

Analisis Artificial Hip Joint Saat Melakukan Gerakan Shalat Menggunakan FEM

Reza Azizul Nasa Al Hakim¹, Sakuri Sakuri²

¹Teknik Industri, Fakultas Teknik, Universitas Jendral Soedirman,

Jl. Raya Mayjen Sungkono No.KM 5, Dusun 2, Blater, Purbalingga, 53371, Indonesia

²Teknik Mesin, Sekolah Tinggi Teknik Wiworotomo Purwokerto, Jln. Semangkir No. 1 Purwokerto, Purwokerto, 53134, Indonesia

Penulis Korespondensi :Reza (reza.azizul@unsoed.ac.id)

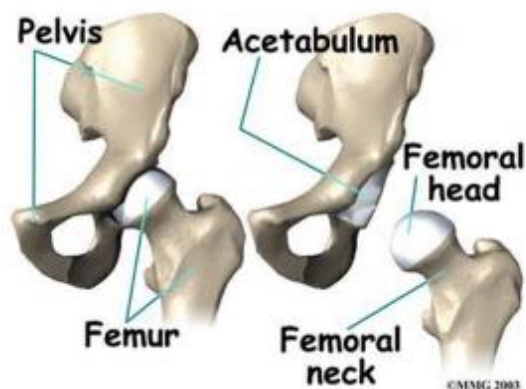
ABSTRACT

Saat ini sendi panggul atau biasa disebut dengan *hip joint* merupakan sendi yang sangat penting dalam sistem kerangka manusia. Sendi panggul sering mengalami kerusakan yang disebabkan oleh banyak faktor. Kerusakan pada sendi panggul biasanya menyebabkan pasien harus menggunakan sendi panggul buatan atau biasa disebut dengan *artificial hip joint*. Penggantian sendi panggul buatan mencapai 600.000 pasien pada tahun 2005. Penduduk di Indonesia yang mayoritas beragama muslim membuat pengguna *artificial hip joint* menggunakannya untuk melakukan gerakan shalat, sedangkan *artificial hip joint* yang dibuat oleh Eropa tidak diperuntukan untuk melakukan gerakan shalat. Pada penelitian kali ini disimpulkan bahwa sendi panggul buatan atau *artificial hip joint* buatan Eropa tidak cocok untuk melakukan gerakan shalat yaitu gerakan tahiyat awal dan tahiyat akhir karena terjadi dislokasi dan *impigment* pada *artificial hip joint*.

KATA KUNCI : *hip joint, dislokasi,, impigment*

1. INTRODUCTION

Sendi panggul (*hip joint*) merupakan sendi yang sangat penting dalam sistem kerangka manusia, yang berfungsi untuk menyambung tulang paha dengan tulang pelvis dan menjadi salah satu tumpuan yang paling besar (weight bearing). Hip joint terdiri dari tiga bagian utama yaitu : femur, femoral head, dan rounded socket. Sendi ini terletak diantara pinggul dan pangkal tulang paha atas seperti yang ditunjukkan pada gambar 1.



Gambar 1. Sendi panggul pada manusia. Narayan [1]

Acetabulum berbentuk socket yang terletak pada tulang pelvis, sedangkan tulang femur terdiri dari head,

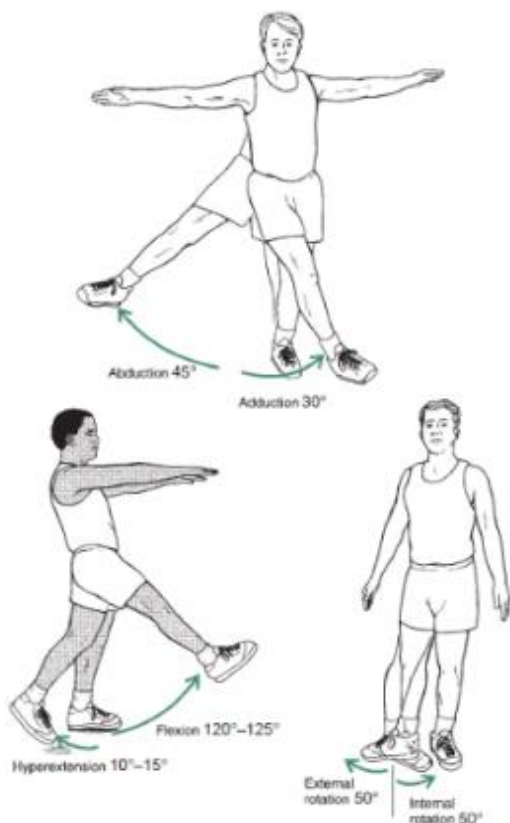
neck, throchanter, shaft (body), patellar surface. Femoral head dan acetabulum memiliki lapisan tulang rawan (articular cartilage) dan jaringan lembut tipis yaitu selaput synovial yang memungkinkan gerakan yang halus pada sendi panggul. Tulang femur dan acetabulum banyak mengandung tulang trabecular atau spongy bone yang mempengaruhi distribusi beban pada sendi panggul. Sendi panggul dikelilingi oleh ligamen dan tendon yang membuatnya fleksibel dan kuat.

