

## **BAB 2**

### **PENDAHULUAN**

#### **2.1 KAJIAN PUSTAKA**

Penelitian sebelumnya telah memberikan pemahaman awal mengenai pemanfaatan 3D *Printing* untuk mengatasi gangguan neurologis, terutama dalam simulasi bedah dasar tengkorak, arteri serebral, dan kelainan seperti tumor otak atau *aneurysm*. Beberapa penelitian telah menunjukkan bahwa pemanfaatan 3D *Printing* memberikan keuntungan signifikan dalam pembuatan model kepala yang memvisualisasikan berbagai gangguan neurologis tersebut. Model-model ini tidak hanya berguna untuk keperluan pengajaran klinis dan simulasi operasi, tetapi juga berpotensi mendukung perencanaan praoperasi secara efektif.

Pada penelitian “*3D reconstruction and manufacture of real abdominal aortic aneurysms: From CT scan to silikon model*” oleh B. Doyle *et al.* (2008), berhasil mencetak model penyakit AAA (*Abdominal Aortic Aneurysm*) menggunakan silikon Wacker RT601. Proses pembuatan melibatkan pemanasan, pengecoran, pelapisan, penyuntikan silikon, *curing*, dan penghilangan lilin. Model AAA spesifik pasien digunakan untuk validasi studi numerik pada tegangan dinding dan dinamika aliran, dengan silikon dipilih karena perilakunya yang non-linier sebagai analog arteri. Meskipun demikian, penelitian mengidentifikasi keterbatasan dalam mencetak model AAA spesifik, terutama ketidakmampuan mencapai ketebalan dinding yang seragam, dengan perbedaan persentase maksimum sebesar 9,21%. Keterbatasan ini disebabkan oleh kontraksi lilin cetakan dan ekspansi termal silikon selama proses pengeringan. Geometri kompleks dan berliku dari model AAA pasien-spesifik juga menyulitkan dalam mencapai ketebalan dinding yang seragam. Keterbatasan ini menunjukkan perlunya penyempurnaan lebih lanjut dalam proses manufaktur untuk mencapai kontrol yang lebih tepat terhadap ketebalan dinding dan untuk mengatasi kompleksitas yang terkait dengan geometri model AAA pasien-spesifik [11].

Pada tahun 2008, A. Sulaiman *et al.* berhasil mengembangkan dan memvalidasi model 3D terkontrol yang dapat mereplikasi *aneurysm* aorta toraks dari pasien menggunakan stereolitografi dalam penelitian yang berjudul “*In vitro non-rigid life-size model of aortic arch aneurysm for endovascular prosthesis assessment.*” Model ini dirancang untuk pelatihan *in vitro* bagi radiolog intervensi dan ahli bedah sebelum aplikasi *in vivo*. Penelitian ini juga menyoroti manfaat model 3D untuk pelatihan, optimasi pengobatan, dan penilaian *stent* serta bahan baru, dengan rencana untuk mereproduksi berbagai patologi vaskular di masa depan. Tujuan penelitian ini adalah memberikan model eksperimental yang lebih sesuai untuk radiologi intervensi, membantu dalam pemilihan jenis dan desain *stent*, serta mengevaluasi teknik endovaskular dan menguji material baru. Bahan yang digunakan berupa *silikon rubber* transparan, resin epoksi, dengan metode menciptakan replika nyata *aneurysm* aorta menggunakan stereolitografi. Meskipun berhasil menciptakan model *in vitro* seukuran nyata *aneurysm* arkus aorta, penelitian ini memiliki kekurangan karena silikon yang digunakan terbatas pada jenis dengan sifat viskoelastis mirip pembuluh darah normal, tidak dapat mereplikasi variasi sifat viskoelastis *aneurysm* toraks yang mengandung kalsifikasi atau trombosis. Sehingga perlu adanya penelitian lebih lanjut mengenai hal tersebut [12].

Pada penelitian “*Magnetic resonance imaging properties of multimodality anthropomorphic silicon rubber phantoms for validating surgical robots and image guided therapy systems*” oleh C. Cheung *et al.* (2012) berhasil menciptakan *phantom* organ karet silikon menggunakan *printer* 3D untuk menguji robot bedah. *Phantom* ini dibuat dengan cara mengisi cetakan model permukaan organ menggunakan larutan karet silikon dan aditif tambahan, menghasilkan set organ perut seukuran bayi yang dijahit oleh robot dan diamati dengan berbagai modalitas. Bahan yang digunakan melibatkan Silikon Rubber A 30, Dragon Skin 30 Aditif Slacker, Pigmen, dan PVA-C, dengan metode 3D *Printing* untuk mencetak cetakan berdasarkan model permukaan organ dan proses *moulding* dengan menyuntikkan atau menuangkan larutan karet silikon ke dalam cetakan. Meskipun penelitian ini mencapai pencapaian signifikan, kekurangan utamanya adalah kurangnya rincian spesifik terkait pengambilan model permukaan organ, pengisian cetakan karet

silikon, dan parameter pemindaian, sehingga sulit untuk mengevaluasi potensi kekurangan terkait menyerupai bentuk asli dan pencitraan *phantom* [13].

Pada penelitian yang dilakukan oleh Y. Kang et al. (2016) dengan judul "*Three-dimensional printing technology for treatment of intracranial aneurysm*" berhasil mencetak model *aneurysm* 3D menggunakan data CTA dan mengevaluasi kegunaan model tersebut dalam perencanaan *preoperatif* untuk pengobatan bedah. Model *aneurysm* dicetak menggunakan bahan resin dan gips dengan metode pencetakan *3D Printing Digital-Light Processing (DLP)*, yang menghasilkan model 3D realistis untuk membantu dalam perencanaan operasi, pemilihan jalur operasi optimal, dan klip *aneurysm* yang sesuai. Meskipun demikian, metode ini memiliki kekurangan, seperti replika kurang optimal pembuluh darah kecil dalam model 3D, keterbatasan material, dan biaya tinggi, sehingga perlu adanya penelitian lebih lanjut untuk meningkatkan reproduksi, mengatasi keterbatasan material, dan mencari solusi biaya yang lebih terjangkau [14].

Penelitian yang dilakukan oleh A. Price et al. pada tahun 2016 dengan judul "*Manufacturing of anatomically accurate cerebral arteries for the brain aneurysm surgical simulator*" membahas desain dan pembuatan arteri serebri media simulasi untuk melatih prosedur bedah *aneurysm* otak. Arteri tersebut dibuat menggunakan silikon dan meniru fitur anatomi berdasarkan geometri pasien yang diidentifikasi melalui tomografi terkomputasi. Proses fabrikasi melibatkan pencetakan 3D, pembuatan cetakan silikon, pengecoran cetakan dengan logam suhu leleh rendah, pelapisan dengan silikon, dan penghilangan logam untuk membentuk arteri berongga. Simulasi arteri ini dievaluasi dan terbukti cocok untuk latihan klinis *aneurysm* otak, menjadi alat penting untuk melatih *neurosurgeon* dalam prosedur penyelamatan nyawa. Studi ini juga mencakup proses desain menggunakan rekonstruksi gambar medis, manufaktur tambahan, dan cetakan bahan lunak untuk menciptakan arteri serebri media (MCA) berongga untuk simulasi neurobedah *aneurysm* spesifik. Hasil cetakan dari simulasi arteri serebral dengan silikon Ecoflex 00-50 menunjukkan elastisitas dan kekuatan yang sesuai dengan karakteristik pembuluh darah dan kondisi *aneurysm*. Meskipun demikian, proses pencampuran dan pengerasan silikon pada suhu ruangan dengan perbandingan berat 1:1 memerlukan waktu dan keterampilan khusus, serta perhatian terhadap

penyusutan untuk mempertahankan menyerupai bentuk asli geometri. Studi ini juga menyoroti evaluasi awal dari MCA *phantom*, umpan balik *neurosurgeon* tentang sifat haptik, dan langkah-langkah masa depan untuk analisis dan perbandingan lebih lanjut [15].

Penelitian yang dilakukan oleh V. Chivukula et al. pada 2019 dengan judul “*Reconstructing patient-specific cerebral aneurysm vasculature for in vitro investigations and treatment efficacy assessments*” mengembangkan metode untuk menciptakan model *in vitro aneurysm* intracranial yang menyerupai bentuk asli secara *dimensional*, khusus pasien, dan transparan optik. Menggunakan data gambaran *vasculature* intracranial tiga dimensi (3DRA) dari enam pasien, teknologi pencetakan 3D, indeks pencocokan refraksi, dan pengecoran silikon diterapkan. Bahan yang digunakan termasuk *Filamen Poly Lactic Acid* (PLA) dan silikon elastomer Sylgard 184. Penelitian ini berhasil membuat replika geometri pasien menggunakan elastomer silikon transparan, memfasilitasi penelitian hemodinamika *aneurysm* dan evaluasi efektivitas pengobatan *in vitro*. Namun demikian, jumlah model yang dihasilkan tidak mencakup semua variasi *aneurysm* intracranial, dan hasil cor silikon kurang elastis dibandingkan dengan pembuluh darah manusia [16].

Pada penelitian “*Advanced 3D printed model of middle cerebral artery aneurysms for neurosurgery simulation*” oleh R. Nagassa et al. (2019) menggunakan data pencitraan medis dari manusia dan mayat, termasuk CT angiografi dan pemindaian MRI, untuk mereplikasi anatomi dan patologi kranial yang berasal dari pasien dalam pengembangan model cetak 3D *aneurysm* arteri serebral tengah. Mereka mengintegrasikan desain model dengan komputer (CAD) dan model 3D komputasi yang sudah ada untuk menciptakan replika anatomi dan cetakan untuk komponen pengecoran. Pencetakan 3D menggunakan berbagai metode digunakan untuk memaksimalkan bio-mimikri dan sifat mekanik jaringan manusia, menggunakan bahan sintetis seperti silikon dan gelatin balistik. Metode inovatif melibatkan lilin dan silikon larut dalam air digunakan untuk membentuk model serebrovaskular berongga yang berasal dari pasien. Validitas model dikonfirmasi melalui pengukuran linier dan volumetrik, yang menunjukkan tingginya koefisien korelasi konkordansi dan perbedaan persentase yang rendah.

