

DESAIN DAN ANALISIS *FINITE ELEMENT TOTAL LUMBAR DISC REPLACEMENT*

Rela Adi Himarosa¹, Suyitno²

¹ Program Pascasarjana Departemen Teknik Mesin – Universitas Gadjah Mada

² Staf Pengajar – Departemen Teknik Mesin – Universitas Gadjah Mada

Keywords :

Implant
Intervertebral disc
Lumbar
Finite element
TDR

Abstract :

Total disc replacement (TDR) is used world orthopedic implants as one method of treatment of spinal disease. This design is a development of the TDR implant designs already on the market. Finite element analysis needs to be done to determine the ability of the design before entering the manufacturing stage. The material used is 316L stainless steel and ultra-high molecular weight polyethylene UHMWPE. The simulation of TDR modelled in ABAQUS with simulation static loading at two different implant position and a load of 7000 N

PENDAHULUAN

Sakit tulang punggung bawah (low back pain) merupakan suatu penyakit yang paling umum diderita orang dewasa di Amerika Serikat. Menurut sebuah survei nasional yang dilakukan oleh Pusat Pengendalian dan Pencegahan Penyakit (Center for Disease Control and Prevention/ CDC) sebanyak 28,8 % orang dewasa memiliki keluhan nyeri punggung bawah (Reeks dan Liang, 2015). Tanda-tanda penyakit degeneratif disk telah terlihat pada kelompok usia 11-16 tahun, meningkat tajam pada usia 50 tahun, dan semakin parah pada usia 70 tahun (Raj, 2008).

Total disc replacement (TDR) merupakan bagian dari prostesis (prosthesis) untuk mengatasi penyakit degeneratif disk dengan tetap mempertahankan kemampuan gerak disk (Reeks dan Liang, 2015). Tujuan dari pengembangan ini adalah untuk memperoleh kestabilan fungsi tulang belakang dan memulihkan kelengkungan fisiologis tulang belakang (Mayer, 2005). Secara teori keberadaan implan TDR memungkinkan memperoleh kembali gerakan tulang belakang, mampu menyerap getaran antar tulang belakang, serta mengembalikan ketinggian antar ruas tulang belakang yang turun akibat penyakit degeneratif disk (Vital dan Boissière, 2013; Khoo dkk, 2016). Keunggulan dari TDR lumbar dibandingkan dengan metode penyatuan lumbar adalah kemampuan menghasilkan kembali biomekanik dari disk yang normal.

Sejarah TDR dimulai tahun 1960 (Khoo dkk, 2016; Vital dan Boissière, 2013) saat Fernstrom melakukan implantasi lumbar pertama kali menggunakan bola baja, dilanjutkan Schellnack dan Buttner pada tahun 1980 mengembangkan di Jerman menggunakan implan TDR SB Charité® hingga disempurnakan dengan model terbaru SB Charité® III. Marney mengembangkan ProDisc-L® di Perancis pada

tahun 1989 dan digunakan pertama kali tahun 1990 (Mayer, 2005; Kaner, 2011; United Health Care, 2015). SB Charité® III telah disetujui Badan Pengawas Obat dan Makanan Amerika Serikat (US Food and Drug Administration/ FDA) tahun 2004, sedangkan ProDisc-L® disetujui FDA tahun 2006 (United Health Care, 2015). Implan TDR harus memenuhi tiga kriteria agar menghasilkan implan yang efektif. Implan harus solid, tidak merusak bagian antar muka dengan struktur tulang belakang (vertebra body), serta tahan terhadap keausan (Reeks dan Liang, 2015).

Tujuan dari penelitian ini melakukan pemodelan menggunakan *finite element* untuk mengetahui kekuatan desain TDR terhadap pembebanan aksial. Sehingga memperoleh kemampuan desain TDR terhadap pembebanan aksial. Hasil tersebut sebagai dasar untuk melanjutkan tahap manufaktur pembuatan TDR.

METODOLOGI PENELITIAN

Investigasi terhadap desain dan pemodelan berdasarkan desain 3D dan analisis menggunakan *finite element method*. Metode elemen hingga memerlukan data dari geometri, properti material, dan beberapa pendekatan numerik.

1. Model Geometri

Desain dari implan TDR terdiri dari tiga bagian yaitu: *lower endplate*, *UHMWPE inlay*, dan *upper endplate*. Ketiga komponen harus mampu dimanufaktur dengan proses permesinan. Acuan dari geometri desain implan berdasarkan ukuran bagian anteroposterior dan diameter transversal dari ruas lumbar tulang belakang (Michaela dkk, 2008). Panjang anteroposterior desain implan 30 mm dan diameter transversal 39 mm. Tebal model implan TDR setelah disusun sebesar 12 mm. Desain implan TDR dibuat menggunakan *software* Autodesk Inventor 2015 dan

disimpan dalam format file IGES. Desain final dari implan TDR ditunjukkan Gambar 1.



