

STUDI PENDAHULUAN REKONSTRUKSI DAN MESH TULANG LUMBAR 1 SAMPAI 2 MENGGUNAKAN METODE FINITE ELEMENT

*Iqbal Nur Arif¹, 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: iqbalnaslfan01@gmail.com

Abstrak

Tulang lumbar memegang peran penting dalam menunjang aktivitas manusia sehari-hari. Untuk mengkaji permasalahan yang ada pada tulang lumbar metode komputasi hingga (Finite Element Analysis) menjadi salah satu solusi yang optimal untuk mengetahui fenomena yang terjadi. Pada penelitian ini dilakukan studi pendahuluan mengenai rekonstruksi dan mesh dengan fokus pada lumbar satu sampai dua. Proses rekonstruksi dilakukan dengan memanfaatkan software Mimics, Solidwork, dan Ansys sedangkan untuk studi meshing sendiri dimulai dengan nilai ukuran mesh yang lebih besar ke kecil. Berdasarkan rekonstruksi yang dilakukan didapatkan model lumbar yang memiliki bagian berupa *cortical bone*, *cancellous bone*, *annulus*, dan ligamen. Sedangkan nilai mesh optimum yang didapatkan adalah 3 mm dengan nilai presentase perubahan kurang dari 2%.

Kata kunci: lumbar ; mesh; rekonstruksi

Abstract

The lumbar vertebrae play a crucial role in supporting daily human activities. To study the problems associated with the lumbar vertebrae, Finite Element Analysis (FEA) becomes an optimal solution for understanding the phenomena occurring in this region. This research involves a preliminary study on reconstruction and meshing, focusing on the first and second lumbar vertebrae. The reconstruction process utilizes Mimics, SolidWorks, and Ansys software, while the meshing study begins with larger mesh sizes, gradually moving to smaller ones. The reconstruction resulted in a lumbar model comprising cortical bone, cancellous bone, annulus, and ligaments. The optimum mesh size obtained was 3 mm, with a percentage change of less than 2%.

Keywords: lumbar; mesh; reconstruction

1. Pendahuluan

Tulang lumbar adalah kelompok lima tulang belakang terbesar di bagian bawah tulang belakang manusia. Tulang lumbal terletak di antara tulang toraks dan tulang pelvis dan ditandai dengan L1 hingga L5. Struktur tulang lumbal sendiri secara umum terdiri dari *cortical bone*, *cancellous bones*, *annulus*, *nucleus pulposus*, *endplate* dan ligamen. Selain itu, terdapat jaringan saraf yang berfungsi mengirimkan sinyal sensorik serta motorik dari otak dan sumsum tulang belakang menuju otot maupun sebaliknya. Dalam kehidupan sehari-hari tulang lumbal berperan menopang berat badan tubuh dan mendukung gerakan tubuh kita dalam beraktivitas [1]. Meskipun begitu, tulang lumbar merupakan salah satu tulang yang rawan mengalami penyakit dan kelainan. Hal tersebut disebabkan oleh berbagai faktor seperti beban yang diterima, pola hidup yang tidak sehat, dan faktor usia [2].

Penggunaan metode komputasi dengan menggunakan Finite Element Analisis dapat menjadi solusi alternatif untuk memodelkan berbagai macam geometri yang rumit pada tulang belakang beserta kondisi batas yang ada [3]. Dengan bantuan software metode FEA dapat memodelkan model yang kompleks melalui memisahkan elemen menjadi beberapa komponen yang lebih sederhana, masing-masing mudah untuk dianalisis dan direpresentasikan secara matematis. Pendekatan ini juga menggambarkan dengan detail karakteristik biomekanik dari bagian tulang belakang bagian bawah (lumbal) dan memberikan parameter yang berasal dari sifat alaminya (seperti tegangan, regangan, energi regangan, dan sebagainya).

Melihat adanya potensi penggunaan metode komputasi untuk mempelajari permasalahan maupun sifat yang ada pada tulang lumbar maka diperlukan adanya suatu rujukan dalam melakukan pemodelan dalam rekonstruksi dan meshing untuk Finite Element Analisis yang akan digunakan [4]. Oleh karena itu pada penelitian ini dilakukan studi mengenai rekonstruksi tulang yang difokuskan pada lumbar satu sampai dua beserta meshing optimal yang didapat berdasarkan jurnal rujukan yang ada [5].

