

Analisis Performansi Model Baru Sambungan Tulang Panggul Buatan (*Artificial Hip Joint*) dalam Melakukan Gerakan Shalat

Jamari^a, A.B. Legowo^b dan I.B. Anwar^c

^{a, b} Jurusan Teknik Mesin, Fakultas Teknik Universitas Diponegoro
Jl. Prof. Sudharto SH, Tembalang, Semarang 50275
E-mail: j.jamari@gmail.com

^c Rumah Sakit Orthopedi Prof. Dr. R. Soeharso Surakarta
Jl. Jend. Ahmad Yani, Pabelan, Kota Surakarta

Abstrak

Kerusakan permanen pada sambungan tulang panggul akibat proses pengapuran, penuaan maupun kecelakaan memerlukan tindakan penggantian dengan sambungan tulang panggul buatan. Perkembangan penelitian sendi panggul buatan yang dilakukan Jurusan Teknik Mesin Undip bekerja sama dengan RSO Dr. Soeharso Solo telah menghasilkan prototipe produk *artificial hip joint* (AHJ) yang mempertimbangkan geometri/postur orang Indonesia. Namun demikian, para dokter selalu menganjurkan kepada para pasien pengguna AHJ agar tidak melakukan gerakan ekstrim atau *range of motion* yang terlalu lebar, seperti gerakan shalat. Indonesia merupakan negara yang berpenduduk muslim terbesar di Asia Tenggara dimana shalat merupakan kewajiban utama. Tujuan penelitian ini adalah mengembangkan prototipe yang sudah sesuai dengan postur orang Indonesia menjadi model atau prototipe baru yang mampu digunakan untuk melakukan gerakan shalat. Kriteria utama agar AHJ bisa digunakan untuk gerakan shalat adalah tidak terjadi *impingment*, yaitu suatu kondisi dimana *femoral head* berbenturan dengan *acetabular liner* secara terus menerus hingga terjadi dislokasi. Dalam melakukan uji performansi terhadap model yang dikembangkan maka dilakukan analisis *range of motion* untuk gerakan sholat dan analisis tegangan pada kondisi gerakan ekstrim. Perhitungan *range of motion* menggunakan perangkat lunak komputer dan analisis tegangan menggunakan software komersial metode elemen hingga Abaqus. Metode pengukuran *range of motion* diverifikasi dengan model lain yang ada di literatur (model Kluess) sementara analisis tegangan von Mises yang terjadi divalidasi dengan model kontak Hertz.

Hasil menunjukkan bahwa pada model AHJ yang telah dikembangkan memiliki *range of motion* yang lebih besar dibandingkan dengan model Kluess. Analisis *range of motion* ditampilkan pada gerakan-gerakan shalat yang ekstrim seperti tasyahud akhir, duduk diantara dua sujud dan transisi. Selain itu, dari perhitungan tegangan von Mises yang terjadi pada saat *impingment* model yang dikembangkan menunjukkan nilai yang lebih kecil dibandingkan dengan model Kluess. Dari hasil-hasil analisis uji performansi yang telah dilakukan dapat disimpulkan bahwa model baru yang telah dikembangkan dapat digunakan untuk melakukan gerakan sholat. Namun demikian, *impingment* masih terjadi tetapi tidak sampai menimbulkan dislokasi.

Keywords: *sambungan tulang panggul buatan, range of motion, dislokasi, metode elemen hingga, mekanika kontak*

Pendahuluan

Tubuh manusia terdiri dari sebuah sistem rangka yang kompleks. Mulai dari tulang kepala sampai tulang jari kaki yang tersusun secara rapi dan mempunyai fungsi masing-masing dalam sistem rangka. Salah satu fungsi rangka adalah tempat melekatnya otot-otot dan untuk melakukan pergerakan tubuh dengan perantaraan otot [1]. Sendi panggul (hip joint) merupakan salah satu sendi vital yang sering mengalami kerusakan. Kerusakan permanen pada sambungan tulang panggul bias diakibatkan oleh proses pengapuran, penuaan, kecelakaan ataupun osteoarthritis yang

memerlukan tindakan penggantian dengan sambungan tulang panggul buatan.

