

OPTIMALISASI KETEBALAN PLAT CONDYLAR PROSTHESIS DARI GRONINGEN TEMPOROMANDIBULAR JOINT PROSTHESIS MELALUI ANALISA UMUR KELELAHAN MENGGUNAKAN METODE ELEMEN HINGGA

Jandri Louhenapessy^{*)}

Abstract

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*. Penelitian ini bertujuan menganalisa umur kelelahan material. Perangkat lunak ANSYS yang berbasis metode elemen hingga digunakan sebagai alat dalam analisa perilaku kelelahan material, karena metode ini sering digunakan dalam biomekanikal *orthopedic*. Metode nominal *stress-life (S-N)*, yang merupakan salah satu metode analisa kelelahan material, digunakan untuk mengkaji umur lelah material. Variabel yang dikaji adalah *condylar prosthesis* dengan variasi ketebalan plat. Dari hasil Analisa metode elemen hingga, diperoleh ketebalan plat yang optimal untuk *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* adalah ketebalan plat 3 mm. Hasil simulasi untuk ketebalan plat tersebut didapat umurnya adalah 1×10^8 dan mencapai umur tak terhingga, artinya umurnya melebihi umur desain.

Kata kunci: *temporomandibular joint, condylar prosthesis, metode elemen hingga, ketebalan, umur material*

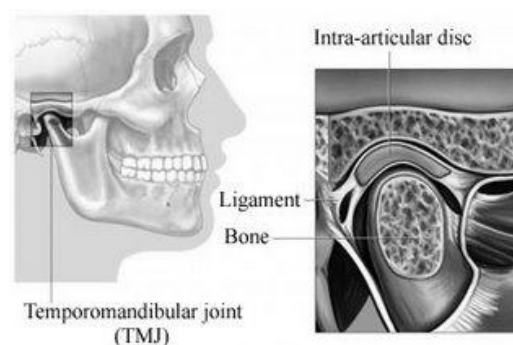
1. Pendahuluan

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 (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).

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

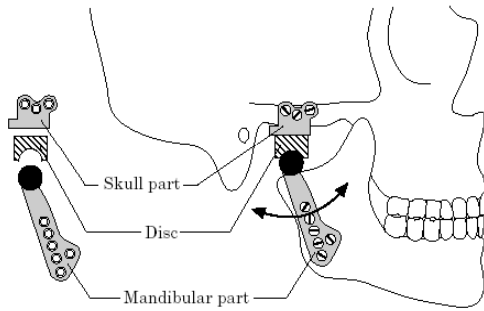
temporomandibular joint akibat disfungsi atau penyakit yang dialaminya sudah sangat parah.



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

Groningen temporomandibular joint prosthesis (gambar 2) adalah merupakan alat yang dikembangkan oleh Jan Paul van Loon tahun 1995-2002. Sebelum desain, ia melakukan evaluasi artikel tentang *TMJ prosthesis* yang sudah ada sebelumnya, dari tahun 1946 sampai 1994 kemudian merumuskan persyaratan utama tentang *TMJ prosthesis* untuk mendapatkan suatu *TMJ prosthesis* yang aman, berfungsi dengan baik dan mempunyai umur pakai yang panjang (van Loon Jan Paul, de Bont Lambert. G.M., Boering Geert, 1995).

^{*)} Jandri Louhenapessy; Dosen Program Studi Teknik Mesin Fakultas Teknik Unpatti



