

ANALISIS VON MISES STRESS PADA BIOMATERIAL PENGGANTI DISKUS INTERVERTEBRALIS MENGGUNAKAN METODE ELEMEN HINGGA

*Steven Yordan Sinarpaska¹, Sri Nugroho², Jamari²

¹Mahasiswa Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

²Dosen Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro

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

*E-mail: stevenyordan@students.undip.ac.id

Abstrak

Nyeri pada tulang belakang menjadi salah satu penyakit yang biasa diderita orang dewasa pada punggung bagian bawah. Nyeri ini bisa menjalar ke bagian bawah paha, terutama pada sisi *posterior-lateral* hingga ke lutut dan dapat menyebabkan penurunan performa dalam beraktivitas. Penyakit ini biasa disebabkan oleh degenerasi intervertebralis (IVD), dimana gerakan segmen tulang belakang menjadi tidak normal. Salah satu penggunaan biomaterial pada dunia medis ialah pembuatan implan penggantian diskus total sebagai salah satu metode untuk mengatasi penyakit degenerasi diskus. Hal ini dapat mengembalikan gerakan tulang belakang, menyerap getaran antar tulang belakang, serta memulihkan ketinggian antar ruas tulang belakang yang menurun akibat penyakit degenerasi diskus. Berbagai biomaterial dikembangkan diantaranya *stainless steel 316L*, *ultra-high-molecular-weight polyethylene* (UHMWPE), *polyetheretherketone* (PEEK), dan *carbon fiber-reinforced-polyetheretherketone* (CFRPEEK) sebagai implan pengganti diskus. Simulasi analisis elemen hingga dilakukan untuk mengetahui kemampuan diskus pada model lumbal 1 hingga lumbal 2 dengan pemberian beban 500 N – 2500 N menggunakan aplikasi Ansys. Hasil yang diperoleh menunjukkan peningkatan nilai *von mises stress* pada material *stainless steel 316L*, CFRPEEK, dan PEEK dengan *inlay* UHMWPE. Dimana nilai peningkatan memiliki presentase yang sama pada setiap pembebanannya. Desain PEEK sebagai *superior/inferior endplate* dengan *inlay* UHMWPE menjadi material rekomendasi yang dapat digunakan sebagai implan pengganti diskus intervertebralis ditinjau dari persentase peningkatan nilai *von mises stress* paling rendah dibandingkan material lain.

Kata kunci: biomaterial; diskus intervertebralis; FEA

Abstract

Pain in the spine is one of the diseases that adults commonly suffer from in the lower back. This pain can spread to the bottom of the thigh, especially on the posterior-lateral side to the knee and can cause a decrease in performance in activities. This disease is usually caused by intervertebral degeneration (IVD), where the movement of the spinal segments becomes abnormal. One of the uses of biomaterials in the medical world is the creation of total disc replacement implants as a method for treating disc degeneration. This can restore spinal movement, absorb vibrations between the vertebrae, and restore height between the vertebrae due to reduced disc degeneration disease. Various biomaterials were developed including 316L stainless steel, ultra-high-molecular-weight polyethylene (UHMWPE), polyetheretherketone (PEEK), and carbon fiber-reinforced-polyetheretherketone (CFRPEEK) as disc replacement implants. Elements of finite simulation analysis were carried out to determine the ability of the discs in lumbar 1 to lumbar 2 models with a load of 500 N - 2500 N using the Ansys application. The results obtained show an increase in the von mises stress value for 316L, CFRPEEK, and PEEK stainless steel materials with UHMWPE inlay. Where the increase value has the same percentage for each load. PEEK as a superior/inferior endplate with UHMWPE inlay is a recommended material that can be used as an intervertebral disc replacement implant in terms of the lowest percentage increase in von Mises stress value compared to other materials.

Keywords: biomaterial; FEA; intervertebral disc

1. Pendahuluan

Tulang belakang terdiri dari struktur kompleks seperti vertebra, cakram intervertebralis, ligamen, dan otot. Tulang belakang berperan dalam menopang berat badan tubuh dan mendukung gerakan tubuh kita. Beberapa penyakit dan beban eksternal yang terlalu besar atau terus menerus dapat menyebabkan kompresi pada saraf dan tulang lumbar sehingga menyebabkannya menjadi tidak stabil. Pada diskus intervertebralis dapat terjadi degenerasi yang dapat menyebabkan nyeri pada punggung bawah [1].