Osteoarthritis adalah penyakit yang paling umum terjadi pada panggul. Hal ini disebabkan oleh keausan pada sendi dimana tulang yang mengalami gesekan menimbulkan nyeri, pembengkakan, dan kekakuan pada sendi. Alasan paling umum untuk memakai sendi panggul buatan adalah untuk meredakan nyeri arthritis parah yang menyebabkan aktifitas seseorang sangat terbatas. Di negara-negara maju, jumlah pasien yang menggunakan sambungan tulang panggul buatan (*artificial hip joint*) sangat besar. Sekitar 600.000 kasus

penggantian sambungan tulang panggul buatan ditemukan di benua Eropa pada tahun 2005 dan sebanyak 230.000 kasus ditemukan di Amerika pada tahun 2004, serta sedikitnya 150.000 kasus ditemukan di Jepang [2]. Hal ini menunjukkan persoalan sambungan tulang panggul cukup serius di dunia.

Perkembangan penelitian sendi panggul buatan yang dilakukan oleh Laboratorium Perancangan Teknik dan Tribologi (Lab EDT), Jurusan Teknik Mesin Fakultas Teknik UNDIP bekerja sama dengan RS Ortopedi dr. Soeharso Solo telah memberikan perkembangan yang menggembirakan. Penelitian yang dimulai dari tahun 2009 hingga saat ini telah menghasilkan data observasi lapangan, data eksperimen pengujian, data simulasi numerik, dan model yang berkaitan dengan pasien, material, dan desain *artificial hip joint* (AHJ) [3]. Hasil-hasil tersebut dikembangkan untuk pembuatan prototipe AHJ yang mempertimbangkan postur tubuh dan geometri tulang orang Indonesia (Asia). Bekerja sama dengan mitra UKM prototipe AHJ ini telah selesai dikembangkan.

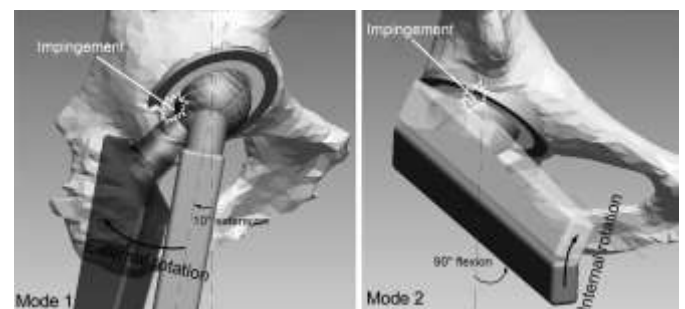
Selama proses observasi lapangan, tim peneliti EDT berinteraksi dengan pasien pengguna AHJ. Dari beberapa wawancara, tim peneliti mendapatkan keluhan dari beberapa pasien yang telah menggunakan AHJ. Pasien-pasien ini diperbolehkan oleh dokter untuk berjalan normal, menaiki tangga dan membungkuk pasca pemasangan AHJ. Namun demikian dokter menyarankan pasien-pasien muslim untuk menjalankan shalat dengan gerakan yang sangat terbatas. Pasien muslim disarankan untuk tidak melakukan sujud dan duduk di lantai saat shalat. Gerakan ini disarankan digantikan dengan posisi duduk di atas kursi. Keterbatasan ini menjadikan pasien-pasien muslim berharap bahwa ada produk AHJ yang menjadikan mereka dapat menjalankan ibadah shalat dengan leluasa dan normal. Hal ini dapat dimaklumi karena perasaan khusuk yang lebih akan diperoleh pasien pada saat menjalankan sujud dan duduk di dalam total gerakan shalat.

Seiring dengan meningkatnya kesejahteraan masyarakat Indonesia dan adanya JAMKESMAS memberikan efek pada peningkatan jumlah pengguna AHJ di Indonesia [4]. Dengan demikian jumlah pasien yang menghendaki shalat secara normal menjadi lebih besar. Berdasarkan fakta-fakta tersebut, maka diperlukan desain AHJ baru yang memiliki *range of motion* (RoM) atau rentang gerakan yang besar. Banyak peneliti telah mendesain berbagai jenis AHJ, tetapi tidak

pernah mempertimbangkan untuk digunakan pada aktifitas shalat.

