

Volume 9, Nomor 1, Mei 2011

ISSN:1693-9018

LOGIKA

Jurnal Ilmu Pengetahuan dan Teknologi



**ALUMNI PASCA SARJANA
UNIVERSITAS NEGERI JAKARTA
AMBON**

**ANALISA PENGARUH TIPE LUBANG BAUT TERHADAP
DEFORMASI DAN TEGANGAN MAKSIMUM
PADA *CONDYLAR PROSTHESIS* DENGAN
MENGUNAKAN *ANSYS SOFTWARE***

Jandri Louhenapessy*

Abstrak: *Groningen temporomandibular joint prosthesis* merupakan salah satu *temporomandibular joint (TMJ) alopplastik* yang didesain untuk menjawab penanganan pembedahan melalui rekonstruksi ketika disfungsi *temporomandibular joint* atau persendian yang ada di kepala sudah semakin parah dan tidak dapat ditangani lagi melalui non pembedahan. Komponen-komponen hasil desain adalah *Skull part* (terdiri dari *basic part* dan *fitting member*), *disc* dan *mandibular part/condylar*. Komponen yang digunakan dalam penelitian ini adalah *condylar prosthesis*. Perangkat lunak *ANSYS* yang berbasis metode elemen hingga digunakan sebagai alat dalam menganalisa pengaruh tipe lubang baut terhadap deformasi dan tegangan maksimum pada peralatan biomekanikal *orthopedic* yaitu *condylar prosthesis*. Variabel yang dikaji adalah *condylar prosthesis* dengan menggunakan bentuk lubang fiksasi yang berupa tipe lubang baut *counter boring* dan *counter shinking*. Dari hasil Analisa dengan menggunakan *ANSYS SOFTWARE*, diperoleh variabel tipe lubang baut yang digunakan untuk *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* tidak berpengaruh terhadap deformasi sedangkan terhadap tegangan maksimum tipe lubang baut mempunyai pengaruh. Hasil Analisa tegangan von-Mises maksimum menyatakan bahwa *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* sangat baik menggunakan tipe lubang baut *counter boring*. Deformasi total adalah 0,879 mm. Deformasi dalam arah sumbu x adalah -0,79287 mm, deformasi dalam arah sumbu y 0,21731 mm dan deformasi dalam arah sumbu z adalah -0,38104 mm. Tegangan von-Mises maksimum adalah 118,50 MPa.

Kata-kata kunci: *Condylar prosthesis*, tipe lubang baut, metode elemen hingga, deformasi, tegangan maksimum..

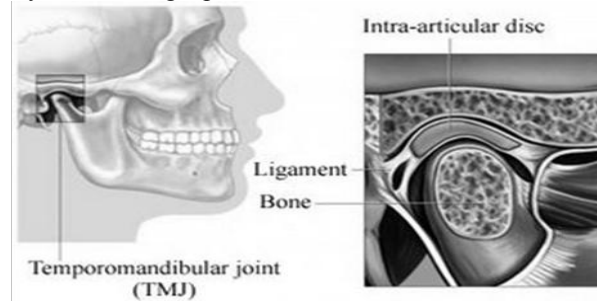
PENDAHULUAN

Temporomandibular joint (TMJ) adalah persendiaan dari *kondilus mandibula* dengan *fossa gleinodalis* dari tulang temporal, merupakan satu-satunya sendi yang ada di kepala yang bertanggung jawab terhadap pergerakan membuka dan menutup rahang, mengunyah serta berbicara yang letaknya dibawah depan telinga (lihat gambar 1). Apabila terjadi sesuatu kelainan/disfungsi pada salah satu sendi ini, maka seseorang akan mengalami nyeri saat membuka atau menutup mulut, makan, mengunyah, berbicara, bahkan dapat menyebabkan mulut terkunci.

Terdapat dua kategori umum untuk penanganan disfungsi *Temporomandibular joint*, yaitu: perawatan konservatif dan perawatan bedah. Perawatan konservatif meliputi cara terapi fisik, obat-obatan dan mekanis. Sedangkan penanganan secara bedah ditujukan untuk rekonstruksi, kasus trauma dan patologi tertentu dan untuk kelainan susunan bagian dalam. Penderita dewasa, rekonstruksi dapat dilakukan dengan graft tulang autologus/alogenik atau dengan prosthesis (Pedersen Gordon.W., 1988).

