

## Analisis Metode Elemen Hingga pada Sendi Panggul Buatan Saat Digunakan untuk Menjalankan Ibadah Salat

R. Ismail<sup>\*a1</sup>, Y. Umardani<sup>1</sup>, I.B. Anwar<sup>2</sup>, E. Saputra<sup>1</sup>, Y.A.A. Dhaneswara<sup>1</sup>, A. Haris<sup>1</sup> dan J. Jamari<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Diponegoro H.Prof.Sudharto, Kampus UNDIP Tembalang, Semarang, 50275

<sup>2</sup>Rumah Sakit Orthopedi Soeharso, Solo  
Jl. Jend. Ahmad Yani No.157, Pabelan, Surakarta, Jawa Tengah 57162

<sup>\*a</sup>[ismail.rifky@gmail.com](mailto:ismail.rifky@gmail.com)

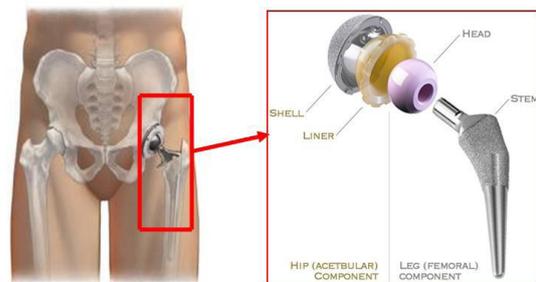
### Abstrak

Sendi panggul atau *hip joint* merupakan komponen sendi tubuh pada kedua sisi panggul manusia yang banyak mengalami penggantian akibat peradangan sendi, penuaan dan kecelakaan. Pasien dengan *total hip replacement* (THR) muslim disarankan oleh dokter ortopedi untuk menjalankan ibadah salat dengan cara menggantikan gerakan yang dilakukan di atas lantai dengan gerakan salat yang dilakukan di atas kursi. Hal ini dirasa mengurangi kekhusukan ibadah salat pasien. Penelitian ini dilakukan untuk menganalisis simulasi gerakan pada pasien THR yang telah dipasang *artificial hip joint* (AHJ) saat menjalankan ibadah salat, khususnya pada gerakan rukuk, sujud, duduk diantara dua sujud, duduk tasyahud akhir dan gerakan transisi sebelum berdiri. Metode penelitian dilakukan dengan menggunakan perangkat lunak ABAQUS untuk melakukan simulasi *finite element method* (FEM) pada lima gerakan salat. Pemodelan material yang digunakan dalam penelitian ini adalah *stainless steel* AISI 316L untuk komponen *femoral head* serta material *Ultra High Molecular Weight Polyethylene* (UHMWPE) untuk komponen *bearing acetabular liner*. Hasil simulasi menunjukkan bahwa AHJ menerima benturan (*impingement*) saat digunakan pada kelima gerakan tersebut. Meskipun tegangan saat benturan yang terbentuk hanya sekitar tegangan luluh material polyethylene tetapi jika gerakan ini dilakukan secara berulang dan menjadi kegiatan harian maka hal ini diprediksi akan mengakibatkan UHMWPE mengalami kerusakan.

**Kata kunci :** *Above Knee Prosthesis, Transfemoral Prosthetic, Gait Cycle, Finite Element*

### Pendahuluan

*Hip joint* (sendi panggul) merupakan salah satu penting yang ada di dalam tubuh manusia karena menghubungkan antara tulang *pelvis* dengan tulang *femur*. Selain itu, hip joint merupakan sendi yang menyangga beban paling besar dari tubuh manusia dan memiliki derajat kebebasan gerak yang cukup luas. Kerusakan pada hip joint yang disebabkan oleh karena berbagai faktor seperti penuaan, pengapuran dan trauma kecelakaan seringkali hanya dapat diperbaiki dengan cara melakukan penggantian dengan hip joint buatan (*artificial hip joint*) sebagaimana terlihat pada Gambar 1.



