

ANALISIS VON MISES STRESS PADA TULANG *CANCELLOUS* LUMBALIS 1 SAMPAI LUMBALIS 2 DENGAN KONDISI PEMBEBANAN BERBEDA MENGGUNAKAN ELEMEN HINGGA

Arinda Maryam Pahlevi¹, Budi Setiyana², 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: arindamaryampahlevi@students.undip.ac.id

Abstrak

Nyeri pada tulang belakang menjadi salah satu penyakit yang biasa diderita orang dewasa pada punggung bagian bawah. Nyeri ini dapat menyebabkan penurunan performa dalam beraktivitas. Penyakit ini biasa disebabkan oleh degenerasi intervertebralis (IVD), dimana gerakan segmen tulang belakang menjadi tidak normal. Simulasi analisis elemen hingga (FEM) dilakukan untuk mengetahui kemampuan *cancellous* pada model lumbal 1 hingga lumbal 2 dengan pemberian beban 500 N dan moment 2,5, 5, 7,5, 10 N/m serta *loading condition flexion, extension, lateral bending* kanan, *lateral bending* kiri, *axial rotation* kanan, *axial rotation* kiri menggunakan aplikasi Ansys. Hasil yang diperoleh menunjukkan peningkatan nilai *von mises stress* pada *cancellous* 1 kondisi *lateral bending* kanan yaitu 0,118 Mpa dengan moment 10 N/m.

Kata kunci: *cancellous*; FEM; *loading condition*; *moment*

Abstract

Pain in the spine is one of the diseases commonly suffered by adults in the lower back. This pain 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. Finite element analysis (FEM) simulations were performed to determine the cancellous ability of the lumbar 1 to lumbar 2 models with a load of 500 N and moments of 2.5, 5, 7.5, 10 N/m and loading conditions of flexion, extension, lateral bending right, lateral bending left, axial rotation right, axial rotation left using the Ansys application. The results obtained show an increase in the von mises stress value on cancellous 1 right lateral bending condition which is 0.118 Mpa with a moment of 10 N/m.

Keywords: *cancellous*; FEM; *loading condition*; *moment*

1. Pendahuluan

Tulang belakang terdiri dari struktur yang kompleks seperti vertebra, cakram intervertebralis, ligamen, dan otot. Sistem tulang belakang memberikan dukungan struktural dan kemampuan gerak tubuh. Beberapa penyakit dan pembebanan 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].

Tulang lumbal berfungsi untuk menopang berat badan tubuh kita dan mendukung gerakan tubuh kita saat kita beraktivitas [2]. Pada manusia, transisi ke postur vertikal menyebabkan banyak perubahan rangka dan otot. Perubahan ini termasuk posisi panggul, femur, dan tulang belakang menjadi lebih tegak, yang mengurangi beban pada otot paravertebral di belakang [3]. Hal tersebut terjadi karena banyak penyebabnya, seperti beban yang diterima, pola hidup yang tidak sehat, dan usia [4].

Tulang *cancellous* juga dikenal sebagai tulang trabekular atau spongiosa lebih rentan terhadap fraktur dibandingkan jenis tulang lainnya karena struktur dan komposisinya. Tulang ini memiliki arsitektur berpori yang memberikan area permukaan yang lebih besar tetapi kepadatan dan kekuatan yang lebih rendah daripada tulang *cortical* [5].

Cho, et al. Membangun model elemen hingga pada L1-L2 dengan menerapkan metode perpindahan terkontrol (DCM) dan metode beban terkontrol (LCM) serta momen yang berbeda pada kasus Vertebroplasti. Analisis statis FE dilakukan dalam 5 keadaan yaitu normal, osteoporosis, dan ditambah dengan semen tulang pada 1.800, 500, dan 150 Mpa. Dua kondisi batas, LCM dan DCM diterapkan pada masing - masing 5 mode deformasi yaitu kompresi, fleksi, ekstensi, *lateral bending*, dan torsi [6].

Belum banyak penelitian mengenai biomekanis lumbal pada tulang di Indonesia. Pada penelitian ini, penulis mengangkat topik mengenai analisis biomekanis *cancellous* pada tulang L1-L2 terhadap variasi pembebanan menggunakan *metode finite element analysis* L1 dan L2 dimana sering kali terlibat dalam kondisi yang mempengaruhi tulang belakang lumbal, seperti penyakit degeneratif atau patah tulang belakang.

