

SIMULASI PENGARUH GEOMETRI TERHADAP KETAHANAN *HOLLOW MICRONEEDLE* MENGGUNAKAN COMSOL MULTIPHYSICS

SIMULATION OF THE EFFECT OF GEOMETRY *HOLLOW MICRONEEDLE* RESISTANCE USING COMSOL MULTIPHYSICS

Luluk Nur Damayanti¹, Abrar², Gandi Sugandi³

^{1,2} Universitas Telkom, Bandung

³Lembaga Ilmu Pengetahuan Indonesia, Bandung

¹luluknurdamayanti@student.telkomuniversity.ac.id, ²abrarselah@telkomuniversity.co.id,

³gsugandi34@gmail.com

Abstrak

Microneedle dikembangkan karena akan kebutuhan jarum berskala kecil untuk mengurangi rasa nyeri pada pasien dan trauma pada jaringan kulit. Pada penelitian ini dilakukan analisis struktur pada masing – masing geometri menggunakan material silikon dan variasi diameter dalam ujung tip jarum 5 μm , 7.5 μm dan 10 μm . Kemudian diberikan force 0 – 2 mN, penelitian menggunakan metode simulasi *stationary* dan *buckling study* dengan *software* COMSOL Multiphysics 5.5. Setiap studi memiliki analisis berbeda, untuk *stationary* mengumpulkan nilai *stress* dan *displacement* sedangkan *buckling* mengumpulkan nilai *axial load*, *buckling* dan *bending*. Tujuan akhir untuk mendapatkan geometri dengan nilai analisis *von-mises stress* rendah dan *displacement* mencapai lapisan epidermis. Didapatkan rekomendasi geometri pada penelitian ini dengan analisa data geometri kerucut berdiameter dalam ujung tip jarum 5 μm dan diameter luar ujung tip jarum 10 μm diberikan tekanan 0.7 mN menghasilkan *von-Mises stress* $4.75 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ dan *displacement maximum* 152 μm pada analisa *stationary*. Analisis *axial load* $3.74 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ dengan pemberian *preasure* 3.18 MPa, analisis *buckling critical load factor* 6878.5 dimana $\text{CLF} > 1$ dinyatakan aman tidak terjadi tekuk dan *Critical buckling force* 1.288459985 N dari perkalian F_{skin} geometri dengan *critical load factor* dan analisis *bending* $2.31 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ pemberian force 3.18 MPa.

Kata kunci : *hollow microneedle, stationary, buckling, COMSOL Multiphysics, silikon*

Abstract

Microneedle is developed taking into account the need for micro-scale needle to relieve pain on patients and trauma on skin tissue. This research comprised structural analysis on research each geometry using silicon and variation of 5 μm , 7.5 μm and 10 μm needle inner tip. The 0 – 2 mN force was applied. This research was conducted by stationary simulation method and buckling study using COMSOL Multiphysics 5.5 software. Each study varied in analysis, the stationary method collected the stress value and displacement while buckling collected axial load, buckling and bending value. The final goal of the research is to identify the geometry with low von-mises stress and displacement analysis score to the epidermis layer. Geometrical recommendation in this research was identified through analysis on cone geometry data using 5 μm inner needle tip and 10 μm outer tip needle at 0.7 mN force which generated von-Mises stress $4.75 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ and displacement 152 μm in stationary study. The $3.74 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ axial load analysis was conducted by applying 3.18 MPa pressure, 6878.5 buckling critical load factor analysis was conducted where $\text{CLF} > 1$ is determined to be safe without bending and 1.288459985 N critical buckling force from the multiplication of F_{skin} geometry with critical load factor and $2.31 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ bending analysis with 3.18 MPa applied.

Keywords: *hollow microneedle, stationary, buckling, COMSOL Multiphysics, silicon*

1. Pendahuluan

Pengiriman obat ke dalam tubuh dilakukan dengan berbagai rute seperti oral(melalui mulut), injeksi konvensional, dan transdermal. Oral memiliki kekurangan akibat jalannya obat yang dikonsumsi melalui saluran pencernaan sehingga mengurangi kadar konsentrasi pada obat sebelum lapisan yang dituju, injeksi konvensional memiliki diameter terlalu besar mengakibatkan rasa sakit saat penyisipan[1]. Dari kedua rute tersebut obat masih bisa diatasi dengan rute transdermal *patch*(koyo) dengan menempelkan pada kulit dan obat akan secara perlahan akan terdistribusi namun rute transdermal terbatas akan kecepatan distribusi obat karena terhalang lapisan teratas kulit (*stratum corneum*)[2]. Rute transdermal masih tergolong buruk namun masih bisa diatasi dengan perkembangan *microneedle* sehingga lebih efektif. *Microneedle* dikembangkan karena kebutuhan jarum berskala kecil untuk mengurangi rasa sakit dan trauma pada jaringan kulit akibat dimensi jarum yang besar agar pengiriman obat lebih efektif.