Studi ini berhasil menghasilkan simulator bedah *aneurysm* serebral dengan pencetakan 3D, menyatukan enam komponen anatomi dengan tingkat menyerupai bentuk asli yang tinggi, mendukung pelatihan klinis dan pembedahan. Meskipun demikian, terdapat kekurangan penjelasan rinci tentang visualisasi dan penggunaan klip bedah pada model [17].

Pada tahun 2020, penelitian yang dilakukan oleh Q. Lan et al. dengan judul “*Application of 3D-Printed Craniocerebral Model in Simulated Surgery for Complex Intracranial Lesions*” berhasil merancang dan menghasilkan model *craniocerebral* melalui *3D Printing*. Tujuan utama model ini adalah untuk mendukung perencanaan bedah, pengajaran anatomi, dan pelaksanaan simulasi bedah. Konstruksi model didasarkan pada data CT, MRI, dan CTA yang diperoleh dari pasien dengan diagnosis tumor otak. Pemilihan bahan berbasis resin transparan memungkinkan pengamatan yang tepat terhadap struktur tengkorak dan pembuluh darah otak. Metode penelitian mencakup proses pengumpulan informasi digital melalui pemindaian CT, MRI, dan CTA, konversi ke format DICOM, dan ekspor data. Hasilnya, model 3D yang dihasilkan mencerminkan secara menyerupai bentuk asli hubungan spasial antara pembuluh darah dan tumor. Penerapan model ini mencakup perencanaan bedah yang lebih presisi, simulasi bedah yang realistis, dan pendidikan yang interaktif. Keberhasilannya tercermin dalam kemampuan model membimbing ahli bedah selama simulasi, memastikan pemisahan dan perlindungan yang optimal terhadap struktur anatomi yang bersangkutan. Namun, penelitian ini memiliki beberapa keterbatasan, seperti kesulitan mereplika detail saraf kecil serta kurangnya menyerupai bentuk asli dalam mereproduksi tekstur tumor dan pembuluh darah dalam model 3D. Untuk mengatasi hambatan ini, diperlukan perkembangan lebih lanjut dalam bidang bahan pencetakan 3D [18].

Penelitian yang dilakukan oleh S. Li et al. pada tahun 2020 dengan judul “*Application of three dimensional (3D) curved multi-planar reconstruction images in 3D printing mold assisted eyebrow arch keyhole microsurgery*” berhasil mencetak model 3D dari kepala pasien menggunakan *3D Printing* dengan bahan filamen polimer pada mesin 3D *ORTHO Waston Med Inc*. Model 3D tersebut digunakan untuk perencanaan bedah, memungkinkan ahli bedah untuk melakukan

diagnosis dan perencanaan bedah sebelum operasi. Hasil penelitian menunjukkan bahwa kelompok perawatan yang menggunakan *3D Printing* untuk perencanaan bedah menghasilkan hasil yang lebih baik, seperti waktu operasi yang lebih singkat, sayatan yang lebih kecil, skor GOS (*Glasgow Outcome Scale*) pascaoperasi yang lebih tinggi, dan tingkat komplikasi yang lebih rendah, mengonfirmasi keamanan dan efektivitas dalam mikrobedah. Meskipun demikian, penelitian ini memiliki kekurangan informasi terkait proses pencetakan 3D, termasuk parameter pencetakan, jenis bahan filamen, dan detail teknis, serta evaluasi atau analisis terhadap keberhasilan atau kegagalan proses pembuatan model 3D kepala pasien [19].

Penelitian yang dilakukan oleh M. Błaszczuk *et al.* pada tahun 2021 dengan judul “*3D printing of rapid, low-cost and patient-specific models of brain vasculature for use in preoperative planning in clipping of intracranial aneurysms*” berhasil membuat model *aneurysm* menggunakan bahan PLA (*polylactic acid*) dengan metode 3D FDM (*Fused Deposition Modeling*). Penelitian ini berhasil membuktikan kemampuan produksi model 3D secara praktis dan ekonomis, menggunakan PLA sebagai bahan cetak. Model 3D dapat dibuat secara khusus untuk pasien dengan *aneurysm* intracranial, meningkatkan kemiripan bentuk asli dan kegunaannya dalam perencanaan praoperatif. Kelemahan utama dalam penelitian ini terletak pada model yang terlalu kaku dibandingkan dengan pembuluh darah asli, sehingga dapat mengurangi kegunaannya dalam praktek pembedahan dan penjepitan pembuluh [20].

Tahun 2022, dari penelitian M. Faraj *et al.* dengan judul penelitian “*Three-dimensional printing technology for treatment of intracranial aneurysm*” berhasil mencetak model *aneurysm* menggunakan bahan resin berwarna melalui metode 3D *Printing* SLA. Model 3D tersebut dapat mereplikasi dengan menyerupai bentuk asli 100% ukuran *aneurysm*, lokasinya, dan hubungannya dengan pembuluh darah utama, serta digunakan sebagai panduan intraoperatif. Namun, model yang dihasilkan memiliki konstruksi yang terlalu keras dan mudah rapuh sehingga tidak dapat sebanding dengan struktur pembuluh darah manusia. Model tersebut tidak sesuai untuk diseksi dan penjepitan pembuluh. Sehingga, diperlukan upaya untuk mengatasi keterbatasan dan tantangan sebelum teknologi ini dapat sepenuhnya

terintegrasi dalam rutinitas praktik bedah saraf. Meskipun demikian, model ini tetap memadai untuk penelitian. Penggunaan resin yang berbeda dapat menghasilkan *aneurysm* lebih fleksibel dan realistis untuk simulasi, dengan biaya lebih rendah dan waktu produksi lebih cepat [21].

Penelitian yang dilakukan oleh M. Roldan *et al.* (2023) dengan judul “*Head Phantom for the Acquisition of Pulsatile Optical Signals for Traumatic Brain Injury Monitoring*” bertujuan untuk mengevaluasi sinyal *pulsatile* otak secara non-invasif dan mengkaji korelasinya dengan perubahan parameter fisiologis, termasuk tekanan intracranial (ICP). Dalam mencapai tujuan tersebut, penelitian ini melibatkan pengembangan model komputasi yang mampu memperkirakan tekanan *intracranial* secara non-invasif dengan menganalisis fitur terukur dari sinyal *pulsatile*. Sebagai tambahan, lingkungan *in vitro* yang terkontrol sedang dibangun menggunakan *phantom* vaskular kepala-otak tingkat lanjut untuk memahami hubungan antara sinyal optik dan ICP. *Phantom* kepala digunakan untuk menyimulasikan anatomi otak dan tengkorak, termasuk sifat optiknya dalam rentang inframerah dekat. Dengan menciptakan sistem peredaran darah *in vitro* yang khusus, penelitian memungkinkan simulasi perubahan hemodinamik di otak, memfasilitasi perubahan tekanan *intracranial* yang terkontrol. Sinyal optik *pulsatile* dari *phantom* arteri serebral berhasil diperoleh melalui gelombang multipanjang, dan sifat optik *phantom* dibandingkan dengan nilai literatur. Bahan pembuatan *phantom* kepala juga dikarakterisasi untuk sifat optiknya menggunakan spektrofotometer. Selanjutnya, replikasi pembuluh darah dilakukan dengan melewati tabung melalui *phantom* otak. Bahan yang digunakan pada *phantom* adalah Resin (RS-F2-GPCL-04) untuk model tengkorak dan Polycraft™ GP-3481-F Silikon Rubber dengan Catalyst Clear untuk model otak dengan metode fabrikasi model kepala menggunakan 3D Printing Photopolymer PolyJet (tm) yang transparan/VeroClear (tm). Pembuatan model otak dilakukan dengan teknik muolding. Penelitian berhasil mereplika anatomi otak dan tengkorak, serta sifat optiknya dalam rentang inframerah dekat untuk pemantauan cedera otak traumatis melalui teknologi *phantom* kepala dengan fokus pada sinyal *pulsatile* non-invasif dan korelasinya dengan parameter fisiologis. Meskipun demikian, terdapat beberapa kekurangan seperti penjelasan bahan, validasi sinyal optik *pulsatile*

dengan data klinis yang minim, dan tidak adanya pembahasan mengenai potensi keterbatasan dalam mereplikasi kondisi fisiologis otak serta dampak faktor-faktor lain pada menyerupai bentuk asli sinyal optik *pulsatile* [22].

**Tabel 2. 1 Kajian Pustaka**

<b>Authors (tahun)</b>	<b>Material</b>	<b>Metode</b>	<b>Temuan Utama</b>	<b>Kekurangan</b>
B. Doyle et al. 2008 [11].	Wacker RT601	Pembuatan model melibatkan pemanasan, pengecoran, pelapisan, penyuntikan silikon, <i>curing</i> , dan penghilangan lilin.	Model AAA dipakai pada pasien untuk validasi studi numerik tegangan dinding dan dinamika aliran. Silikon wacker RT601 dipilih karena perilaku nonlinier, cocok sebagai analog arteri.	Model AAA spesifik perlu perbaikan manufaktur karena keterbatasan mencetak dan ketidakmampuan mencapai ketebalan dinding seragam.
A. Sulaiman et al. 2008 [12].	Silikon rubber transparan	Menciptakan replika <i>aneurysm</i> aorta dengan <i>stereolitografi</i> , resin epoksi, dan silikon transparan.	Berhasil menciptakan model <i>in vitro aneurysm</i> arkus aorta dengan citra <i>angiografi</i> resonansi magnetik 3D dan prototyping cepat, potensial untuk evaluasi <i>stent</i> endovaskular dan pelatihan medis.	Silikon yang digunakan terbatas pada jenis dengan sifat viskoelastis mirip pembuluh darah normal dan tidak dapat mereplikasi variasi sifat viskoelastis <i>aneurysm</i> toraks yang mengandung kalsifikasi atau trombosis.
C. Cheung et al. 2012 [13].	Silikon Rubber A 30, <i>Dragon Skin 30</i> Aditif <i>Slacker</i> , Pigmen, PVA-C.	3D <i>Printing</i> untuk membuat cetakan berdasarkan model permukaan organ, molding dengan Menyuntikkan atau menuangkan larutan karet silikon ke dalam cetakan	Penelitian ini menemukan metode pembuatan <i>phantom</i> organ dengan silikon yang meniru sifat jaringan manusia, memfasilitasi pengujian perangkat baru dan perencanaan pra-operasi.	Kurangnya detail pada pengambilan model organ, pengisian cetakan silikon, dan parameter lainnya menyulitkan evaluasi kekurangan <i>phantom</i> .
Y. Kang et al. 2016 [14].	Resin dan gips	3D <i>Print Digital-Light Processing</i> (DLP)	Pencetakan 3D <i>Digital-Light Processing</i> (DLP) menghasilkan model 3D realistis, mendukung perencanaan operasi, pemilihan jalur operasi terbaik, dan	Replikasi pembuluh darah kecil dalam model 3D perlu ditingkatkan karena kendala material dan biaya tinggi, memerlukan