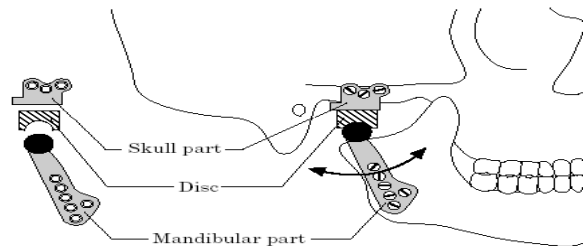
* Jandri Louhenapessy, ST, MT adalah Dosen tetap Fakultas Teknik Unpatti Ambon

Prosthesis dapat diartikan sebagai alat pengganti anggota gerak yang hilang baik dikarenakan oleh amputasi atau dikarenakan suatu penyakit (Toha Isa Setiasyah, 2007). *Temporomandibular joint prosthesis (TMJ prosthesis)* adalah merupakan salah satu dari *joint alopplastik* yang dimanfaatkan sebagai pengganti *temporomandibular joint* akibat disfungsi atau penyakit yang dialaminya sudah sangat parah.



Gambar 1. Posisi *Temporomandibular joint* pada tengkorak manusia.

Groningen temporomandibular joint prosthesis (gambar 2) adalah merupakan salah satu alat yang dikembangkan untuk menangani penderita disfungsi *temporomandibular joint*. Alat ini dikembangkan oleh Jan Paul van Loon tahun 1995-2002. Analisis yang dilakukan pada penelitian ini hanya pada bagian *condylar prosthesis (mandibular part)* dengan variable analisa adalah tipe lubang baut (tipe lubang baut counter boring dan tipe lubang baut counter shinking). Tujuan dari penelitian ini adalah untuk mengevaluasi ada tidaknya pengaruh tipe lubang baut terhadap deformasi dan tegangan maksimum pada *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis*. Analisis dilakukan dengan menggunakan *Software ANSYS* yang berbasis metode elemen hingga.



Gambar 2. Posisi komponen-komponen *Groningen temporomandibular joint prosthesis* pada tengkorak manusia

LANDASAN TEORI

1. Konsep Elemen Hingga

Dalam analisa untuk menentukan tegangan dan deformasi yang terjadi pada setiap titik dalam suatu benda pejal, dibutuhkan suatu fungsi tegangan atau fungsi perpindahan yang harus memenuhi persamaan kesetimbangan, hubungan tegangan-regangan dan kompatibilitas pada setiap titik. Untuk bentuk geometri benda yang kompleks, pembentukan fungsi-fungsi tersebut akan sangat kompleks pula sehingga pemecahan masalahnyapun menjadi sulit.

1. Pada metode elemen hingga, sebuah kontinum dibagi-bagi menjadi elemen-elemen kecil berhingga yang memiliki bentuk geometri yang lebih sederhana, sehingga mengubah suatu masalah yang memiliki derajat kebebasan tak berhingga menjadi sejumlah derajat kebebasan berhingga. Metode ini merupakan analisa pendekatan terhadap nilai perpindahan dan tegangan pada elemen, dengan memasukkan beban-beban yang terjadi pada elemen.

2. Hubungan Tegangan – Regangan

Gaya dalam sebagai reaksi terhadap gaya luar yang terjadi mengakibatkan perpindahan titik nodal yang menimbulkan deformasi elemen. Regangan dari elemen tersebut terdiri dari 6 komponen yaitu : komponen regangan aksial dalam arah sumbu y (ϵ_y), komponen regangan aksial dalam arah sumbu x (ϵ_x), komponen ragangan aksial dalam arah sumbu z (ϵ_z), komponen regangan geser pada bidang xy (γ_{xy}), komponen regangan pada bidang yz (γ_{yz}) dan komponen regangan geser pada bidang zx (γ_{zx}). Hubungan regangan–perpindahan dalam bentuk persamaan sebagai berikut:

$$\begin{Bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \\ \epsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{xz} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} \dots\dots\dots (1)$$