2. Bahan dan Metode Penelitian

Pada penelitian ini dilakukan pemodelan tulang lumbar satu sampai dua berdasarkan data CT-Scan pasien dengan tulang asli berasal dari Indonesia. Model yang ada divalidasi dengan model lain yang terdapat pada jurnal sebelumnya untuk mendapatkan geometri model yang valid. Model sebelumnya sendiri terdiri dari tulang kortikal, annulus, dan ligamen [5]. Kemudian berdasarkan literature study yang dilakukan didapatkan material properties dan data pendukung lainnya yang nantinya digunakan dalam pengujian elemen hingga.

Pengujian ini awalnya dilakukan dengan melakukan pemodelan geometri tulang lumbar yang dibuat besar data CT-Scan 2D pasien menjadi model 3D [6]. Mimic materialisme software digunakan untuk membaca data CT-Scan tulang lumbar dan membuat model 3D perlayer menjadi satu kesatuan yang utuh. Selanjutnya Solidwork software digunakan untuk menyempurnakan dan membuat bagian dari tulang yang kurang dan belum sempurna. Ketika model telah dibuat dengan baik selanjutnya model dimasukkan ke Ansys untuk dilakukan analisa Finite Element Model berdasarkan kondisi batas yang ditetapkan.

Proses meshing akan dilakukan dengan kondisi batas sebagai berikut. Meshing dimulai dari *element size* yang lebih besar menuju lebih kecil. Kondisi pembebanan diberikan sebesar 500 dalam bentuk tekanan kearah sumbu Z dan diletakkan pada permukaan superior dari tulang kortikal satu. Sedangkan untuk fixed dan frictionless support dipasang masing masing pada permukaan inferior dari tubuh vertebra L2 dan prosesus spinosus L1 serta L2. Pembatas ini digunakan untuk membatasi pergerakan model dengan enam nilai yang mungkin pada titik di permukaan yang dipilih. Untuk material properties yang digunakan sendiri mengikuti jurnal rujukan yaitu sebagai berikut.

Tabel 2.1 *Material Properties*

Material	Young Modulus (MPa)	Poisson's ratio	Referensi
Cortical Bone	12000	0,3	[5], [7]
Cancellous Bone	150	0,3	
Annulus	455	0,3	
Ligamen IITL	3500	0,3	[8]
Ligamen SSL	245	0,25	

3. Hasil dan Pembahasan

3.1 Rekonstruksi Lumbar 1-2

Langkah pertama dalam pembuatan model tulang lumbar satu sampai dua adalah membuat struktur perbagian tulang menggunakan software yang sesuai. Bagian pertama yang dibuat adalah *cortical bone*. Pembuatan model cortical bone dimulai dengan membuka perangkat lunak Mimics 21.0 yang sudah terinstall pada komputer. Setelah antarmuka Mimics 21.0 terbuka, pilih File > New Project > klik File Browser > masukkan file DICOM yang akan digunakan > pilih model > klik Open.



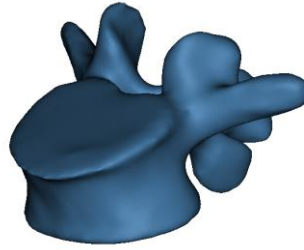
Gambar 3.1 Tampilan awal Mimics 21.0

Langkah selanjutnya adalah membuat *mask* dengan melihat tab *Project Management* > klik simbol (+) > muncul tab *Threshold* > ubah *Predefined threshold sets* menjadi *Bone (CT)* > klik Ok. Ubah nama *mask* menjadi *All Bones* dengan cara *double click* pada *mask* yang dituju. Untuk melihat tampilan *mask* yang sudah dihasilkan bisa menekan *Mask 3D Preview*. Tampilan model 3D akan terlihat berantakan dan dipenuhi dengan residu. Untuk menghilangkan residu bisa dilakukan dengan melihat tab *segment* > klik *Region Grow* > pilih *Source* dan *Target mask* > pada kolom *1.25mm Bone Axial* klik pixel yang berwarna sama dengan *Source* > setelah itu akan muncul *mask* baru dengan residu yang sudah hilang.

Data CT-Scan yang ada masih berisikan tulang yang tidak dibutuhkan pada penelitian ini. Oleh karena itu, diperlukan pemisahan setiap model tulang dengan membuat *mask* tersendiri untuk setiap komponen *cortical bone*. Pertama klik kanan pada layer yang muncul setelah dilakukan *Region Grow* > *Duplicate Layer* > ubah nama layer menjadi L1 > Klik *Segment* > *Multiple Slice edit*.