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

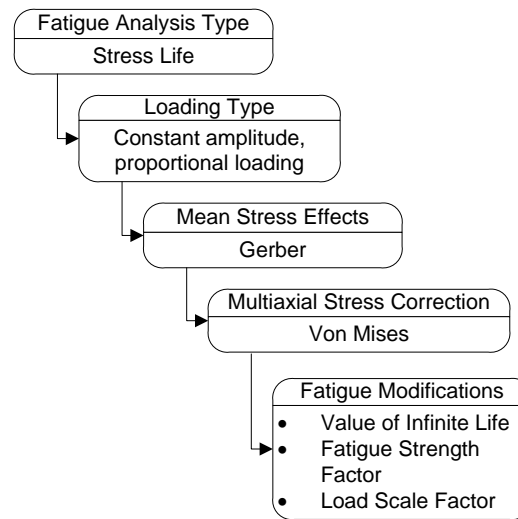
Menurut Kayabasi dkk. (2006) mengatakan, bahwa banyak literatur yang menyelidiki efek beban static pada implan akan tetapi perilaku kelelahan tidak diselidiki secara formal. Senalp dkk. (2006) mengatakan, apabila gaya yang diterapkan pada implant terkait dengan aktivitas manusia, maka akan menghasilkan tegangan yang berulang pada fungsi waktu yang berubah-ubah dan menghasilkan kegagalan akibat kelelahan dari material implan. Dilihat dari fungsi gerakan mandibula ternyata konstruksi TMJ prosthesis juga mengalami tegangan yang berulang pada fungsi waktu tertentu, terutama diakibatkan oleh beban pada saat menggigit dan pengunyahan. Oleh sebab itu, sangatlah penting menganalisa perilaku kelelahan.

Terpenting dalam analisa kelelahan adalah dapat memprediksi umur dari material yang dipakai. Condylar prosthesis merupakan komponen pertama dari TMJ prosthesis yang langsung menerima beban akibat mengigit dan mengunyah kemudian terdistribusi ke komponen-komponen yang lain. Oleh sebab itu, pada penulisan ini dilakukan analisa kelelahan material lebih difokuskan pada peralatan tersebut, terutama Groningen condylar prosthesis.

II. LANDASAN TEORI

1. Tipe Analisa Kelelahan Melalui SOFTWARE ANSYS

Metode nominal stress-life (S-N) adalah merupakan salah satu metode yang tersedia dalam SOFTWARE ANSYS. Browel Raymond dan Hancq, Al., (2006), mengatakan input dari Metode tersebut dapat dikategorikan menjadi empat topik (lihat gambar 3): tipe pembebanan, efek tegangan rata-rata, koreksi tegangan multiaksial dan faktor modifikasi kelelahan.



Gambar 3. Diagram alir tipe analisa Metode nominal stress-life (S-N).

a. Tipe Pembebanan Lelah

Metode nominal stress-life (S-N) lebih sering mengaplikasikan pembebanan amplitudo konstan. Penjelasan tipe pembebanan ini, dapat dilihat melalui kurva tegangan amplitudo konstan terhadap waktu (lihat gambar 4). Keterangan gambar tersebut dapat didefinisikan sebagai berikut: tegangan alternating (S_a), tegangan rata-rata (S_m), tegangan maksimum (S_{max}), tegangan minimum (S_{min}) dan perbedaan tegangan (ΔS). Hubungan antara suku-suku ini secara aljabar dapat dirumuskan sebagai berikut:

$$S_a = \frac{\Delta S}{2} = \frac{S_{max} - S_{min}}{2}$$

$$S_m = \frac{S_{max} + S_{min}}{2} \tag{1}$$

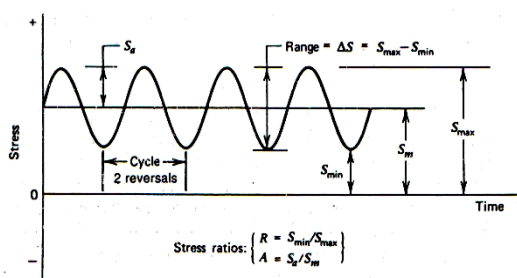
$$S_{max} = S_m + S_a$$

$$S_{min} = S_m - S_a$$

Rasio tegangan (R) dan rasio tegangan alternating (A), dalam teori kelelahan diartikan sebagai:

$$R = \frac{S_{max}}{S_{min}} \Leftrightarrow A = \frac{S_a}{S_m} \tag{2}$$

R=-1 dan R=0 adalah dua referensi umum. R=-1 disebut kondisi pembalikan penuh (fully reversed) karena S_{min} sama dengan $-S_{max}$; R=0 dimana $S_{min}=0$ disebut tarikan bergetar (pulsating tension).