Hubungan tegangan–regangan dapat dilihat pada persamaan 2 sebagai berikut:

$$\begin{aligned} \epsilon_x &= \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] \\ \epsilon_y &= \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_z + \sigma_x)] \\ \epsilon_z &= \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)] \\ \gamma_{xy} &= \frac{2(1+\nu)}{E} \tau_{xy} \\ \gamma_{yz} &= \frac{2(1+\nu)}{E} \tau_{yz} \\ \gamma_{zx} &= \frac{2(1+\nu)}{E} \tau_{zx} \dots\dots\dots (2) \end{aligned}$$

Hubungan diatas dapat ditulis sebagai berikut:

$$\{\epsilon\} = [C]\{\sigma\} \dots\dots\dots (3)$$

dimana :

$$[C] = \frac{1}{E} \begin{bmatrix} 1 & -\nu & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & 1 & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & -\nu & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2(1+\nu) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2(1+\nu) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2(1+\nu) \end{bmatrix} \dots\dots\dots (4)$$

Hubungan tegangan–regangan diperoleh dari invers persamaan (3) dan dapat ditulis dalam bentuk matrik lengkap :

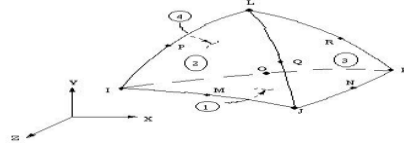
$$\begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{Bmatrix} = \frac{E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \\ \epsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{Bmatrix} \dots\dots\dots (5)$$

$$\text{atau} \quad \{\sigma\} = [E]\{\epsilon\} \dots\dots\dots (6)$$

Untuk kasus tegangan bidang / plane stress ($\sigma_z = \tau_{xz} = \tau_{xy} = 0$) :

$$\begin{Bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \tau_{xy} \end{Bmatrix} = \frac{E}{1-\nu^2} \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \epsilon_x \\ \epsilon_y \\ \gamma_{xy} \end{Bmatrix} \dots\dots\dots (7)$$

3. Elemen Solid 3-D Tetrahedral 10 Node

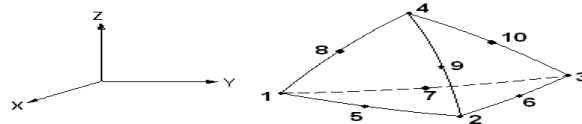


Gambar 3. Elemen solid tetrahedral 10-node

Pada penelitian ini, tipe elemen yang dipergunakan adalah elemen solid tetrahedral 10-node seperti yang tampak pada gambar 3. Pemilihan tipe elemen ini didasarkan atas beberapa pertimbangan sebagai berikut:

- ✓ Elemen ini sangat cocok untuk menganalisa permasalahan teknik, baik permasalahan kekenyalan (plasticity), perangkakan, penggelembungan material (swelling), defleksi dan regangan yang besar.
- ✓ Mampu menganalisa beban yang dikenakan pada permukaan maupun bodi benda kerja dengan sangat baik.
- ✓ Sangat adaptive dengan berbagai model pembebanan.
- ✓ Memiliki tiga derajat kebebasan (x,y,z).
- ✓ Lebih mempunyai ketelitian dibandingkan Elemen solid tetrahedral 4-node.

Secara umum, langkah-langkah penyusunan persamaan elemen tetrahedral 10-node sama dengan langkah-langkah yang ditempuh dalam menyusun persamaan elementetrahedral 4-node.



Gambar 4. Elemen tetrahedral 10-node dengan nomor node.

Shape function (fungsi perubahan bentuk) untuk tipe elemen ini dapat dilihat pada persamaan 8 sebagai berikut:

$$\begin{aligned} u &= u_1(2L_1 - 1)L_1 + u_2(2L_2 - 1)L_2 + u_3(2L_3 - 1)L_3 + u_4(2L_4 - 1)L_4 \\ &\quad + 4(u_5L_1L_2 + u_6L_2L_3 + u_7L_1L_3 + u_8L_1L_4 + u_9L_2L_4 + u_{10}L_3L_4) \\ v &= v_1(2L_1 - 1)L_1 + v_2(2L_2 - 1)L_2 + v_3(2L_3 - 1)L_3 + v_4(2L_4 - 1)L_4 \\ &\quad + 4(v_5L_1L_2 + v_6L_2L_3 + v_7L_1L_3 + v_8L_1L_4 + v_9L_2L_4 + v_{10}L_3L_4) \\ w &= w_1(2L_1 - 1)L_1 + w_2(2L_2 - 1)L_2 + w_3(2L_3 - 1)L_3 + w_4(2L_4 - 1)L_4 \\ &\quad + 4(w_5L_1L_2 + w_6L_2L_3 + w_7L_1L_3 + w_8L_1L_4 + w_9L_2L_4 + w_{10}L_3L_4) \\ x &= x_1(2L_1 - 1)L_1 + x_2(2L_2 - 1)L_2 + x_3(2L_3 - 1)L_3 + x_4(2L_4 - 1)L_4 \\ &\quad + 4(x_5L_1L_2 + x_6L_2L_3 + x_7L_1L_3 + x_8L_1L_4 + x_9L_2L_4 + x_{10}L_3L_4) \\ y &= y_1(2L_1 - 1)L_1 + y_2(2L_2 - 1)L_2 + y_3(2L_3 - 1)L_3 + y_4(2L_4 - 1)L_4 \\ &\quad + 4(y_5L_1L_2 + y_6L_2L_3 + y_7L_1L_3 + y_8L_1L_4 + y_9L_2L_4 + y_{10}L_3L_4) \\ z &= z_1(2L_1 - 1)L_1 + z_2(2L_2 - 1)L_2 + z_3(2L_3 - 1)L_3 + z_4(2L_4 - 1)L_4 \\ &\quad + 4(z_5L_1L_2 + z_6L_2L_3 + z_7L_1L_3 + z_8L_1L_4 + z_9L_2L_4 + z_{10}L_3L_4) \dots\dots\dots (8) \end{aligned}$$

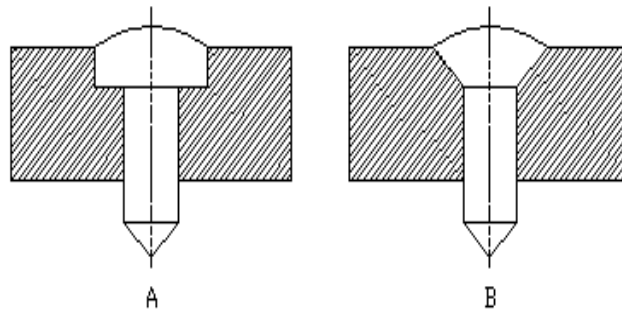
METODE

Dalam penelitian ini komponen yang digunakan adalah *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis*. *Condylar prosthesis* merupakan komponen yang pertama-tama menerima beban akibat menggigit dan mengunyah kemudian melaluinya beban tersebut

42 Louhenapessy, J: Analisa Pengaruh Tipe Lubang Baut terhadap Deformasi

didistribusi ke komponen yang lain. Perilaku mekanik *TMJ prosthesis* di dalam tubuh manusia menyebabkan beban terbesar terjadi pada permukaan kontak antara *disc* dan *spherical head* dari *condylar prosthesis*, yang besarnya 100 N dalam arah *cranial*, 30 N dalam arah *ventral*, dan 25 N dalam arah *mediolateral*. Beban tersebut dapat saja menyebabkan kegagalan pada material disekitar daerah kritis yaitu pada lubang baut. Data teknik *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* yang digunakan.

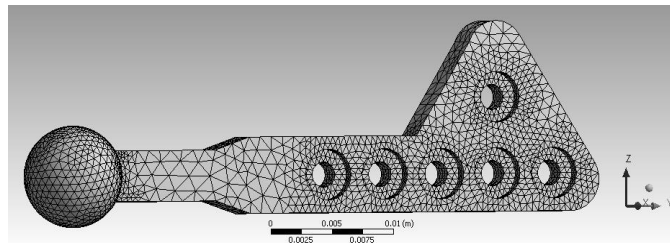
Setelah penetapan komponen yang akan dianalisa berserta data tekniknya, selanjutnya ditetapkan variabel analisa. Telah dikatakan sebelumnya bahwa, pada daerah diameter lubang tempat dudukan baut didesain bertingkat dengan kedalaman sebesar 1 mm dan merupakan daerah konsentrasi tegangan yang cukup tinggi. Dengan demikian akan dilakukan variasi analisa seperti terlihat pada gambar 7.