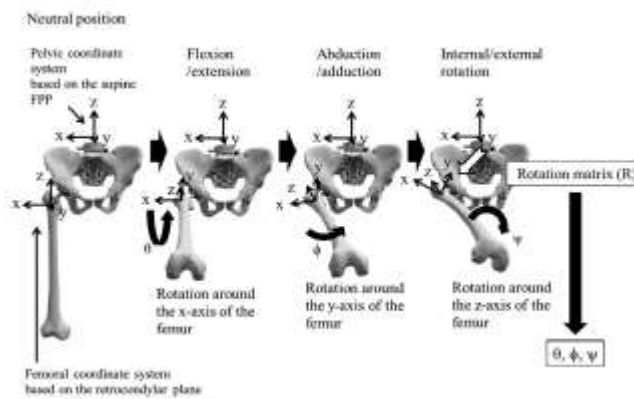
Paper ini memaparkan pengembangan prototype-I AHJ produk EDT yang sudah mengakomodasi geometri postur orang Indonesia menjadi model atau prototipe baru yang mampu digunakan untuk melakukan gerakan shalat. Kriteria utama agar AHJ bisa digunakan untuk gerakan shalat adalah tidak terjadi *impingment* maupun dislokasi. Keterbatasan RoM dapat menyebabkan terjadinya *impingement* antara leher stem dengan acetabular cup. Jika benturan terjadi berulang-ulang dapat menyebabkan kegagalan pada material *liner*.

Kluess dkk. [5] melakukan penelitian tentang pengaruh ukuran *femoral head* terhadap *impingement*. Mereka menghasilkan model elemen hingga yang mampu memprediksi stabilitas dislokasi. Dua dislokasi total sendi terkait dijelaskan dan dianalisa oleh Kummer [6]. Mode pertama anterior dislokasi adalah rotasi kaki eksternal dikombinasikan dengan 10° *extension* dan 15° *adduction*. Mode kedua posterior dislokasi adalah rotasi kaki internal dengan 90° *flexion* dan 0° *abduction*. Gambar 1 menunjukkan hubungan posisi *implant* dan arah rotasi.



Gambar 1. Ilustrasi dua mode dislokasi: mode 1; eksternal *leg rotation* kombinasi dengan 10° *extension* dan 15° *adduction*; mode 2; internal *leg rotation* dalam 90° *flexion* dan 0° *abduction* [6].

Range of motion mengacu pada jarak dan arah sendi yang dapat bergerak secara maksimal. ROM sebuah sendi biasanya diukur dengan jumlah derajat dari posisi awal suatu segmen ke posisi akhir jangkauan penuh dari gerakannya. ROM aktif adalah seberapa jauh seseorang dapat memindahkan sendinya sendiri. Berbagai gerakan terbatas mengacu pada sendi yang memiliki penurunan kemampuannya untuk bergerak [7]. Terdapat enam gerakan umum pada ROM, antara lain *flexion*, *extension*, *abduction*, *adduction*, *internal rotation* dan *external rotation*. Semua gerakan tersebut dapat dilihat pada Gambar 2. Pada penelitian ini penghitungan ROM pada gerakan shalat menggunakan software Google Sketch Up.



Gambar 2. Range of motion (ROM) [7].

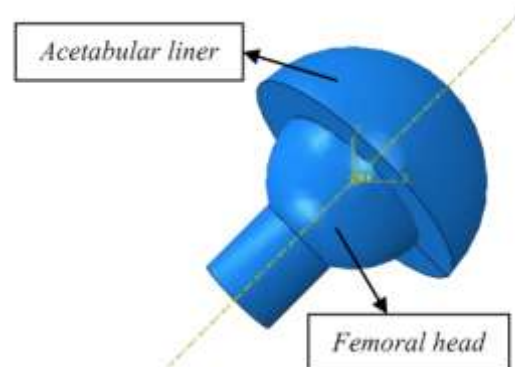
Pada tahap awal penelitian ini dilakukan perancangan geometri baru susunan AHJ untuk kemudian dilakukan analisa pergerakannya. Uji performansi terhadap rancangan model yang dikembangkan dilakukan dengan analisis *range of motion* untuk gerakan sholat dan analisis tegangan pada kondisi gerakan ekstrim. Perhitungan *range of motion* menggunakan perangkat lunak komputer dan analisis tegangan menggunakan software komersial metode elemen hingga Abaqus. Metode pengukuran *range of motion* diverifikasi dengan model lain yang ada di literatur (model Kluess) [5] sementara analisis tegangan von Mises yang terjadi divalidasi dengan model kontak sederhana Hertz.