Low back pain (LBP) atau nyeri punggung bawah adalah salah satu masalah kesehatan yang sering dialami pada area lumbar di antara tulang rusuk bagian bawah dan pinggang. Kondisi ini sering mengakibatkan penurunan kinerja dalam aktivitas sehari-hari bagi penderitanya. Nyeri ini bisa menjalar ke bagian bawah paha, terutama pada sisi *posterior-lateral* hingga ke lutut [2]. Penelitian tentang evaluasi postur kerja dan nyeri punggung bawah di perusahaan menunjukkan bahwa postur mengangkat (*lifting*) berkontribusi sebesar 80% terhadap terjadinya LBP. Penyebab utama LBP adalah degenerasi intervertebralis (IVD). Degenerasi diskus intervertebralis merupakan penyebab utama keluhan nyeri punggung bawah dan faktor utama dalam biaya perawatan kesehatan [3].

Salah satu penggunaan biomaterial pada dunia medis ialah pembuatan implan *total disc replacement* (TDR) untuk mengatasi penyakit degenerasi diskus. Metode ini adalah bagian dari prostesis yang digunakan untuk menangani penyakit degenerasi diskus sambil mempertahankan kemampuannya bergerak [4]. Pengembangan TDR bertujuan untuk mencapai stabilitas fungsi tulang belakang dan memulihkan kelengkungan fisiologis tulang belakang [5]. Secara teoritis, implan diskus dapat mengembalikan gerakan tulang belakang, menyerap getaran antar tulang belakang, serta memulihkan ketinggian antar ruas tulang belakang yang menurun akibat penyakit degenerasi diskus [6]. Berbagai biomaterial seperti *stainless steel 316L*, *ultra-high-molecular-weight polyethylene* (UHMWPE), *polyetheretherketone* (PEEK), dan *carbon fiber-reinforced-polyetheretherketone* (CFRPEEK) digunakan sebagai implan pengganti diskus intervertebralis. Berdasarkan data yang didapatkan nantinya akan diperoleh rekomendasi material terbaik untuk menggantikan diskus intervertebralis.

2. Bahan dan Metode Penelitian

Dalam pemodelan dan rekonstruksi pemodelan tulang lumbar 1 hingga lumbar 2, menggunakan data CT-scan pasien normal berjenis kelamin pria usia 55 tahun. Data CT-scan pasien didapat dari RSUD Dr. Kariadi Semarang. Data diubah dalam bentuk DICOM yang selanjutnya direkonstruksi dari 2D menjadi 3D dengan aplikasi Mimics 21.0. Model yang ada dilakukan validasi dengan model lain yang terdapat pada jurnal sebelumnya untuk mendapatkan validasi geometri model. Validasi hasil dilakukan agar hasil yang didapatkan melalui penelitian dapat tepat melalui perbandingan dengan penelitian yang sudah dilakukan sebelumnya. Hasil dari penelitian ini akan divalidasi dengan penelitian yang dilakukan oleh Li, et al [9]. Validasi mengacu pada nilai *displacement* jurnal dibandingkan dengan hasil pengujian yang dilakukan yang mengalami *error* kurang dari 5%.

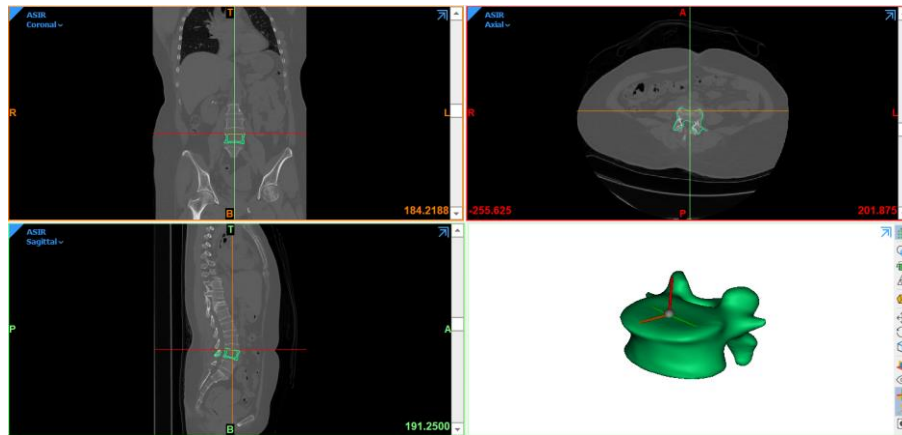
Model sebelumnya sendiri terdiri dari tulang kortikal, diskus intervertebralis, dan ligamen [7]. Penambahan *superior* dan *inferior endplate* pada diskus diletakkan pada atas dan bawah diskus dengan ketebalan 0.6 mm [8]. *Material properties* yang digunakan adalah menggunakan referensi [9] dalam *cortical* dan diskus. Kemudian berdasarkan studi literatur yang dilakukan, didapatkan *material properties* dari *stainless steel 316L* [10], *ultra-high-molecular-weight polyethylene* (UHMWPE), *polyetheretherketone* (PEEK), dan *carbon fiber-reinforced-polyetheretherketone* (CFRPEEK) [11] serta data pendukung lainnya yang nantinya digunakan dalam pengujian elemen hingga. Desain material pengganti diskus intervertebralis dapat dilihat pada Tabel 1.