Material *microneedle* umumnya adalah plastik, logam, polimer dan silikon. Secara komersial *microneedle* polimer tersedia namun pada proses fabrikasi kesulitan dalam mengintegrasikan lubang, *microneedle* logam sangat

mahal dalam produksi, *microneedle* plastik juga sangat membatasi akibat fleksibilitas dalam desain[3]. Sedangkan silikon memungkinkan untuk menyesuaikan proses aplikasi individu, misalnya untuk menargetkan kedalaman kulit berbeda, dan kelebihan lain dari silikon memiliki struktur keras hampir mendekati logam dan *modulus young* tinggi. Penelitian 10 material *microneedle* dilakukan Urvi 2015 salah satunya silikon menunjukkan tidak ada terjadinya tekuk pada silikon[4]. Diperkuat dari penelitian sebelumnya sehingga pada penelitian ini menggunakan silikon sebagai material *microneedle*. Hingga saat ini belum ada penelitian menceritakan simulasi untuk menghasilkan geometri yang efektif.

Sehingga pada penelitian ini melakukan simulasi menggunakan COMSOL Multiphysics dengan membuat tiga geometri(kerucut, silinder dan piramid) untuk mengetahui kemampuan tiap geometri dapat menembus hingga lapisan terbawah epidermis, kemudian diberikan *force* 0 – 2mN untuk melihat pengaruh geometri terhadap tekanannya dari hasil tersebut dilakukan analisi untuk melihat geometri yang efektif dan dapat direkomendasikan untuk proses mikrofabrikasi. Lapisan yang dituju pada penelitian ini hingga lapisan terbawah epidermis untuk keperluan tes alergi dan vaksin CBG.

2. Dasar Teori /Material dan Metodologi/perancangan

2.1 Anatomi Kulit

Kulit merupakan organ terkompleks pada tubuh memiliki kelebihan dapat menyembuhkan diri sendiri, organ yang berkomunikasi pada saraf untuk menyampaikan suhu, tekanan dan nyeri. Lapisan kulit manusia secara umum digambarkan pada Gambar 1, lapisan tertas kulit *stratum corneum* dengan ketebalan 10-40 μ m merupakan penghalang utama penetrasi sebagian besar obat[5]. kemudian epidermis 50-150 μ m, parameter *stratum corneum* dengan epidermis secara umum sama karena masih dalam satu lapisan dengan *poisson ratio* 0.33, *density* 1500 Kg/m³ dan *modulus young* 4.2X10⁵ N/m²[6]. Dibawah lapisan epidermis terdapat dermis dengan saraf (peka rasa sakit) kemudian terdapat hipodermis dengan jaringan lemak. Kulit memiliki gaya resistif yaitu perlawanan penyisipan *microneedle* ke dalam kulit sebesar 3.18 MPa[7] sehingga untuk masuk kedalam kulit gaya yang diberikan harus lebih besar dari gaya resistif kulit. Hal ini dapat diperkirakan dengan persamaan 1.

$$F_{\text{skin}} = P_{\text{Pierce}} \times A_{\text{cc}} \quad (1)$$

Dimana P_{Pierce} adalah tekanan menusuk kulit 3.18 MPa, A_{cc} adalah luas penampang ujung geometri *microneedle*. Pemahaman anatomi kulit perlu dilakukan untuk menentukan struktur dan dimensi *microneedle* yang tepat[8].

2.2 Drug Delivery

Proses pengiriman obat merupakan aktivitas penting karena mempengaruhi penyembuhan, pengiriman obat dapat dilakukan dengan berbagai rute konvensional(oral dan injeksi) dan transdermal. Rute oral dilakukan karena mudah penggunaannya dengan jenis obat pada oral dalam bentuk cairan, tablet dan kapsul, keterbatasan rute oral dikarenakan jalannya obat melalui saluran pencernaan sehingga sebagian obat terserap di usus kecil dan obat akan melewati hati, secara kimiawi hati akan mengubah metabolisme obat dan mengurangi dosis obat.[9].

Kekurangan rute oral dapat diatasi dengan injeksi konvensional sehingga tidak melalui saluran pencernaan dan konsentrasi obat dapat terjaga, namun injeksi konvensional memiliki diameter tip jarum yang besar dan mengakibatkan rasa nyeri saat penyisipan kulit, menghasilkan limbah medis sulit terurai[10]. Kelemahan dari rute konvensional dapat diatasi dengan rute transdermal menggunakan *patch*(koyo) yang ditempelkan pada kulit. Obat dapat ditranspor secara perlahan dan terus menerus hingga beberapa jam bahkan lebih lama. Kelemahan rute transdermal dapat mengiritasi kulit dan kecepatan obat untuk menembus kulit karena penghalang utama kulit *stratum corneum*[2], rute transdermal masih tergolong buruk namun dapat diperbaiki dengan *microneedle*.