Gambar 4. Tatanama untuk siklus pembebanan amplitudo konstan (Stephens Ralph. I., Fatemi Ali, Stephens Robert. R., 2001).

2. Efek Tegangan Rata-rata

Teori Gerber merupakan salah satu teori tegangan rata-rata yang sangat baik digunakan untuk material liat. Teori ini menggunakan propertis material statis (tegangan *yield*/luluh, kekuatan tarik dan tegangan *ultimate*/patah) bersama dengan data S-N untuk menghitung setiap tegangan rata-rata.

Daerah keamanan dibatasi oleh garis limit dalam bentuk parabola melalui dua titik limit yang diambil dari hasil pengujian, yaitu tegangan tarik *ultimate*/patah (S_u) dan batas kelelahan (S_f). Parabola dinyatakan dengan persamaan (Zahavi Eliahu, Torbilo Vladimir, 1996):

$$\frac{S_r}{2S_f} = 1 - \left(\frac{S_m}{S_u}\right)^2 \text{ atau } \frac{S_a}{S_f} + \left(\frac{S_m}{S_u}\right)^2 = 1 \quad (3)$$

a. Koreksi Tegangan Multiaksial

Data pengujian eksperimen kebanyakan uniaksial, sedangkan hasil elemen hingga pada umumnya multiaksial. Pada beberapa titik tegangan harus dikonversi dari keadaan tegangan multiaksial ke uniaksial. Tegangan von-Mises adalah tegangan yang sering digunakan karena tegangan von-Mises diambil sebagai patokan tegangan *principal* absolut terbesar.

Tegangan von-Mises yang dimaksudkan disini adalah tegangan ekuivalen yang diperoleh berdasarkan teori von-Mises, yaitu tegangan alternating ekuivalen dan tegangan rata-rata ekuivalen. Kedua tegangan ekuivalen tersebut dapat dilihat melalui persamaan (Zahavi Eliahu, Torbilo Vladimir, 1996) sebagai berikut:

$$S_a' = \sqrt{\frac{1}{2}[(S_{a1} - S_{a2})^2 + (S_{a2} - S_{a3})^2 + (S_{a3} - S_{a1})^2]} \quad (4)$$

$$S_m' = \sqrt{\frac{1}{2}[(S_{m1} - S_{m2})^2 + (S_{m2} - S_{m3})^2 + (S_{m3} - S_{m1})^2]} \quad (5)$$

Dimana, S_a' adalah tegangan alternating dan S_m' adalah tegangan rata-rata, sedangkan S_{a1} , S_{a2} , S_{a3} berhubungan dengan tegangan alternating

principal dan S_{m1} , S_{m2} , S_{m3} berhubungan dengan tegangan rata-rata *principal*.

b. Faktor Modifikasi Batas Kelelahan

Tidak realistis untuk mengharapkan batas kelelahan dari suatu struktur yang cocok dengan harga yang didapat dari laboratorium. Oleh sebab itu Marin merumuskan suatu faktor modifikasi batas kelelahan (Shigley Joseph. E., Mitchell Larry. D., 1993) sebagai berikut:

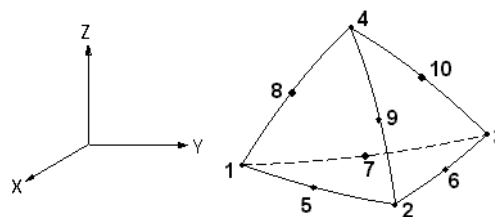
$$S_f = k_S k_D k_R k_T k_L k_f' k_O S_f' \quad (6)$$

Dimana, S_f adalah batas kelelahan struktur, S_f' adalah batas kelelahan uji laboratorium, k_S adalah faktor modifikasi permukaan, k_D adalah faktor modifikasi ukuran, k_R adalah faktor modifikasi keandalan, k_T adalah faktor modifikasi temperatur, k_L adalah faktor modifikasi pembebanan, k_f' adalah faktor modifikasi pemusatan tegangan dan k_O adalah faktor modifikasi karena pengaruh lainnya.

c. Hasil Kelelahan Melalui SOFTWARE ANSYS

Tedapat beberapa hasil yang disediakan melalui SOFTWARE ANSYS. Hasil dapat berupa kontur pada daerah yang mengalami kegagalan atau pada titik tertentu yang diamati. Dari hasil-hasil yang tersedia tersebut, maka dalam penelitian ini hanya diperlihatkan hasil simulasi umur kelelahan.

d. Pemilihan Elemen Solid 3-D Tetrahedral 10 Node



Gambar 5. Elemen tetrahedral 10-node dengan nomor node.