Menurut Kiefer [2] kerusakan permanen pada sendi panggul (*hip joint*) akibat proses pengapuran, penuaan atau kecelakaan memerlukan tindakan penggantian sendi panggul buatan atau yang biasa disebut dengan *artificial hip joint replacement*. Di negara negara maju, jumlah pasien yang menggunakan sendi panggul buatan sangat besar. Sejumlah 600.000 kasus penggantian sendi panggul buatan ditemukan di benua Eropa pada tahun 2005, kemudian ditemukan pula sejumlah 230.000 kasus di Amerika pada tahun 2004 dan ada sedikitnya 150.000 kasus ditemukan di Jepang untuk kurun beberapa tahun terakhir.

Sendi tubuh bagian bawah mengalami beban reaksi yang tinggi yang disebabkan otot, berat badan (BW) dan ground reaction force (GRF). Ketika berdiri pada dua kaki, sendi panggul dapat menerima 0,7 BW pada masing-masing sendi. Bergmann dkk[3], namun ketika berdiri dengan satu kaki beban yang diterimasendi panggul dapat mencapai 2,5 - 3 BW. Beban pada sendi

panggul dalam kegiatan naik-turun tangga meningkat lebih besar dari beban berjalan yang berkisar 2,5-7 BW. Sedangkan kegiatan berlari mengakibatkan beban pada sendi panggul sebesar 5,3 BW dan dapat mencapai beban hingga 10 BW. Faktanya, sendi panggul dapat menahan beban dari kegiatan-kegiatan tersebut karena sendi panggul memiliki daya tahan hingga 12-15 BW sebelum mengalami fraktur. Hamill dan Knutzen [4]

Sendi panggul memungkinkan pergerakan dari paha pada tiga arah dengan range of motion yang luas. Paha dapat melakukan fleksi hingga 120°-125° dan ekstensi hingga 10°-15° pada bidang sagittal. Paha juga dapat melakukan abduksi hingga 30°-45° dan adduksi 15°-30°. Sedangkan untuk rotasi, paha dapat melakukan internal rotasi hingga 30°-50° dan eksternal rotasi.

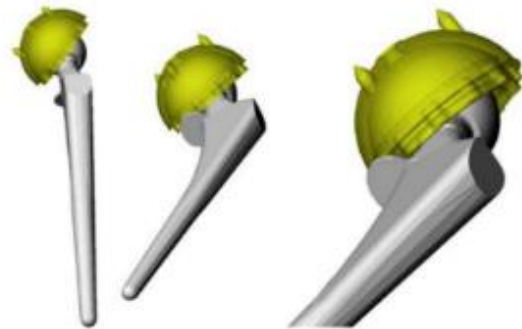


Gambar 2. Range of motion sendi panggul pada manusia. Hamill dan Knutzen [4]

Impingement adalah sebuah peristiwa dimana leher femoral head menabrak acetabular liner atau acetabular shell/cup. Impingement terjadi akibat keterbatasan range of motion yang dimiliki oleh sendi panggul buatan. Impingement menjadi sebuah gejala yang perlu diperhatikan, karena impingement yang terjadi secara kontinu dapat menyebabkan luka pada acetabular liner. Luka tersebut jika terlambat ditangani, maka dapat menyebabkan terjadinya dislokasi pada sendi panggul buatan. Dislokasi adalah suatu peristiwa dimana femoral head terlepas dari acetabular shell/cup. Faktor resiko yang cukup umum untuk menyebabkan dislokasi adalah jaringan pseudo-kapsuler, kelemahan otot dan malposisi pada komponen implan.

Faktor tersebut menyebabkan sekitar 30-40% dari semua dislokasi. Sekitar sepertiga dari pasien

mengalami dislokasi berulang dan akibatnya memerlukan perbaikan operasi. Sisanya adalah 2-5% dislokasi terjadi di (THR) primer atau penggantian sambungan tulang pinggul, 16-20% dalam kasus perbaikan, dan operasi tumor. Klues *dkk*, 2005[5].