2.3 Microneedle

Microneedle merupakan jarum berukuran mikro yang dikembangkan akan kebutuhan jarum berskala kecil untuk pengiriman obat atau vaksin secara transdermal[11]. Dimensi *microneedle* biasanya <1 mm dan pertama kali dibahas dalam sebuah artikel *transdermal drug delivery* tahun 1998[12] namun belum bisa dikembangkan karena pada saat itu belum ada teknologi mikrofabrikasi. Saat ini pencetakan *microneedle* dapat dilakukan dengan metode MEMS(Micro Electromechanical System) adalah teknologi memungkinkan kinetika kendali atas laju pelepasan obat transdermal dan mampu mencetak dengan dimensi <1 mm[13]. Standar *microneedle* dibuat dengan minimal 34 Gauge. Material umum *microneedle* adalah silikon, polimer, logam[14] dan plastik [3]. *Microneedle* memiliki empat jenis yaitu *solid microneedle*(pra-perawatan kulit), *dissolving microneedle*(terlarut dilapisan kulit), *coated microneedle* dan *hollow microneedle*(jarum berongga). Pada penelitian ini menggunakan *hollow microneedle* dikarenakan bentuk umumnya mirip dengan jarum hipodermik.

2.3.1 Karakteristik Kenyamanan Microneedle

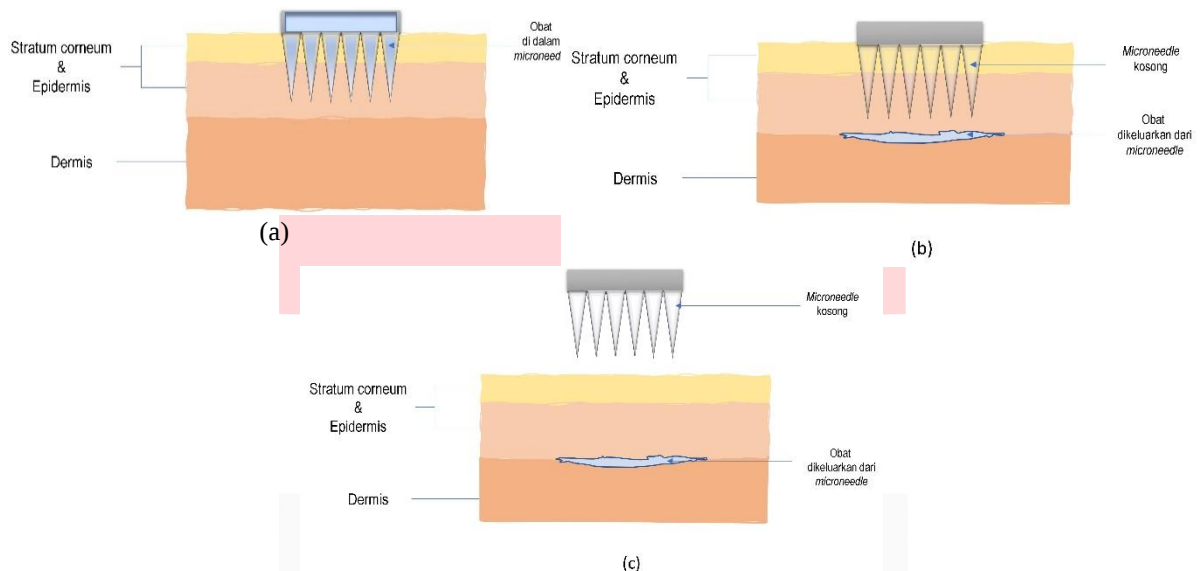
Penggunaan *microneedle* dianggap nyaman dikarenakan memiliki diameter yang sangat kecil sehingga dapat mengurangi rasa nyeri saat penyisipan. tinggi jarum yang tidak terlalu panjang yang mengakibatkan tidak menyentuhnya jarum pada saraf peka rasa sakit. Dengan adanya rasa sakit akibat dimensi jarum hal itu mengakibatkan kecemasan, mual pada pasien namun, dengan *microneedle* hal itu dapat diabaikan. *Microneedle* dibuat untuk memudahkan pengguna dan tidak perlu mtenaga medis khusus untuk melakukannya[15].

2.3.2 Parameter *Microneedle*

Faktor yang mempengaruhi proses kinerja *microneedle* yaitu penggunaan material, dimensi terutama pada diameter tip jarum semakin kecil diameter maka penyisipan akan lebih mudah[16]. Dalam menganalisis fraktur jarum dapat melakukan analisis *buckling* merupakan perhitungan kegagalan atau beban kritis dan jika untuk mengetahui pengaruh *force* dengan kedalaman menusuk kulit dapat menggunakan analisis *stationary* dengan software COMSOL Multiphysics.