Pemodelan

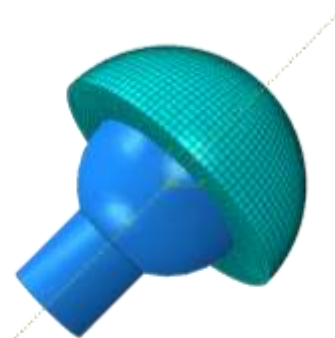
Penghitungan ROM. Penghitungan ROM menggunakan software Google Sketch Up. Prosedurnya adalah pertama menggunakan tulang model sebagai input. Setelah itu tulang tersebut dapat digerakkan sesuai dengan gerakan yang kita inginkan, dalam hal ini adalah gerakan shalat. Penghitungan dilakukan dengan cara memutar tulang sendi panggul dimana sudut yang terbentuk setelah tulang tersebut digerakkan menunjukkan besarnya sudut ROM.

Pemodelan menggunakan Metode Elemen Hingga. Pemodelan sistem kontak AHJ dibuat dalam bentuk tiga dimensi. Seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3 penelitian difokuskan pada dua bagian utama yaitu *femoral head*, dan *acetabular liner* (UHMWPE). Hal ini dikarenakan pada bagian inilah yang terjadi kontak dan paling sering mengalami masalah *impingment* sehingga menyebabkan dislokasi saat digunakan untuk gerakan ekstrim. Analisa elemen hingga menggunakan perangkat lunak komersial Abaqus 6.10-1. Karena pada keadaan yang sebenarnya

acetabular liner terdapat sudut anteversion 45° dan inclination 15° maka pada *femoral head* juga didapatkan sudut sebesar 45° sesuai dengan keadaan aslinya seperti yang ditunjukkan pada Gambar 3. *Acetabular liner* terbuat dari material UHMWPE dengan modulus elastisitas sebesar 945 MPa dan rasio Poisson sebesar 0,45 [5]. Gambar 4 menunjukkan hasil meshing pada pemodelan menggunakan metode elemen hingga. Mesh paling rapat diberikan pada daerah yang berkontak dan semakin lebar pada daerah yang jauh dari kontak. *Meshing* yang digunakan adalah jenis *hex-dominated* dengan algoritma *medial axis*.



Gambar 3. Pemodelan kontak antar komponen AHJ.



Gambar 4. Meshing pada pemodelan elemen hingga AHJ.

Ada dua tahap yang dilakukan pada pemodelan ini yaitu *force* dan *rotation*. *Force* adalah tahap pemberian gaya pada *femoral head* yang diteruskan ke *acetabular liner*, sedangkan *rotation* adalah langkah dimana *femoral head* berputar sesuai gerakan *internal rotation* ataupun *external rotation*. Sesuai dengan model Kluess beban/load yang diberikan pada *acetabular liner* adalah CF1 sebesar 15, CF2 sebesar 270 dan CF3 sebesar -425,5.

Model AHJ Undip (EDT) dengan model Kleuss [5] digunakan sebagai model analisa. Perbedaan antara model Kluess dan model Undip adalah pada model Kluess mempunyai inset sebesar 2 mm, sedangkan pada model Undip tidak menggunakan inset. Selain itu, pada model Kluess juga terdapat *chamfer* sedangkan pada model Undip tidak ada. Ukuran diameter luar dan