2. Bahan dan Metode Penelitian

Dalam pemodelan dan rekonstruksi pemodelan tulang lumbal 1 hingga lumbal 2, menggunakan data CT-scan pasien normal yang 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 [7]. Validasi mengacu pada nilai *displacement* jurnal dibandingkan dengan hasil pengujian yang dilakukan yang mengalami *error* kurang dari 5%.

Dalam ilmu tribology, mekanik kontak menganalisis kontak antara dua permukaan yang bersentuhan [8]. Mekanika kontak sangat penting untuk menganalisis tekanan pada vertebra lumbalis, terutama ketika bergerak. Studi mekanika kontak juga dapat mengevaluasi tekanan kontak [9], von Mises [10], dan deformasi [9]. Pendekatan yang digunakan untuk melakukan studi mekanika kontak dapat melalui metode eksperimental [9] dan komputasi [9].

Untuk menentukan kegagalan suatu material, tegangan von Mises atau von Mises stress dapat digunakan, yang didasarkan pada titik luluhnya atau nilai penting yang dikenal sebagai *yield strength* (Atmojo, 2012). Pada penelitian ini analisis tegangan Von Mises dilakukan pada tiga *loading conditions* yaitu *anterior flexion*, *lateral flexion*, *axial rotation* [11].

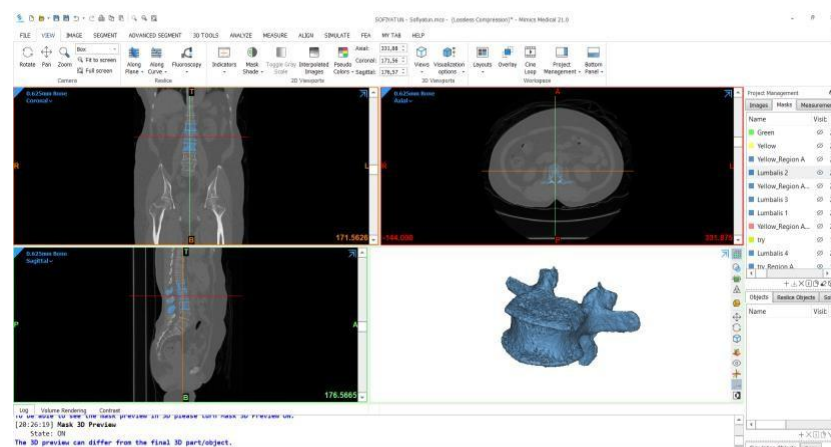
Meshing dimulai dari *element size* yang lebih besar menuju lebih kecil. Kondisi pembebanan diberikan sebesar 500 N dalam bentuk tekanan dengan *moment* 2,5, 5, 7,5, 10 N/m dan *loading condition flexion*, *extension*, *lateral bending* kanan, *lateral bending* kiri, *axial rotation* kanan, *axial rotation* kiri.

Tabel 1. *Material Properties* Tulang Lumbar

Material	Young Modulus (MPa)	Poisson's ratio	Status
Cortical Bone	12000	0,3	Normal
Cancellous Bone	150	0,3	Normal
Annulus	455	0,3	Normal

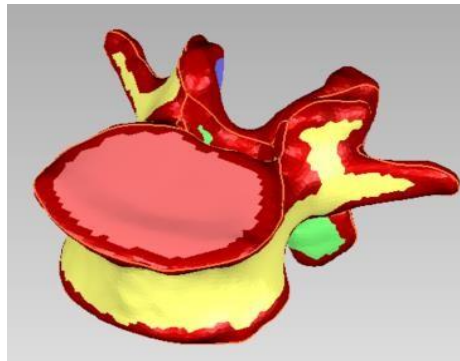
3. Hasil dan Pembahasan

Proses rekonstruksi tulang lumbal 1 hingga lumbal 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 lumbal 1 hingga lumbal 2 dengan aplikasi Mimics 21.0 seperti pada Gambar 1.