2.4 *Hollow Microneedle*

Hollow microneedle (jarum dengan celah kosong ditengah) yang mana penggunaannya mirip dengan jarum hipodermik, proses pengiriman obat dilakukan dengan menusukkan jarum pada kulit hingga pada lapisan yang dituju, kemudian zat dikeluarkan dari jarum dengan begitu kondisi obat yang telah dikeluarkan berada pada lapisan kulit, lalu jarum dikeluarkan ditunjukkan pada Gambar 2.

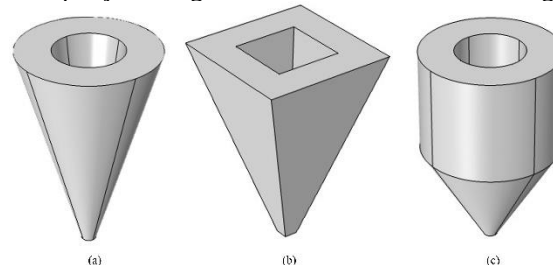


Gambar 1 Proses Menusuk *Hollow Microneedle* (a) *hollow microneedle* menusuk kulit, (b) obat/zat keluar dari *hollow microneedle* (c) *hollow microneedle* diangkat

Proses menusuk jarum kedalam kulit dilakukan secara vertikal karena pada penelitian ini ketinggian jarum disesuaikan dengan kedalaman kulit yang dituju yaitu epidermis, dengan pencapaian kedalam epidermis diperuntukan untuk test alergi dan hanya ada satu vaksin yang bisa diberikan yaitu CBG (imunisasi)[17]. Penggunaan *hollow microneedle* dikarenakan jumlah dosis obat lebih besar dibandingkan jenis *microneedle* lain, obat dapat terkontrol dengan baik[13]. Material *hollow microneedle* menggunakan silikon karena pada proses fabrikasi memungkinkan untuk menyesuaikan proses untuk aplikasi individu, misalnya untuk menargetkan kedalaman kulit yang berbeda dan mudah dalam mengintegrasikan lubang [18].

3. Metodologi

Proses penelitian dilakukan dengan simulasi komputer menggunakan COMSOL Multiphysics 5.5 sebagai perangkat lunak yang digunakan. Geometri dibuat menjadi tiga bentuk (kerucut, silinder dan piramid) seperti pada Gambar 2 dengan dimensi tinggi jarum $150\mu\text{m}$, diameter tip $10\mu\text{m}$ dengan variasi *inner tip* ($5\mu\text{m}$, $7.5\mu\text{m}$ dan $10\mu\text{m}$), *inner* alas $50\mu\text{m}$ dan *outer* alas $100\mu\text{m}$ jika dengan ukuran standar maka 34 Gauge.



Gambar 2 Geometri *Hollow Microneedle* (a) Kerucut, (b) Piramid, (c) Silinder

Menambahkan material silikon pada geometri, pemberian parameter *meshing* untuk menentukan resolusi elemen yang digunakan untuk mendiskritkan model atau geometri dengan membagi bagian geometri menjadi kecil mengikuti bentuk geometri. Diketahui jika semakin kecil ukuran *meshing* maka solusi yang diperoleh dari simulasi akan lebih akurat. Kemudian diberikan daerah batas pada geometri pada analisis *buckling* ditunjukkan pada Gambar

5 untuk daerah batas *study stationary* pemberian force pada als jarum dan daerah tetapan yang tidak terjadinya perubahan pada geometri terbawah kulit pada lapisan epidermis. Kemudian dilakukan *study stationary* diperuntukan mengetahui pengaruh *force* terhadap nilai *von-Misess stress* dan *displacement* yang dihasilkan, tahapan simulasi ditunjukkan pada Gambar 3.