Authors (tahun)	Material	Metode	Temuan Utama	Kekurangan
			klip <i>aneurysm</i> yang sesuai.	penelitian lanjutan.
A. Price et al. 2016 [15].	RTV silikon (Ecoflex 00-50), filamen polimer untuk mencetak MCA	Penelitian melibatkan pencetakan 3D MCA, cetakan silikon berdasarkan geometri pasien, logam suhu leleh rendah, dan melapisinya dengan tiga lapisan silikon sebelum dikosongkan dengan melelehkan logam.	Cetakan simulasi arteri serebri dengan silikon Ecoflex 00-50 menunjukkan elastisitas dan kekuatan yang mirip pembuluh darah asli, relevan untuk studi <i>aneurysm</i> dengan penyusutan minimal.	Pencampuran dan pengerasan silikon pada suhu ruangan dengan perbandingan berat 1:1 membutuhkan keterampilan khusus dan perhatian terhadap penyusutan untuk menjaga kemiripan bentuk geometri asli model arteri.
V. Chivukula et al. 2019 [16].	Filamen PLA, silikon elastomer sylgard 184	3D FDM dengan jenis printer Flash Forge Creator Pro. Hasil akhir dicor menggunakan silikon	Berhasil menciptakan replika geometri pasien menggunakan elastomer silikon transparan, memungkinkan penelitian hemodinamika <i>aneurysm</i> dan evaluasi efektivitas pengobatan <i>in vitro</i>	Jumlah model yang dibuat dalam penelitian ini tidak mencakup semua variasi <i>aneurysm</i> intracranial, hasil cor silikon kurang elastis dibandingkan dengan pembuluh darah manusia
R. Nagassa et al 2019 [17].	Silikon Rubber dan Synthetic Gelatin untuk <i>moulding</i> , serta resin V3 FLGPWH03 untuk model vascular	Pencetakan 3D dari data medis dan CAD untuk simulator bedah. Anatomi direplikasi dengan gelatin silikon dan bahan balistik, validasi dilakukan dengan mengukur dimensi fisik.	Berhasil menemukan simulator bedah <i>aneurysm</i> serebral dengan pencetakan 3D, menyatukan enam komponen anatomi dengan menyerupai bentuk asli tinggi, mendukung pelatihan klinis dan pembedahan	Kurangnya penjelasan rinci tentang visualisasi dan penggunaan klip bedah pada model.
Qing Lan et al. 2020 [18].	FullCure 705 Resin Support	3D Print SLA ( <i>Stereolithography</i> )	Model <i>craniocerebral</i> efektif untuk perencanaan bedah, pengajaran anatomi, dan simulasi bedah, dengan keberhasilan yang terbukti.	Kesulitan mereplika detail saraf kecil dan kurangnya kemiripan bentuk asli dalam mereproduksi tekstur tumor dan pembuluh darah.

Authors (tahun)	Material	Metode	Temuan Utama	Kekurangan
S. Li et al. 2020 [19].	Filamen polimer	3D ORTHO <i>Waston Med Inc.</i>	3D Printing untuk perencanaan bedah meningkatkan hasil: waktu operasi lebih singkat, sayatan lebih kecil, skor GOS pascaoperasi lebih tinggi, dan tingkat komplikasi lebih rendah.	Informasi yang tidak lengkap mengenai proses pencetakan 3D kepala pasien, termasuk parameter, bahan filamen, dan evaluasi keberhasilan.
M. Błaszczyk et al. 2021 [20].	PLA	3D FDM	Berhasil menciptakan model 3D hemat biaya dengan menggunakan PLA untuk pasien <i>aneurysm intracranial</i> , meningkatkan kemiripan bentuk asli dalam perencanaan praoperatif.	Kekakuan model, mengurangi kegunaannya dalam praktik pembedahan dan penjepitan pembuluh dibandingkan dengan pembuluh darah asli.
M. Faraj et al. 2022 [21].	Resin berwarna	3D Print SLA <i>(Stereolithography)</i>	Model 3D berhasil mereplikasi ukuran <i>aneurysm</i> , lokasi, dan hubungannya dengan pembuluh darah utama dengan kemiripan bentuk asli 100% dan digunakan untuk panduan intraoperatif	Model yang dihasilkan terlalu keras dan mudah rapuh, tidak dapat dibandingkan dengan pembuluh darah manusia. Model ini tidak cocok untuk diseksi dan penjepitan pembuluh.
M. Roldan et al. 2023 [22].	Resin RS-F2-GPCL-04 untuk model tengkorak dan PolycraftTM GP-3481-F Silikon Rubber dengan Catalyst Clear untuk model otak.	Fabrikasi model kepala menggunakan 3D <i>Printing Photopolymer PolyJet</i> (tm) yang transparan/ <i>VeroClear</i> (tm). Pembuatan model otak dilakukan dengan molding.	Penelitian berhasil mereplika anatomi otak dan tengkorak, serta sifat optiknya dalam rentang inframerah dekat untuk pemantauan cedera otak traumatis melalui teknologi hantu kepala dengan fokus pada sinyal pulsatil non-invasif dan korelasinya dengan parameter fisiologis.	Kurangnya penjelasan bahan, validasi sinyal optik pulsatil dengan data klinis yang minim, dan tidak dibahasnya potensi keterbatasan dalam mereplikasi kondisi fisiologis otak serta dampak faktor-faktor lain pada menyerupai bentuk asli sinyal optik pulsatil.

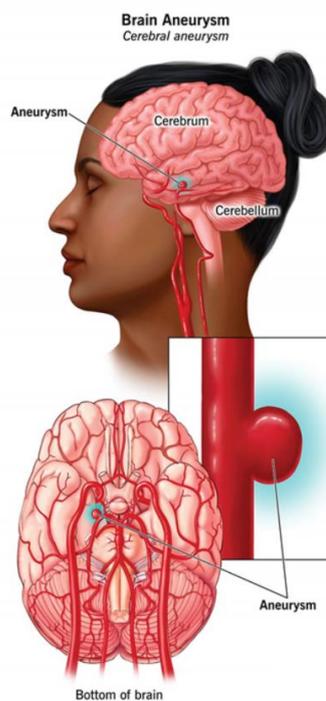
Authors (tahun)	Material	Metode	Temuan Utama	Kekurangan
Penelitian ini	Model kepala: eSUN PLA+ White Bone. Anatomi otak: Sunlu PLA+ Black. Replikasi model dengan silikon, konsentrasi dioptimalkan.	Fabrikasi model kepala dan moulding anatomi otak menggunakan metode FDM. Silikon yang di optimalkan melalui karakterisasi material digunakan untuk mencetak anatomi otak dan penyakit <i>aneurysm</i> .	Model kepala terbuat dari filamen PLA+ Bone White dengan <i>infill</i> 20%. Model otak menggunakan silikon RTV Rubber H-00 <i>Thickener</i> c 12.5% dengan katalis 2.5%. <i>Aneurysm</i> dibuat dengan <i>Latex Liquid</i> dan katalis 50%.	Terdapat kesulitan pada saat pembuatan replikasi dinding arteri di otak dikarenakan ukuran yang sangat kecil dan bentuknya yang kompleks.

Penelitian tentang pemanfaatan teknologi 3D *Printing* dalam menangani *aneurysm* intracranial menunjukkan potensi yang menjanjikan. Penggunaan teknologi ini dapat memberikan manfaat signifikan pada perawatan endovaskular *aneurysm* otak melalui pembuatan model pasien yang disesuaikan secara anatomi, terutama dengan memanfaatkan bahan seperti silikon. Keunggulan silikon yang mencakup sifat fleksibel dan elastis, meningkatkan model yang mendekati struktur asli, memungkinkan evaluasi vaskular sebelum intervensi dengan tingkat ketelitian yang tinggi. Selain itu, nilai teknologi 3D *Printing* untuk pengajaran klinis *aneurysm* intracranial dan simulasi operasi juga tergaris dengan baik, dengan potensi untuk meningkatkan model yang mendekati struktur asli dan keamanan prosedur tersebut. Sehingga perlu adanya penelitian lebih lanjut untuk memaksimalkan efektivitas 3D *Printing* dan optimalisasi silikon dalam penanganan *aneurysm* otak, dengan fokus pada peningkatan keselamatan dan keberhasilan prosedur bedah saraf.

## 2.2 DASAR TEORI

### 2.2.1 *Aneurysm* Otak

*Aneurysm* otak, yang juga dikenal sebagai aneurysm serebral atau aneurysm intracranial, merupakan ekspansi patologis pada arteri di dalam atau sekitar otak yang terjadi sebagai akibat dari degenerasi dan melemahnya dinding arteri. Mekanisme terbentuknya *aneurysm* otak melibatkan tekanan hemodinamik yang berkelanjutan pada area dengan dinding arteri yang lemah, sehingga menyebabkan distensi dan pembentukan tonjolan yang menyerupai gelembung [23]. *Aneurysm* otak umumnya terjadi pada arteri-arteri besar yang terletak di dasar tengkorak. Sebagian besar *aneurysm* otak berukuran kecil dan tidak menunjukkan gejala yang nyata. Namun, ketika *aneurysm* memberikan tekanan pada saraf atau jaringan otak di sekitarnya, dapat menyebabkan gejala yang beragam. Pecahnya *aneurysm* otak dapat menyebabkan perdarahan *intracranial* yang mengancam nyawa dan memerlukan penanganan medis darurat. Lamanya interval antara pecahnya *aneurysm* otak dan timbulnya perdarahan *intracranial* dapat meningkatkan risiko morbiditas dan mortalitas pada pasien [24].