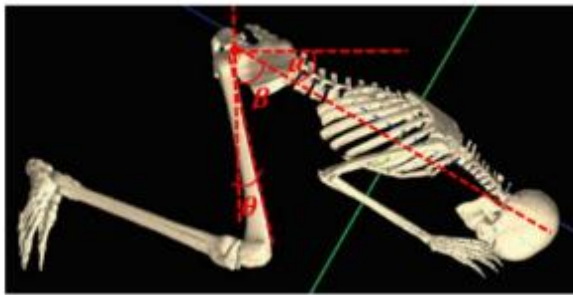
Gambar 3. Ilustrasi *impigment*. Tanino [6]

Ilustrasi impingement pada sebuah tulang pinggul dapat dilihat pada Gambar 3. Pada gambar mode 1, external rotation pada sendi panggul dengan kombinasi 10° extension dan 15° adduction menyebabkan terjadinya impingement. Sedangkan pada gambar mode 2, internal rotation pada saat 90° flexion dan 0° abduction, sama halnya dengan mode 1 yang terdapat impingement. Apabila hal tersebut dilakukan terus menerus, maka dislokasi akan terjadi seperti pada Gambar 4.



Gambar 4. Dislokasi pada *artificial hip joint*. Klues *dkk*, [5]

Gerakan shalat memiliki gait tertentu dimana setiap tahapan dari siklus tersebut dapat dibagi menjadi fase gerakan tertentu misal seperti gerakan rukuk. Pada perhitungan gaya reaksi sendi panggul yang bersifat statis tentu akan mengambil satu postur dari suatu gerakan. Dalam postur tersebut terdapat sudut-sudut yang bentuk oleh tubuh dimana sudut tersebut mempengaruhi besar dari lengan momen pada perhitungan gaya reaksi sendi panggul seperti pada Gambar 5. Dalam data antropometri tidak terdapat informasi mengenai sudut dari postur sujud tersebut, maka dari itu peneliti menggunakan motion analysis software.



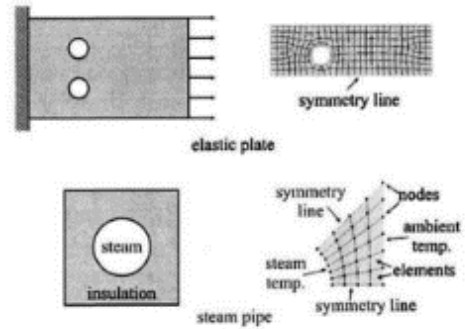
Gambar 5. Sudut sendi panggul saat melakukan gerakan sujud.

Motion analysis software pada penelitian ini digunakan sebagai image processing untuk mendapat informasi parameter sudut yang dibentuk oleh postur gerakan salat. Gambar 6 merupakan contoh penggunaan motion analysis software yang digunakan untuk mengevaluasi gait berjalan dari anak penderita cerebral palsy.



Gambar 6. Contoh pengukuran menggunakan *motion analysis software*. Borel dkk [7]

Metode analisis elemen hingga pertama kali diperkenalkan oleh Turner dkk. pada tahun 1956 (Madenci dan Guven, [8]). Saat ini, metode dan analisis desain telah banyak menggunakan perhitungan matematis yang rumit dalam penggunaan sehari-hari. Metode elemen hingga (MEH) banyak memberikan andil dalam melahirkan penemuan-penemuan bidang riset dan industri, hal ini dikarenakan dapat berperan sebagai research tool pada pengujian secara numerik.



Gambar 7. Aplikasi penggunaan FEM. Madenci dan Guven [8]

Finite element method (FEM), atau metode elemen hingga (MEH) adalah suatu metode analisis perhitungan yang didasarkan pada gagasan dalam membangun suatu obyek yang sangat kompleks dengan beberapa bagian (blocks) yang sederhana, atau dengan membagi objek yang sangat kompleks menjadi kecil dan pengaturan kepingan-kepingan. Aplikasi dari gagasan ini dapat kita temui dalam kehidupan sehari-hari yang sama baiknya dalam keteknikan, seperti permainan bongkar pasang, bangunan, perkiraan area lingkaran dan lain sebagainya, seperti terlihat pada Gambar 7. Madenci dan Guven, [8].