Penelitian ini, menggunakan tipe elemen solid tetrahedral 10-node seperti terlihat pada gambar 5. Pemilihan tipe elemen ini didasarkan atas beberapa pertimbangan :

- ✓ Tipe 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.

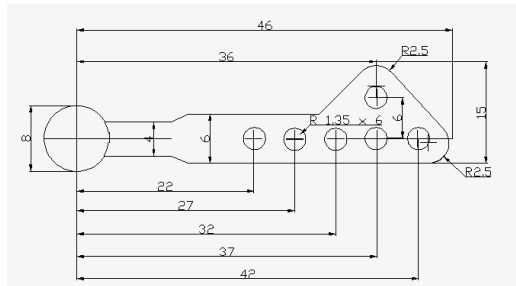
- ✓ Sangat adaptive dengan berbagai model pembebanan.
- ✓ Memiliki tiga derajat kebebasan (x,y,z).
- ✓ Lebih mempunyai ketelitian dibandingkan Elemen solid tetrahedral 4-node.

Shape function (fungsi perubahan bentuk) untuk tipe elemen ini adalah sebagai berikut (persamaan 7) :

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

III. METODOLOGI PENELITIAN

1. Komponen Analisis dan Data Teknik



Gambar 6. Tampilan dimensi pada geometri condylar prosthesis dari Groningen TMJ Prosthesis.

Condylar prosthesis merupakan komponen yang pertama-tama menerima beban akibat menggigit dan mengunyah kemudian melaluinya beban tersebut 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. Apabila beban tersebut berlangsung secara berulang dalam jumlah siklus tertentu, maka dapat saja

menyebabkan kelelahan material yang nantinya mempengaruhi umur material condylar prosthesis disekitar daerah kritis. Data teknik condylar prosthesis dari Groningen TMJ prosthesis yang digunakan dapat dilihat pada gambar 6, tabel 1 dan tabel 2.

Tabel 1. Propertis Material Condylar Prosthesis dari Groningen TMJ Prosthesis (cp Ti Grade 4).

Propertis	Keterangan
Modulus Elastisitas (GPa)	110
Tensile Yield Strength (MPa)	480
Tensile ultimate Strength (MPa)	550
Compressive Yield Strength (MPa)	480
Thermal Expansion (1/°C)	8.6x10 ⁻⁶
Poisson Ratio	0,35
Density (g/cm ³)	4,5
Thermal Conductivity (W/m ⁰ C)	60,5
Specific Heat (J/kg ⁰ C)	434
Relative Permeability	10000
Resistivity (ohm m)	1,7x10 ⁷
Aternating Stress 10 ⁴ cycles (MPa)	670
Aternating Stress 10 ⁷ cycles (MPa)	430
Alternating Stress >10 ⁷ cycles (MPa)	430

Tabel 2. Dimensi Utama Condylar Prosthesis dari Groningen TMJ Prosthesis.

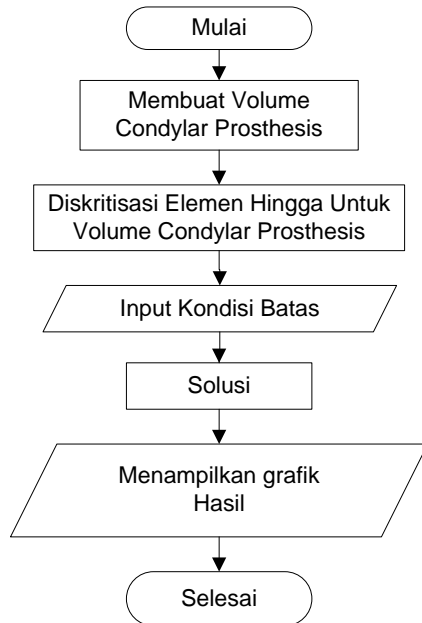
Uraian Utama	Dimensi
Panjang seluruh	50 mm
Lebar maksimum	15 mm
Lebar minimum	4 mm
Lebar bagian tengah	6 mm
Tebal	3 mm
Diameter condylar head	8 mm
Diameter baut (6 pcs)	2 mm