Gambar 2.1 Ilustrasi *aneurysm* otak [25].

*Aneurysm* otak dapat dikelompokkan berdasarkan patologi, ukuran, dan lokasinya. Terdapat tiga tipe *aneurysm* berdasarkan bentuk dan patologi, yaitu *saccular*, *fusiform*, dan *dissecting*. Ketiga tipe tersebut dapat muncul sebagai lesi vaskuler tunggal (70%-75%) atau ganda (25%-30%), dan biasanya terjadi di sirkulus willis. Berdasarkan ukurannya, *aneurysm* dibagi menjadi lima kategori, yaitu sangat kecil (<3 mm), kecil (4-6 mm), sedang (7-10 mm), besar (11-24 mm), dan sangat besar (*giant aneurysm*) (>25 mm). Sedangkan berdasarkan lokasinya, *aneurysm* otak dibagi menjadi dua bagian, yaitu *aneurysm* di sirkulasi anterior (termasuk arteri karotis interna, arteri serebri anterior, dan arteri serebri medialis) dan *aneurysm* di sirkulasi posterior (termasuk arteri vertebralis, arteri basilaris, dan arteri serebral posterior) [26].

**a) *Saccular aneurysm***

*Saccular aneurysm* adalah suatu kondisi di mana terjadi penonjolan atau pembengkakan yang menyerupai kantung pada dinding pembuluh darah. *aneurysm* ini umumnya terjadi pada bifurkasi arteri dan merupakan jenis *aneurysm intracranial* yang paling umum terjadi, mencakup sekitar 66%-98% dari kasus *aneurysm*. *Aneurysm* sakular diyakini terjadi akibat adanya kelainan bawaan pada lapisan tengah pembuluh darah (*tunica media*) dan bisa berkembang menjadi *aneurysm* karena adanya tekanan dari aliran darah arteri [25].

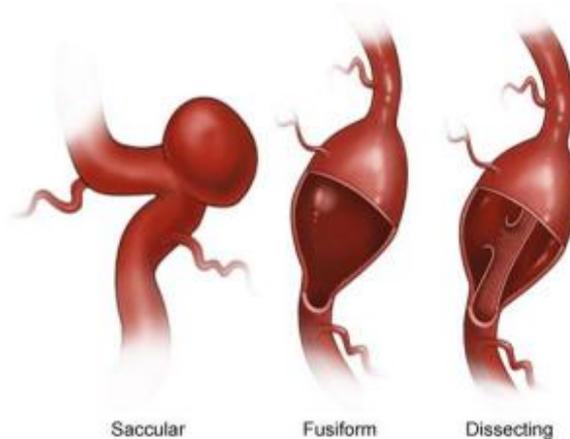
**b) *Dissecting Aneurysm***

*Dissecting aneurysm* adalah kondisi di mana terjadi pemisahan lapisan-lapisan pada dinding arteri setelah terjadinya robekan pada *tunica intima* pembuluh darah arteri. Hal ini menciptakan celah tempat masuknya aliran darah yang semakin membesar seiring waktu, membentuk struktur seperti balon yang dapat menyebabkan rasa sakit. *Dissecting aneurysm* biasanya terjadi di pembuluh darah aorta, dengan robekan pada *tunica intima* dekat katup aorta dan robekan pada *tunica media* pada bagian distal. Perbedaan jarak atau ketebalan dapat terjadi, seringkali terjadi pada dinding terluar aorta. Penyebab utama *dissecting aneurysm* belum sepenuhnya dipahami, namun diduga bahwa aterosklerosis melalui respons inflamasi kronis dapat menyebabkan penipisan *tunica media* dan robekan pada *adventisia*. *Dissecting aneurysm* perlu

dibedakan dengan *pseudoaneurysm* yang merupakan hasil ruptur arteri dan kapsulasi hematoperivaskuler [27].

c) ***Fusiform aneurysm***

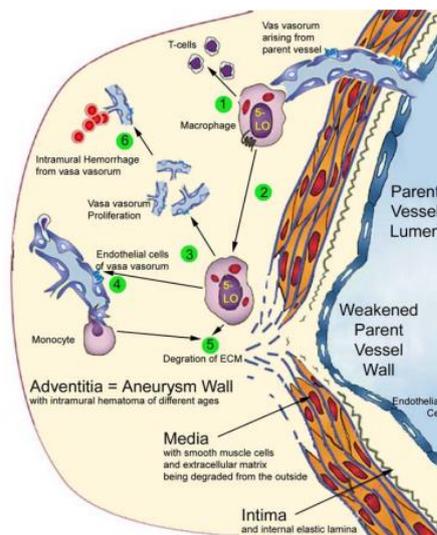
*Fusiform aneurysm*, atau yang sering disebut sebagai *aneurysm* aterosklerotik, adalah kondisi di mana terjadi pelebaran pembuluh darah arteri akibat aterosklerosis yang parah. Hal ini disebabkan oleh kerusakan pada lapisan tengah arteri yang menyebabkan peregangan dan pemanjangan dinding arteri melebihi ukuran normal. *Aneurysm* ini lebih sering terjadi pada pasien usia lanjut, dan biasanya terjadi pada sistem vertebrobasiler di otak. *Aneurysm fusiform* dapat menekan jaringan otak di sekitarnya, yang dapat mengakibatkan kelumpuhan saraf kranial dan bahkan erosi pada dasar otak. Penting untuk memberikan perhatian khusus pada kondisi ini, dan dalam beberapa kasus, tindakan bedah darurat mungkin diperlukan untuk mencegah pecahnya *aneurysm*. Pecahnya *aneurysm fusiform* dapat memiliki konsekuensi yang serius dan bahkan mengancam jiwa, terutama pada kasus *aneurysm* aorta abdominal [28]. Oleh karena itu, pengelolaan yang tepat dan penanganan yang cepat diperlukan untuk mengurangi risiko dan dampak yang ditimbulkan oleh *aneurysm* degeneratif ini.



**Gambar 2.2 Tipe Aneurysm Otak [28].**

Patogenesis *aneurysm intracranial* masih belum sepenuhnya diketahui, tetapi kelainan ini memiliki signifikansi klinis yang penting. Beberapa penulis mengusulkan bahwa proses ekstravaskular, termasuk inflamasi pada tunika *adventitia* dan degradasi dinding pembuluh darah, dapat menjadi faktor yang

memicu perkembangan *aneurysm*. Selain itu, peran enzim 5-lipoxygenase (5-LO) juga dikaitkan dengan patogenesis *aneurysm*. Enzim ini berperan dalam kaskade inflamasi *aneurysm* yang dapat menyebabkan kelemahan pada tunika media pembuluh darah dan degradasi matriks ekstraselular, yang berkontribusi pada pembentukan *aneurysm* [27]. Pendarahan dari *vasa vasorum* yang baru dapat menyebabkan pembentukan lapisan *hematoma intramural*. Oleh karena itu, *aneurysm* intracranial dapat dianggap sebagai penyakit yang melibatkan proliferasi dinding pembuluh darah. Dalam strategi terapi, perlu dipertimbangkan perbaikan intraluminal arteri dan peran *vasa vasorum*. Penggunaan obat yang memberikan efek *stenting* pada *vasa vasorum* menjadi potensi terapi di masa depan, sementara MRI dapat digunakan untuk mendeteksi perubahan pada *vasa vasorum* dan kelemahan dinding pembuluh darah secara langsung.



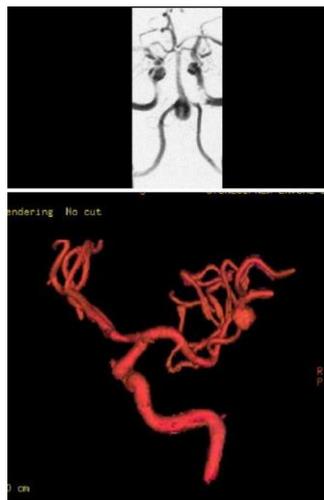
**Gambar 2.3 Mekanisme 5-LO dalam pembentukan Giant Arterial Intracerebral Aneurysm [27].**

Pemeriksaan penunjang memiliki peran sentral dalam proses diagnostik *aneurysm intracranial*. Modalitas yang umum digunakan, seperti *Tomografi Angiografi Terkomputasi (CTA)*, *Angiografi Resonansi Magnetik (MRA)*, dan angiografi berbasis kateter, digunakan untuk mengidentifikasi *aneurysm*, memetakan hubungan dengan pembuluh darah setempat, mengevaluasi potensi sirkulasi kolateral ke otak, mengevaluasi adanya vasospasme, dan membantu menentukan modalitas pengobatan yang paling optimal untuk mencegah perdarahan. Pada *aneurysm* yang belum pecah, MRA atau CTA merupakan metode

pertama yang dianjurkan, sementara angiografi menjadi pilihan utama pada pasien dengan perdarahan *subarachnoid*. Penting untuk membedakan *aneurysm* dengan *infundibula* dan lingkaran vaskular, yang dapat diatasi melalui penggunaan teknik pencitraan yang tepat, seperti angiografi tiga dimensi. Dalam beberapa kasus, *Magnetic Resonance Imaging* (MRI) dengan kontras gadolinium juga dapat memberikan kontribusi dalam mengecualikan adanya kelainan vaskular atau tumor sebagai penyebab perdarahan. Dengan memanfaatkan pemeriksaan penunjang yang sesuai, diagnosis *aneurysm* dapat diketahui secara menyerupai bentuk asli, sehingga dapat membantu perencanaan terapi yang optimal sesuai dengan keadaan pasien.

a) ***Magnetic Resonance Angiography* (MRA)**

*Magnetic Resonance Angiography* (MRA) adalah metode pencitraan medis yang menggunakan teknologi *Magnetic Resonance Imaging* (MRI) untuk menghasilkan gambaran yang rinci dari sistem vaskular tubuh manusia. MRA memanfaatkan sifat magnetik darah yang mengalir di dalam pembuluh untuk menghasilkan visualisasi yang menyerupai bentuk asli dari arteri dan vena. Dengan MRA, dokter dapat mendiagnosis kondisi vaskular seperti penyempitan pembuluh darah, *aneurysm*, atau pembekuan darah. Perbedaan utama antara MRI dan MRA terletak pada fokus aplikasinya, di mana MRI digunakan untuk pencitraan umum organ dan jaringan, sedangkan MRA difokuskan secara khusus pada evaluasi pembuluh darah [27].