Gambar 1. Pemasangan AHJ dan jenis komponen artificial hip [1].

Pada umumnya, pasien yang telah mengalami operasi penggantian sendi panggul buatan (*total hip replacement* - THR) disarankan oleh dokter untuk membatasi gerakan tubuh untuk

menjaga keawetan *hip joint*. Seperti contohnya, berlari, jongkok dan salat.

Di Indonesia, pemeluk agama Islam merupakan penduduk mayoritas dari total penduduknya. Pasien dengan hip joint buatan (*artificial hip joint - AHJ*) direkomendasikan untuk tidak melakukan gerakan salat secara normal. Hal ini disebabkan karena gerakan salat dapat menyebabkan *impingement* pada komponen AHJ, yaitu *acetabular liner* yang terbuat dari *Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE)*. *Impingement* jika dibiarkan terus berulang dapat menimbulkan dislokasi pada *acetabular liner* sehingga pasien membutuhkan reparasi sendi AHJ di masa mendatang.

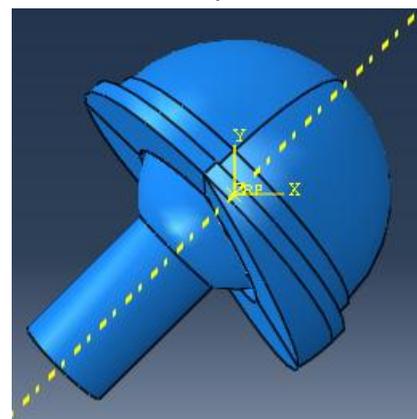
Pasien muslim yang telah mengalami penggantian AHJ dengan mekanisme THR menyampaikan keluhan berkaitan dengan kegiatan ibadah salat sehari-hari yang harus dijalankan. Pasien muslim pasca THR disarankan oleh dokter ortopedi untuk menjalankan ibadah salat dengan cara menggantikan gerakan sujud, duduk diantara dua sujud dan duduk tasyahud akhir dalam salat menjadi kegiatan di atas kursi. Hal ini dirasa mengurangi kekhusukan ibadah salat pasien. Beberapa penelitian pendahuluan telah dilakukan berkaitan dengan perancangan, proses manufaktur dan simulasi numerik mengenai sendi panggul buatan ini [2-6]. Penelitian ini dilakukan sebagai penelitian lanjutan untuk menganalisis simulasi gerakan AHJ pada pasien pasca mengalami THR saat menjalankan ibadah salat, khususnya pada ketiga gerakan tersebut di atas.

### Metode Penelitian

Secara umum penelitian ini terdiri dari dua tahap. Tahap pertama terdiri dari proses pengukuran dan pemodelan sendi panggul buatan produk impor. Pada tahap ini dilakukan perancangan produk AHJ berdasarkan produk impor yang telah diterima oleh tim peneliti dari RS Ortopedi Soharso Solo. Gambar 2 menunjukkan komponen *acetabular liner* dan *femoral head* yang dibahas dalam penelitian ini. Hasil dari pemodelan 3D pada Gambar 2 ini ditunjukkan pada Gambar 3 dan dijelaskan dimensi detailnya pada Gambar 4.

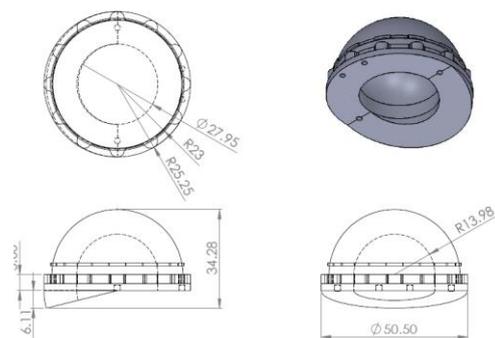


Gambar 2. AHJ yang dibahas dalam penelitian ini, memperlihatkan acetabular liner dari bahan UHMWPE dan femoral head dengan bahan keramik

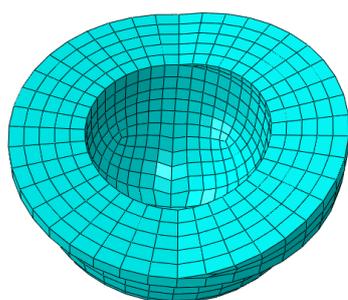


Gambar 3. Pemodelan 3D AHJ hasil pengukuran dari Gambar 2.