Konsep dasar metode elemen hingga adalah sebagai berikut :

- Menjadikan elemen-elemen diskrit untuk memperoleh simpangan-simpangan dan gaya-gaya anggota dari suatu struktur.
- Menggunakan elemen-elemen kontinum untuk memperoleh solusi pendekatan terhadap permasalahan-permasalahan perpindahan panas, mekanika fluida dan mekanika solid.

Secara umum prosedur analisis struktur adalah sebagai berikut:

- Membagi struktur menjadi kepingan-kepingan (elemen dengan nodal).
- Memberikan sifat-sifat fisik pada tiap elemen.
- Hubungkan elemen-elemen pada tiap nodal untuk membentuk sebuah sistem perkiraan dari persamaan untuk struktur tersebut.
- Menyelesaikan sistem persamaan tersebut yang disertai dengan jumlah yang tidak dikenal di titik simpul (contoh: perpindahan)
- Hitung jumlah yang diinginkan (contoh: strains dan stresses) Desai dan Abel [9]

Jenis-Elemen Pada Metode Elemen Hingga

a. Elemen satu dimensi garis

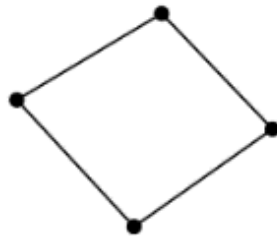
Jenis elemen ini meliputi pegas (spring), truss, beam, pipe dan lain sebagainya, seperti terlihat pada Gambar



Gambar 8. Elemen Garis

b. Elemen dua dimensi (bidang)

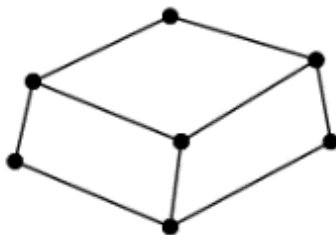
Jenis elemen ini meliputi membran, plate, shell dan lain sebagainya seperti pada Gambar



Gambar 9 Elemen Bidang

c. Elemen tiga dimensi (volume)

Jenis elemen ini meliputi (3-D Fields-temperature, displacement, stress, flow velocity), seperti pada Gambar



Gambar 10. Elemen Volume

2. BAHAN DAN METODE

2.1. Pengukuran Ground Reaction Force (GRF)

Pengukuran ground reaction force (GRF) diperlukan untuk mendapat gaya reaksi di sendi panggul. Bab sebelumnya menjelaskan bahwa ground reaction force (GRF) memberikan momen pada sendi panggul. Berikut alat, bahan dan prosedur pengukuran GRF.

a. Timbangan Digital

Timbangan digital yang digunakan pada penelitian ini adalah Camry EB9003, seperti dapat dilihat pada Gambar 3.2. Berikut spesifikasi dari timbangan digital Camry EB-9003.

Fabrikasi : China

Dimension : 30,2 × 30,2 × 4 cm

Kapasitas : 150 kg/ 330 lb

Sensor : load cell 4 buah

Divisi : 100 g/ 0,2 lb

Karakteristik dari timbangan digital adalah sensitivitasnya, untuk mengurangi deviasi akibat perbedaan letak penempatan subjek pada timbangan digital maka timbangan diberi marker seperti Gambar 11, lalu subjek diarahkan agar menempatkan kaki, tangan atau dahi di marker



Gambar 11. Timbangan Digital

b. Skema alat pengukuran

Timbangan digital dirangkai seperti Gambar 12 untuk mendapat GRF dimasing-masing gerakan salat. Jumlah timbangan yang digunakan pada pengukuran ini berjumlah 5 buah. Penggunaan terbanyak ada pada gerakan sujud dimana anggota tubuh yang berkontak dengan tanah terdapat 5 buah.



Gambar 12. Skema letak alat pengukuran

c. Subjek Pengukuran

Subjek pengukuran adalah mahasiswa dengan postur yang bervariasi sebanyak 30 orang.

d. Prosedur Pengukuran GRF

- Menyiapkan alat dan bahan.
- Mengukur berat badan subjek.
- Menyesuaikan letak timbangan digital dengan tubuh subjek saat rukuk.
- Subjek melakukan gerakan rukuk di atas timbangan digital dan mempertahankan posisi tersebut.
- Posisi anggota tubuh yang berkontak dengan tanah seperti kaki, tangan dan dahi subjek diletakkan tepat pada marker di timbangan digital.
- Peneliti mencatat hasil pengukuran.
- Melakukan prosedur 3-6 untuk gerakan salat lainnya yang telah ditentukan yaitu, sujud, duduk antara dua sujud, transisi dan tasayhud akhir.
- Melakukan prosedur 2-7 untuk pengukuran dengan subjek yang berbeda
- Mencatat hasil penelitian

2.2. Pengukuran Sudut Punggung dan Sudut Lutut

Pengukuran sudut punggung dan sudut lutut dilakukan untuk mendapat lengan momen gaya-gaya pada analisis statik. Adapun alat dan bahan yang digunakan untuk pengukuran sebagai berikut.

a. Kamera Digital

Kamera digital yang digunakan pada penelitian ini adalah Fuji mirrorless XA2, seperti dapat dilihat pada Gambar 13. Berikut spesifikasi dari kamera Fuji mirrorless X-A2.