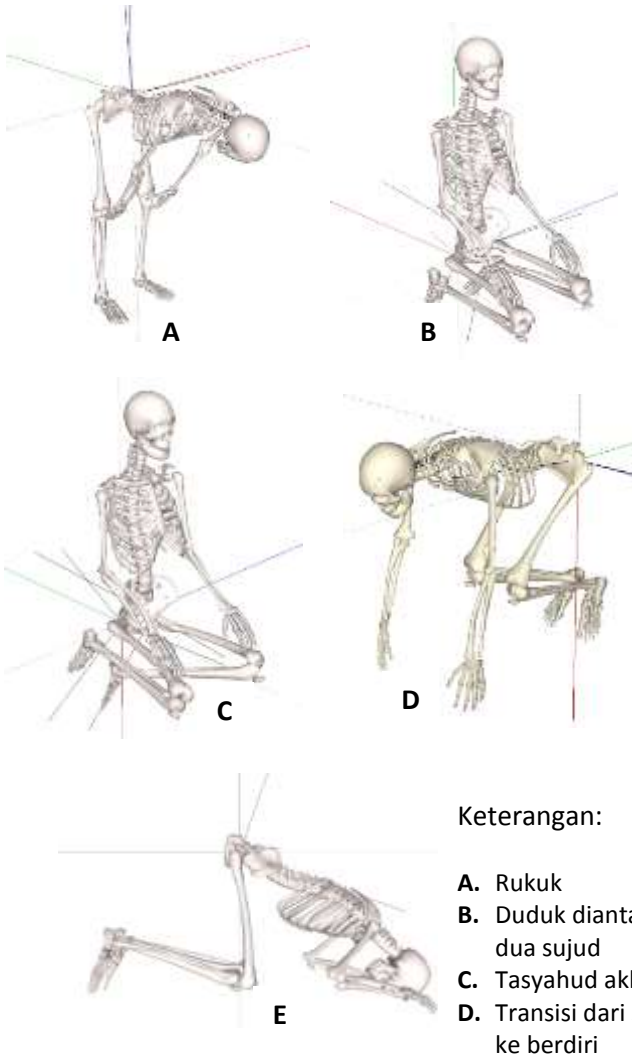
diameter dalam adalah sama yaitu 28 mm yang merupakan ukuran rekomendasi dari dokter, serta ketebalan *acetabular liner* juga sama yaitu 7 mm.

Hasil dan Pembahasan

Hasil Penghitungan Sudut ROM. Gambar 5 menunjukkan simulasi gerakan sholat pada tulang model. Empat gerakan shalat yang paling kritis dalam penerimaan beban kontak menjadi fokus perhatian yaitu rukuk, sujud, duduk di antara dua sujud dan tasyahud akhir. Ada satu gerakan shalat lagi yang juga perlu diperhatikan yaitu gerakan transisi dari sujud ke posisi berdiri. Gerakan-gerakan tersebut sangat perlu diperhatikan karena selain besarnya beban kontak yang diterima juga sudut yang dihasilkan saat melakukan gerakan tersebut cukup besar. Hasil perhitungan ROM untuk gerakan-gerakan tersebut disajikan pada Tabel 1.

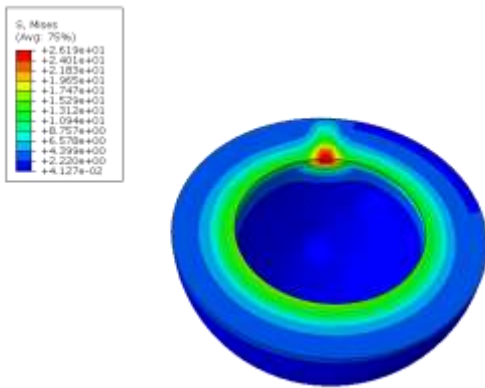
Tabel 1. Hasil penghitungan *range of motion*.