a. Variabel Analisa

Setelah penetapan komponen yang akan dianalisa beserta data tekniknya, selanjutnya ditetapkan variabel analisa. Variabel analisa adalah umur kelelahan material untuk variasi ketebalan plat condylar prosthesis 1.5 mm, 2 mm, 2,5 mm dan 3 mm.

b. Diagram Alir Simulasi Melalui SOFTWARE ANSYS

Alur analisa metode elemen hingga berkenang dengan keletahan material *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* dapat dilihat melalui diagram alir pada gambar 7 serta tahap-tahapnya dapat dijelaskan pada sub-sub bab berikut ini.



Gambar 7. Diagram alir analisa *condylar prosthesis*.

c. Volume Condylar Prosthesis

Volume (pemodelan tiga dimensi) *Condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* dimodelkan sesuai dengan geometri dan dimensi seperti terlihat pada gambar 6 dan tabel 2. Model dibuat dengan menggunakan *SOFTWARE CATIA* versi 4 yang kemudian hasil pemodelannya di-import ke *SOFTWARE ANSYS WORKBENCH* seperti yang ditunjukkan pada gambar 9.

2. Input Propertis Material Condylar Prosthesis

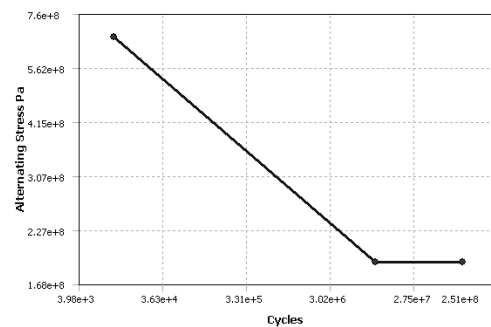
Propertis material yang di input disesuaikan untuk analisa keletahan material dan dapat diambil sesuai data teknik pada tabel 1.

Kondisi yang mempengaruhi batas kekuatan lelah sebagaimana tergambar pada persamaan 6, perlu dihitung sebagai data untuk dimasukkan pada grafik hubungan antara tegangan *alternating* dan *cycles*. Faktor permukaan (k_s) merupakan fungsi dari tegangan tarik 80 ksi dan perlakuan pengerjaan akhir permukaan (*Fine-ground or commercially polished part*) sebesar 0,9. Faktor ukuran (k_D) untuk beban aksial sebesar 1. Faktor keandalan (k_R) dengan tingkat kepercayaan 95% sebesar 0,868. Faktor temperatur (k_T) dengan

asumsi temperature suhu kamar 20° C sebesar 1. Faktor pembebanan (k_l) untuk beban aksial diambil 0.9. Faktor pengaruh lainnya (k_o) diambil sebesar 0.9. Faktor pengaruh kekuatan lelah (k_f) diambil sebesar 1,59. Batas kekuatan lelah hasil pengujian laboratorium 430 MPa. Dengan demikian faktor modifikasi yang mempengaruhi batas kekuatan lelah dapat dihitung sebagai berikut:

$$S_f = \frac{0,9 \times 1 \times 0,868 \times 1 \times 0,9 \times 0,9 \times 430000000}{1,59 \times 0,9} = 190141132 Pa$$

Hasil input tegangan *alaternating versus cycles* dapat dilihat pada gambar 8.



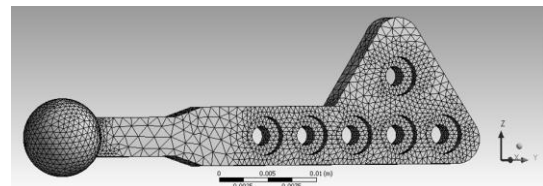
Gambar 8. Grafik hubungan hubungan antara tegangan *alternating* dan *cycles* untuk material *titanium murni grade 4 (cp Ti grade 4)*.