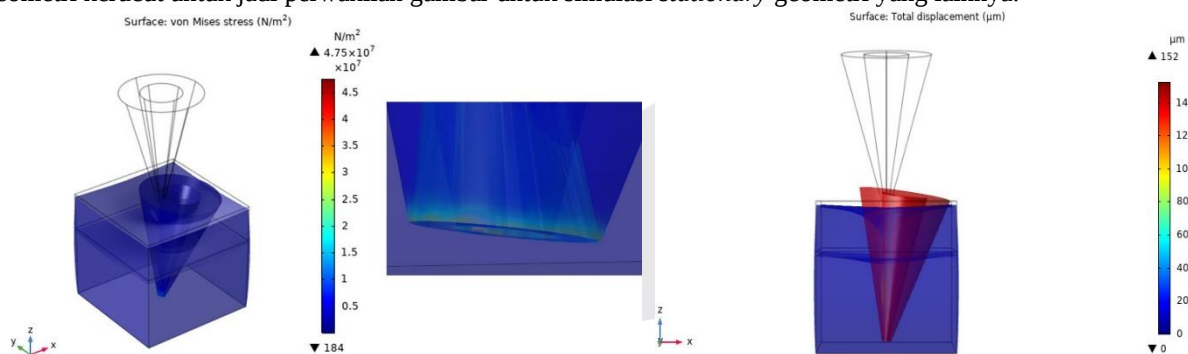


Gambar 3 Proses Tahapan Simulasi

4. Pembahasan

4.1 Analisis Stationary

Analisis *stationary* pada COMSOL Multiphysics dilakukan dengan menambahkan *force* 0 – 2mN pada alas jarum kemudian melihat pengaruh *von-Mises stress* dan *displacement* yang dihasilkan. Dimana nilai *von-Mises stress* yang dihasilkan untuk mencapai *displacement* 150 μ m tidak melebihi kekuatan lulus silikon 7GPa. Pada analisis *von – Misess stress* daerah terlihat pada tip jarum dikarenakan tip jarum berinteraksi langsung pada kulit kemudian *displacement* menunjukan nilai kedalaman yang dihasilkan akibat pemberian *force*. Besar kecilnya nilai yang dihasilkan dapat dilihat dari *legend* ditunjukkan pada Gambar 4. Gambar dibawah ini diwakilkan oleh geometri kerucut untuk jadi perwakilan gambar untuk simulasi *stationary* geometri yang lainnya.



Gambar 4 simulasi *von-Misess stress* & *Displacement* Kerucut inner tip 5 μ m

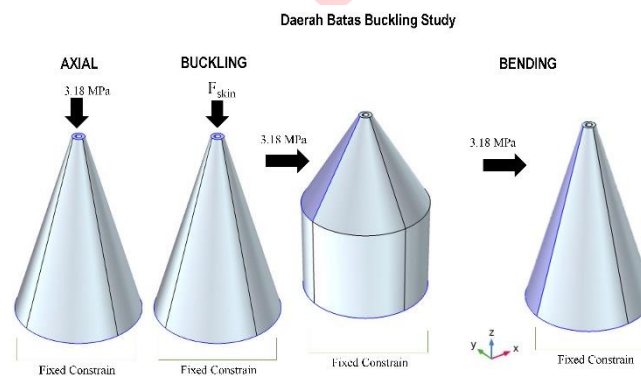
Hasil analisis setiap geometri dengan variasi *inner tip* ditunjukkan pada Tabel 1. Nilai yang diambil dari setiap geometri saat *displacement* 150 μ m. Pada tabel menunjukan semua geometri mampu menembus hingga lapisan epidermis dengan baik, semakin kecil nilai *von – Misess stress* yang dihasilkan maka lebih baik karena tingkat kemanan menembus akan lebih aman. Dilihat dari perbandingan geometri dan variasi *inner tip* menunjukan geometri kerucut lebih baik dimana nilai *stress* yang dihasilkan lebih rendah. Dari hasil tabel juga menunjukan bahwa semakin besar *force* yang diberikan maka semakin besar nilai *stress* dan *displacement* yang dihasilkan hal itu menunjukan bahwa *force* berbanding lurus.

Tabel 1 Hasil von-Mises stress & Displacement

Geometri	Inner Tip [μm]	Force [mN]	Stationary [N/m ²]	Displacement [μm]
Kerucut	5	0.7	4.75×10^7	152
	7.5	0.7	5.66×10^7	156
	10	0.45	7.03×10^9	150
Piramid	5	0.7	2.46×10^7	153
	7.5	0.8	7.49×10^7	154
	10	0.6	2.73×10^9	159
Silinder	5	0.7	5.91×10^7	152
	7.5	0.7	7.79×10^7	157
	10	0.45	1.96×10^9	150