Resolusi sensor : 16,4 Megapixels

Ukuran sensor : 23,6 x 15,6 mm

Efektif pixel : 16,3 Megapixel

Max. Resolusi : 4896 x 3264

Panjang Fokal : 16 – 50 m



Gambar 13. Kamera *Fuji mirrorless X-A2*

b. Skema Alat Pengukuran

Kamera dan subjek diletakkan seperti Gambar 12 untuk mendapat GRF dimasing-masing gerakan salat. Agar mendapatkan acuan sumbu horizontal pada software motion analysis maka digunakan marker pada dinding seperti pada Gambar 14.



Gambar 14. *Marker* Garis Horizontal

c. Subjek Pengukuran

Subjek pengukuran adalah mahasiswa dengan postur yang bervariasi sebanyak 30 orang.

d. Prosedur Pengukuran Sudut Punggung dan Sudut Lutut

- Menyiapkan alat dan bahan.
- Subjek menempatkan diri pada area frame kamera
- Subjek melakukan gerakan rukuk dan menahan posisi tersebut beberapa saat
- Peneliti mengambil foto subjek.
- Melakukan prosedur 2-4 untuk gerakan salat lainnya yang telah ditentukan yaitu, sujud dan transisi
- Hasil foto subjek dianalisis menggunakan Kinovea motion analysis software untuk mendapatkan sudut punggung dan sudut lutut
- Melakukan prosedur 2-6 untuk pengukuran dengan subjek yang berbeda.
- Mencatat hasil penelitian.

a. Pemodelan Hip Joint

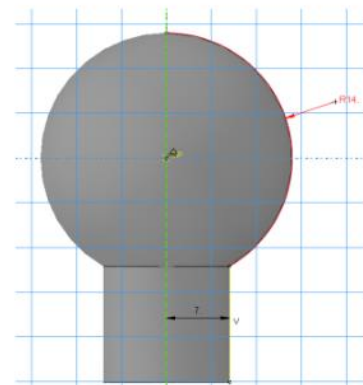
- Model unipolar akan dianalisis dengan menggunakan software ABAQUS. Model yang dianalisis merupakan komponen yang berasal dari

file SolidWorks yang kemudian di import ke dalam ABAQUS. Adapun komponen import adalah acetabular liner. Pada Tabel 1 menjelaskan tentang komponen pada model tersebut

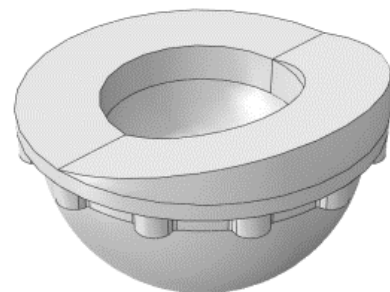
Tabel 1. Tabel tipe dan feature komponen model

Komponen	Dimensi	Tipe	Feature
Femoral Head	3D	Analytical Rigid	Revolution
Acetabular Liner	3D	Deformable	Import

Geometri dari komponen yang dibuat menggunakan ABAQUS yaitu femoral head dan acetabular liner. Geometri dari femoral head dapat dilihat pada gambar 15.