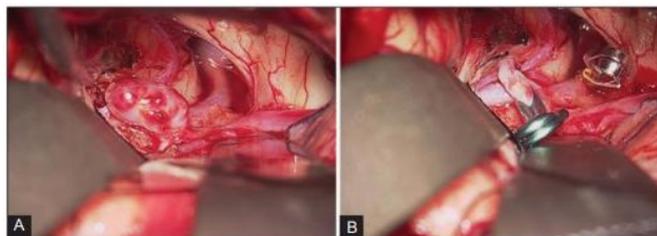
**Gambar 2.4 MR angiografi *Aneurysm* belum pecah di persimpangan *vertebrobasilar* (gambar atas) dan di arteri serebral tengah distal (gambar bawah) [29].**



### 2.2.2 *Keyhole surgery*

*Keyhole surgery* yang juga dikenal sebagai neurobedah minimal invasif, merupakan suatu teknik bedah yang melibatkan akses terhadap lesi intracranial yang dalam melalui *craniotomy* atau insisi kecil. Konsep dari bedah kunci neuro adalah untuk mengurangi cedera yang terkait dengan pendekatan pada tengkorak dan jaringan lunak, seperti otot temporal, dengan menggunakan jendela cranial kecil. Pendekatan ini memungkinkan lapangan operasi yang luas sambil membatasi sudut kerja. Secara umum, bedah kunci dilakukan dengan memanfaatkan simulasi bedah berbasis pencitraan tiga dimensi dari pasien individu guna memastikan prosedur yang aman dan presisi yang tinggi [30].

Bedah kunci untuk *aneurysm* otak menawarkan sejumlah keunggulan dibandingkan dengan pendekatan *craniotomy* konvensional. Pendekatan bedah kunci menghasilkan kerusakan jaringan lunak yang minimal dan memberikan hasil yang lebih baik melalui sayatan kulit terbatas di bawah alis dan diseksi terbatas pada otot temporalis. Hal tersebut membantu menghindari komplikasi seperti atrofi otot temporalis. Selain itu, pendekatan ini mampu mengurangi morbiditas bedah dengan membatasi paparan otak terhadap udara dan trauma bedah yang tidak disengaja melalui teknik *craniotomy* yang lebih terbatas dan spesifik. Dampaknya, komplikasi terkait pendekatan dan lama tinggal di rumah sakit dapat berkurang secara signifikan. Secara keseluruhan, *keyhole surgery* menawarkan modalitas pengobatan yang minim invasif, aman, dan efektif untuk *aneurysm* terpilih pada otak, dengan keunggulan seperti kerusakan jaringan lunak minimal, hasil yang lebih baik, morbiditas bedah yang rendah, waktu pemulihan yang cepat, dan perbaikan hasil fungsional [31].



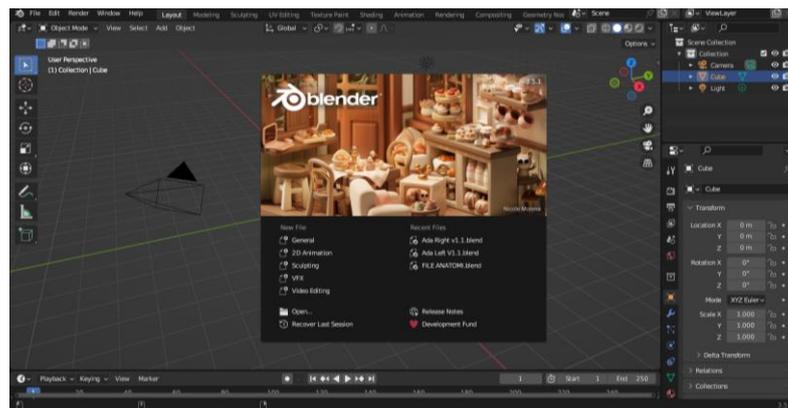
**Gambar 2.6 Pendekatan *keyhole surgery* supraorbital lateral untuk *Aneurysm A-com A*. (A) *Aneurysm A-com* setelah gyrus rektal diangkat. (B) *Aneurysm* setelah dilakukan pemotongan pada leher *Aneurysm* [30].**

### 2.2.3 Pemodelan 3D

Berikut ini adalah beberapa *software* yang mendukung dalam proses pemodelan 3D:

#### a) **Blender 3D**

Blender 3D merupakan perangkat lunak *open-source* yang digunakan untuk membuat animasi, model 3D, dan efek visual. Dalam aplikasi biomedis, Blender 3D dapat digunakan untuk membuat model 3D dari data medis, memvisualisasikan kondisi medis dengan lebih jelas. Model 3D yang dihasilkan dapat membantu dalam diagnosis yang lebih menyerupai bentuk asli, perencanaan operasi, dan bahkan simulasi operasi sebelum dilakukan pada pasien. Selain itu, Blender 3D juga dapat digunakan untuk membuat animasi yang membantu pasien memahami kondisi medis mereka dan prosedur pengobatan yang akan dilakukan [32]. Berikut merupakan tampilan *software* Blender 3D:



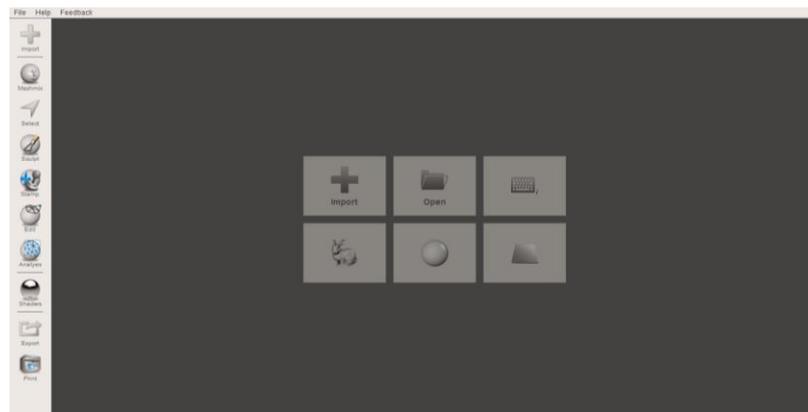
**Gambar 2.7** Tampilan *software* Blender 3D.

Implementasi *software* blender pada tugas akhir ini digunakan untuk pembuatan representasi visual yang terperinci dan menyeluruh mengenai struktur-struktur anatomi pada kepala. *Moulding* yang dihasilkan nantinya akan digunakan sebagai cetakan untuk mencetak model menggunakan bahan silikon, sehingga menciptakan replika dengan bentuk yang menyerupai aslinya.

#### b) **Autodesk Meshmixer**

Meshmixer merupakan sebuah aplikasi CAD (*computer-aided design*) berbasis jaringan (*mesh*) sebagai dasar pengoperasiannya. Aplikasi ini memiliki

berbagai fungsi meliputi penghalusan (*smoothing*), deformasi (*deforming*), penggabungan (*combine*), dan parameterisasi (*parameterization*). Aplikasi CAD ini memanfaatkan konsep "*drag and drop*" pengguna dapat mengoperasikan aplikasi CAD ini seolah sedang membentuk tanah liat sesuai keinginan, seperti dalam proses memahat atau memodelkan (*sculpting*) [33]. Karena keunggulan tersebut, aplikasi ini sering digunakan dalam menggabungkan konsep-konsep bentuk jaringan pada objek 3D. Berikut merupakan tampilan software meshmixer.



**Gambar 2.8 Tampilan *software* meshmixer**

Dalam dunia medis, meshmixer semakin populer saat ini karena kegunaannya dalam pemodelan tulang, implan, dan kebutuhan medis lainnya. Keunggulan utamanya terletak pada proses pemodelan yang lebih mudah dilakukan, sehingga meningkatkan efisiensi dalam merancang dan memvisualisasikan struktur dengan tingkat menyerupai bentuk asli yang lebih tinggi. Hal ini memberikan kontribusi positif dalam perencanaan dan pelaksanaan prosedur medis yang kompleks, membantu para profesional medis dalam mengambil keputusan yang tepat dan meningkatkan hasil pengobatan.

#### **2.2.4 3D Printing**

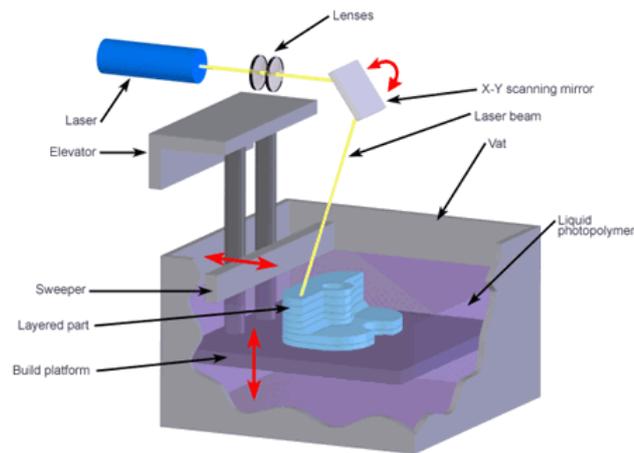
*3D printing* merupakan metode manufaktur yang memanfaatkan teknologi *additive* untuk menciptakan objek tiga dimensi. Proses ini melibatkan penumpukan material secara bertahap, membentuk lapisan demi lapisan berdasarkan desain digital. Teknologi ini memungkinkan pembuatan berbagai jenis objek dengan beragam bentuk dan kompleksitas, dimulai dari model konsep hingga produk jadi, tanpa memerlukan pembentukan tradisional atau pengurangan material. Dalam

bidang neurologi, teknologi ini digunakan untuk mencetak model anatomi otak yang menyerupai bentuk asli, termasuk *aneurysm* otak, untuk mendukung perencanaan bedah, simulasi, dan pengembangan pendekatan pengobatan yang lebih efektif. Penerapan teknologi 3D *printing* ini memiliki potensi dalam deteksi dini, diagnosis, dan perawatan *aneurysm* otak, serta meningkatkan hasil bagi pasien yang mengalami kondisi tersebut [34].