Tabel 1. Desain Material Pengganti Diskus Invertebralis

<i>Superior endplate</i>	<i>Inlay</i>	<i>Inferior endplate</i>
Stainless Steel 316L	UHMWPE	Stainless Steel 316L
PEEK	UHMWPE	PEEK
CFRPEEK	UHMWPE	CFRPEEK

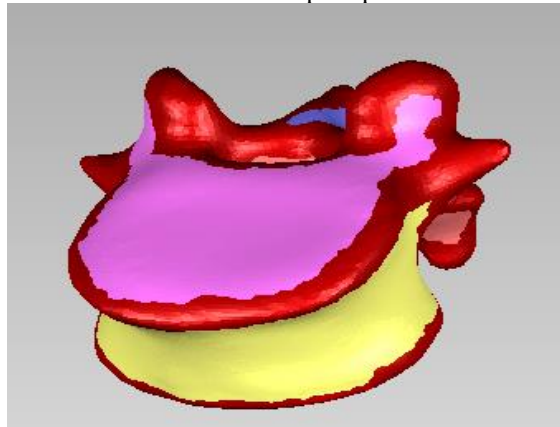
3. Hasil dan Pembahasan

Proses rekonstruksi tulang lumbar 1 hingga lumbar 2 diawali dengan rekonstruksi tulang kortikal menggunakan aplikasi Mimics 21.0 dengan cara memasukkan file hasil CT-scan dalam bentuk file DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), kemudian data direkonstruksi menggunakan metode segmentasi yang mana data CT-scan serta hasil rekonstruksi pada tulang lumbar 1 hingga lumbar 2 dengan aplikasi Mimics 21.0 seperti pada Gambar 1.



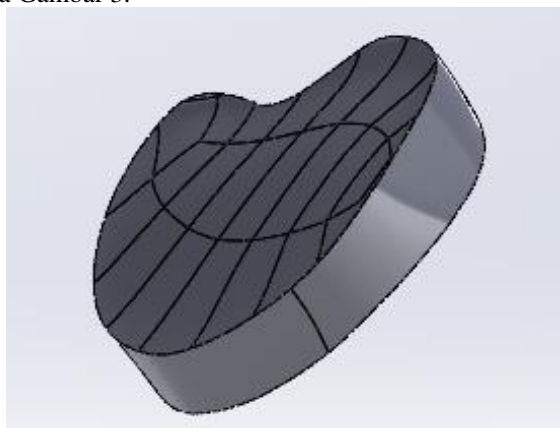
Gambar 1. Tampilan Mimics 21.0

Setelah rekonstruksi tulang lumbal 1 hingga lumbal 2 selesai, kemudian simpan *file* dalam bentuk STL. Kemudian *import* ke *software* Geomagic studio 2021 untuk melakukan *detect contour* dan *surface patching* dengan tujuan untuk membuat permukaan lebih *smooth* dan teratur seperti pada Gambar 2.



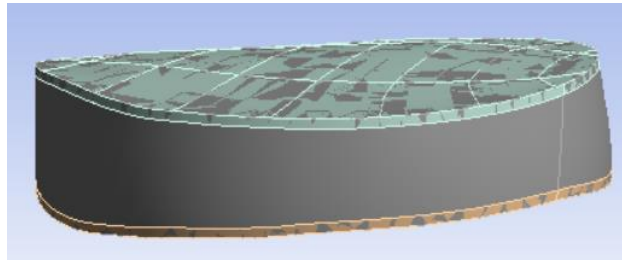
Gambar 2. *Detect contour*

Setelah bagian dari lumbal 1 hingga lumbal 2 selesai telah terekonstruksi dilanjutkan dengan pembuatan diskus intervertebralis yang mana pembuatan komponen dilakukan pada solidworks 2021. Model diskus intervertebralis yang lebih jelas dapat dilihat pada Gambar 3.