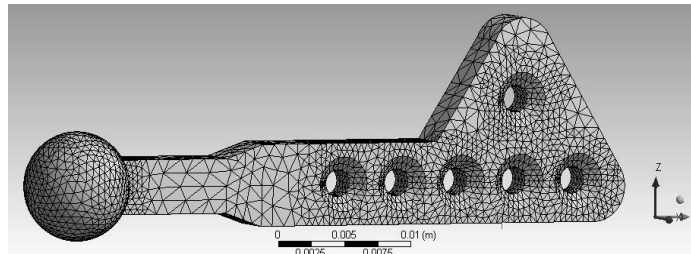
Gambar 5. Tipe dudukan baut pada plat: tipe A (*counter boring*) dan tipe B (*counter sinking*).

Volume (pemodelan tiga dimensi) *Condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* dimodelkan sesuai dengan geometri dan dimensi seperti terlihat pada gambar 5 dan tabel 2. Model dibuat dengan menggunakan *SOFTWARE CATIA* versi 4 yang kemudian hasil pemodelannya di-*import* ke *SOFTWARE ANSYS WORKBENCH*.

Diskritisasi bertujuan untuk mewujudkan kriteria utama metode elemen hingga dalam kaitan dengan analisa titik tertentu pada konstruksi dengan membagi volume geometri dari model menjadi elemen-elemen yang lebih kecil dan lebih sederhana..



Gambar 6. Meshing pada *condylar prosthesis* untuk tipe lubang baut *counter boring*.

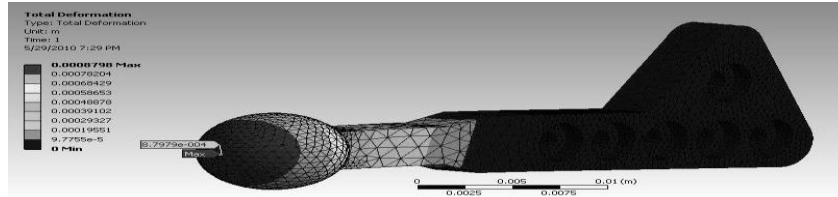


Gambar 7. Meshing pada *Condylar prosthesis* untuk tipe lubang baut *counter sinking*.

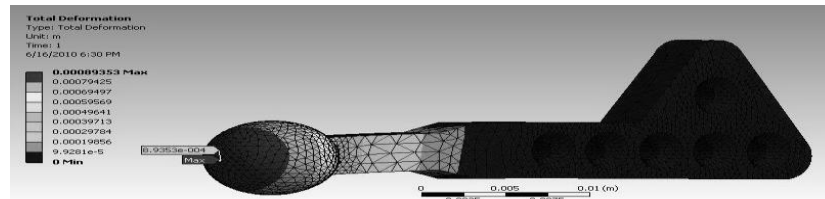
HASIL DAN PEMBAHASAN

1. Hasil Simulasi Deformasi

Hasil simulasi deformasi total untuk kedua tipe lubang baut (gambar 14 dan gambar 15) memiliki kontur yang hamper sama. Melalui kontur tersebut dapat dilihat bahwa nilai maksimum (kontur warna merah) terjadi di daerah puncak *spherical head* dari *condylar prosthesis* yang padanya juga merupakan tempat diterapkan beban kemudian kontur minimum (kontur warna biru) disekitar daerah lubang tempat dudukan baut.



Gambar 8. Deformasi total pada condylar prosthesis untuk tipe lubang baut counter boring



Gambar 9. Deformasi total pada condylar prosthesis untuk tipe lubang baut counter shinking

Deformasi total yang didapat pada Tabel 1 adalah merupakan resultan dari deformasi dalam arah sumbu x, arah sumbu y dan arah sumbu z. Mengingat penerapan beban pada *condylar prosthesis* dalam arah tiga dimensi sehingga menyebabkan pergerakan deformasi juga dalam arah tiga dimensi. Oleh sebab itu, disamping diperlihatkan hasil simulasi deformasi total, juga diperlihatkan hasil simulasi deformasi dalam arah sumbu x, arah sumbu y dan arah sumbu z.