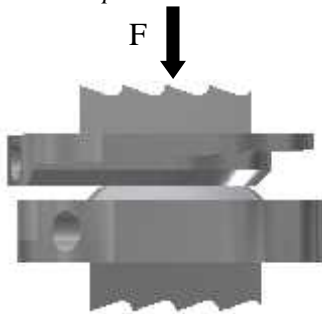
Gambar 1. Desain model implan TDR.

2. Properti Material

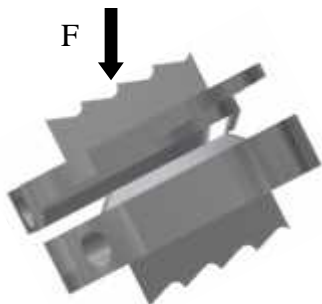
Material implan TDR menggunakan stainless steel 316L nilai *Modulus Young* sebesar 190000 N/mm², *poison ratio* 0,3 dan *yield stress* 375 N/mm² (Rrodriguez, 2004). Material ini digunakan pada bagian *lower* dan *upper endplate*. Pada bagian *inlay* menggunakan material UHMWPE (*Ultra High Molecular Weight Polyethylene*) dengan *Modulus Young* sebesar 763 N/mm², *poison ratio* 0,31 dan *yield stress* 18 N/mm² (Croop dan Lobo, 2010).

3. Pemodelan Numerik

Pemodelan menggunakan software ABAQUS 6.14, menggunakan *step time* selama 1 detik dengan tipe model *static, general*. Pemilihan bentuk *mesh* menggunakan C3D10M: 10 *node quadratic tetrahedron*, 15767 elemen terbagi pada bagian *upper endplate*, 19599 elemen bagian *inlay*, dan 11374 bagian *lower endplate*.



Gambar 2a. Pembebanan aksial dengan posisi implan datar.



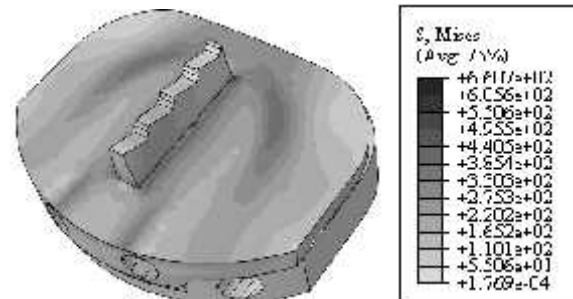
Gambar 2b. Pembebanan aksial dengan posisi implan miring 27 derajat.

Pembebanan aksial sebesar 7000 N dengan syarat batas bebas bergerak pada sumbu aksial diaplikasikan pada tiga bagian implan TDR. Skema pembebanan ditunjukkan Gambar 2a,b.

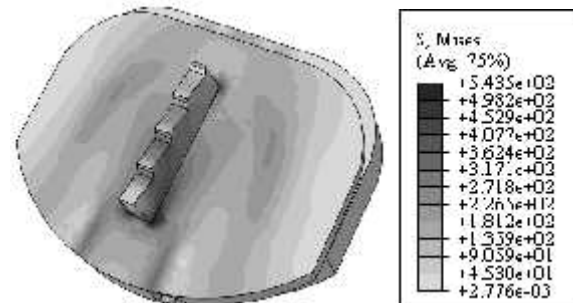
HASIL DAN PEMBAHASAN

Bagian pembahasan memaparkan hasil dari finite element analysis dari implan TDR. Hasil meliputi distribusi tegangan dan perubahan dari UHMWPE *inlay* akibat pembebanan.

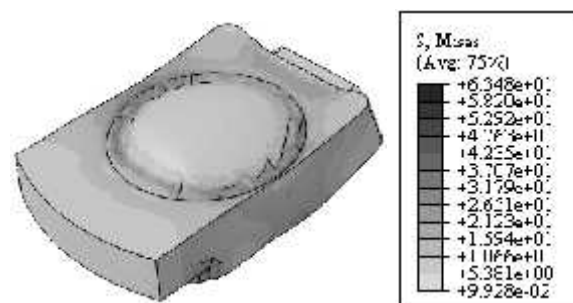
1. Hasil analisis pembebanan aksial



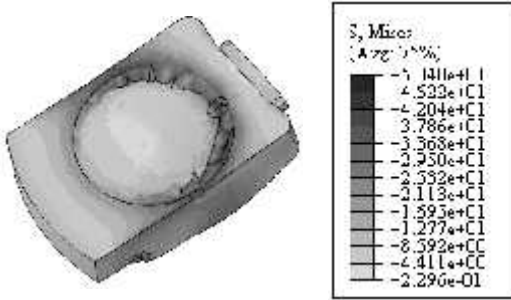
Gambar 3. Distribusi tegangan sisa setelah pembebanan pada posisi implan datar bagian *upper endplate*.