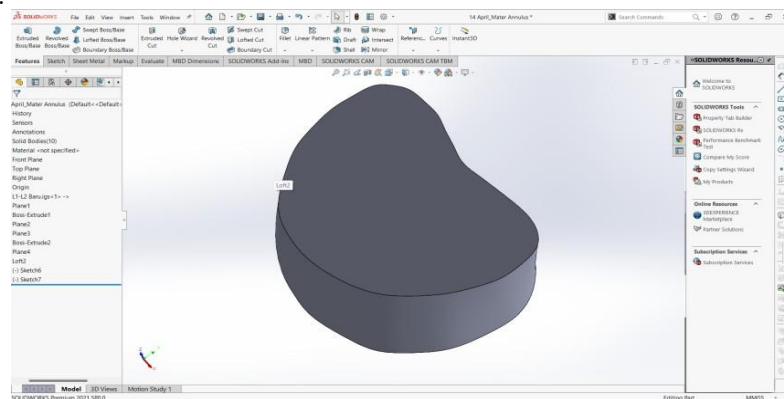
Gambar 1. Tampilan Mimics 21.0

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.



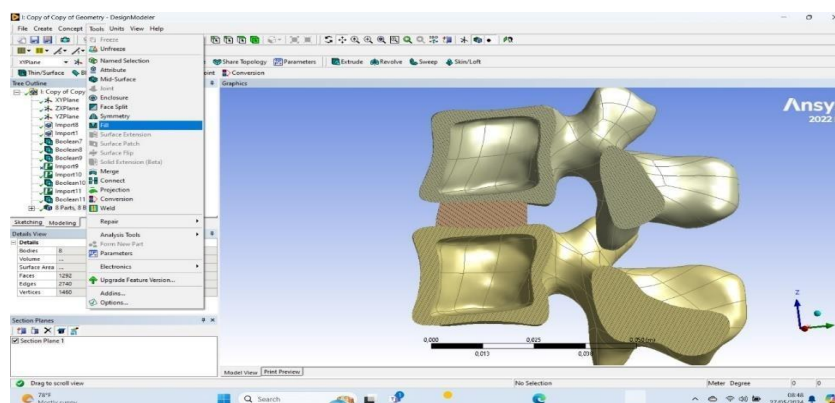
Gambar 2. Detect contour

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



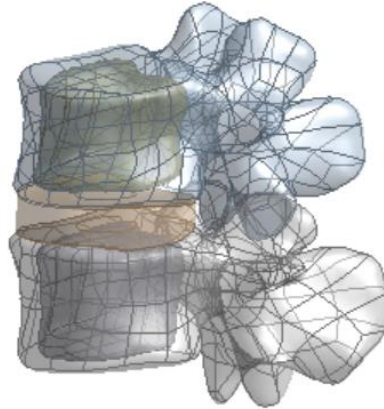
Gambar 3. Pemodelan Annulus

Proses selanjutnya adalah pembuatan *cancellous bone* atau tulang korteks menggunakan ansys design modeler melalui menu *fill*. Desain *cancellous* dapat dilihat pada Gambar 4 di bawah.



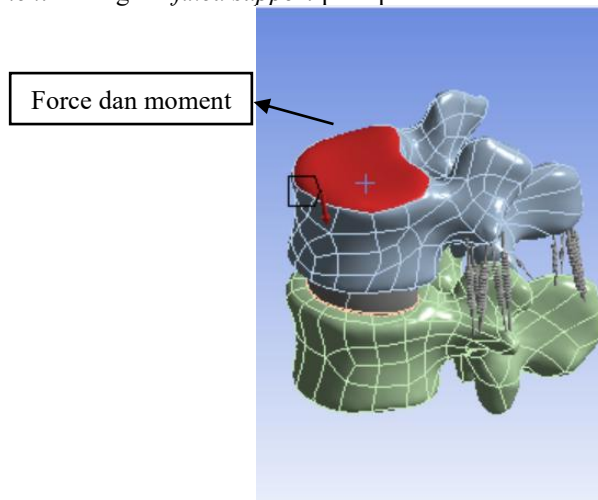
Gambar 4. Menu Fill untuk Membuat Cancellous Bone

Setelah *finite element model* selesai dibuat seperti pada Gambar 5. Selanjutnya pemberian beban 500 N dengan variasi *moment* 2.5, 5, 7.5, 10 N/m dan variasi *loading condition flexion, extension, lateral bending kanan, lateral bending kiri, axial rotation kanan, axial rotation kiri* untuk mencari nilai dari *von mises stress* pada *cancellous* lumbalis 1 dan lumbalis 2.