Tabel 1. Hasil Simulasi Deformasi Total Maksimum

Tebal Plat (mm)	Deformasi Total Tipe Lubang Baut Counter Boring (m)	Deformasi Total Tipe Lubang Baut Counter Shinking (m)
	Max	Max
3	0,0008798	0,00089353

Tabel 2. Hasil Simulasi Deformasi dalam Arah sumbu x, arah sumbu y dan arah sumbu z

Tebal Plat (mm)	Tipe Lubang Baut Counter Boring			Tipe Lubang Baut Counter Shinking		
	Arah x (m)	Arah y (m)	Arah z (m)	Arah x (m)	Arah y (m)	Arah z (m)
3	-0,00079287	0,00021731	-0,00038104	-0,00079969	0,00021944	-0,00039835

2. Hasil simulasi Tegangan Maksimum

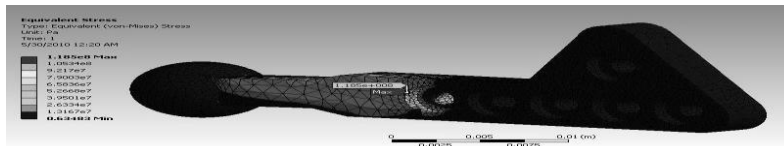
Hasil simulasi dari kedua tipe lubang baut, keduanya memperlihatkan kontur distribusi tegangan von-Mises ekuivalen mempunyai nilai yang sangat berarti sampai mencapai nilai maksimum, terjadi disekitar daerah antara *condylar head* dan lubang baut pertama pada jarak 22 mm dari *condylar head*. Tegangan von-Mises ekuivalen maksimum untuk tipe lubang baut *counter boring* dan tipe lubang baut *counter shinking* terjadi disekitar tepi lubang baut pertama pada jarak 22 mm jika diukur dari *condylar head* yang juga merupakan daerah kontak antara

44 Louhenapessy, J: Analisa Pengaruh Tipe Lubang Baut terhadap Deformasi

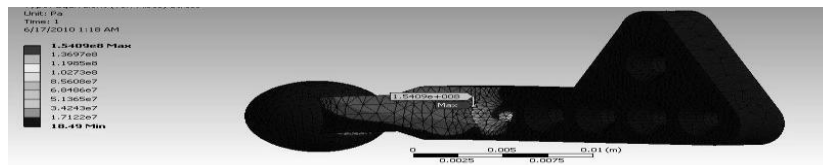
plat dan baut. Besar tegangan von-Mises ekivalen maksimum untuk semua variabel analisa yang disebutkan di atas dapat dilihat pada Tabel 3.

Tabel 3. Hasil Simulasi Tegangan von-Mises Ekivalen Maksimum

Tebal Plat (mm)	Tegangan von-Mises Ekivalen Maksimum Tipe Lubang Baut <i>Counter Boring</i> (MPa)	Tegangan von-Mises Ekivalen Maksimum Tipe Lubang Baut <i>Counter Shinking</i> (MPa)
	Max	Max
3	118,50	154,09



Gambar 10. Tegangan von-Mises Ekivalen pada condylar prosthesis untuk tipe lubang baut counter boring



Gambar 11. Tegangan von-Mises Ekivalen pada condylar prosthesis untuk tipe lubang baut counter shinking

3. Analisa Hasil Simulasi

Berikut ini akan dilakukan analisa hasil simulasi deformasi dan tegangan von-Mises ekivalen berdasarkan kriteria yang berlaku. Menurut Anggono dan Suprianto (2008) mengatakan bahwa syarat deformasi yang diijinkan oleh suatu struktur adalah kurang dari 1 mm. Tegangan von-Mises maksimum harus lebih kecil dari tegangan tarik *yield*/mulur material. Dalam analisa ini tegangan tarik *yield*/mulur material adalah sebesar 480 MPa. Berdasarkan kriteria yang telah dijelaskan di atas, maka dapat diprediksi aman atau kritis *condylar prosthesis* untuk tipe lubang baut *counter boring* dan tipe lubang baut *counter shinking*. Hasil perbandingan tersebut dapat dilihat melalui Tabel 4. Selain itu juga pada Tabel 5 diperlihatkan perbandingan deformasi dalam arah x, arah y dan arah z.