Gambar 4. Distribusi tegangan sisa pembebanan pada posisi implan miring bagian *upper endplate*.



Gambar 5. Distribusi tegangan sisa pembebanan pada pada posisi implan datar bagian UHMWPE *inlay*

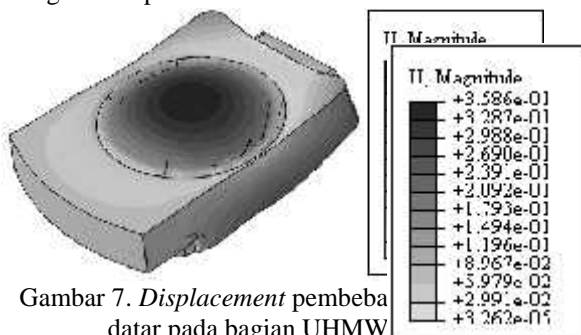


Gambar 6. Distribusi tegangan sisa pembebanan pada pada posisi implan miring bagian UHMWPE inlay

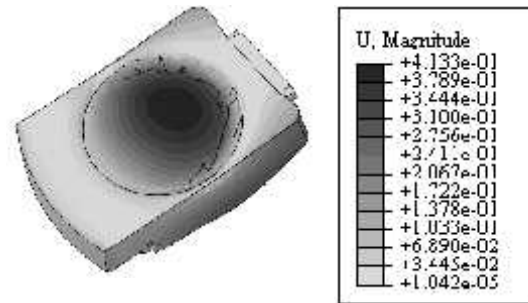
Distribusi tegangan sisa pada bagian upper endplate memiliki nilai maksimum sebesar 660,7 MPa dengan pembebanan implan pada posisi datar dan nilai maksimum sebesar 543,5 MPa pada posisi miring 27 derajat. Titik kritis pada pembebanan posisi datar terletak pada bagian perubahan geometri antara keel dan pelat daerah posterior ditunjukkan Gambar 3 dan Gambar 4 menunjukkan titik kritis pembebanan posisi miring 27 derajat terletak pada daerah anterior. Bagian tersebut merupakan daerah yang memicu terjadinya kegagalan mekanik dari upper endplate.

Tegangan sisa UHMWPE memiliki nilai maksimum sebesar 109,5 MPa pada pembebanan posisi implan datar dan memiliki nilai maksimum 50,4 MPa pada pembebanan posisi implan miring 27 derajat. Distribusi tegangan yang terjadi pada bagian UHMWPE inlay merata terjadi antara geometri bola dan balok Gambar 5. Pada pembebanan posisi implan miring 27 derajat tegangan UHMWPE inlay berada pada daerah posterior geometri antara bola dan balok ditunjukkan Gambar 6.

Pertimbangan kritis yang harus diantisipasi dari implan TDR adalah kerusakan pada UHMWPE inlay, yang dapat mengakibatkan kegagalan secara fungsi implan. Kerusakan tersebut dapat diprediksi dengan mengacu hasil analisis perubahan displacement yang terjadi pada inlay. Hasil dari simulasi displacement ditunjukkan Gambar 7 dan 8. Pada pembebanan implan datar memberikan nilai displacement terbesar sebesar 0,3586 mm terjadi merata pada daerah bola bagian atas dan sebesar 0,4133 mm terjadi merata pada bagian atas mengarah ke posterior.



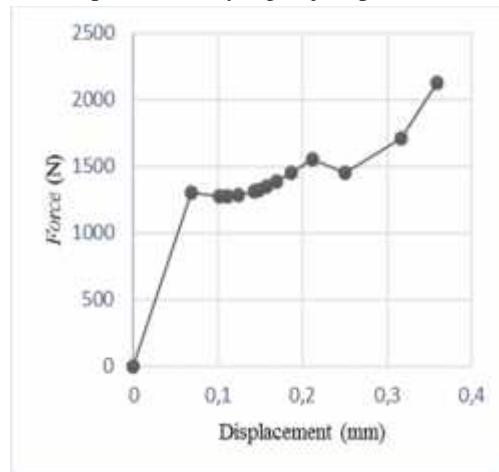
Gambar 7. Displacement pembebanan datar pada bagian UHMWPE inlay