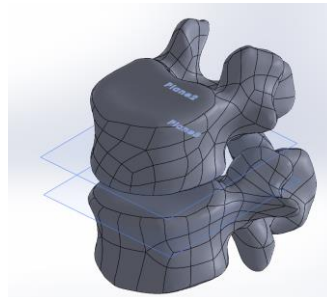
Fitur *Multiple Slice Edit* ini memungkinkan untuk menambah (*add*) atau mengurangi (*remove*) pixel

yang muncul pada setiap *layer* yang ada. Hapus seluruh *layer* yang tidak digunakan pada pemodelan tulang lumbalis satu. Lakukan proses pengerjaan yang sama hingga lumbalis dua. Rapikan model dengan menu *multiple slice edit* >> *Calculate part* >> Pilih *smooth part* untuk menghaluskan permukaan model. Setelah model sudah sesuai dengan bentuk tulang sesungguhnya model akan tersimpan dalam bentuk *stl*.



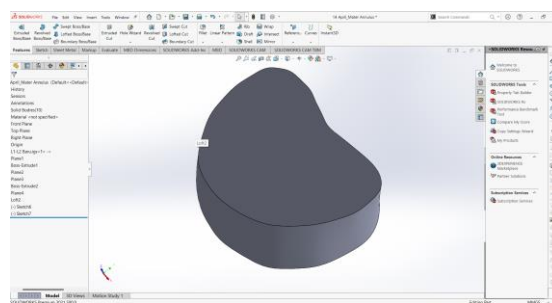
Gambar 3.2 *Preview Model Cortical Bone*

Tahapan selanjutnya adalah pembuatan *annulus* dengan menggunakan aplikasi *solidworks*. Pertama buka aplikasi *Solidworks 2020*. Setelah muncul antar muka masukan file *.igs* L1 dan L2 > klik *Features* > *Reference Geometry* > *Plane* > pada *First References* pilih *front plane* > atur posisi *plane* ada mendekati tengah antara L1 – L2 > klik *Ok*.



Gambar 3.3 *Reference Geometry*

Langkah selanjutnya adalah membuat sketsa pada *plane 1* dan *plane 2*. Klik kanan pada *Plane1* > *sketch* > klik fitur *spline* > gambar bentuk *Annulus Fibrosus* > klik *OK* Selanjutnya pilih *Features* > *Lofted Boss/Base* > pilih kedua *sketch* yang telah dibuat > pada kolom *Option*, *uncheck merge result* dan *merge tangent faces* > klik *ok*. Selanjutnya untuk memisahkan bagian *Annulus Fibrosus* dari L1-L2 klik *Features* > *Intersect* > pilih L1, L2, dan *Lofted part* > pilih *Create Intersecting Regions* > klik *Intersect* > *uncheck merge result* > klik *Ok* > *hide* seluruh model selain *Annulus Fibrosus* > simpan dalam bentuk parasolid (*.x_t*).



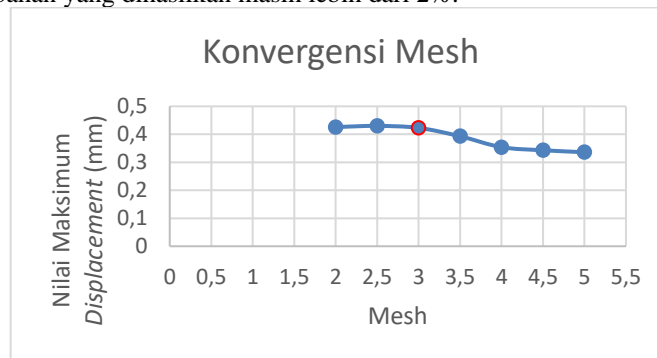
Gambar 3.4 Model awal *annulus* dengan *solidwork*

3.2 Meshing

Meshing dalam simulasi tulang adalah proses pembuatan jaringan elemen kecil yang membentuk model geometri tulang [9]. *Meshing* dilakukan untuk memecah model tulang menjadi elemen-elemen kecil yang dapat dianalisis secara numerik menggunakan metode elemen hingga (*Finite Element Method*). *Meshing* yang baik harus mempertimbangkan beberapa faktor seperti ukuran elemen, bentuk elemen, dan kepadatan elemen untuk memastikan hasil simulasi yang akurat. Selain itu, *meshing* juga dapat membantu mengurangi jumlah *mesh* yang tidak diperlukan dan menghilangkan *noise* di sekitar tulang untuk simulasi [10]. Studi *mesh* menjadi penting dikarenakan adanya perbedaan nilai ukuran *mesh* dapat mempengaruhi hasil pengujian [11].

Simulasi pembebanan pada lumbalis 1 hingga 2 diawali dengan melakukan studi konvergensi *meshing*. Berbagai *element size* *mesh* digunakan pada simulasi ini dimulai dari 5 mm sampai dengan 2 mm.

