

ANALISIS VON MISES STRESS HIP JOINT PADA INDIVIDU USIA LANJUT MENGUNAKAN METODE ELEMEN HINGGA

*Muhammad Naufal¹, Jamari², Tri Indah Winarni³

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: muhammadaual0606@gmail.com

Abstrak

Komputasi antropometri adalah pengukuran pada tubuh manusia dengan cara menggunakan komputer. Penelitian ini terkait dengan pemodelan rekonstruksi 3D pada hip joint. Komponen hip joint pada penelitian ini yaitu pelvic bone, acetabular cartilage, femoral cartilage, femoral bone, dan sacrum. Pada penelitian ini dilakukan pengukuran menggunakan data hasil CT scan 2D, dilanjutkan dengan rekonstruksi menggunakan aplikasi Mimics Research 21.0 untuk menghasilkan data 3D. Setelah rekonstruksi 3D, dilakukan pemodelan simulasi menggunakan metode elemen hingga menggunakan perangkat lunak Ansys R1 2020. Hasil von Mises Stress maksimum tertinggi pada penelitian ini terdapat pada komponen sacrum sebesar 91,24 MPa pada gaya 1.500 N.

Kata kunci: metode elemen hingga; mekanika kontak; model rekonstruksi

Abstract

Computational anthropometry is a measurement of the human body using a computer. This research is related to 3D reconstruction modeling of the hip joint. The components of the hip joint in this study are the pelvic bone, acetabular cartilage, femoral cartilage, femoral bone, and sacrum. In this study, measurements were made using 2D CT scan data, followed by reconstruction using the Mimics Research 21.0 application to produce 3D data. After the 3D reconstruction, simulation modeling was carried out using the finite element method using the Ansys R1 2020 software. The highest maximum von Mises Stress results in this study were found in the sacrum component of 91,24 MPa on a force of 1.500 N.

Keywords: contact mechanics; finite element method; reconstruction modelling

1. Pendahuluan

Sendi pinggul (*hip joint*) merupakan sendi yang memiliki kemampuan bergerak pada beberapa arah dikarenakan bentuknya yang menyerupai bola di dalam mangkuk atau lebih dikenal sebagai *ball and socket joint*. [1,2] *Hip joint* menjadi salah satu sendi yang paling banyak ditinjau dari segi biomekanik karena kemampuan bergerak pada tiga axis tubuh (*multiaxial*). [3] *Hip joint* tersusun dari dua struktur anatomis utama yaitu *acetabulum* dan *caput femuris*. *Acetabulum* merupakan suatu bangunan berbentuk mangkuk yang merupakan hasil rudimentasi ketiga tulang penyusun tulang panggul (pelvis) yaitu *os illium*, *os pubicum*, dan *os ischium*. Perubahan bentuk tulang panggul akan memberikan perubahan pada parameter antropometri *hip joint* khususnya parameter yang melibatkan *acetabulum*. [2,3] *Hip joint* atau biasa disebut dengan sendi pinggul adalah sendi yang berada antara tulang pelvis dan tulang paha. *Hip joint* merupakan persendian multiaxial yang berbentuk seperti bola dan mangkuk, sehingga dengan kemampuan untuk bergerak ke berbagai arah gerakan seperti gerakan fleksi, ekstensi, abduksi, adduksi dan rotasi. [4] Pemodelan komputasi adalah pengujian eksperimental satu-satunya model yang secara non-invasif dapat memprediksi mekanika kontak sendi. [3] Dalam beberapa dekade terakhir, banyak literatur telah muncul di bidang biomekanik ortopedi, termasuk beberapa ulasan yang merangkum berbagai aspek analisis biomekanik, dan kemajuan pemodelan *finite element metode* (FEM). [5] FEM atau FEA merupakan bagian terintegrasi dari keseluruhan CAE (Computer Aided Engineering). Proses analisa membantu mengidentifikasi desain baru dan dapat digunakan sebagai tolak ukur untuk mengembangkan sebuah desain yang sesuai dengan kebutuhan. Pada awal penggunaan metode elemen hingga, penggunaan komputer semakin meningkat dalam bidang keteknikan, yang mana hal tersebut mendukung adanya riset dan pengembangan bagi para engineers di dunia. [6] Mekanika kontak adalah cabang dari ilmu tribology yang memungkinkan untuk menganalisis kontak yang terjadi antara dua permukaan yang bersentuhan. Penelitian terkait studi analisis metode elemen hingga (FEM) pada *hip joint* di Indonesia belum ada yang menggunakan hasil dari tulang asli manusia. Kebanyakan penelitian ini menggunakan *prosthesis* dengan menggunakan material yang bervariasi. Pada penelitian ini sudah pernah dilakukan oleh Salmingo, et al pada tahun 2017 yaitu meneliti *perthes' hip joint*