Sejak akhir 1970-an, banyak inovasi dalam proses dan teknologi pencetakan 3D telah muncul. Meskipun *printer* awalnya besar dan mahal, perkembangan telah menghasilkan berbagai metode pembuatan aditif. Beberapa di antaranya melibatkan pelelehan atau pelunakan bahan untuk membentuk lapisan, seperti *Selective Laser Melting* (SLM), *Selective Laser Sintering* (SLS), dan *Fused Deposition Modeling* (FDM). Sementara itu, ada pula metode lain yang mencapai padatan dari bahan cair, seperti *Stereolithography* (SLA) atau menggunakan *Laminated Object Manufacturing* (LOM) [34]. Beberapa metode yang umum digunakan dalam teknologi 3D *printing* meliputi:

**a) *Stereolitografi* (SLA)**

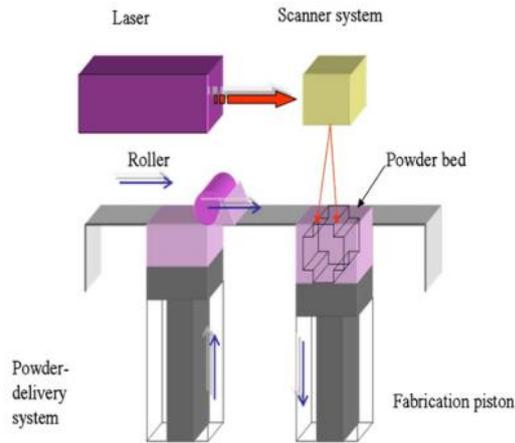
*Stereolithography* (SLA) merupakan teknologi 3D *Printing* yang dirancang untuk mencetak objek tiga dimensi dengan menggunakan prinsip polimerisasi foto. Proses ini melibatkan pemakaian sinar ultraviolet (UV) untuk mengerasakan lapisan demi lapisan dari material cair yang peka terhadap cahaya. Kelebihan utama SLA terletak pada kemampuannya menghasilkan objek dengan tingkat detail dan presisi yang tinggi. Namun, kekurangan yang perlu diperhatikan seperti biaya yang relatif tinggi dan kerumitan dalam penanganan bahan kimia serta post-processing untuk menghilangkan sisa resin cair. Meskipun demikian, SLA tetap menjadi salah satu pilihan utama dalam pembuatan prototipe dan model dengan tingkat menyerupai bentuk asli yang tinggi [35].



**Gambar 2.9 Visualisasi 3D Printing *Stereolithography* (SLA) [35].**

**b) *Selective Laser Sintering* (SLS)**

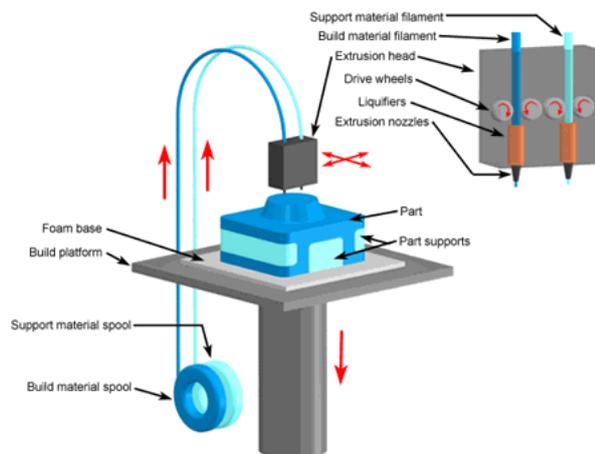
*Selective Laser Sintering* (SLS) merupakan proses manufaktur yang bertujuan untuk menciptakan model dengan tingkat presisi tinggi. Proses ini menggunakan sinar laser CO<sub>2</sub> yang difokuskan pada lapisan bubuk, memanaskan partikel-partikelnya sehingga terjadi penggabungan dan penyatuan antar partikel yang membentuk struktur padat. Setelah lapisan pertama mengalami proses *sintering*, lapisan bubuk berikutnya ditempatkan dan diratakan dengan menggunakan *roller*. Proses ini diulang berulang kali hingga model selesai terbentuk. Bubuk yang tidak terpakai dapat didaur ulang, sementara model yang telah selesai dibentuk akan diampas menggunakan pasir. Meskipun SLS memiliki keunggulan dalam kompleksitas dan presisi, tahap pasca-produksi diperlukan, termasuk penghilangan sisa bubuk dan ampas menggunakan pasir untuk hasil akhir yang halus. Dengan kombinasi keunggulan dan langkah-langkah pasca-produksi, SLS menjadi pilihan populer untuk pembuatan prototipe dan produksi volume rendah [35].



**Gambar 2.10** Visualisasi proses *selective laser sintering* (SLS) [35].

**c) Fused Deposition Modeling (FDM)**

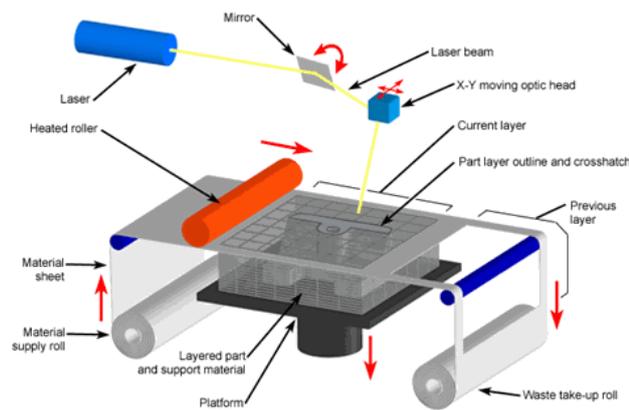
*Fused Deposition Modeling* merupakan teknologi cetak 3D yang menggunakan filamen termoplastik yang dipanaskan dan diekstrusi melalui *nozzle* yang bergerak secara horizontal sesuai program model pada sumbu X dan Y. Proses ini dilakukan secara bertahap, membentuk struktur produk dengan dukungan *scaffolding* yang dapat dihapus setelah bahan termoplastik mengeras. Meskipun produk FDM sering dianggap kurang estetik karena garis-garis lapisan yang terlihat, hasil cetakan dapat diperbaiki menggunakan larutan aseton. Selain itu, dalam produksi filamen FDM, digunakan teknik *hot-melt* extrusion yang melibatkan polimer seperti *Acrylonitrile Butadiene Styrene* (ABS) dan *polylactic acid* (PLA) yang dilelehkan dan diekstrusi menjadi filamen cetak 3D [35].



**Gambar 2.11** Visualisasi proses *Fused Deposition Modeling* (FDM) [35].

#### d) *Laminated Object Manufacturing (LOM)*

*Laminated Object Manufacturing (LOM)* adalah metode pencetakan 3D yang menggunakan lembaran plastik atau bahan lain yang disatukan dan dibentuk oleh laser atau pisau komputer. *Printer 3D LOM* menggunakan lembaran material kontinu dan memotong, melapis, dan membentuk objek secara bertahap. Proses ini cocok untuk model skala dan prototipe konsep dengan biaya rendah, namun kurang ideal untuk objek kompleks atau prototipe fungsional. Objek hasil cetakan memiliki tampilan dan tekstur mirip kayu, dan setelah pencetakan, beberapa tahap pascaproduksi dapat dilakukan seperti pengamplasan, pengecatan, atau pelapisan untuk melindungi dari kelembaban. [35].

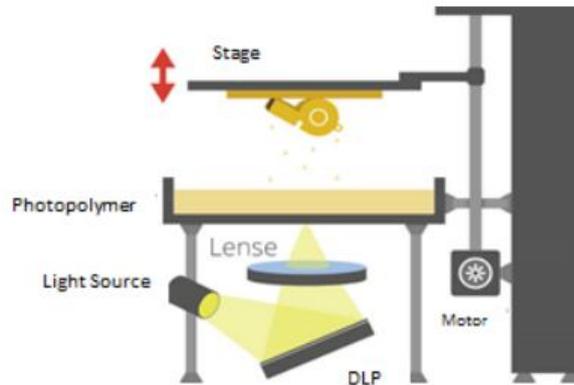


**Gambar 2.12 Visualisasi *Laminated Object Manufacturing (LOM)* [36].**

#### e) *Digital Light Processing (DLP)*

*Digital Light Processing (DLP)* adalah teknologi pencetakan 3D yang mirip dengan *Stereolithography (SLA)*. DLP menggunakan sumber cahaya konvensional untuk menyembuhkan resin polimer fotosensitif, sedangkan SLA menggunakan laser. Proses DLP mencetak objek dengan memproyeksikannya ke permukaan resin, yang mengeras ketika terpapar cahaya. Setelah setiap lapisan selesai, platform penurun turun untuk melapisinya dengan resin baru. Proses diulang hingga pembentukan model 3D selesai. Model kemudian menjalani tahap pascaproduksi untuk menghilangkan struktur dukungan dan meningkatkan kehalusan permukaan. DLP memiliki keuntungan, seperti kebutuhan *vat* resin yang lebih dangkal, mengurangi limbah, dan biaya

operasional yang lebih rendah dibandingkan SLA. Meskipun memiliki kekuatan yang baik, layanan DLP bisa mahal dan memerlukan penanganan lanjutan setelah pencetakan.



**Gambar 2.13 Visualisasi *Digital Light Processing* (DLP) [37].**

3D *Printing* memiliki sejumlah keunggulan dan kelemahan yang perlu diperhatikan, diantaranya:

**a) Kelebihan 3D *printing***

- 1) Menciptakan perangkat medis dan implan khusus sesuai dengan anatomi pasien.

3D *Printing* memungkinkan produksi perangkat medis dan implan secara spesifik sesuai dengan anatomi pasien, meningkatkan keserupaan dengan bentuk asli dan kenyamanan penggunaan [38].

- 2) Menghasilkan perangkat medis dan implan dengan lebih cepat dibandingkan metode manufaktur tradisional.

3D *Printing* memiliki keunggulan dalam kecepatan produksi perangkat medis dan implan dibandingkan dengan metode manufaktur tradisional. Proses 3D *Printing* memungkinkan pembuatan cepat perangkat medis, meningkatkan ketersediaan untuk pasien, dan aksesibilitas perawatan medis [38].

- 3) Mengurangi limbah dengan hanya menggunakan jumlah bahan yang diperlukan untuk perangkat atau implan spesifik.