Gambar 15. Dimensi Femoral Head

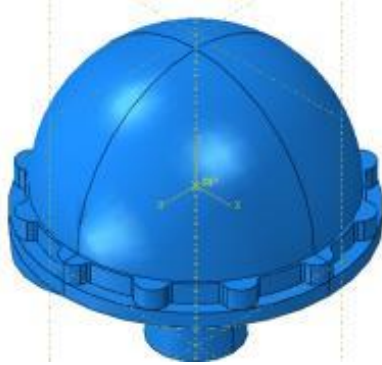


Gambar 16. Acetabular liner

e. Sifat Material pada komponen

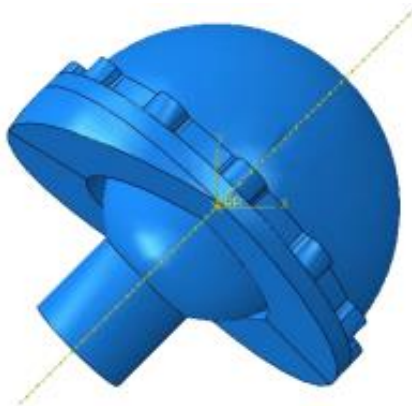
Berikut material yang digunakan pada masing-masing komponen pada model dapat dilihat pada Tabel 2 Femoral head diasumsikan rigid body dimana merupakan batasan pada penelitian ini, sehingga tidak perlu diinput sifat material. Ada 3 jenis material yang biasa digunakan yaitu High Molecular Weight Polyethylene (HMWPE), High Density Polyethylene (HDPE), Low Density Polyethilenen (LDPE), dan Ultra High Molecular Weight Polyethilenen(UHMWPE). HMWPE memiliki yield strength sebesar 30 MPa, HDPE memiliki yield strength sebesar 31,7 MPa, LDPE memiliki yield strength sebesar 10 MPa, dan UHMWPE memiliki yield strength sebesar 23,56 MPa. Untuk penelitian kali ini penulis akan menggunakan material jenis UHMWPE.

f. Assembly Komponen



Gambar 17. Assembly

Dapat dilihat pada Gambar 17 adalah hasil assembly pada model pertama sebelum diberikan sudut inklinasi dan anteversi. Selanjutnya pengaturan assembly dilakukan dengan menambahkan sudut inklinasi sebesar 45° pada tiap komponen, dan sudut anteversi sebesar 15° untuk acetabular liner. Bentuk assembly model yang sesuai anatomi dapat dilihat pada Gambar 18.



Gambar 18. Posisi assembly default untuk gerakan shalat

g. Meshing

Dalam penelitian yang menggunakan metode elemen hingga, langkah meshing sangatlah penting. Meshing adalah langkah membagi sebuah part menjadi bagian – bagian kecil. Ukuran dari mesh sangat penting untuk melihat keakuratan dari penelitian ini. Metode meshing yang digunakan untuk ketiga model acetabular liner adalah sama. Pada ketiga model ini dilakukan metode partition. Metode ini berfungsi untuk membagi acetabular liner menjadi beberapa bagian yang bertujuan untuk mempermudah proses meshing. Bentuk elemen yang digunakan adalah Hexagonal. Gambar hasil meshing ditampilkan pada Gambar 19 dan tabel keterangan jumlah dan jenis meshing ditampilkan pada Tabel 2.

Tabel 2. Keterangan *meshing*

Komponen	Keterangan
Acetabular Liner	Total number of nodes: 37006 Total number of elements: 31630 31630 linear hexahedral elements of type C3D8R



Gambar 19. Meshing pada acetabular liner

3. HASIL DAN PEMBAHASAN

3.1. Pembebanan Salat pada ABAQUS

Berdasarkan hasil gaya reaksi sendi panggul saat shalat, beban tersebut lalu diinput kedalam ABAQUS berupa parameter concentrated load pada sumbu putar femoral head. Berat rata-rata orang Indonesia yaitu 63,71. Untuk mendapat satuan gaya maka hasil perhitungan reaksi sendi panggul yang dalam satuan BW dikalikan dengan massa orang Indonesia rata-rata yang dibulatkan yaitu 60 kg dan percepatan gravitasi. Adapun parameter pembebanan tersebut dapat dilihat pada Tabel 3.

Tabel 3. Parameter pembebanan salat pada ABAQUS

Gerakan	Gaya Reaksi Sendi Panggul (Newton)		
	Rx	Ry	Rz
1. Ruku	540.33	2528.04	-123.60
2. Sujud	608.02	2116.02	25.31
3. Tasyahud Awal			
Kaki kanan	2006.54	781.08	-18.25
Kaki kiri	-856.41	1822.89	113.60
4. Transisi	527.39	2484.49	-191.88
5. Tasyahud Akhir			
Kaki kanan	2211.96	379.65	-41.20
Kaki kiri	226.02	2038.91	95.94

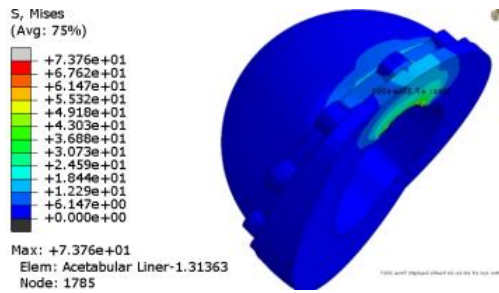
Tabel 4. Perhitungan sendi panggul manusia saat shalat