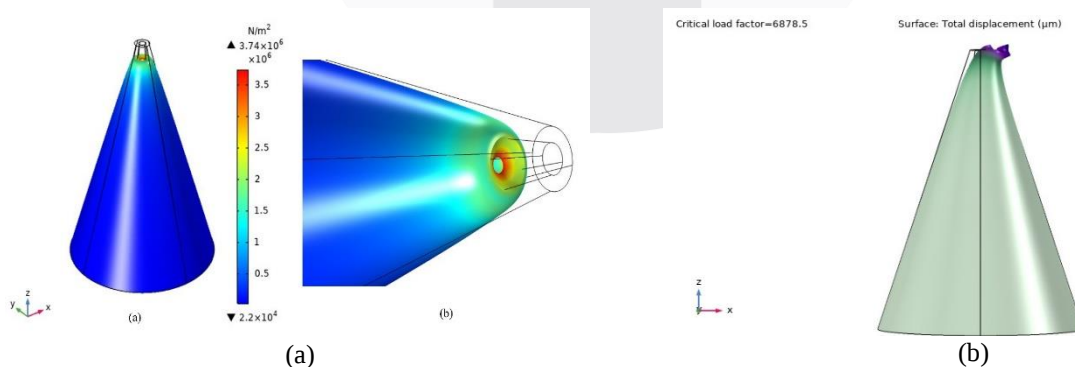
4.2 Analisis Buckling Study

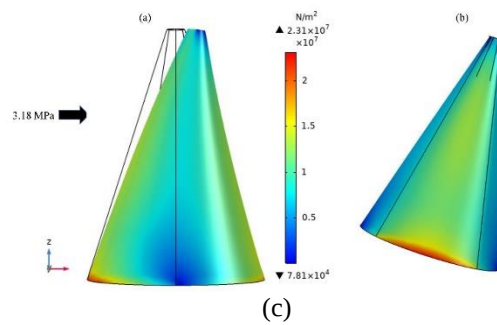
Analisis *buckling study* adalah pengujian hanya pada jarum tanpa geometri kulit dilakukan dengan tiga uji yaitu *axial load* untuk mengetahui pengaruh tip jarum terhadap gaya penyisipan kulit. Untuk melakukan pembebanan aksial tekanan total yang diberikan 3.18 MPa sama dengan tekanan penetrasi yang dibutuhkan untuk menembus kulit, diterapkan pada tip jarum dimana alas jarum tetap yang disimulasikan menggunakan COMSOL Multiphysics. *Buckling* adalah pembebanan tekuk pada suatu jarum jika diberikan *force* pada alas jarum dilakukan untuk mengetahui apakah ada material yang mengalami *buckling* dengan F_{skin} yang diterapkan persamaan 1 pada ujung tip jarum dari arah Z dengan alas jarum tetap. Analisa ke-tiga dari *buckling study* berupa *bending* merupakan simulasi untuk menganalisis lekuk pada jarum saat diberikan *pressure* pada satu sisi untuk mewakili keseluruhan. *Pressure* yang diberikan sebesar gaya penyisipan kulit 3.18 MPa untuk mengetahui lekukan yang terjadi pada selimut jarum saat penyisipan. Daerah batas pada *buckling study* pada Gambar 5.



Gambar 5 Daerah Batas Buckling Study

Hasil setiap uji *buckling study* pada Comsol Multiphysics 5.5 ditunjukkan pada Gambar 6 diwakilkan dengan geometri kerucut untuk perwakilan gambar geometri dan variasi *inner tip* yang lain dibawah ini, dan hasil data setiap uji ditunjukkan pada Tabel 2.





Gambar 6 Hasil Simulasi Uji(a)Axial load,(b)Buckling(c)Bending, pada Kercut inner tip 5 μ m

Tabel 2 Hasil Uji Axial Load dan Uji Bending

Microneedle	Bending [N/m ²]			Axial load [N/m ²]		
	5 μ m	7.5 μ m	10 μ m	5 μ m	7.5 μ m	10 μ m
Kerucut	2.31X10 ⁷	2.49X10 ⁷	6.15X10 ⁸	3.74X10 ⁶	3.93X10 ⁶	7.23X10 ⁷
Piramid	2.62X10 ⁷	4.13X10 ⁷	5.62X10 ⁸	1.54X10 ⁸	8.92X10 ⁶	4.65X10 ⁶
Silinder	1.69x10 ⁷	2.02X10 ⁷	2.12X10 ⁸	6.08X10 ⁶	5.84X10 ⁶	1.96X10 ⁸

Hasil uji *bending* dan *axial load* akan dibandingkan dengan kekuatan luluh silikon 7GPa pada Tabel 2 menunjukkan bahwa *stress* yang dihasilkan dibawah batas silikon hal itu menunjukkan jika pada analisis bending semua geometri tidak terjadi tekuk dan untuk uji *axial load* menunjukkan bahwa semua geometri dengan variasi *inner tip* mampu menembus kulit. Namun pada saat semua geometri dengan *inner tip* 10 μ m *stress* yang dihasilkan terlalu rentan dimana hamoir mendekati kekuatan luluh silikon dan sangat kurang dianjurkan.

Tabel 3 Hasil Uji Buckling

Microneedle	Buckling			
	Innertip [μ m]	F _{skin} [N]	Critical load Factor	Critical Buckling Force [N]
Kerucut	5	1.87E-04	6878.5	1.29E+00
	7.5	1.09E-04	3771.5	4.12E-01
	10	2.50E-04	1.0829	2.70E-04
Piramid	5	2.39E-04	7287.5	1.74E+00
	7.5	1.39E-04	2722.7	3.79E-01
	10	3.18E-04	2.0543	6.53E-04
Silinder	5	1.87E-04	6704.1	1.26E+00
	7.5	1.09E-04	4051	4.43E-01
	10	2.50E-04	1.71E+05	4.28E+01

Pada hasil uji *buckling* F_{skin} dihasilkan dari persamaan 1 dan *critical buckling force* dihasilkan dari perkalian *critical load factor* dengan F_{skin}. Diketahui dari tabel apabila *Critical load factor* > 1 maka geometri tidak mengalami tekuk.