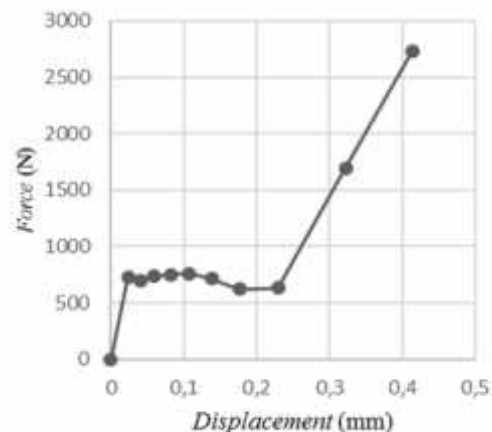
Gambar 8. Displacement pembebanan implan posisi miring 27 derajat pada bagian UHMWPE inlay.

2. Hubungan antara force dan displacement.

Gaya (force) yang terjadi pada implan akan berpengaruh terhadap besarnya displacement yang terjadi. Hubungan ini akan memberikan batasan terhadap kemampuan maksimal dalam menahan beban terhadap kerusakan yang terjadi pada UHMWPE inlay.



Gambar 9. Hubungan force dan displacement pembebanan implan posisi datar.



Gambar 10. Hubungan Stress dan Displacement pembebanan implan posisi miring 27 derajat.

Perubahan *force* sangat berpengaruh terhadap *displacement* pada *inlay*. Pada pembebanan posisi miring terjadi peningkatan *force* secara signifikan setelah mengalami *displacement* sebesar 0,2 mm. *Displacement* yang terjadi pada daerah bola *inlay* dipengaruhi oleh konsentrasi *force* yang terjadi pada perbatasan area geometri bola dengan balok. Daerah kritis tersebut sangat berpengaruh terhadap *displacement* pada *inlay*.

KESIMPULAN

Beban yang diterima oleh disk antar ruas tulang belakang antara 250-1900 N (Ferguson, 2008). Simulasi ini menggunakan pembebanan sebesar 7000 N dimaksudkan memperoleh kemampuan maksimal dari implan dengan pembebanan lebih dari 3,5x beban maksimal yang diterima disk antar ruas tulang belakang. *Displacement* yang terjadi dari pembebanan 7000 N belum mencapai 1 mm sehingga implan ini masih belum mengalami kegagalan mekanik dan implan TDR diperkirakan masih dapat berfungsi secara normal. Data simulasi tersebut digunakan sebagai uji kelayakan sebelum memasuki tahap manufaktur. Hasil simulasi ini menunjukkan bahwa desain tersebut layak untuk masuk tahap manufaktur untuk menghasilkan prototipe dari implan TDR.

DAFTAR PUSTAKA

- Croop, B., & Lobo, H. (2010). *Mechanical and Visco-Elastic Properties of UHMWPE for In-Vivo Applications*. European Conference on Medical Polymers.
- Kaner, T., Sasani, M., Oktenoglu, T., & Ozer, A. F. (2011). *Dynamic Stabilization of the Spine: A New Classification System*. Dalam A. F. Ozer, Lumbar Degenerative Disc Disease and Dynamic Stabilization (hal. 237-248). Ankara: Amerikan Hastanesi.
- Khoo, L. T., Geisler, F. H., & Abitbol, J. J. (2016). *Lumbar Disc Replacement*. Dalam L. T. Khoo, & A. F. Ozer, Minimally Invasive Procedures In Spine Surgery (hal. 245-259). Intertip.
- Mayer, H. M. (2005). *Total Lumbar Disc Replacement*. Bone and Joint Surgery, 1029-1035.
- Michaela, G., Denise, H., Liebensteiner, M., & Michael, B. C. (2008). *Footprint mismatch in lumbar total disc arthroplasty*. Eur Spine, 1470-1475.
- Raj, P. P. (2008). *Intervertebral Disc: Anatomy Physiology Pathophysiology Treatment*. Pain Practice, 18-44.
- Reeks, J., & Liang, H. (2015). *Materials and Their Failure Mechanisms in Total Disc Replacement*. lubricants, 346-364.
- Rodriguez, B., Romero, A., Soto, O., & Varorna, d. O. (2004). *Biomaterials for Orthopedics*. Applications of Engineering Mechanics in Medicine, 1-26.
- United Healthcare. (2015). *Total Artificial Disc Replacement for The Spine*. United Healthcare Services.
- Vital, J. M., & Boissiere, L. (2014). *Total disc replacement*. Orthopaedics & Traumatology; Surgery & Research, S1-S14.