Gerakan	Range of motion		
	Flexion	Abduction	Rotation
1. Ruku	86.3°	-2.2°	23.7°
2. Sujud	118.6°	-3.3°	0°
3. Tasyahud Awal			
Kaki kanan	91.6°	9.14°	23° int
Kaki kiri	87.2°	-8.9°	18° ext
4. Transisi	96.2°	-3.2°	23.4°
5. Tasyahud Akhir			
Kaki kanan	85.3°	7.4°	51° int
Kaki kiri	82.6°	-7.2°	61° ext

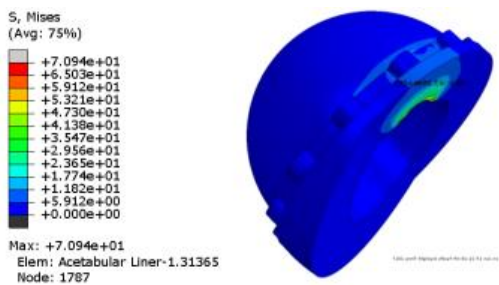
3.2. Hasil dan Analisis Simulasi pada Gerakan Salat Menggunakan Metode Elemen Hingga

Berdasarkan data pengukuran sudut sendi panggul saat shalat pada Tabel 4 dan beban yang diterima mengacu pada Tabel 3, dilakukan simulasi untuk memprediksi ada tidaknya impingement maupun dislokasi pada sendi panggul buatan jenis unipolar saat melakukan shalat. Simulasi dilakukan untuk 5 gerakan shalat yang menjadi pertimbangan utama dalam penelitian ini yaitu ruku, sujud, duduk antara dua sujud, transisi dan tasyahud akhir. Hasil simulasi untuk masing- masing gerakan shalat dapat dilihat pada Gambar

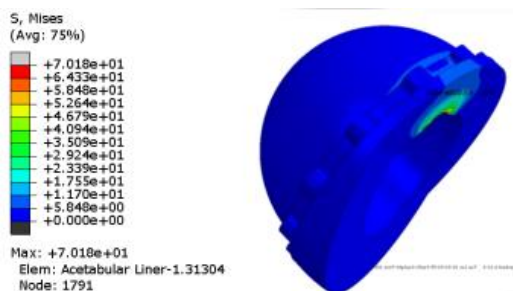
20 hingga Gambar 26. Data yang ditunjukkan adalah tegangan von Mises yang terjadi pada sendi panggul buatan.



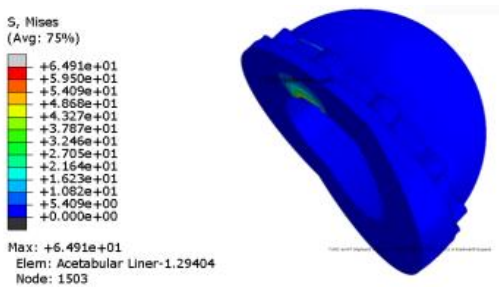
Gambar 20. Hasil simulasi gerakan ruku



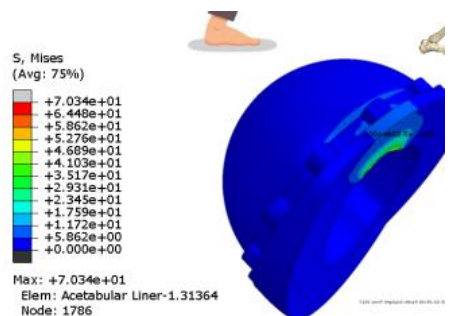
Gambar 21. Hasil simulasi gerakan sujud



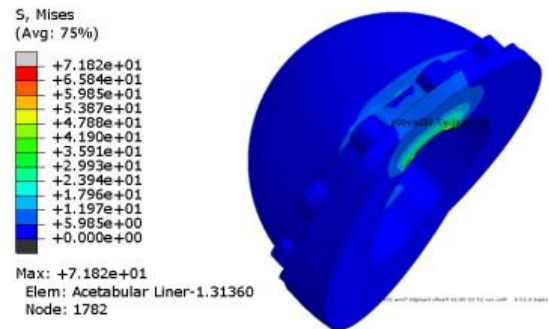
Gambar 22. Hasil simulasi tasyahud awal kaki kanan