4.3 Pembahasan Geometri Microneedle

Perbandingan setiap geometri dengan hasil terbaiknya setiap geometri ditunjukkan pada Tabel 4

Tabel 4 Pembahasan Hasil Stationary & Buckling

Pembahasan Hasil Stationary				
Microneedle	Inner tip [μ m]	Force [Mn]	Stress [N/m ²]	Displacement [μ m]
Kerucut	5	0.7	4.75 X10 ⁷	152
Piramid	5	0.7	2.46 X10 ⁷	153
Silinder	5	0.7	5.91 X10 ⁷	152

Pembahasan Hasil <i>Buckling</i>					
<i>Microneedle</i>	<i>Inner tip</i> [μm]	Axial Load [N/m^2]	Bending [N/m^2]	Critical Load Factor	Critical Buckling Force [N]
Kerucut	5	3.74×10^6	2.31×10^7	463.06	0.08674
Piramid	5	1.54×10^8	2.62×10^7	598.11	0.14265
Silinder	5	6.09×10^6	1.69×10^7	630.35	0.11808

Pada Tabel 4 menunjukan analisis terbaik dari setiap geometri ditunjukan saat *inner tip* 5 μm . Pembahasan hasil *stationary* menunjukan pada saat pemberian *force* 0.7 mN setiap geometri mencapai kedalaman yang dituju, pada pembahasan hasil *buckling* analisis *axial load* dan *bending* diberikan *pressure* yang sama 3.18 MPa dari gaya resistif kulit, analisis *critical load factor* menunjukan keseluruhan tidak kekuatan luluh silikon. Setelah dilakukannya analisis mengenai keseluruhan geometri dari hasil studi yang dialukan, pada penelitian ini merekomendasikan geometri kerucut dengan *inner tip* 5 μm atau dengan ukuran standar 43 Gauge. Semakin kecil diameter ujung jarum maka semakin rendah *stress* yang dihasilkan akibatnya kemungkinan *bending* dan *buckling* pada jarum juga dapat dihindari. Semakin runcing ujung jarum maka tidak adanya sedikit hambatan saat menusuk jarum pada kulit

5. Kesimpulan

Berdasarkan penelitian yang telah dilakukan, didapat kesimpulan sebagai berikut :

1. Hasil analisis *von-mises stress* dan *displacement* jarum terhadap kulit menghasilkan grafik linear, bahwa semakin besar *force* yang diberikan semakin besar *von-mises stress* dan *displacement* yang dihasilkan. Penggunaan parameter *mesh* dalam pengukuran distribusi *force* atau *pressure* yang dihasilkan tidak terlalu signifikan pada nilai yang dihasilkan.
2. Pada analisis *displacement* bahwa minimum jarum untuk menembus lapisan kulit *stratum corneum* membutuhkan minimum *force* 0.2 mN diambil dari rata – rata grafik *displacement* pada setiap geometri.
3. Kekuatan geometri untuk menembus kulit ditunjukan pada analisis *von-Mises stress* dibandingkan dengan *yield strength* silikon. Tekanan maksimum pada setiap dimensi geometri berbeda dipengaruhi pada diameter ujung jarum, semakin kecil diameter ujung jarum maka tekanan maksimum pada jarum dapat melebihi 2 mN, semakin besar diameter ujung jarum rata – rata tekanan maksimum yang dihasilkan kurang dari 1.6 mN berdasarkan grafik *von-mises stress*.
4. Studi *buckling* pada setiap analisisnya menghasilkan *buckling*, *bending* dan *axial load* yang aman berdasarkan hasil penelitian. Pada *axial load* keseluruhan geometri menghasilkan *stress* kurang dari *yield strength* silikon, pada *buckling* jika *critical load factor* > 1 maka tidak ada terjadinya tekuk pada geometri dan pada *bending* diberikan minimum *force* gaya penyisipan kulit menunjukan bahwa tidak ada terjadinya *bending* pada semua geometri.
5. Dari keseluruhan analisis, pada penelitian ini merekomendasikan geometri kerucut dengan *inner tip* 5 μm untuk proses mikrofabrikasi dengan hasil analisis data *displacement maximum* 152 μm dengan *stress* $4.75 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ dan *critical load factor* 463.06, jika CLF < 1 maka tidak ada tekuk dan aman digunakan.