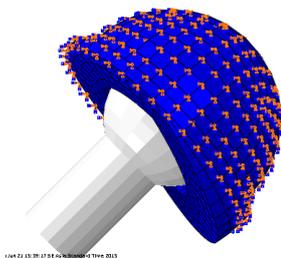
Tahap kedua dari penelitian ini membahas analisa gerakan salat terhadap sendi panggul buatan tersebut. Software metode elemen hingga (*finite element method*) yang digunakan untuk simulasi numerik gerakan salat adalah software ABAQUS. Model produk AHJ pada Gambar 3 kemudian di-*meshing* dan diberikan kondisi batas (*constraint*) sebagaimana diperlihatkan pada Gambar 5 (a-b).



Gambar 4. Detail dimensi dari model AHJ dengan satuan dalam mm.



(a)



(b)

Gambar 5. (a) Pemodelan acetabular liner dan mesh yang digunakan dan (b) pemberian kondisi batas.

Berdasarkan model yang telah dibuat, didapatkan jumlah nodalnya adalah 1631 dan jumlah elemennya adalah 1070 dengan jenis elemen *linear hexahedral* type C3D8R. Simulasi gerakan salat dilakukan menggunakan dasar jangkauan gerak (*range of motion* - ROM) yang didapatkan dari pengukuran sendi panggul saat digerakkan untuk melakukan aktifitas gerakan salat sebagaimana diperlihatkan pada Tabel 1.

Tabel 1. Data pengukuran *range of motion*

Gerakan	Range of motion		
	Flexion (°)	Abduction (°)	Rotation (°)
Rukuk	87°	4°	0°
Sujud	109.4°	6°	6.5°
Duduk di antara 2 sujud	77.6° 80°	6° 4°	15° (internal) 6° (eksternal)
Tasyahud akhir	78.4° 74.5°	15.5° 13.2°	27.8° (internal) 37.7° (eksternal)
Transisi sujud ke berdiri	121.5°	0°	0°

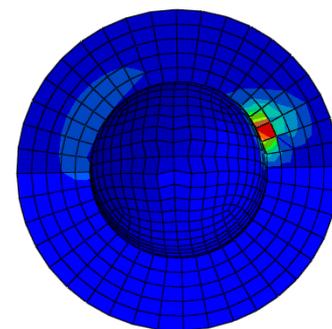
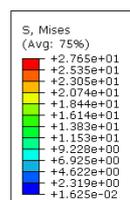
Material model yang digunakan dalam simulasi ini adalah material non deformable material (rigid) untuk komponen femoral head. Untuk *acetabular liner*, material yang digunakan adalah UHMWPE material, bersifat elastik-plastik dengan nilai modulus elastisitas, Poisson's ratio dan tegangan luluh adalah  $E = 893 \text{ MPa}$ ,  $\nu = 0.44$  dan  $\sigma_{\text{yield}} = 23.56 \text{ MPa}$ .

Terdapat lima gerakan salat yang disimulasikan dalam penelitian ini: rukuk, sujud, duduk diantara 2 sujud, duduk tasyahud akhir dan gerakan transisi. Gerakan transisi di dalam salat adalah gerakan dari sujud akan berdiri kembali sehingga ada gerakan yang menyerupai gerakan jongkok. Gerakan transisi ini menghasilkan sudut yang cukup kritis dalam kajian *range of motion*.