3D *Printing* mengurangi limbah dan memanfaatkan bahan secara efisien dalam produksi perangkat medis. Dibandingkan metode tradisional, yang sering menghasilkan limbah tidak terpakai, 3D *Printing* menggunakan bahan

dengan presisi yang diperlukan, menghindari pemborosan. Pendekatan ini tidak hanya ramah lingkungan, tetapi juga mengurangi biaya produksi secara keseluruhan. Pencetakan 3D menjadi solusi berkelanjutan dalam mengurangi limbah dan memanfaatkan bahan dengan efisien [38].

- 4) Meningkatkan perencanaan bedah dengan menciptakan model anatomi menyerupai bentuk asli untuk latihan operasi kompleks.

*3D Printing* menghadirkan inovasi dalam perencanaan bedah dengan menciptakan model anatomi yang presisi untuk latihan operasi kompleks. Dibandingkan metode tradisional, teknologi ini memungkinkan pembuatan model fisik yang akurat dari organ atau struktur tubuh pasien, memungkinkan dokter untuk merencanakan pendekatan operasi optimal, serta melatih keterampilan bedah sebelum tindakan sebenarnya. Ini meningkatkan presisi, keberhasilan, dan keselamatan dalam prosedur bedah yang kompleks.[38].

#### **b) Kekurangan 3D Printing**

*3D Printing* di bidang medis memiliki potensi besar, namun, terdapat beberapa kekurangan yang perlu diperhatikan. Biaya akuisisi dan pemeliharaan peralatan *3D Printing* serta infrastruktur pendukungnya cenderung lebih tinggi, dapat membatasi penggunaan oleh lembaga medis. Keterbatasan kerjasama antara praktisi medis dan laboratorium juga menjadi hambatan terkait ketersediaan teknologi dan pemenuhan standar regulasi. Risiko kesehatan terkait penggunaan bahan *3D Printing*, seperti iritasi kulit, perlu diperhatikan dengan penggunaan yang benar dan kepatuhan pada pedoman keselamatan untuk menjaga keamanan pasien dan tenaga medis [39].

Pemanfaatan teknologi *3D Printing* dalam bidang *neurosains* memiliki berbagai kegunaan, termasuk untuk perencanaan/pelatihan bedah, pengembangan perangkat medis, dan edukasi pasien [40][41]. Dalam perencanaan bedah saraf, *3D printing* memberikan model fisik presisi yang mendukung interaksi fisik dengan ahli bedah, meningkatkan perencanaan pra-operasi, serta menjadi media edukasi selama pelatihan. Proses pencetakan melibatkan citra hasil CTA dan MRI, dengan perkembangan perangkat medis, termasuk alat bedah, yang revolusioner [42]. Selain itu, teknologi ini memungkinkan produksi prostetik tulang khusus untuk *cranioplasty*, dengan kecocokan anatomi yang sangat baik dan biaya rendah [43].

Untuk edukasi pasien, model cetakan 3D khusus tengkorak digunakan untuk menjelaskan deformitas kraniofasial kepada orang tua pasien, meningkatkan pemahaman dan persetujuan pada keputusan bedah [44]. *3D printing* menjadi cara yang lebih mudah dan efektif dalam memvisualisasikan anatomi untuk diagnosis, perencanaan bedah, dan pendidikan medis, membawa dampak positif pada hasil bedah dan perawatan pasien [45].

#### **2.2.4 Fabrikasi Model**

Berikut ini adalah beberapa elemen yang mendukung dalam proses proses fabrikasi model:

##### **1. Material**

###### **a) *Poly Lactic Acid (PLA)***

*Poly Lactic Acid (PLA)* merupakan polimer organik yang umum digunakan dalam pencetakan dengan metode *Fused Deposition* (FDM) dan pembuatan kerangka biomedis yang bersifat biokompatibel dan inersia imunologis. Namun, variasi dalam kualitas dan kimia bahan sumber membuat diperlukan karakterisasi filamen dan penentuan potensi perubahan kimia yang terjadi akibat proses FDM. Beberapa teknik spektroskopis, termasuk mikroskopi konfokal laser, spektroskopi inframerah transformasi *Fourier* (FTIR), dan spektroskopi FTIR fotoakustik, spektroskopi Raman, serta spektroskopi fotoelektron sinar-X (XPS) digunakan untuk mengkarakterisasi kimia baik secara keseluruhan maupun permukaan dari material sumber dan sampel hasil cetakan. Mikroskopi elektron pemindaian (SEM) dan diferensial *scanning* calorimetry (DSC) digunakan untuk mengkarakterisasi morfologi, kristalinitas dingin, serta temperatur transisi glass dan leleh setelah pencetakan. Analisis mengungkapkan aditif berbasis kalsium karbonat yang bereaksi dengan ligan organik serta kemungkinan adanya impuritas logam, baik sebelum maupun setelah pencetakan. *Aditif* ini terkonsentrasi di dalam struktur hasil cetakan, memiliki dampak pada pertumbuhan sel pada *scaffold* jaringan hasil cetakan. Analisis kimia juga menunjukkan sifat higroskopis bahan sumber dan oksidasi pada permukaan hasil cetakan, sementara citra SEM menunjukkan ketidakrataan pada tingkat mikro dan submikro yang dapat memengaruhi aplikasi potensial.

Temuan ini memiliki implikasi penting dalam konteks aplikasi biomedis, khususnya pada pencetakan *scaffold* jaringan [46].

#### **b) Silikon**

Silikon, sebagai polimer sintetis, memiliki peran utama dalam industri biomedis dengan sifat mekanik dan biokompatibilitas yang dimiliki. Bahan ini digunakan luas dalam berbagai aplikasi, termasuk perangkat implan, sisipan medis, lensa kontak, kateter urin, dan beragam perangkat lainnya. Dengan struktur molekuler semi-anorganik yang terdiri dari silikon, oksigen, karbon, dan hidrogen, silikon membentuk rantai monomer polidimetilsiloksan (PDMS) dengan panjang bervariasi. Silikon menonjol dengan sifat mekanik yang unggul, biokompatibilitas yang tinggi, dan permukaan hidrofobik, menjadikannya ideal untuk aplikasi di bidang biomedis. Ikatan ionik Si-O dalam struktur silikon memberikan stabilitas termal dan kimia yang kuat. Selain itu, silikon dapat dihasilkan dalam berbagai bentuk, termasuk elastomer, gel, dan perekat, yang disesuaikan dengan kebutuhan aplikasi. Selain keunggulan-keunggulan tersebut, silikon juga memiliki permeabilitas gas yang tinggi, transparansi optik, kemudahan pembuatan, hemokompatibilitas, hidrofobitas, inersitas, ketidaktoksikan, dan ketahanan terhadap degradasi biologis, menjadikannya bahan dasar yang sangat penting dalam berbagai aplikasi biomedis [47].

Silikon memiliki peran penting dalam dunia medis, terutama dalam pembuatan perangkat implan seperti sisipan medis, saluran pembuangan, shunt, kateter urin, prostesis kraniofacial, dan implan sendi metatarsophalangeal. Selain itu, lensa kontak juga menggunakan silikon sebagai bahan utamanya. Sifat inert dan permukaan hidrofobik silikon berkontribusi pada biokompatibilitasnya, menjadikannya pilihan ideal untuk aplikasi medis. Meskipun demikian, perlu diperhatikan bahwa implan silikon dapat menjadi rentan terhadap infeksi bakteri saat berinteraksi dengan jaringan inang. Oleh karena itu, berbagai strategi perlindungan antimikroba telah dikembangkan, termasuk pelapisan permukaan, modifikasi fisik atau kimia, serta pengobatan dengan antibiotik atau penggunaan permukaan yang diaktifkan plasma. Selain penggunaan dalam perangkat medis, potensi silikon sebagai biomaterial juga

sedang dieksplorasi dalam teknologi 3D *printing*, rekayasa jaringan, dan aplikasi pengobatan regeneratif untuk kemajuan lebih lanjut dalam bidang medis [47].

**c) Katalis**

Katalis merupakan zat yang mempercepat reaksi kimia dengan menyediakan situs aktif untuk mempertemukan reaktan dan memberikan energi panas, mempermudah melewati energi aktivasi. Katalis menciptakan jalur reaksi alternatif dengan energi aktivasi yang lebih rendah, memungkinkan molekul reaktan melewati penghalang dengan lebih mudah dan membentuk produk yang diinginkan. Perannya dalam meningkatkan efisiensi proses kimia sangat penting dalam konteks industri. Meskipun bersifat spesifik untuk reaksi tertentu, pemilihan katalis perlu dilakukan secara cermat untuk mengoptimalkan hasil suatu proses, dengan mempertimbangkan berbagai faktor seperti sifat fisika dan kimia katalis, kondisi operasi, dan jenis umpan yang memengaruhi kinerjanya [48].

Toksisitas katalis bervariasi tergantung pada komposisi dan sifat spesifiknya. Sebagian katalis mungkin bersifat beracun, sementara yang lain mungkin aman untuk ditangani. Oleh karena itu, penting untuk mempertimbangkan potensi toksisitas katalis saat memilihnya untuk suatu reaksi. Pemilihan katalis didasarkan pada sejumlah kriteria, termasuk aktivitas dan selektivitasnya untuk reaksi yang diinginkan. Faktor lain yang perlu dipertimbangkan mencakup stabilitas katalis dalam kondisi operasi, kerentanan terhadap kontaminasi, dan aspek-aspek hukum seperti hak paten. Pemilihan katalis perlu menghindari penggunaan katalis langka atau mahal untuk meminimalkan biaya proses. Katalis, dengan kemampuannya meningkatkan laju reaksi dan mengoptimalkan hasil, memberikan kontribusi signifikan dalam efisiensi dan ekonomi proses kimia [48].

