S., & Paul, J. P. (1988). Heat transfer analysis of frictional heat dissipation during articulation of femoral implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, 22(3 Suppl), 281–309. <https://doi.org/10.1002/JBM.820221408>
- Davidson, J. A., Schwartz, G., & Lynch, G. (1988). 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.
- Dumbleton, J. H. (1981). *Tribology of natural and artificial joints*. 460.
- Fang, X., Li, D., Xin, Y., Wang, S., Guo, Y., Hu, N., & Zhang, D. (2021). Dynamic contact stress and frictional heat analysis of femoral head-on-acetabular cup

- interface based on calculation and simulation methods. *Industrial Lubrication and Tribology*, 73(10), 1302–1309. <https://doi.org/10.1108/ILT-07-2021-0261>
- 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>
- Goodman, S. (2005). Wear particulate and osteolysis. *Orthopedic Clinics of North America*, 36(1), 41–48. <https://doi.org/10.1016/j.ocl.2004.06.015>
- Graichen, F., Bergmann, G., & Rohlmann, A. (1999). Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature. *Journal of Biomechanics*, 32(10), 1113–1117. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(99\)00110-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(99)00110-4)
- Guoqing, Z., Yongqiang, Y., Hui, L., Changhui, S., & Zimian, Z. (2017). Study on the Quality and Performance of CoCrMo Alloy Parts Manufactured by Selective Laser Melting. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 26(6), 2869–2877. <https://doi.org/10.1007/s11665-017-2716-5>
- Hashimoto, N., Ando, M., Yayama, T., Uchida, K., Kobayashi, S., Negoro, K., & Baba, H. (2005). Dynamic analysis of the resultant force acting on the hip joint during level walking. *Artificial Organs*, 29(5), 387–392. <https://doi.org/10.1111/j.1525-1594.2005.29065.x>
- Jamari, J., Ammarullah, M. I., Saad, A. P., Syahrom, A., Uddin, M., Heide, E. Van Der, & Basri, H. (2021). The Effect of Bottom Profile Dimples on the Femoral Head on Wear in Metal-on-Metal Total Hip Arthroplasty. *Journal of Functional Biomaterials*, 12(38), 1–14. <https://doi.org/10.3390/jfb12020038>
- Jamari, J., Ammarullah, M. I., Santoso, G., Sugiharto, S., Supriyono, T., Prakoso, A. T., Basri, H., & van der Heide, E. (2022a). Computational Contact Pressure Prediction of CoCrMo, SS 316L and Ti6Al4V Femoral Head against UHMWPE Acetabular Cup under Gait Cycle. *Journal of Functional Biomaterials*, 13(2). <https://doi.org/10.3390/jfb13020064>
- Jamari, J., Ammarullah, M. I., Santoso, G., Sugiharto, S., Supriyono, T., Prakoso, A. T., Basri, H., & van der Heide, E. (2022b). 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).

<https://doi.org/10.3390/met12081241>

- Jameson, S. S., Langton, D. J., Natu, 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., Heng, S. M., Ng, H. W., & Auger, D. D. (1999). An axisymmetric contact model of ultra high molecular weight polyethylene cups against metallic femoral heads for artificial hip joint replacements. *Http://Dx.Doi.Org/10.1243/0954411991535158*, 213(4), 317–327. <https://doi.org/10.1243/0954411991535158>
- Jin, Z. M., Stone, M., Ingham, E., & Fisher, J. (2006a). (v) Biotribology. *Current Orthopaedics*, 20(1), 32–40. <https://doi.org/10.1016/j.cuor.2005.09.005>
- Jin, Z. M., Stone, M., Ingham, E., & Fisher, J. (2006b). (v) Biotribology. *Current Orthopaedics*, 20(1), 32–40. <https://doi.org/10.1016/J.CUOR.2005.09.005>
- Kaivosoja, E., Tiainen, V.-M., Takakubo, Y., Rajchel, B., Sobiecki, J., Konttinen, 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>
- Kim, N. (n.d.). *Introduction to Nonlinear Finite Element Analysis*.
- Kohn, D. H., & Ducheyne, P. (1983). Materials for Bone and Joint Replacement. *Zeitschrift Fur Experimentelle Chirurgie Transplantation Und Kunstliche Organe*, 16(4), 203–212. <https://doi.org/10.1002/9783527603978.MST0161>
- Korhonen, R. K., Koistinen, A., Konttinen, Y. T., Santavirta, S. S., & Lappalainen, R. (2005). The effect of geometry and abduction angle on the stresses in cemented UHMWPE acetabular cups - Finite element simulations and experimental tests. *BioMedical Engineering Online*, 4, 1–14. <https://doi.org/10.1186/1475-925X-4-32>
- Lu, Z., & McKellop, H. (1997). Frictional heating of bearing materials tested in a hip joint wear simulator. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 211(1), 101–108. <https://doi.org/10.1243/0954411971534728>
- Madeti, B. K., Rao, C. S., & Rao, B. S. K. S. S. (2014). Biomechanics of hip joint: a review. *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*, 15(4), 341–359. <https://doi.org/10.1504/IJBET.2014.064824>
- 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>
- 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.
- Niinimäki, T., Puranen, J., & Jalovaara, P. (1994). Total hip arthroplasty using