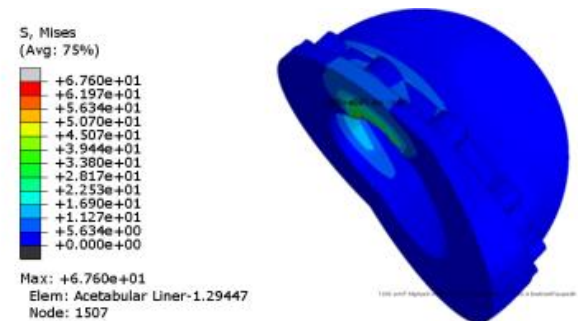
Gambar 23. Hasil simulasi tasyahud awal kaki kiri



Gambar 24. Hasil simulasi gerakan transisi



Gambar 25. Hasil simulasi tasyahud akhir kaki kanan



Gambar 36. Hasil simulasi tasyahud akhir kaki kiri

3.3. Pembebanan Hasil Simulasi Model Sendi Panggul Buatan dengan Beban Salat

Berdasarkan hasil simulasi, dapat dilihat bahwa terjadi impingement hampir di setiap gerakan salat. Fenomena tersebut dapat dilihat dengan terjadinya kontak antara femoral neck dengan acetabular shell. Berikut hasil analisis gaya reaksi sendi panggul pada saat salat dapat dilihat pada tabel 5

Tabel 5. Tegangan von Mises maksimum pada gerakan salat

Gerakan	Tegangan von Mises (MPa)
	Acetabular Liner
1. Ruku	73.76
2. Sujud	70.94
3. Tasyahud Awal	
Kaki kanan	70.18
Kaki kiri	64.91
4. Transisi	70.34
5. Tasyahud Akhir	
Kaki kanan	71.82
Kaki kiri	67.60

Impingement yang terjadi pada hampir di setiap gerakan salat. Impingement yang terjadi pada acetabular sebaiknya dihindari karena jika terlalu sering terjadi impingement pada acetabular liner maka permukaan acetabular liner akan mudah rusak.

4. CONCLUSION

Kesimpulan dari penelitian ini adalah *artificial hip joint* tidak dapat digunakan untuk melakukan gerakan salat terutama pada saat gerakan tasyahud awal dan tasyahud akhir karena terjadi *impigment* pada *artificial hip joint* yang apabila terus dipaksakan akan menyebabkan kerusakan pada *artificial hip joint*.

5. UCAPAN TERIMA KASIH

Penulis mengucapkan banyak terima kasih kepada semua pihak yang membantu dalam menyelesaikan penelitian ini baik secara langsung maupun tidak langsung.

6. DAFTAR PUSTAKA

- [1] Narayan, R. (ed.), 2009. Biomedical Materials. Springer Science+Business Media LCC.
- [2] Kiefer, H., 2007, Current Trends in Total Hip Arthroplasty in Europe and Experiences with the Bicontact Hip System. Treatment of Osteoarthritic Change in the Hip, pp. 205-210. Springer Japan.
- [3] Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J. dan Duda, G.N., 2001, Hip Contact Force and Gait Patterns From Routine Activities. *Journal of Biomechanics*, 34, pp. 859-871.
- [4] Hamill, J. dan Knutzen, K.M., 2009, Biomechanical Basis of Human Movement. Lippincot Williams & Wilkins China.
- [5] Kluess, D., Martin, H., Mittelmeier, W., Schmitz, K. dan Bader, R., 2007, Influence of Femoral Head Size on Impingement, Dislocation and Stress Distribution in Total Hip Replacement. *Medical Engineering & Physics*, 29(4), pp. 465-471.
- [6] Tanino, Hiromasa MD., Ito, Hiroshi MD., Harman, Melinda K Ph.D., Matsuno, Takeo MD., Hodge, Andrew MD., Banks, Scott A Ph.D., 2008, An In Vivo 74Model for Intraoperative Assessment of Impingement and Dislocation in Total Hip Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, Vol. 23 No.5
- [7] Borel, S., Schneider, P. dan Newman, C.J., 2011, Video Analysis Software Increases the Interrater Reliability of Video Gait Assessments in Children with Cerebral Palsy. *Gait and Posture*, 33, pp. 727-729.
- [8] Madenci, E. dan Guven, I., 2006, The Finite Element Method and Application in Engineering. Springer Science-Business Media.
- [9] Desai, C. S. dan Abel, J. F., 1972, Introduction to the Finite Element Method. Van Nostrand Reinhold Company, New York, United States of America