**d) Thickener C**

*Thickener C* berperan sebagai pengencer pada Silikon Rubber untuk mengatasi masalah kekentalan yang seringkali menghambat proses casting cetakan dengan tingkat detail tinggi. Dengan mengurangi kekentalan Silikon Rubber, *Thickener C* silikon mempermudah pembuatan cetakan yang lebih rinci dari bahan Silikon Rubber. Penggunaan thickener c dalam silikon membawa

beberapa keuntungan pada peningkatan kelembutan komposit silikon Selain itu, thinner juga berperan dalam mengendalikan tingkat kelengketan pada proses vulkanisasi silikon, yang sering menjadi masalah pada model karet silikon. Meskipun demikian, penggunaan *Thickener C* dalam silikon juga membawa risiko kekekatannya pada model silikon, yang dapat berdampak negatif pada kinerjanya. Risiko difusi zat penipis dari lapisan penutup seiring waktu perlu diperhatikan, karena dapat memengaruhi sifat struktural silikon. Dengan demikian, pemilihan dan penggunaan *thickener c* dalam silikon membutuhkan pertimbangan untuk mencapai keseimbangan antara keuntungan dan kerugian yang mungkin muncul [49].

e) *Latex*

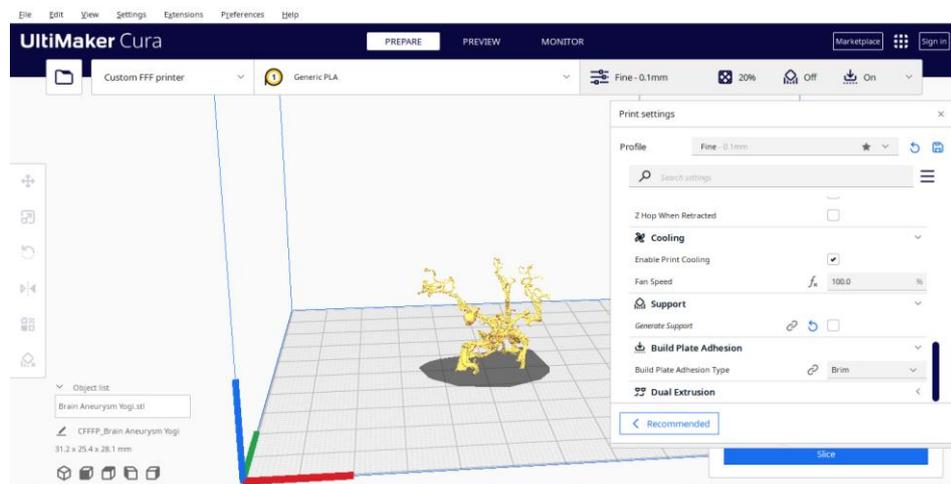
*Latex* merupakan bahan yang digunakan dalam pembuatan konstruksi *phantom* pelatihan medis untuk prosedur biopsi ultrasonografi, khususnya dalam pembuatan membran yang mensimulasikan struktur organ dan lapisan jaringan lunak. Kelebihan penggunaan *latex* terletak pada kemampuannya memberikan simulasi yang realistis dari jaringan manusia, memungkinkan praktisi medis untuk berlatih secara efektif dalam lingkungan yang mendekati situasi klinis sebenarnya. Meskipun demikian, aspek negatifnya mencakup biaya mahal, keterbatasan ketersediaan dari pengecer kain tertentu, dan rentannya penutup *latex* terhadap tusukan serta kemungkinan kerusakan seiring waktu, membatasi umur simpan *phantom* [50].

Pengembangan *phantom* pelatihan biopsi ultrasonografi dengan menggunakan gelatin dan *latex* menawarkan solusi ekonomis yang praktis. *Phantom* ini dirancang untuk mensimulasikan kondisi jaringan manusia dan telah terbukti efektif dalam melatih radiolog untuk melakukan prosedur intervensi ultrasonografi. Dengan memanfaatkan bahan-bahan yang relatif murah dan mudah didapat, seperti gelatin dan karet *latex*, *phantom* ini menjadi alternatif hemat biaya yang dapat digunakan dalam jangka waktu yang cukup lama [50].

## 2. Software Slicing

### a. Ultimaker Cura

Ultimaker cura merupakan perangkat lunak yang digunakan dalam pemodelan dan manufaktur aditif, khususnya dalam teknologi 3D *printing* yang berfungsi untuk memfasilitasi persiapan desain yang telah dirancang dengan mengimplementasikan proses *slicing*. Proses *slicing* melibatkan pemisahan model desain yang kompleks menjadi serangkaian lapisan geometris yang saling bertumpukan. Melalui analisis geometri dan pengaturan parameter yang sesuai, *software* ini membangun pola lapisan secara bertahap dan menghasilkan instruksi produksi dalam bentuk *G-code* atau *Computer-Aided Manufacturing* (CAM). *G-code* ini merupakan representasi digital dari instruksi yang diperlukan oleh mesin 3D *printing* untuk mereplikasi desain tersebut secara fisik. Ultimaker cura menyediakan fitur-fitur yang memungkinkan peningkatan kualitas dan efisiensi 3D *printing*. Pengaturan kecepatan cetak, *infill* yang sesuai, dan dukungan struktural yang tepat dapat dioptimalkan menggunakan *software* ini sehingga dapat mencapai hasil terbaik dalam hal kualitas, waktu produksi, dan penggunaan material [51].



Gambar 2.14 Tampilan *software* ultimaker cura

### b. Halot Box

Halot box merupakan *software slicing* yang digunakan dalam proses pencetakan 3D, khususnya untuk pengaturan segmentasi dan pencetakan resin sensitif UV Anycubic. Fungsi utamanya adalah memungkinkan konfigurasi

berbagai properti pencetakan, seperti tinggi lapisan, ketebalan B-Offset, panjang fokus B-Offset, kompensasi XY, dan Anti-Aliasing Diaktifkan. Dengan kemampuannya untuk menyediakan pengaturan khusus untuk setiap bahan yang digunakan dalam penelitian, perangkat lunak ini memberikan fleksibilitas dan kontrol dalam proses pencetakan. Selain itu, Halot Box juga memberikan estimasi waktu pencetakan untuk setiap materi, memberikan informasi yang berharga untuk perencanaan dan penjadwalan. Dengan kata lain, Halot Box sebagai perangkat lunak slicing merupakan alat yang efisien untuk mengoptimalkan proses pencetakan 3D dengan resin UV Anycubic [49].

### **3. Optimasi Material Silikon**

#### **a. Karakteristik Mekanik Bagian Kepala**

Penelitian mengenai sifat mekanis dinding aorta ascendens manusia, baik dalam keadaan sehat maupun patologis, telah dilakukan melalui uji tarik pada sampel aorta ascendens segar. Hasil penelitian menunjukkan bahwa penuaan menyebabkan penurunan yang signifikan dalam parameter mekanis jaringan aorta yang sehat. Namun, spesimen dengan *aneurysm* atau katup aorta bikuspid (BAV) tidak menunjukkan perbedaan mekanik yang mencolok dibandingkan dengan kelompok kontrol yang sesuai usia. Penuaan dan patologi yang parah dapat menghasilkan penurunan beban ruptur dan pemanjangan pada saat putus di aorta ascendens. Meskipun demikian, tekanan dinding fisiologis selalu berada di bawah titik pecah. Selain itu, pembuluh yang mengalami patologi tampaknya beroperasi pada bagian yang lebih kaku dari kurva responsnya, mengganggu elastisitas aorta [52].

Teori mengenai respons mekanis arteri, yang dijabarkan melalui berbagai penelitian, menyimpulkan bahwa kekuatan tarik (*tensile strength*) normal kekuatan berkisar 2.0 hingga 3.0 MPa, dengan regangan saat putus antara 2.0 hingga 2.5 mm/mm [53]. Sementara sifat mekanik elastis dan viskoelastik jaringan otak memiliki modulus young sekitar 0.0005-0.0026 MPa. Pada lintasan implan stimulasi nukleus sub-thalamus, *modulus young*-nya sekitar 0,004044 MPa, dihitung dari kemiringan alat kelengkapan penyisipan rata-rata [54][55]. Dinding *aneurysm* menahan tekanan arteri, bertumbuh sebagai respons terhadap stres tanpa penipisan, dengan kekuatan jaringan berkisar antara 0.73 hingga 1.9 Mpa [56].

## **b. Optimasi konsentrasi material silikon**

Dalam penelitian ini, dilakukan optimasi material silikon dengan merumuskan konsentrasi terbaik pada sampel *moulding* silikon yang digunakan dalam pembuatan *phantom*. Formulasi tersebut akan disesuaikan dengan parameter-parameter *phantom* yang telah terbukti berhasil dalam penelitian-penelitian sebelumnya [57].

## **c. Pengujian *tensile strength* (Uji Tarik)**

Uji tarik merupakan metode evaluasi mekanis yang digunakan untuk mengkaji perilaku dan karakteristik material ketika dikenai tegangan. Proses uji tarik melibatkan penguluran sampel material secara bertahap hingga mencapai titik patahnya. Dalam pengujian ini, berbagai parameter diukur, termasuk kekuatan tarik maksimum, kekuatan luluh, perpanjangan, dan modulus elastisitas [58].

*Tensile modulus* ( $E_t$ ) merupakan ukuran kekakuan dari suatu material, yang menunjukkan sejauh mana material tersebut mampu menahan deformasi saat dikenakan tegangan. *Tensile modulus* ( $E_t$ ) dihitung sebagai rasio antara tegangan ( $\sigma$ ) dan regangan ( $\epsilon$ ) pada material sebagaimana ditunjukkan pada persamaan 2.1.

$$\textit{Tensile modulus} (E_t) = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (2.1)$$

Dimana  $\sigma$  adalah tegangan yang diterapkan pada material, dan  $\epsilon$  adalah regangan yang terjadi pada material. Parameter ini memberikan informasi elastisitas material dan kemampuan untuk mempertahankan bentuknya [56].

*Tensile strength* ( $\sigma_M$ ) diukur sebagai tegangan maksimum yang dapat ditahan oleh material sebelum mengalami patah. Hal ini memberikan informasi tentang daya tahan maksimal material terhadap beban eksternal. Rumus untuk menghitung *tensile strength* dapat dinyatakan sebagaimana ditunjukkan pada persamaan 2.2.

$$\textit{Tensile strength} (\sigma_M) = \frac{\textit{Force} (N)}{A (mm^2)} \quad (2.2)$$

Dimana *Force* adalah gaya maksimum yang dapat ditahan oleh material sebelum patah, dan  $A$  adalah luas area material. Parameter ini mengindikasikan daya tahan maksimal material sebelum terjadi kegagalan struktural [56].