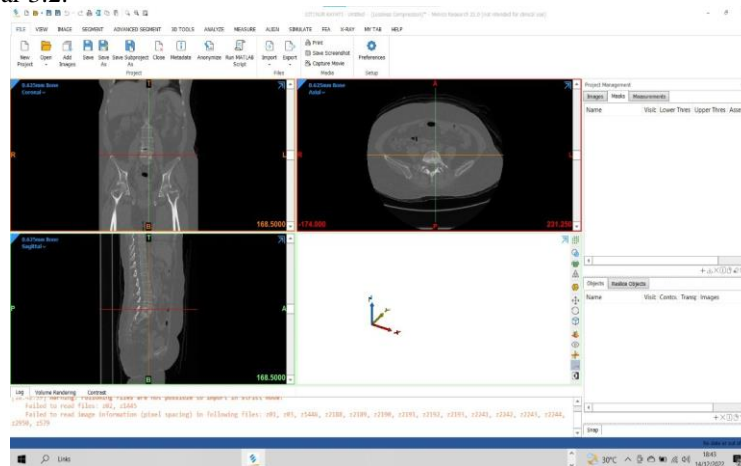
menggunakan FEM dengan cara mencari *von mises stress* jika ada *displacement axial* -0,5 mm, -1 mm, dan -1,5 mm.[7] Tegangan *von Mises* atau *von Mises stress* dapat digunakan sebagai kriteria kegagalan suatu material yang didasarkan pada titik luluh suatu material. Material dikatakan gagal apabila melewati titik luluhnya atau nilai kritis yang disebut sebagai *yield strength* [8]

2. Bahan dan Metode Penelitian

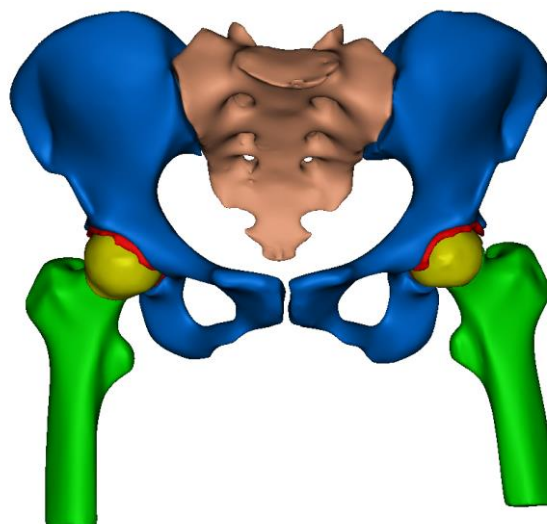
Penelitian ini menggunakan data berupa ct scan dari pasien wanita berusia 47 tahun yang ada di Rumah Sakit Sultan Agung, Semarang. Model geometri diperoleh dari data CT scan dalam bentuk DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) file yang kemudian dimasukkan ke dalam *software* Mimics 21.0 untuk proses segmentasi *hip joint* dan untuk proses *smoothing* model. [9] setelah itu model yang sudah jadi dimasukkan ke *software* Geomagic Studio 12.0 untuk proses *surfacing*. Selanjutnya proses *meshing* dan simulasi menggunakan *software* ANSYS 2020 R1. [10]

3. Hasil dan Pembahasan

Penelitian ini menganalisis tegangan *von Mises stress maximum* menggunakan 4 komponen yaitu *pelvic bone*, *femoral bone*, *acetabular cartilage*, dan *femoral cartilage*. [7] Langkah awal yang perlu dilakukan sebelum melakukan simulasi pada model adalah proses membuat rekonstruksi tulang menggunakan *Software Mimics Research 21.0*. dengan format DICOM. Berikut tampilan awal *Mimics Research 21.0* dapat dilihat pada Gambar 3.1 dan hasil rekonstruksi dapat dilihat pada Gambar 3.2.