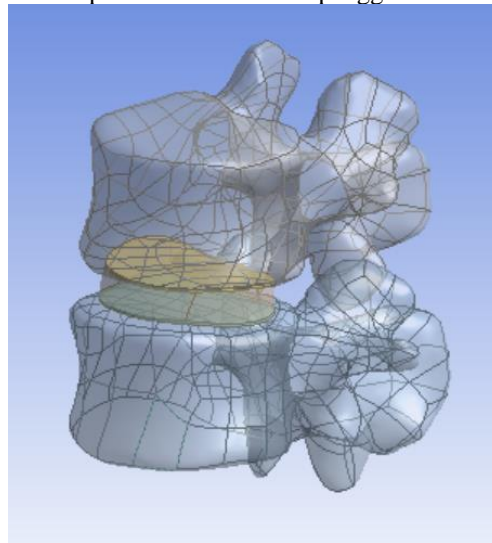
Gambar 3. Pemodelan awal diskus intervertebralis

Proses selanjutnya adalah penggabungan geometri yang mana proses ini dilakukan menggunakan *software* Ansys 2020 R2. Setelah itu model *endplate* dibuat dengan menggunakan fitur *design modeller* pada ansys 2020 R2 dengan bentuk dimensi sesuai referensi yang telah ditentukan. Desain *superior endplate* dan *inferior endplate* dari diskus intervertebralis dapat dilihat pada Gambar 4 di bawah.



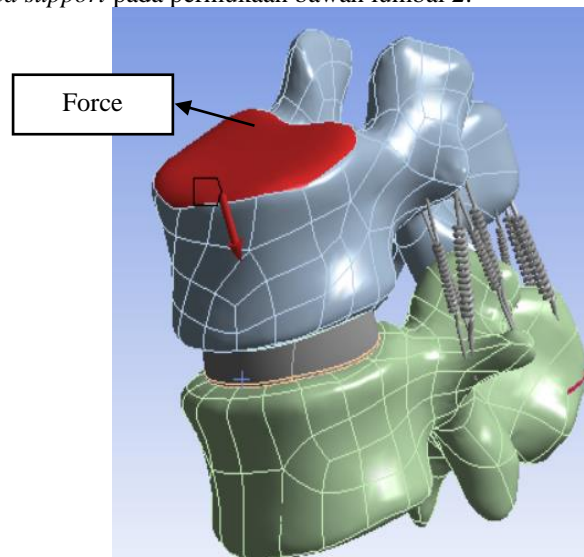
Gambar 4. Diskus dengan *superior endplate* dan *inferior endplate*

Setelah *finite element model* selesai dibuat seperti pada Gambar 5. Selanjutnya menentukan *material properties* dari *UHMWPE*, *stainless steel 316L*, *PEEK* dan *CFRPEEK*. Pemberian beban dengan variasi 500 N - 2500 N untuk mencari nilai dari *von mises stress* pada variasi material pengganti diskus intervertebralis.

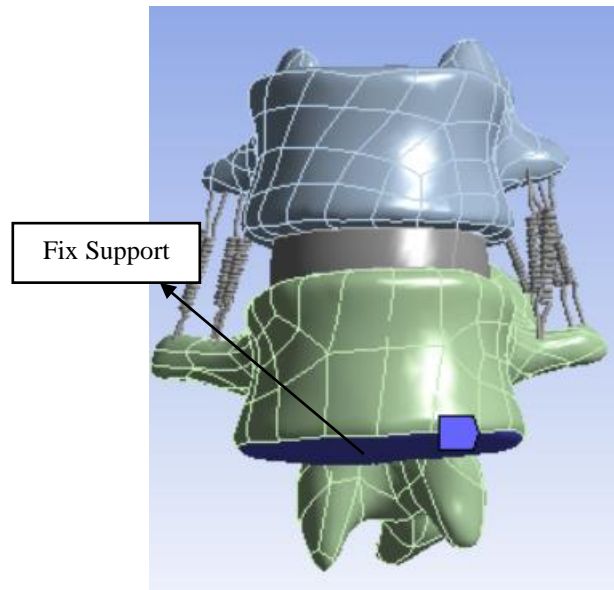


Gambar 5. Bentuk geometri L1-L2

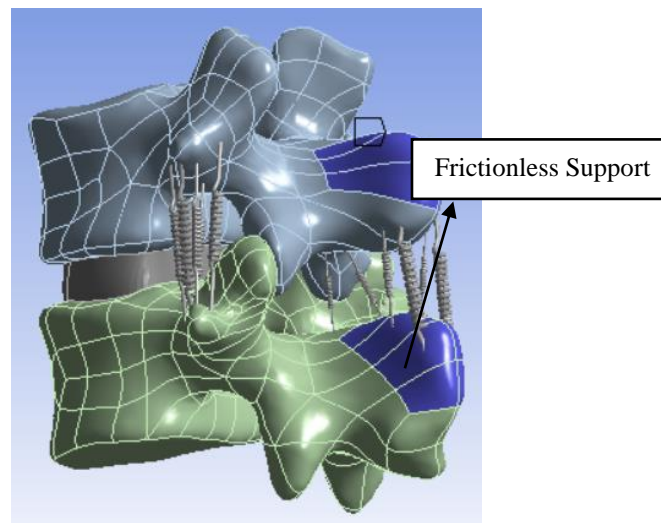
Penempatan *force*, *fixed support*, dan *frictionless support* mengikuti jurnal [9] pada permukaan atas lumbal 1 untuk *force*, sedangkan *fixed support* pada permukaan bawah lumbal 2.