Tabel 4. Analisa Hasil Simulasi Deformasi Total dan tegangan von-Mises Ekivalen Maksimum

Tebal Plat (mm)	Tipe Lubang Baut <i>Counter Boring</i>		Tipe Lubang Baut <i>Counter Shinking</i>	
	Deformasi Total (m)	Tegangan Von-Mises Ekivalen Maksimu (MPa)	Deformasi Total (m)	Tegangan Von-Mises Ekivalen Maksimum (MPa)
	Max	Max	Max	Max
3	Aman	Aman	Aman	Aman

Tabel 5. Analisa Deformasi dalam Arah sumbu x, Arah sumbu y dan Arah sumbu z

Tebal Plat (mm)	Tipe Lubang Baut <i>Counter Boring</i>			Tipe Lubang Baut <i>Counter Shinking</i>		
	Arah x (m)	Arah y (m)	Arah z (m)	Arah x (m)	Arah y (m)	Arah z (m)
3	Aman	Aman	Aman	Aman	Aman	Aman

Berdasarkan Tabel 4 dapat dilihat bahwa tipe lubang baut tidak berpengaruh terhadap deformasi total maksimum, hal ini dapat dibuktikan dengan besar deformasi total maksimum untuk kedua tipe lubang baut cenderung sama atau mempunyai perbedaannya sangat kecil. Berdasarkan logika hal tersebut dapat diterima, sebab dari kondisi kerja yang sangat berpengaruh adalah beban, kondisi batas dan tebal plat. Hasil simulasi yang cenderung sama untuk kedua tipe lubang baut disebabkan karena menggunakan beban, kondisi batas dan tebal pelat yang sama. Apabila salah satu faktor divariasikan dan kedua lainnya dijaga konstan, maka sudah tentu akan sangat jelas perubahan deformasi. Namun aman atau kritis suatu plat tergantung dari besar deformasi yang dialami oleh plat tersebut. Berdasarkan hasil perbandingan dengan kriteria deformasi, maka dapat disimpulkan *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* dengan menggunakan kedua tipe lubang baut deformasi total maksimumnya berada pada level yang aman.

Disamping itu juga, perlu dievaluasi deformasi dalam arah x, arah y dan arah z. Berdasarkan hasil simulasi pada Tabel 5, dapat dilihat bahwa kedua tipe lubang mempunyai nilai/besar deformasi yang cenderung sama untuk masing-masing arah. Tanda negatif adalah merupakan nilai mutlak yang menyatakan bahwa deformasi terbesar terjadi dalam arah sumbu negatif. Deformasi terbesar untuk tipe lubang baut *counter boring* maupun tipe lubang baut *counter shinking* terjadi dalam arah sumbu x. Besar gaya dalam arah sumbu x hampir sama dengan besar gaya dalam arah sumbu z, namun besar deformasi yang terjadi untuk keduanya sangat berbeda. Hal ini disebabkan karena arah gaya tersebut terjadi pada penampang yang berbeda, dimana penampang tersebut menyatakan besar momen inersia. Dalam hal ini momen inersia untuk gaya dalam arah sumbu x lebih kecil dari momen inersia untuk gaya dalam arah sumbu z, sehingga menyebabkan deformasi terbesar terjadi dalam arah x. Tabel 5 adalah analisa berdasarkan perbandingan dengan kriteria deformasi yang diijinkan. Jika dilihat berdasarkan deformasi terbesar yaitu deformasi dalam arah sumbu x, maka *condylar prosthesis* dari *Groninge TMJ prosthesis* untuk kedua tipe lubang baut berada pada level yang aman.

Selain itu juga analisa deformasi ini perlu dipadukan dengan keadaan tegangan von-Mises ekivalen maksimum yang terjadi pada *condylar prosthesis* sebab kemampuannya sangat ditentukan oleh besar tegangan tersebut. Berdasarkan hasil simulasi pada table 4 dapat dilihat bahwa ada pengaruh tipe lubang baut terhadap tegangan von-Mises ekivalen maksimum. Hal ini disebabkan karena ada perbedaan luas penampang disekitar lubang baut untuk kedua tipe lubang tersebut. Ditinjau dari besar tegangan von-Mises ekivalen maksimum, maka dapat dipastikan bahwa tegangan von-Mises ekivalen maksimum yang terjadi pada *condylar prosthesis* untuk tipe lubang baut *counter shinking* lebih besar dari *condylar prosthesis* untuk tipe lubang baut *counter boring*. Selanjutnya kemampuan *condylar prosthesis* untuk kedua tipe lubang baut perlu dinilai juga berdasarkan perbandingan antara tegangan von-Mises ekivalen maksimum dengan tegangan tarik *yield*/mulur. Hasil perbandingannya menyatakan bahwa semuanya aman dalam menahan beban yang diberikan, dimana faktor keamanan untuk tipe lubang baut *counter boring* 4,01 dan untuk tipe lubang baut *counter shinking* 3,11. Berdasarkan hasil analisa yang telah dijelaskan di atas, maka dapat disimpulkan bahwa *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* untuk tipe lubang baut *counter boring* memiliki kemampuan lebih baik dalam menahan beban yang diberikan.