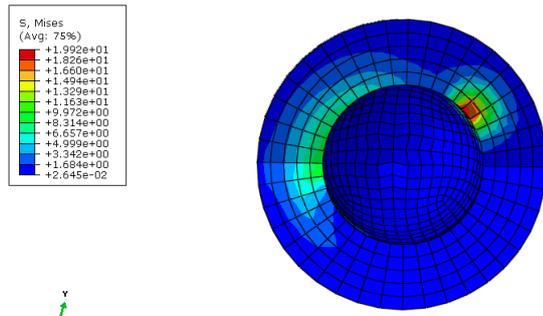
Dalam simulasi ini, proses pembebanan dan penentuan titik beban mengikuti metode yang disampaikan oleh Kluess, dkk. [7]. Model 3D dan proses simulasi ABAQUS telah dilakukan validasi terhadap model Klues sebagaimana dilaporkan dalam Ismail dkk. [8] dengan tingkat error 1.32%.

### Hasil dan Pembahasan

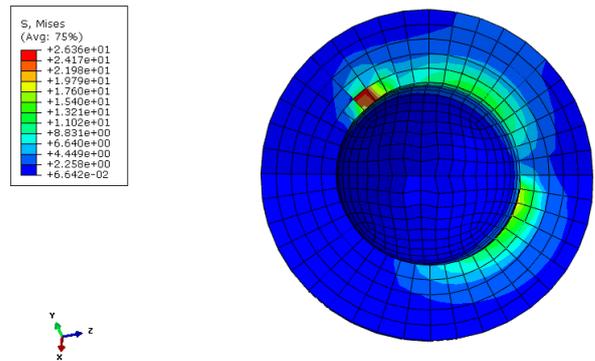
Hasil simulasi beberapa gerakan salat menggunakan model hip joint yang telah ditetapkan dilaporkan pada Gambar 6 – 12. Gambar 6 menunjukkan bahwa pembebanan saat gerakan ruku menghasilkan satu daerah *impingement* dengan nilai tegangan von Mises yang maksimum yang cukup besar 27.6 MPa. Untuk gerakan sujud, nilai pembebanan yang terjadi pada material UHMWPE *acetabular liner* menghasilkan nilai sebesar 19.9 MPa.



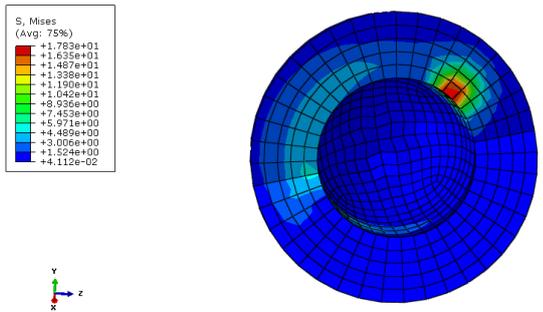
Gambar 6. Hasil simulasi *acetabular liner* untuk gerakan ruku



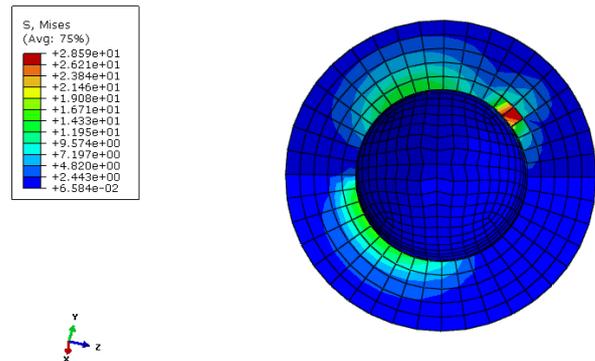
Gambar 7. Hasil simulasi *acetabular liner* untuk gerakan sujud