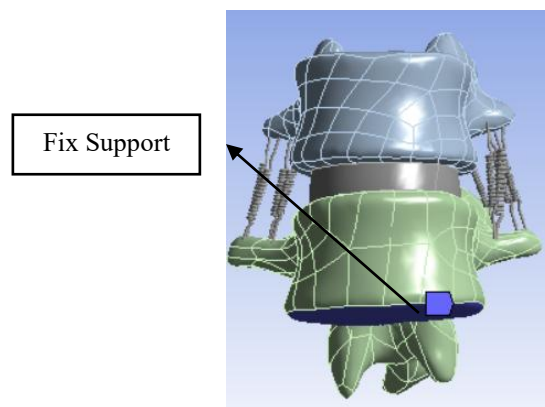


Gambar 5. Bentuk geometri L1-L2

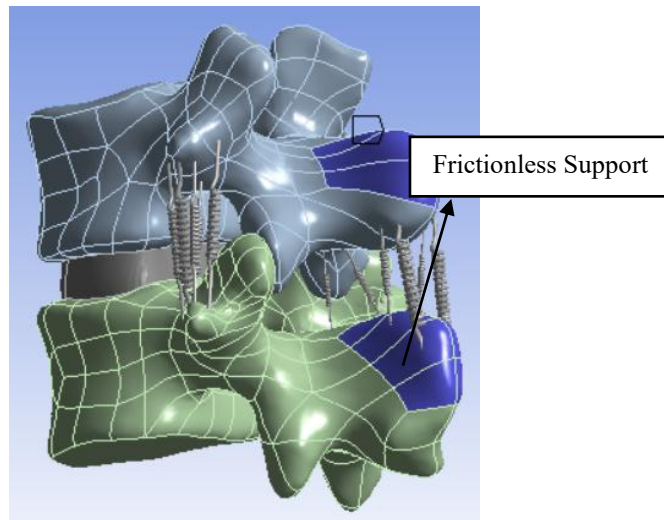
Penempatan *force*, *fixed support*, dan *frictionless support* mengikuti jurnal [9] pada permukaan atas lumbal 1 untuk *force* dan *moment* sedangkan *fixed support* pada permukaan bawah lumbal 2.



Gambar 6. Lokasi pemberian *force* dan *moment*



Gambar 7. Lokasi penempatan *fixed support*



Gambar 8. Lokasi penempatan *frictionless support*

Penelitian ini dilakukan menggunakan model lumbalis 1 hingga lumbalis 2 yang direkonstruksi melalui aplikasi Mimics 21.0 dan simulasi metode elemen hingga melalui aplikasi Ansys 2020. Dilakukan analisa von Mises *stress* pada tulang asli manusia dengan parameter *cancellous* yang dimana dalam kondisi seperti osteoporosis, tulang *cancellous* sangat terpengaruh. Osteoporosis menyebabkan penurunan massa tulang dan perubahan mikrostruktur tulang *cancellous* yang membuatnya lebih rapuh dan rentan terhadap fraktur. Hal ini terjadi karena tulang *cancellous* kehilangan kepadatan mineral dan kekakuannya lebih signifikan daripada tulang *cortical* dalam kondisi osteoporosis, meningkatkan kerentanannya terhadap fraktur meskipun dengan trauma ringan [5]. Selain itu, proses penyembuhan pada tulang *cancellous* berbeda dan sering kali lebih lambat dibandingkan dengan tulang *cortical* karena porositas yang lebih tinggi dan kepadatan yang lebih rendah. Hal ini mempengaruhi sifat mekanis dan kemampuan untuk menahan tekanan [12]

Dari data simulasi pembebanan yang didapatkan. Hasil simulasi *cancellous* yang dilakukan memiliki nilai tegangan von Mises tertinggi ada pada *cancellous* 1 kondisi *lateral bending* kanan yaitu 0,118 Mpa dengan moment 10 N/m. Untuk nilai tegangan von Mises terendah ada pada *cancellous* 2 kondisi pembebanan *extension* sebesar 0,002 Mpa dengan moment 10 N/m.