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

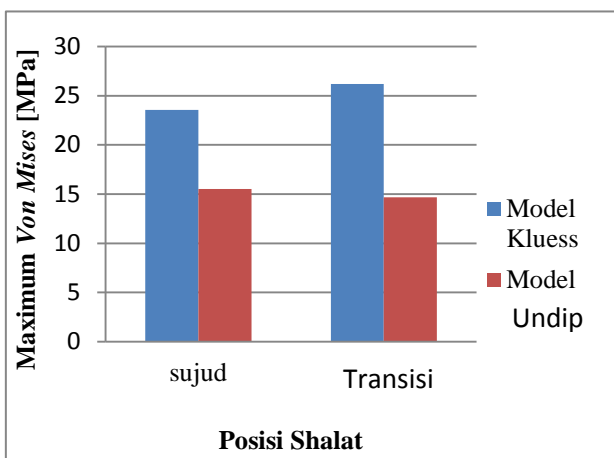


Gambar 5. Gerakan shalat pada tulang model

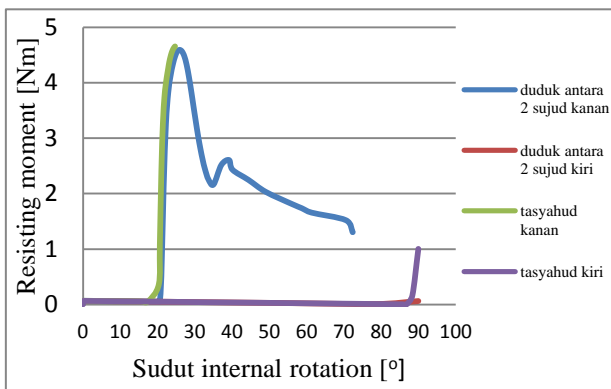
Hasil Analisa Elemen Hingga. Gambar 6 menunjukkan hasil analisa elemen hingga distribusi tegangan von Mises posisi transisi dalam shalat untuk model Kluess. Sebelum melakukan analisa tegangan kompleks ini terlebih dahulu dilakukan validasi dengan analisa kontak elastic Hertz. Hasil menunjukkan bahwa pemodelan dengan metode elemen hingga dan analisa analitik Hertz tidak banyak perbedaannya sehingga dapat diambil kesimpulan bahwa model elemen hingga yang dibangun dapat digunakan untuk analisa selanjutnya. Perbandingan distribusi tegangan antara model Kluess dan mosel Undip ditampilkan pada Gambar 7 untuk beberapa posisi gerakan shalat. Pada saat sujud tegangan von Mises maksimum yang terjadi pada model Kluess adalah 23.4 GPa, sedangkan pada model Undip 15.7 GPa. Begitu pula pada saat transisi tegangan von Mises maksimum pada model Kluess adalah 26.2 GPa sedangkan pada model Undip adalah 14.7 GPa. Dari sini dapat disimpulkan bahwa model Undip menerima tegangan yang lebih rendah (aman) untuk besar beban yang sama.



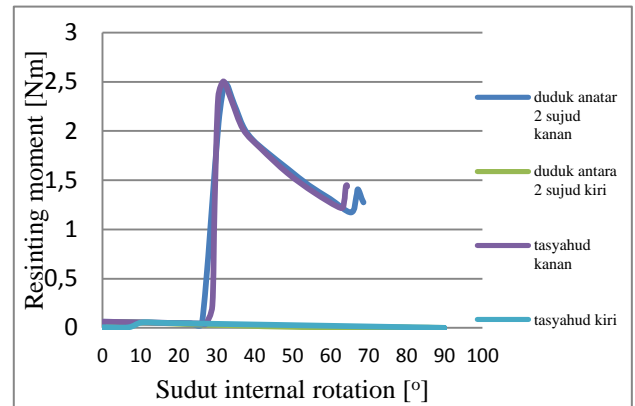
Gambar 6. Distribusi tegangan von Mises pada *acetabular liner* posisi transisi (dalam shalat) menggunakan model Kluess.



Gambar 7. Grafik perbandingan tegangan von Mises pada model Kluess dan Undip untuk beberapa posisi shalat.

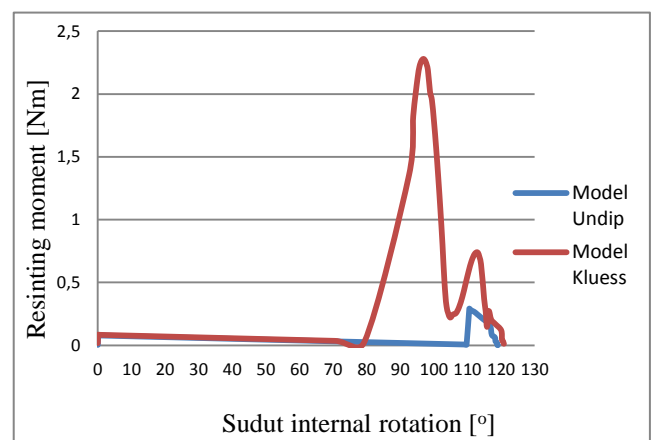


Gambar 8. Grafik sudut *impingment* pada model Kluess.



Gambar 9. Grafik sudut *impingment* pada model Undip.