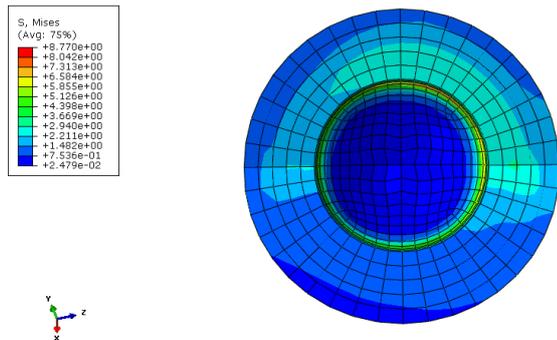
Gambar 11. Hasil simulasi *acetabular liner* untuk gerakan tasyahud akhir kaki kiri



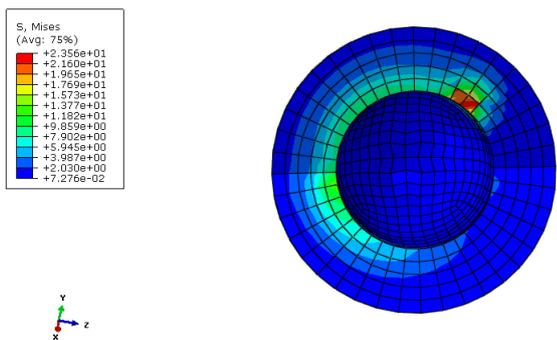
Gambar 8. Hasil simulasi *acetabular liner* untuk gerakan duduk diantara dua sujud kaki kanan



Gambar 12. Hasil simulasi *acetabular liner* untuk gerakan transisi



Gambar 9. Hasil simulasi *acetabular liner* untuk gerakan duduk diantara dua sujud kaki kiri



Gambar 10. Hasil simulasi *acetabular liner* untuk gerakan tasyahud akhir kaki kanan

Gerakan ruku dan sujud memiliki nilai tegangan yang simetris antara kaki kanan dan kaki kiri sehingga simulasi cukup dilakukan satu kali. Demikian juga gerakan transisi. Untuk gerakan duduk diantara dua sujud dan gerakan tasyahud akhir memberikan nilai tegangan yang berbeda untuk kaki kanan dan kaki kiri.

Nilai tegangan von Mises yang tertinggi terdapat pada gerakan transisi hal ini sejalan dengan adanya nilai sudut *flexion* tertinggi pada dicapai saat manusia melakukan gerakan transisi, yaitu sebesar  $121^\circ$ . Gerakan ini menjadi salah satu perhatian utama dalam gerakan salat sehingga jika pasien akan melakukan gerakan transisi yang menghasilkan sudut yang relatif kecil. Hal ini dapat dilakukan dengan cara setelah menjalankan gerakan sujud, pasien disarankan untuk menaikkan sendi lutut terlebih dahulu tanpa melepaskan telapak tangan di lantai. Hal ini dapat menghindari adanya sudut *flexion* yang terlalu besar.

Tegangan von Mises yang besar juga dijumpai pada gerakan kaki kiri saat menjalankan gerakan tasyahud akhir. Gerakan kaki kiri ini memiliki sudut yang cukup kompleks, meliputi: *flexion*, *abduction* dan *external rotation* yang cukup besar. Gerakan ini juga merupakan gerakan yang cukup kritis dalam salat. Hal ini menjadikan gerakan tasyahud akhir kaki kiri disarankan untuk digantikan dengan gerakan seperti menjalankan duduk diantara dua sujud.

Pada simulasi menggunakan geometri yang dimodelkan pada Gambar 3 menghasilkan tegangan yang cukup tinggi saat pasien melakukan gerakan rukuk. Hal ini dijumpai pada penelitian ini karena model ini memiliki bentuk yang tidak simetris pada permukaan bibir *acetabular liner*. Bentuk ini sebenarnya memiliki keunggulan dari bentuk bibir yang simetris untuk mencegah terjadinya dislokasi femoral head, tetapi ternyata dapat menghasilkan tegangan yang lebih tinggi pada gerakan tertentu. Jenis yang nonsimetris ini cukup unik dan jarang dijumpai di pasaran sehingga menarik untuk dikaji dalam penelitian ini.