Dimana ukuran mesh yang digunakan dipilih berdasarkan presentase perubahan nilai *maximum displacement* kurang dari 2% dan berdasarkan nilai validasi dari jurnal acuan. Mesh diawali dari ukuran paling besar hingga menuju nilai yang lebih kecil, hal ini dikarenakan semakin kecil ukuran mesh yang dilakukan semakin berat proses simulasi yang dijalankan. Ketika nilai mesh yang diberikan 5 mm hingga 3 mm presentasi perubahan yang dihasilkan masih lebih dari 2%.



Gambar 3.5 Konvergensi Mesh

4. Kesimpulan

Pada penelitian ini telah dilakukan simulasi elemen hingga pembebanan pada tubuh manusia pada posisi berbaring telentang di matras. Hasil penelitian ini dapat disimpulkan sebagai berikut:

1. Berdasarkan hasil dari pengujian yang telah dilakukan diketahui bahwa rekonstruksi tulang lumbal satu sampai dua dilakukan dengan menggunakan data CT-Scan pasien normal dan jurnal sumber sebagai bahan untuk melakukan validasi. Proses rekonstruksi tulang dimulai dengan mengubah gambar 2D tulang menjadi model 3D sampai menyatukan tiap komponen yang dibuat menjadi satu kesatuan tulang lumbar. Aplikasi yang digunakan dalam proses tersebut adalah Mimics, Solidwork, Geomagic dan Ansys 2020.
2. Nilai meshing optimal yang didapat adalah dengan ukuran mesh 3 mm karena ketika mesh dilakukan dari 3 mm ke 2,5 mm nilai presentasi perubahan adalah sebesar 1,6%. Begitupula ketika mesh dilakukan dari 2,5 mm ke 2 mm nilai presentasi perubahan yang didapat adalah 0,93%. Oleh karena itu nilai mesh 3 mm dipilih sebagai ukuran mesh yang digunakan.

DAFTAR PUSTAKA

- [1] Galbusera, F., & Bassani, T. (2019). The spine: a strong, stable, and flexible structure with biomimetics potential. *Biomimetics*, 4(3), 60.
- [2] Chen, C. S., Cheng, C. K., Liu, C. L., & Lo, W. H. (2001). Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine. *Medical engineering & physics*, 23(7), 485-493.
- [3] Tyndyk, M. A., Barron, V., McHugh, P. E., & O Mahoney, D. (2007). Generation of a finite element model of the thoracolumbar spine. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 9(1), 35.
- [4] Cho, A. R., Cho, S. B., Jae-Ho, L., & Kim, K. H. (2015). Effect of augmentation material stiffness on adjacent vertebrae after osteoporotic vertebroplasty using finite element analysis with different loading methods. *Pain Physician*, 18(6), E1101.
- [5] Li, H., & Wang, Z. (2006). Intervertebral disc biomechanical analysis using the finite element modeling based on medical images. *Computerized medical imaging and graphics*, 30(6-7), 363-370.
- [6] Lee, H. J., Lee, S. J., Jung, J. M., Lee, T. H., Jeong, C., Lee, T. J., ... & Lee, J. W. (2023). Biomechanical evaluation of lateral lumbar interbody fusion with various fixation options for adjacent segment degeneration: A finite element analysis. *World neurosurgery*, 173, e156-e167.
- [7] Kang, S., Park, C.H., Jung, H., Lee, S., Min, Y.S., Kim, C.H., Cho, M., Jung, G.H., Kim, D.H., Kim, K.T., Hwang, J.M., 2022. Analysis of the physiological load on lumbar vertebrae in patients with osteoporosis: a finite-element study. *Sci Rep* 12. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-15241-3>
- [8] Putzer, M., Auer, S., Malpica, W., Suess, F., & Dendorfer, S. (2016). A numerical study to determine the effect of ligament stiffness on kinematics of the lumbar spine during flexion. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 17, 1-7.
- [9] Wibisono, A. (2023). Perancangan Dan Analisis Metode Elemen Hingga Pada Desain Total Knee Replacement Berdasarkan Mri/Ct-Scan Tulang Lutut Untuk Penderita Osteoarthritis.
- [10] Salimi A. A. (2023). Simulasi Finite Element Analysis (Fea) Dan Fabrikasi Implan Untuk Perbandingan Kinerja Implan Kovensional Dan Custom Cruciate Retaining (Cr) Untuk Penderita Osteoarthritis Berdasarkan Rekonstruksi Data Mri/Ct Scan Tulang Lutut.
- [11] Sanjaya, Y., Prabowo, A. R., Imaduddin, F., & Nordin, N. A. B. (2021). Design and analysis of mesh size subjected to wheel rim convergence using finite element method. *Procedia Structural Integrity*, 33, 51-58.