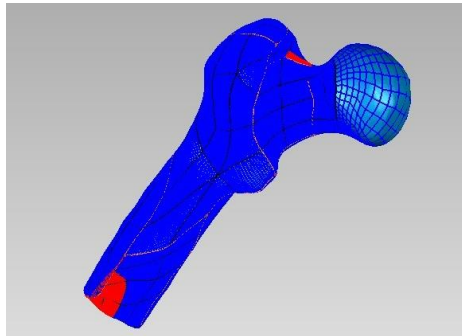


Gambar 3.1 Tampilan Awal *Mimics Research 21.0*



Gambar 3.2 Hasil Rekonstruksi *Hip Joint*

Setelah rekonstruksi jadi, dilanjutkan dengan proses *surfacing* menggunakan *software* Geomagic Studio 12.0 dengan format STL. Tujuan *surfacing* pada *software* Geomagic Studio 21.0 yaitu agar *surface* menjadi lebih *smooth* dan teratur. Untuk proses *surface patching* dapat dilihat pada Gambar 3.3.



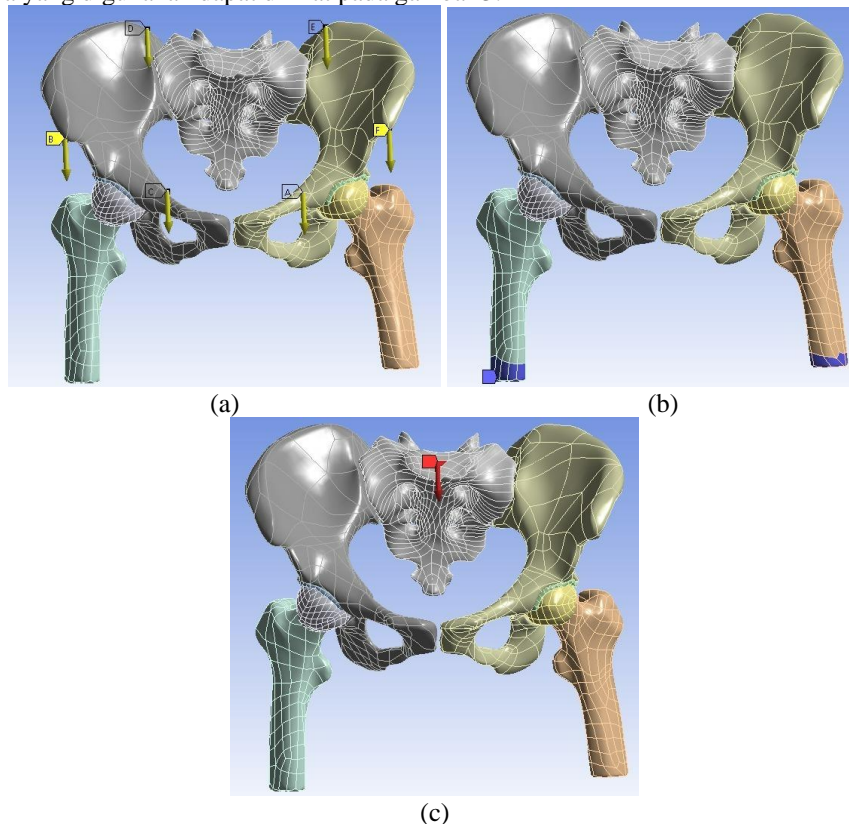
Gambar 3.3 Surface Patching pada Software Geomagic Studio 21.0

Sebelum mulai simulasi, masukkan sifat material yang sesuai dengan penelitian yang sudah ada sebelumnya. Sifat material yang digunakan pada penelitian ini berdasarkan dengan penelitian yang sudah dilakukan sebelumnya oleh Salmingo, et al. [7]

Tabel 3.1 Sifat Material dan Mesh (FEM)

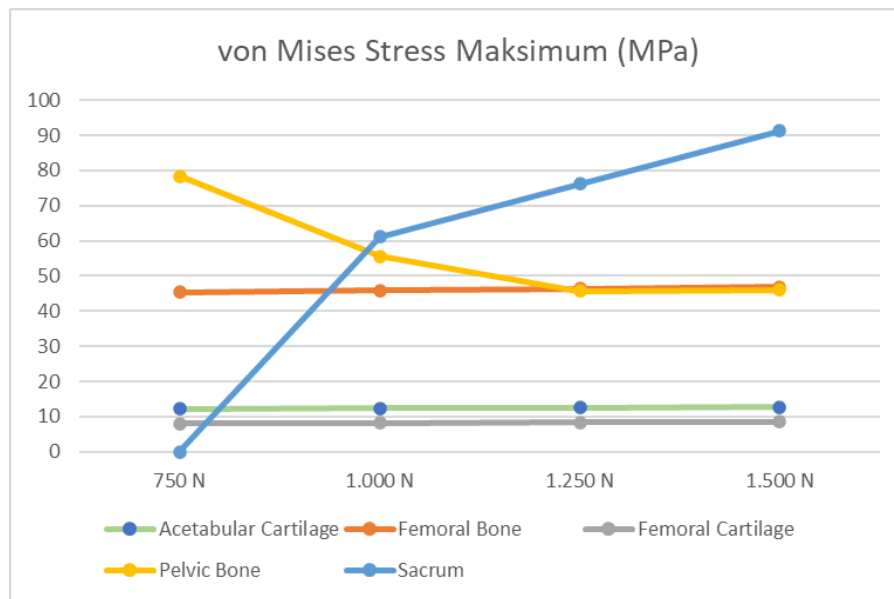
Material	Elastic Modulus (Mpa)	Poisson's Ratio	Element Size (mm)	Element	Node
Pelvic Bone	5000	0.30	3.0	115785	174919
Femoral Bone	500	0.30	6.0	7876	12732
Acetabular Cartilage	50	0.35	3.5	2154	4487
Femoral Cartilage	50	0.35	3.2	5952	11030
Sacrum	5000	0.30	3.0	5446	4659
Total				137213	207827