REFERENSI

- [1] H. E. Zainal Abidin *et al.*, “Stress and Deformation of Optimally Shaped Silicon Microneedles for Transdermal Drug Delivery,” *J. Pharm. Sci.*, no. 8, pp. 1–8, 2020, doi: 10.1016/j.xphs.2020.04.019.
- [2] S. R. Mita and D. M. Purba, “Review: Teknik Microneedle Coating Untuk Penghantaran Obat Secara Transdermal,” *Farmaka*, vol. 16, no. 1, pp. 255–262, 2018.
- [3] I. Mansoor, U. O. Hafeli, and B. Stoeber, “Hollow out-of-plane polymer microneedles made by solvent casting for transdermal drug delivery,” *J. Microelectromechanical Syst.*, vol. 21, no. 1, pp. 44–52, 2012, doi: 10.1109/JMEMS.2011.2174429.
- [4] U. Kanakaraj, T. Lhadan, and V. Karthik Raj, “Analysis of structural mechanics of solid microneedle using COMSOL software,” *ICIIECS 2015 - 2015 IEEE Int. Conf. Innov. Information, Embed. Commun. Syst.*, 2015, doi: 10.1109/ICIIECS.2015.7193243.
- [5] S. J. R. Kalangi and Bagaian, “Histofisiologi Kulit,” *J. Biomedik*, vol. 5, no. 3, pp. 12–20, 2013, doi: 10.35790/jbm.5.3.2013.4344.
- [6] C. Englehart, “COMSOL Analysis for Insertion Forces in the Skin,” *COMSOL Multiphysics*. [Online]. Available: <https://sites.google.com/site/sect1team1/Home>.
- [7] P. K. Podder, D. P. Samajdar, D. Mallick, and A. Bhattacharyya, “Design , Simulation and Study of Micro-

- pump , Micro-valve and Micro-needle for Biomedical Applications.”
- [8] N. Abser and S. Islam, “Mechanical Feasibility Analysis of Process Optimized Silicon Microneedle for Biomedical Applications,” in *6th International Conference on Electrical and Computer Engineering ICECE 2010*, 2010, no. 18–20, pp. 222–225.
 - [9] M. S. Ullah, J. M. Islamia, A. Rasool, J. M. Islamia, N. Tripathi, and V. Singh, “Current Trends in MEMS Drug Delivery Techniques,” no. April, 2017, doi: 10.21817/ijet/2017/v9i2/170902284.
 - [10] V. Annisa, “Sistem Penghantaran Obat Transdermal Dissolving Microneedle (DMN) Serta Potensinya Sebagai Penghantaran Vaksin,” *Acta Pharm. Indones. Acta Pharm Indo*, vol. 8, no. 1, pp. 36–44, 2020, doi: 10.20884/1.api.2020.8.1.2591.
 - [11] R. R. S. Thakur, I. A. Tekko, F. Al-Shammari, A. A. Ali, H. McCarthy, and R. F. Donnelly, “Rapidly dissolving polymeric microneedles for minimally invasive intraocular drug delivery,” *Drug Deliv. Transl. Res.*, vol. 6, pp. 1–16, 2016, doi: 10.1007/s13346-016-0332-9.
 - [12] S. E. H. Enry, D. E. V. M. C. A. Lister, M. A. R. K. G. A. Llen, and M. A. R. K. R. P. Rausnitz, “Microfabricated Microneedles : A Novel Approach to Transdermal Drug Delivery,” *J. Pharm. Sci.*, vol. 87, no. 8, pp. 922–925, 1998.
 - [13] K. N. M. Perera *et al.*, “Design and Analysis of a MEMS Based Transdermal Drug Delivery System,” in *Moratuwa Engineering Research Conference (MERCon) 2020 Design*, 2020, pp. 596–601, doi: 10.1109/MERCon50084.2020.9185328.
 - [14] S. P. Davis, W. Martanto, M. G. Allen, and M. R. Prausnitz, “Hollow Metal Microneedles for Insulin Delivery to Diabetic Rats,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, no. 5, pp. 909–915, May 2005, doi: 10.1109/TBME.2005.845240.
 - [15] H. Jeong, H. Lee, I. Choi, and J. Park, “Considerations in the use of microneedles : pain , convenience , anxiety and safety Considerations in the use of microneedles : pain , convenience , anxiety and safety,” *J. Drug Target.*, vol. 0, no. 0, p. 000, 2016, doi: 10.1080/1061186X.2016.1200589.
 - [16] P. R. Yadav, T. Han, O. Olatunji, S. K. Pattanayek, and D. B. Das, “Mathematical Modelling, Simulation and Optimisation of Microneedles for Transdermal Drug Delivery: Trends and Progress,” *Pharmaceutics*, vol. 12, no. 8, pp. 1–31, 2020, doi: 10.3390/pharmaceutics12080693.
 - [17] B. K. Hermasari, D. Ariningrum, J. Subando, S. Mulyani, and H. Hastuti, *Teknik Injeksi dan Pungsi*. Surakarta: Fakultas Kedokteran Universitas Sebelas Maret Surakarta, 2019.
 - [18] C. J. W. Bolton *et al.*, “Hollow silicon microneedle fabrication using advanced plasma etch technologies for applications in transdermal drug delivery,” *Lab Chip*, vol. 20, pp. 2788–2795, 2020, doi: 10.1039/D0LC00567C.