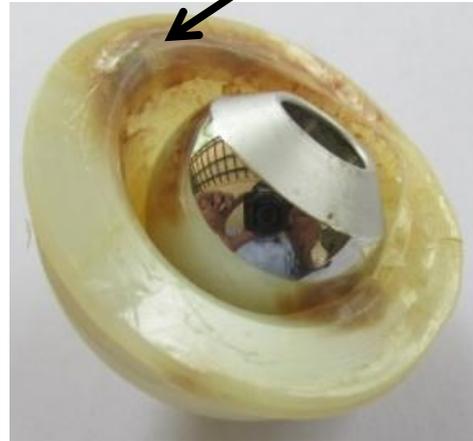
Simulasi sebelumnya sebagaimana dilaporkan Ismail, dkk. [8] menggunakan model Kluess dkk [7] yang simetris pada bibir *linernya*. Pada model ini rukuk tidak dikategorikan gerakan yang perlu diwaspadai untuk menghasilkan tegangan von Mises yang tinggi. Hal ini menunjukkan betapa besar pengaruh geometri terhadap pilihan-pilihan gerakan yang akan dilakukan oleh pasien.

Gerakan salat transisi, rukuk, duduk diantara dua sujud dan duduk tasyahud secara umum menghasilkan tegangan von Mises yang melebihi tegangan luluh material UHMWPE. Tegangan kontak berlebih yang terjadi saat pasien melakukan gerakan salat ini dapat memicu timbulnya deformasi plastis dan dislokasi.

Deformasi plastis dapat dilihat pada contoh Gambar 13 dimana diperkirakan impingement terjadi secara berulang pada daerah yang berwarna gelap menjadikan daerah tersebut mengalami kerusakan. Hal ini dapat memicu terjadinya dislokasi pada pasien THR. Jika AHJ telah mengalami kerusakan sebagaimana terlihat pada Gambar

13 maka dokter ortopedi akan menyarankan pasien untuk melakukan proses penggantian AHJ dengan yang baru.

Mengalami kerusakan



Gambar 13. AHJ yang mengalami kerusakan pada *acetabular liner* (daerah berwarna gelap) akibat diprediksi mengalami impingement yang berulang.

Berdasarkan keseluruhan hasil penelitian ini dan hasil penelitian sebelumnya [8] maka dijumpai bahwa gerakan salat memang layak untuk dibatasi oleh dokter ortopedi pada pasien yang telah menjalani THR. Jika pasien menggunakan model dan geometri AHJ yang ada di pasaran dan bermaksud melakukan gerakan salat, maka secara ilmiah paper ini membuktikan bahwa gerakan salat memberikan tegangan kontak berlebih pada acetabular liner yang dapat memberikan dampak buruk jika dilakukan secara terus menerus dan berulang.

Simulasi pada penelitian ini yang dibandingkan dengan penelitian Ismail dkk. [8] menunjukkan bahwa nilai tegangan yang terjadi pada pasien dengan bentuk AHJ yang berbeda saat melakukan gerakan yang sama akan menghasilkan nilai tegangan yang berbeda.

Hal ini mendorong UNDIP untuk melakukan penelitian lanjutan pada usulan bentuk, model dan geometri AHJ untuk pasien di Indonesia yang dapat digunakan untuk menjalankan gerakan salat dengan aman tanpa menghasilkan impingement yang berlebihan dan hasil tegangan von Mises nya

tidak melebihi tegangan luluh material acetabular liner UHMWPE.