3. Diskritisasi Elemen Hingga Untuk Volume Condylar Prosthesis

4.

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 9 merupakan salah satu contoh hasil proses *meshing* yaitu untuk ketebalan plat 3 mm. Kemudian pada tabel 3 adalah merupakan total node dan total elemen pada masing-masing variabel analisa.



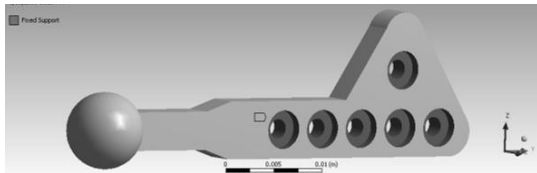
Gambar 9. *Meshing* pada *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* untuk tipe lubang baut baut *counter boring*.

Tabel 3. *Meshing* pada masing-masing variabel analisa

	Tebal Plat			
	1,5	2	2,5	3
Total Node	42689	59184	63253	62262
Total Elemen	26654	38370	41246	40984

a. Input Kondisi Batas

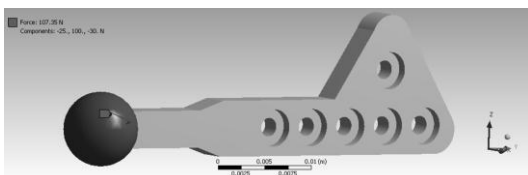
Penerapan kondisi batas disesuaikan dengan kenyataan fiksasi stabil dari *condylar prosthesis* pada *ramus mandibula*, dimana lubang difungsikan untuk menjepit peralatan tersebut dengan baut. Atas dasar itulah, maka semua daerah lubang diberikan *fixed support*. Gambar 10 merupakan salah satu contoh hasil input kondisi batas yaitu ketebalan plat 3 mm.



Gambar 10. *Fixed support* pada *condylar prosthesis* dari Groningen TMJ prosthesis untuk tipe lubang baut *counter boring*.

b. Input Beban

Pada tahap ini diterapkan beban pada struktur. Besar beban maupun arahnya yang telah dijelaskan pada sub bab 3.1 diterapkan pada *spherical head* dari *condylar prosthesis*. Gambar 11 merupakan salah satu contoh hasil penerapan beban yaitu untuk ketebalan plat 3 mm.



Gambar 11. Beban pada *condylar prosthesis* dari Groningen TMJ prosthesis untuk tipe lubang baut *counter boring*.

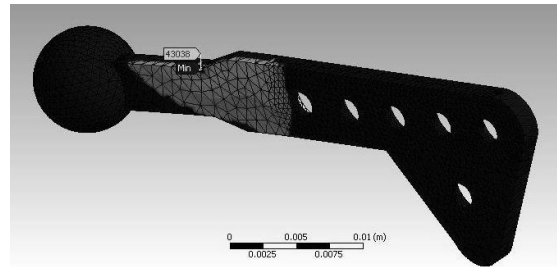
IV. HASIL DAN ANALISA

Variabel yang ditampilkan dalam simulasi adalah umur kelelahan. Hasil analisa didasarkan pada umur desain yang diharapkan untuk konstruksi tersebut yaitu 20 tahun yang kemudian disetarakan dengan siklus pengunyahan sebesar 1.1×10^7 siklus. Hal-hal yang perlu diperhatikan dalam simulasi: *fatigue strength factor* (K_f) sebesar 0,7, *loading type* adalah *fully reversed*, *loading scala factor* sebesar 1, *analysis Type*

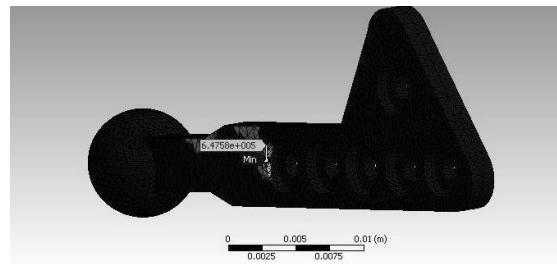
adalah *stress-life*, *mean Stress theory* adalah Gerber, *stress component* adalah *equivalent* (von-Mises) dan *life units* adalah *cycles*.