Gambar 8 dan 9 masing-masing menunjukkan grafik sudut *impingment* model Kluess dan model Undip. Dapat dilihat bahwa sudut *impingment* yang terjadi pada model Kluess pada saat posisi shalat duduk antara dua sujud adalah 20° dan tasyahud akhir adalah 18° . Sedangkan pada model Undip sudut yang terbentuk saat posisi duduk di antara dua sujud adalah 27° dan pada saat tasyahud akhir adalah 28° . Dari hasil-hasil tersebut dapat dilihat bahwa model Undip mempunyai sudut *internal rotation* yang lebih besar dibandingkan dengan model Kluess atau dengan kata lain kemungkinan untuk terjadi *impingment* pada model Undip lebih kecil.



Gambar 10. Grafik perbandingan sudut *impingment* pada posisi transisi.

Grafik perbandingan sudut *impingment* pada posisi transisi antara model Kluess dan model Undip dapat dilihat pada Gambar 10. Terlihat jelas di sini bahwa saat posisi transisi model Undip memiliki sudut *range of motion* yang lebih besar dibandingkan dengan model Kluess. Pada model Undip *impingment* terjadi pada sudut 110° sedangkan pada model Kluess terjadi pada sudut 79° . *Resisting moment* maksimum pada model Undip juga lebih kecil dibandingkan dengan model Kluess, yaitu 0.3 Nm pada model Undip dan 2.3 Nm pada model Kluess.

Kesimpulan

Analisis performansi terhadap model atau prototipe AHJ baru Undip telah dilakukan. Model baru tersebut adalah model yang berbasis model awal untuk kemudian dikembangkan agar dapat digunakan untuk melakukan gerakan shalat. Analisis meliputi penghitungan *range of motion* dan penghitungan distribusi tegangan akibat beban kontak. Model yang sudah ada ada di literatur, model Kluess, dijadikan sebagai model acuan.

Dari hasil-hasil analisis yang dilakukan maka dapat disimpulkan bahwa model AHJ Undip memiliki *range of motion* yang lebih besar dibandingkan dengan model Kluess. Analisis *range of motion* pada gerakan-gerakan shalat yang ekstrim seperti tasyahud akhir, duduk diantara dua sujud dan transisi semuanya menunjukkan bahwa model Undip memiliki rentang gerak yang lebih besar dibandingkan dengan model Kluess sehingga dapat digunakan untuk melakukan gerakan shalat. Dari perhitungan distribusi tegangan von Mises yang terjadi pada saat *impingment* model Undip menunjukkan nilai yang lebih kecil dibandingkan dengan model Kluess sehingga dapat disimpulkan bahwa model Undip lebih aman digunakan.

Referensi

- [1] Limbong, C., Anatomi dan Fisiologi Tubuh Manusia, Institute Teknologi Telkom, Bandung (2011).
- [2] Kiefer, H., Current Trends in Total Hip Arthroplasty in Europe and Experiences with the Bicontact Hip System, dalam "Treatment of Osteoarthritic Change in the Hip", Springer (2007).
- [3] Jamari, Ismail, R., Tauviqirrahman, M., Saputra, E., dan Anwar, I.B., Pengembangan Prototipe Sambungan Tulang Panggul Produk Indonesia, Seminar Insentif Riset SINAS, ITB, 29-30 November (2012)
- [4] RSO dr. Soeharso, Data Rekam Medis Pasien RSO dr. Soeharso Solo tahun 2012, Data Internal Rumah Sakit, Solo (2012).
- [5] Kluess, D., Martin, H., Mittelmeier, W., Schmitz, K.P., Bader, R., Influence of Femoral Head Size on Impingement, Dislocation and Stress Distribution in

Total Hip Replacement, Medical Engineering & Physics 29, pp. 465-471 (2007).

- [6] Kummer, F.J., Shah, S., Iyes, S., DiCesare, P.E., The Effect of Acetabular Cup Orientations on Limiting Hip Rotation, The Journal of Arthroplasty, Vol. 14, 509-513 (2009).
- [7] Miki, H, Anatomical Hip Range of Motion after Implantation During Total Hip Arthroplasty with A Large Change in Pelvic Inclination, The Journal of Arthroplasty Vol. 27 No. 9 (2012).