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 serta *moment* 2.5, 5, 7.5, 10 N/m dan variasi *loading condition flexion, extension, lateral bending* kanan, *lateral bending* kiri, *axial rotation* kanan, *axial rotation* kiri untuk mencari nilai dari *von mises stress* pada *cancellous* lumbalis 1 dan lumbalis 2.

Berdasarkan hasil simulasi pembebanan yang didapatkan. Hasil simulasi *cancellous* yang dilakukan memiliki nilai tegangan von Mises tertinggi ada pada *cancellous* 1 kondisi *lateral bending* kanan yaitu 0,118 Mpa dengan moment 10 N/m. Untuk nilai tegangan von Mises terendah ada pada *cancellous* 2 kondisi pembebanan *extension* sebesar 0,002 Mpa dengan moment 2,5 N/m.

5. Daftar Pustaka

- [1] W. M. Park, K. Kim, and Y. H. Kim, "Effects of degenerated intervertebral discs on intersegmental rotations, intradiscal pressures, and facet joint forces of the whole lumbar spine," *Comput. Biol. Med.*, vol. 43, no. 9, pp. 1234–1240, 2013, doi: 10.1016/j.combiomed.2013.06.011.
- [2] F. Galbusera and T. Bassani, "The spine: A strong, stable, and flexible structure with biomimetics potential," *Biomimetics*, vol. 4, no. 3, 2019, doi: 10.3390/biomimetics4030060.
- [3] V. Filardi *et al.*, "Finite element analysis of sagittal balance in different morphotype: Forces and resulting strain in pelvis and spine," *J. Orthop.*, vol. 14, no. 2, pp. 268–275, 2017, doi: 10.1016/j.jor.2017.03.007.
- [4] C. S. Chen, C. K. Cheng, C. L. Liu, and W. H. Lo, "Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine," *Med. Eng. Phys.*, vol. 23, no. 7, pp. 485–493, 2001, doi: 10.1016/s1350-4533(01)00076-5.
- [5] A. L. et al. Kim, G., Cole, J.H., Boskey, "No Title," *Reduc. Tissue-Level Stiffness Miner. Osteoporotic Cancel. Bone*, 2014, doi: <https://doi.org/10.1007/s00223-014-9873-4>.
- [6] A. R. Cho, S. B. Cho, J. H. Lee, and K. H. Kim, "Effect of augmentation material stiffness on adjacent vertebrae after osteoporotic vertebroplasty using finite element analysis with different loading methods," *Pain Physician*, vol. 18, no. 6, pp. E1101–E1110, 2015, doi: 10.36076/ppj.2015/18/e1101.

- [7] H. Li and Z. Wang, "Intervertebral disc biomechanical analysis using the finite element modeling based on medical images," *Comput. Med. Imaging Graph.*, vol. 30, no. 6–7, pp. 363–370, 2006, doi: 10.1016/j.compmedimag.2006.09.004.
- [8] J. Jamari *et al.*, "The effect of bottom profile dimples on the femoral head on wear in metal-on-metal total hip arthroplasty," *J. Funct. Biomater.*, vol. 12, no. 2, 2021, doi: 10.3390/jfb12020038.
- [9] I. J. Udofia, F. Liu, Z. Jin, P. Roberts, and P. Grigoris, "The initial stability and contact mechanics of a press-fit resurfacing arthroplasty of the hip," *J. Bone Jt. Surg. - Ser. B*, vol. 89, no. 4, pp. 549–556, 2007, doi: 10.1302/0301-620X.89B4.18055.
- [10] X. Hua, J. Li, L. Wang, Z. Jin, R. Wilcox, and J. Fisher, "Contact mechanics of modular metal-on-polyethylene total hip replacement under adverse edge loading conditions," *J. Biomech.*, vol. 47, no. 13, pp. 3303–3309, 2014, doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.08.015.
- [11] S. Kang *et al.*, "Analysis of the physiological load on lumbar vertebrae in patients with osteoporosis: a finite-element study," *Sci. Rep.*, vol. 12, no. 1, pp. 1–14, 2022, doi: 10.1038/s41598-022-15241-3.
- [12] A. Syahrom, A., Al-Fatihhi bin Mohd Szali Januddi, M., Harun, M., Öchsner, "No Title," *ancellous Bone. Cancel. Bone. Adv. Struct. Mater.* vol 82., 2018, doi: https://doi.org/10.1007/978-981-10-5472-3_2.