1. Hasil Simulasi Umur Kelelahan

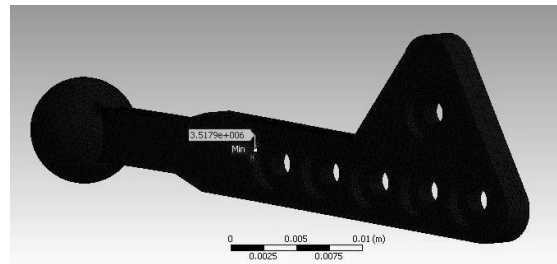
Jika simulasi dilakukan dengan penerapan beban amplitudo konstan, maka hasil yang diperoleh adalah merupakan jumlah siklus sampai struktur tersebut gagal.



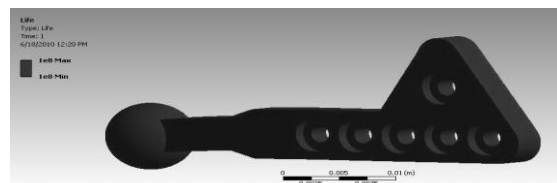
Gambar 12. Umur pada *condylar prosthesis* dari Groningen TMJ prosthesis untuk ketebalan plat 1,5 mm.



Gambar 13. Umur pada *condylar prosthesis* dari Groningen TMJ prosthesis untuk ketebalan plat 2 mm.



Gambar 14. Umur pada *condylar prosthesis* dari Groningen TMJ prosthesis untuk ketebalan plat 2,5 mm.



Gambar 15. Umur pada *condylar prosthesis* dari Groningen TMJ prosthesis untuk ketebalan plat 3 mm.

Hasil simulasi umur kelelahan untuk masing-masing ketebalan plat (gambar 12 sampai gambar 15), memperlihatkan umur minimum terjadi di daerah yang dapat dijelaskan sebagai berikut:

1. Ketebalan plat 1,5 mm umur minimumnya adalah 43038 *cycles* yang terjadi di daerah diskontinuitas lebar plat yaitu perubahan lebar plat dari 4 mm (lebar minimum) menjadi lebar plat 6 mm (lebar plat bagian tengah). Hasil simulasinya dapat dilihat pada gambar 12.
2. Ketebalan plat 2 mm umur minimumnya adalah 647580 *cycles* dan ketebalan plat 2,5 mm umur minimumnya adalah 3517900 *cycles*. Daerah umur minimum untuk kedua ketebalan plat terjadi disekitar tepi lubang baut pertama pada jarak 22 mm dari *condylar head* yang jagu merupakan daerah kontak antara plat dan baut. Hasil simulasi ketebalan plat 2 mm dan ketebalan plat 2,5 mm dapat dilihat pada gambar 13 dan gambar 14.
3. Ketebalan plat 3 mm umur minimumnya sama dengan umur maksimum yaitu 100000000 *cycles*. Hasil simulasinya dapat dilihat pada gambar 15.

2. Analisa Hasil Simulasi Umur Kelelahan

Analisa hasil umur kelelahan *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* didasarkan atas posisinya pada kurva S-N, dimana lebih kecil dari $1,1 \times 10^7$ umurnya terhingga sedangkan lebih besar atau sama dengan $1,1 \times 10^7$ umurnya tak terhingga.

Melalui kriteria yang telah dijelaskan di atas, maka hasil analisa untuk masing-masing ketebalan plat dapat dirinci pada tabel 4 berikut ini.

Tabel 4. Analisa umur kelelahan

Tebal Plat (mm)	Umur Hasil simulasi (<i>cycles</i>)	Umur Desain (<i>cycles</i>)	Ket. Umur
1,5	43038	$1,1 \times 10^7$	Terhingga
2	647580	$1,1 \times 10^7$	Terhingga
2,5	3517900	$1,1 \times 10^7$	Terhingga
3	1×10^8	$1,1 \times 10^7$	Tak Terhingga

Hasil analisa seperti yang ditunjukkan pada tabel di atas dapat dilihat bahwa semakin tebal plat semakin tinggi umur kelelahan. Keterangan umur menyatakan bahwa *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* dengan tebal plat 1,5 mm, 2 mm dan 2,5 mm memiliki umur terhingga artinya material sudah gagal sebelum mencapai umur desain. Sedangkan untuk ketebalan plat 3

mm memiliki umur tak terhingga artinya umur material mencapai umur desain.