### Kesimpulan

Sendi panggul merupakan salah satu komponen sendi penting pada tubuh manusia yang sering mengalami penggantian. Untuk pasien dengan *total hip replacement* (THR) muslim selama ini telah disarankan oleh dokter ortopedi untuk menjalankan ibadah salat dengan cara menggantikan gerakan yang dilakukan di atas lantai dengan gerakan salat yang dilakukan di atas kursi.

Penelitian ini memberikan dasar ilmiah mengenai alasan dokter ortopedi melarang pasien dengan THR untuk melakukan gerakan salat di atas lantai karena terbukti bahwa gerakan ibadah salat, khususnya pada gerakan rukuk, sujud, duduk diantara dua sujud, duduk tasyahud akhir dan gerakan transisi sebelum berdiri ternyata memberikan efek benturan (*impingement*) yang dapat berefek negatif pada jangka panjang.

Hasil penelitian dengan menggunakan perangkat lunak ABAQUS untuk melakukan simulasi finite element method (FEM) menunjukkan bahwa gerakan transisi memberikan nilai tegangan von Mises tertinggi yang perlu diwaspadai dapat merusak material Ultra High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) untuk jangka panjang. Penelitian ini juga mendorong munculnya geometri dan model baru dari AHJ yang dapat digunakan bagi pasien muslim dengan THR untuk dapat menjalankan seluruh gerakan ibadah salat dengan normal.

### Ucapan Terimakasih

Terimakasih pada Direktorat Jendral Penguatan Riset dan Pengembangan, Kementerian RISTEK DIKTI yang telah mendanai penelitian ini melalui skema penelitian Hibah PUSNAS Tahun Anggaran 2015.

### Referensi

[1] N. Jessica, A. Soto, N.C. Cora, dan J.F. Irizarry, *Mechanics of Biomaterials: Orthopedics*, University of Puerto Rico, Mayaguez, 2005.

- [2] R. Ismail, E. Saputra, J. Jamari, dan I.B. Anwar, 2012, A Comparison Study on Mechanical Properties of the Indonesian *Artificial Hip Joint* and Imported Product, Pertemuan Ilmiah IPTEK Bahan BATAN 2012.
- [3] E. Saputra, R. Ismail, J. Jamari, and I.B. Anwar, 2012, The Effect of Loading on the Contact Stress of UHMWPE Material for Artificial Hip Joint Bearing,” International Conference on Chemical and Material Engineering 2012, ISBN: 978-602-097-281-7, September 12 – 13, 2012, Grand Candi Hotel, Semarang Indonesia.
- [4] E. Saputra, I.B. Anwar, R. Ismail, J. Jamari, E. van der Heide, 2014, ”Numerical simulation of artificial hip joint movement for western and japanese-style activities,” Jurnal Teknologi, Technology University of Malaysia (UTM), Vol. 66 (3), pp. 53-58.
- [5] R. Winarso, Analisa Kontak Sendi Tulang Pinggul Buatan Pada Orang Indonesia Menggunakan Metode Elemen Hingga, Tesis, Program Studi Magister Teknik Mesin Program Pascasarjana Universitas Diponegoro, Semarang, 2011.
- [6] R. Winarso, J. Jamari, dan I. Haryanto, 2011, “Analisa Kontak Ceramic-on-Crosslinked UHMWPE pada *Sendi* Tulang Pinggul Buatan menggunakan Metode Elemen Hingga”, Majalah Ilmiah Momentum FT. Unwahas – ISSN 0216.7395.
- [7] D. Klues, H. Martin, W. Mittelmeier, K.P. Schmitz, R. Bader, 2007, Influence of femoral head size on impingement, dislocation and stress distribution in total hip replacement, *Medical Engineering & Physics*, 29, 465–471.
- [8] R. Ismail, E. Saputra, M. Tauvqiirrahman, A.B. Legowo, I.B. Anwar and J. Jamari, Numerical Study of Salat Movements for Total Hip Replacement Patient, *Applied Mechanics and Materials* Vol. 493 (2014) pp 426-431.