Jika Sifat material dan mesh sudah dimasukkan, maka simulasi sudah dapat dimulai. Berikut titik *displacement*, *fix support*, dan gaya yang digunakan dapat dilihat pada gambar 3.4



Gambar 3.4 (a) Displacement, (b) Fix Support, (c) Gaya

Berdasarkan hasil penelitian ini, Berikut data *von Mises stress* maksimum. Grafik yang didapat dari hasil penelitian dapat dilihat pada grafik 3.1



Grafik 3.1 Hasil *von Mises Stress* Maksimum

4. Kesimpulan

Berdasarkan hasil penelitian dengan memasukkan gaya sebesar 750 N, 1.000 N, 1.250 N, dan 1.500 N nilai tegangan kontak maksimum yang terbesar berada pada komponen *sacrum* dengan gaya 1.500 N bernilai 91,24 MPa. Semakin besar gaya yang dimasukkan, maka hasil *von mises stress* maksimum juga semakin tinggi.

5. Daftar Pustaka

- [1] M. Saugeux, "The Pediatric and Adolescent Hip," *Pediatr. Adolesc. Hip*, no. August, 2019, doi: 10.1007/978-3-030-12003-0.
- [2] D. E. Lunn, A. Lampropoulos, and T. D. Stewart, "Basic biomechanics of the hip," *Orthop. Trauma*, vol. 30, no. 3, pp. 239–246, 2016, doi: 10.1016/j.mporth.2016.04.014.
- [3] M. D. Harris and A. E. Anderson, "The geometry and biomechanics of normal and pathomorphologic human hips," *ProQuest Diss. Theses*, no. 3592417, p. 209, 2013, [Online]. Available: <http://ezproxy.library.ubc.ca/login?url=https://search.proquest.com/docview/1437231086?accountid=14656>.
- [4] Al-Muqsith, "Anatomi dan Biomekanika Sendi Panggul," *Unimal Press*, pp. 1–55, 2017.
- [5] B. Pal and S. Gupta, "The Relevance of Biomechanical Analysis in Joint Replacements: A Review," *J. Inst. Eng. Ser. C*, vol. 101, no. 5, pp. 913–927, 2020, doi: 10.1007/s40032-020-00611-5.
- [6] D. S. Shin *et al.*, "Three-dimensional surface models of detailed lumbosacral structures reconstructed from the Visible Korean," *Ann. Anat.*, vol. 193, no. 1, pp. 64–70, 2011, doi: 10.1016/j.aanat.2010.09.001.
- [7] R. A. Salmingo, T. L. Skytte, M. S. Traberg, L. P. Mikkelsen, K. Å. Henneberg, and C. Wong, "A method to investigate the biomechanical alterations in Perthes' disease by hip joint contact modeling," *Biomed. Mater. Eng.*, vol. 28, no. 4, pp. 443–456, 2017, doi: 10.3233/BME-171685.
- [8] K. Atmojo, "Analisa Tegangan Von Mises," *Ktri Atmojo*, pp. 25–38, 2012.
- [9] P. Yang *et al.*, "Finite element modeling of proximal femur with quantifiable weight-bearing area in standing position," *J. Orthop. Surg. Res.*, vol. 15, no. 1, pp. 1–10, 2020, doi: 10.1186/s13018-020-01927-9.
- [10] R. Winarso and M. Nurkamid, "APLIKASI Highly Crosslinked UHMWPE PADA Artificial Hip Joint System MENGGUNAKAN METODE ELEMEN HINGGA BANJIR," no. 2000, pp. 74–79, 2010.