Jika siklus umur simulasi dikonversikan kedalam tahun, maka:

1. Apabila *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* menggunakan ketebalan plat 1,5 mm umur yang dicapai adalah 0,1 tahun.
2. Apabila *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* menggunakan ketebalan plat 2 mm umur yang dicapai adalah 1,2 tahun.
3. Apabila *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* menggunakan ketebalan plat 2,5 mm umur yang dicapai adalah 6,7 tahun.
4. Apabila *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* menggunakan ketebalan plat 3 mm umur yang dicapai adalah 190 tahun.

Dengan demikian *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* dengan tebal plat 3 mm lebih besar dari umur desain (190 tahun > 20 tahun).

V. PENUTUP

1. Kesimpulan

Berdasarkan analisa hasil yang telah dikaji sebelumnya, diperoleh ketebalan plat yang optimal untuk *condylar prosthesis* dari *Groningen TMJ prosthesis* adalah 3 mm. Siklus umur kelelahan adalah 1×10^8 *cycles* dan apabila siklus ini dikomversikan kedalam tahun, maka didapat umurnya 190 tahun. Berarti umur yang diperoleh ini sudah melebihi umur desain.

DAFTAR PUSTAKA

- Browel Raymond dan Hancq, Al. (2006b), "Calculating and Displaying Fatigue Result: The ANSYS Fatigue Module Has a Wide Range of Features for Performing Calculation and Presenting Analysis Results", ANSYS Solution Vol. 7, No. 2, ANSYS, Inc. hal. 16-19.
- Juvinall Robert. C. (1967) "Engineering Considerations of Stress, Strain, and Strength", McGraw-Hill Book Company, New York / St. Louis / San Francisco / Toronto / London / Sydney.
- Kayabasi Oguz, Yuzbasioglu Emir, Erzincan Fehmi (2006), "Static, Dynamic and Fatigue Behaviors of Dental Implant Using Finite Element Method", *Advances in Engineering Software*, 37, hal. 649-658.
- Pedersen Gordon. W. (1988), "Oral Surgery", dalam *Buku Ajar Praktis Bedah Mulut*, Alih bahasa: Purwanto, Basoeseno, cetakan

- pertama, Penerbit Buku Kedokteran-EGC, Jakarta, 1996.
- Senalp, A. Zafer, Kayabasi Oguz, Kurtaran Hasan (2007), **“Static, Dynamic and Fatigue Behavior of Newly Designed Stem Shapes for Hip Prosthesis Using Finite Element Analysis”**, *Materials and Design*, 28, hal. 1577-1583.
- Stephens Ralph. I., Fatemi Ali, Stephens Robert. R. (2001), **“Metal Fatigue in Engineering”**, Second edition, John Wiley & Sons, Inc., New York / Chichester / Weinheim / Brisbane / Singapore / Toronto.
- 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.
- van Loon Jan Paul, Otten, E., Falkenstrom, C.H., de Bont Lambert. G.M., Verkerke, G.J. (1998), **“Loading of a Unilateral Temporomandibular Joint Prosthesis: A Three-Dimensional Mathematical Study”**, *Journal of Dental Research*, 77, hal. 1939-1947.
- Van Loon Jan Paul, de Bont Lambert. G.M., Boering Geert (1995), **“Evaluation of Temporomandibular Joint Prosthesis: Review of the Literature From 1946 to 1994 and Implications for Future Prosthesis Designs”**, *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: Clinical Article*, 53, hal. 984-995.
- Zahavi Eliahu, Torbilo Vladimir (1996), **“Fatigue Design: Life Expectancy of Machine Parts”**, CRC Press, Boca Roton / New York / London / Tokyo.