- isoelastic femoral stems. A seven- to nine-year follow-up in 108 patients. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 76-B(3), 413–418. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.76B3.8175844>
- Online, V. A., Liao, Y., Hoffman, E., Wimmer, M., Fischer, A., Jacobs, J., & Marks, L. (2013). CoCrMo metal-on-metal hip replacements. 746–756. <https://doi.org/10.1039/c2cp42968c>
- Pedersen, D. R., Crowninshield, R. D., Brand, R. A., & Johnston, R. C. (1982). An axisymmetric model of acetabular components in total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanics*, 15(4).
- Popov, V. L. (2017). Contact mechanics and friction: Physical principles and applications, second edition. *Contact Mechanics and Friction: Physical Principles and Applications, Second Edition*, 1–391. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-53081-8/COVER>
- Pritchett, J. W. (2011). Heat generated by hip resurfacing prostheses: An in vivo pilot study. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 21(1), 55–62. <https://doi.org/10.1615/JLONGTERMEFFMEDIMPLANTS.V21.I1.40>
- Puccio, F. Di, & Mattei, L. (2015). Biotribology of artificial hip joints. 6(1), 77–94. <https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i1.77>
- Puleo, D. A., & Thomas, M. V. (2006). Implant surfaces. *Dental Clinics of North America*, 50(3), 323–338, v. <https://doi.org/10.1016/J.CDEN.2006.03.001>
- Ren, W., Yang, S., Fang, H., Hsu, S., & Wooley, P. H. (2003). Distinct gene expression of receptor activator of nuclear factor- κ B and rank ligand in the inflammatory response to variant morphologies of UHMWPE particles. 24, 4819–4826. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(03\)00384-3](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(03)00384-3)
- Reynolds, L., & Tansey, E. (2007). Early Development of Total Hip Replacement.
- Ruggiero, A., Merola, M., & Affatato, S. (2018). Finite Element Simulations of Hard-On-Soft Hip Joint Prosthesis Accounting for Dynamic Loads Calculated from a Musculoskeletal Model during Walking. *Materials (Basel, Switzerland)*, 11(4). <https://doi.org/10.3390/MA11040574>
- Ruggiero, A., & Sicilia, A. (2020). Lubrication modeling and wear calculation in artificial hip joint during the gait. *Tribology International*, 142(September 2019), 105993. <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2019.105993>
- Sagbas, B., Durakbasa, M. N., Sagbas, M., & Koyun, A. (2014). Measurement and theoretical determination of frictional temperature rise between sliding surfaces of artificial hip joints. *Measurement*, 51(1), 411–419. <https://doi.org/10.1016/J.MEASUREMENT.2013.12.020>
- Salençon, J. (2021). About Tresca's Memoirs on the fluidity of solids (1864-1870). *Comptes Rendus - Mecanique*, 349(1), 1–7.
- 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/METRICS>

- 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.
- Stanczyk, M., & Telega, J. J. (2002). Modelling of heat transfer in biomechanics – a review Part II . Orthopaedics. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 4(2), 31.
- Suhendra, N., & Stachowiak, G. W. (2004). Temperature prediction in a finite element model for sliding contact analysis of total hip prosthesis. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 218(5), 361–370. <https://doi.org/10.1243/0954411041932845>
- Taylor, P., Brown, S. S., Clarke, I. A. N. C., & Clarke, I. A. N. C. (2007). A Review of Lubrication Conditions for Wear Simulation in Artificial Hip Replacements A Review of Lubrication Conditions for Wear Simulation in Artificial Hip Replacements. March 2013, 37–41.
- Tepic, S., Macirowski, T., & Mann, R. W. (1985). Experimental temperature rise in human hip joint in vitro in simulated walking. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 3(4), 516–520. <https://doi.org/10.1002/JOR.1100030416>
- Uddin, M. S., & Majewski, P. (2013). Frictional heating in hip implants-a review. *Procedia Engineering*, 56, 725–730.
- Usman, & Huang, S. C. (2017). The study of stresses characteristic of contact mechanism in total knee replacement using two-dimensional finite element analysis. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 28(5), 567–578. <https://doi.org/10.3233/BME-171688>