KESIMPULAN

Hasil penelitian dengan menggunakan tipe lubang baut pada *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* diperoleh hasil bahwa tipe lubang baut tidak berpengaruh pada deformasi total maupun deformasi dalam arah sumbu x, y dan z. Besar deformasi yang didapat untuk masing-masing tipe lubang baut dibandingkan dengan deformasi ijin berada pada level aman. Untuk tipe lubang baut terhadap tegangan maksimum diperoleh sangat berpengaruh. Besar tegangan maksimum untuk kedua tipe lubang baut dibandingkan dengan tegangan yield ijin berada pada level aman. Berdasarkan hasil analisa terutama terhadap tegangan von-Mises maksimum dapat disimpulkan bahwa dari kedua tipe lubang baut tersebut diperoleh tipe lubang baut *counter boring* memiliki kemampuan lebih baik dari *counter shinking* walaupun tipe lubang baut *counter shinking* juga berada pada level aman.

SARAN

Beberapa saran yang dapat disampaikan dalam penelitian ini, terutama demi penyempurnaan penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Perlu dilakukan analisa tentang ketebalan plat yang optimal terutama untuk mengevaluasi pengaruh deformasi.
2. Perlu dilakukan simulasi dengan menempatkan *condylar prosthesis* pada rahang.
3. Perlu dilakukan penelitian terhadap jumlah baut yang optimum pada *condylar prosthesis*.

DAFTAR RUJUKAN

- Anggono Willyanto dan Suprianto Fandi Dwipura. 2008. *Penentuan Desain Optimum Rangka Giant Water Dispenser dengan Menggunakan ANSYS Software dan Stewart Pug's Concept Selection, Studi Kasus: Penentuan Desain Optimum Rangka Giant Water Dispenser dengan Kapasitas Beban 1,5 Ton*, *Jurnal Teknik Mesin*.
- Fletcher Mark C., Piecuch Joseph F., Lieblich Stuart E. 2004. *Anatomy and Pathophysiology of the Temporomandibular Joint*, dalam *Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*, eds. Michael Miloro, BC Decker Inc. Hamilton / London.
- Granding Hartley, Jr. 1986. *Fundamental of the Finite Element Method* Macmillan Publishing Company, New York, Collier Macmillan Publishers, London.
- Juvinall Robert. C. 1967. *Engineering Considerations of Stress, Strain, and Strength*, McGraw-Hill Book Company, New York / St. Louis / San Francisco / Toronto / London / Sydney.
- Shigley Joseph. E., Mitchell Larry. D. 1993. *Mechanical Engineering Design*, dalam *Perencanaan Teknik Mesin*, Alih bahasa: Harahap Gandhi, Jilid 1, Edisi Keempat, Penerbit Erlangga, Jakarta, 1999.
- Toha Isa Setiasyah. 2007. *Pengembangan Produk dan Proses Pembuatan Prostesa Tangan dan Prostesa Kaki*, Laporan Akhir Program Insentif Peningkatan Kapasitas IPTEK Sistem Produksi Tahun Anggaran 2007, Institut Teknologi-Bandung.
- van Loon Jan Paul, de Bont Lambert. G.M., Stegenga. B., Spijkervet, F.K.L., Verkerke, G.J. 2002. *Groningen Temporomandibular Joint Prosthesis. Development and First Clinical Application*, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Clinical Paper TMJ*, 31, hal. 44-52.
- van Loon Jan Paul, Falkenstrom, C.H., de Bont Lambert. G.M., Verkerke, G.J., Stegenga. B. 1999. *The Theoretical Optimal Center of Rotation for a Temporomandibular Joint Prosthesis: A Three-Dimensional Kinematic Study*, *Journal of Dental Research*, 78, hal. 43-48.
- Yang. T. Y. 1986. *Finite Element Structural Analysis*, Premice – Halt, Inc. Englewood Cliffs, N.J. 07632.