Gambar 6. Lokasi pemberian *force*



Gambar 7. Lokasi penempatan *fixed support*



Gambar 8. Lokasi penempatan *frictionless support*

Berdasarkan hasil simulasi yang telah dilakukan pada diskus intervertebralis lumbal 1 dan lumbal 2, ketika dilakukan pembebanan 500 N *von mises stress* paling tinggi terjadi pada *stainless steel 316L* sebagai *superior* dan *inferior endplate*, diikuti oleh *stainless steel 316L* dan CFRPEEK. Sama halnya ketika diberikan beban 2500 N *von mises* tertinggi terjadi pada *stainless steel 316L* diikuti oleh CFRPEEK, dan PEEK.

4. Kesimpulan

Dari hasil penelitian yang dilakukan, dapat disimpulkan bahwa simulasi dilakukan menggunakan *software* Ansys 2020 pada tulang lumbal 1 - lumbal 2 serta analisa metode elemen hingga dengan pembebanan 500 N – 2500 N dilakukan untuk mengetahui rekomendasi material pengganti diskus terbaik yang dapat digunakan. Analisis tegangan dilakukan pada diskus intervertebralis dengan desain material UHMWPE sebagai *inlay* sedangkan *stainless steel 316L*, PEEK, dan CFRPEEK sebagai *superior/ inferior endplate*.

Berdasarkan hasil simulasi yang telah dilakukan, nilai *von mises stress* tertinggi material pengganti terjadi pada material *stainless steel 316L*, diikuti oleh CFRPEEK dan PEEK. Didapatkan hasil berupa peningkatan nilai *von mises stress* pada diskus intervertebralis pada ketiga material dibandingkan diskus asli. Dimana nilai peningkatan memiliki persentase yang sama pada setiap pembebanannya. PEEK sebagai *superior/ inferior endplate* dengan *inlay* UHMWPE memiliki persentase nilai yang paling kecil dibandingkan material yang lainnya.

5. Daftar Pustaka

- [1] Park WM, Kim K, Kim YH. Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine. *Comput Biol Med.* 2013;43(9):1234–40.
- [2] Back AL, Maharty DC. The History of Lower Back Pain. *Lower back pain History Diagnosis Treatment.* 2012;39:463–70.
- [3] Anderson DG, Tannoury C. Molecular pathogenic factors in symptomatic disc degeneration. *Spine J.* 2005;5(6 SUPPL.):S260–6.
- [4] Reeks J, Liang H. Materials and their failure mechanisms in total disc replacement. *Lubricants.* 2015;3(2):346–64.
- [5] Mayer HM. Total lumbar disc replacement. *J Bone Jt Surg - Ser B.* 2005;87(8):1029–37.
- [6] Vital JM, Boissière L. Total disc replacement. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2014;100(1 S):S1.
- [7] Putzer M, Auer S, Malpica W, Suess F, Dendorfer S. A numerical study to determine the effect of ligament stiffness on kinematics of the lumbar spine during flexion. *BMC Musculoskelet Disord* [Internet]. 2016;17(1):1–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/s12891-016-0942-x>
- [8] Watson H, Cockbain AJ, Spencer J, Race A, Volpato M, Loadman P, et al. Author's Accepted Manuscript. *Prostaglandins, Leukot Essent Fat Acids* [Internet]. 2016;115:60–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dineu.2015.08.001>
- [9] Li H, Wang Z. Intervertebral disc biomechanical analysis using the finite element modeling based on medical images. *Comput Med Imaging Graph.* 2006;30(6–7):363–70.
- [10] Himarosa RA, Suyitno. *Desain dan Analisis Finite Element Total Lumbar Disc Replacement.* *Mekanika.* 2016;15(2):12–5.
- [11] Song J, Xiang D, Wang S, Liao Z, Lu J, Liu Y, et al. In vitro wear study of PEEK and CFRPEEK against UHMWPE for artificial cervical disc application. *Tribol Int.* 2018;122(February):218–27.