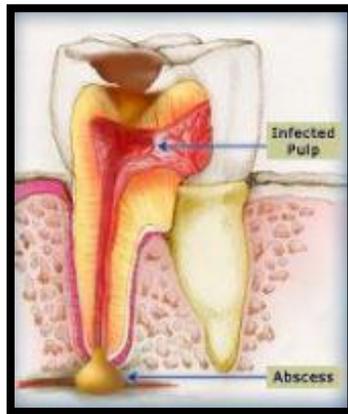


## BAB II TINJAUAN PUSTAKA

### 2.1 *Endodontic*

*Endodontic* merupakan bagian dari ilmu kedokteran gigi yang menyangkut diagnosis perawatan atau cedera pada jaringan pulpa (Bance, 1990). Gigi yang memerlukan perawatan *endodontic* yaitu gigi yang memiliki karies mencapai jaringan pulpa (Gambar 2.1) (Merry, 2013). Ada beberapa hal yang harus diperhatikan dalam perawatan *endodontic* yaitu keadaan mulut pasien, mahkota gigi, saluran akar, akar, jaringan periodontal, dan tulang penyangga gigi atau *prosesus alveolaris* (Tarigan, 2004).

Perawatan *endodontic* terdiri dari tiga tahap (*triad endodontic*), yaitu preparasi *biomekanis* meliputi pembersihan dan pembentukan, sterilisasi yang meliputi irigasi dan disinfeksi serta pengisian saluran akar. *Mikroba dieliminasi* di dalam sistem saluran akar, agar terjadi penyembuhan melalui tindakan pembersihan dan pembentukan saluran akar (*cleaning and shaping*). Pembersihan dilakukan dengan mengeluarkan jaringan pulpa vital dan nekrotik, serta mengeliminasi *mikroorganisme*. Pembentukan dilakukan dengan membentuk saluran akar sedemikian rupa agar saluran akar dapat menerima bahan pengisi dengan baik (Nurhayani, 2004).



**Gambar 2.1** Kondisi gigi dengan karies mencapai jaringan pulpa (Merry, 2013)

### **2.1.1 Tujuan Perawatan *Endodontic***

Tujuan perawatan *endodontic* adalah mengembalikan keadaan gigi yang sakit agar dapat diterima secara biologis oleh jaringan sekitarnya sehingga gigi dapat dipertahankan selama mungkin di dalam mulut (Bence, 1990). Perawatan *endodontic* merupakan suatu perawatan yang dilakukan untuk mempertahankan jaringan pulpa sehingga gigi dapat berfungsi seperti semula (Tarigan, 1994).

### **2.1.2 Indikasi Perawatan *Endodontic***

Secara umum perawatan saluran akar diindikasikan untuk : (1). Email yang tidak didukung dentin (2). Gigi sulung dengan infeksi yang melewati kamar pulpa, baik pada gigi vital, nekrosis sebagian maupun gigi sudah non vital (3). Kelainan jaringan periapiks pada gambaran radiografi kurang dari sepertiga apeks (4). Mahkota gigi masih bisa direstorasi dan berguna untuk keperluan prostetik (untuk pilar restorasi jembatan) (5). Gigi tidak goyang dan periodonsium normal (6). Kondisi pasien baik (7). Pasien ingin giginya dipertahankan dan bersedia untuk memelihara kesehatan gigi dan mulutnya (8). Keadaan pasien memungkinkan (Hardianti 2014 dan Luik 2016).

### **2.1.3 Kontraindikasi Perawatan *Endodontic***

Secara umum, kontraindikasi perawatan *endodontic* yaitu : (1). Fraktur akar gigi yang vertikal (2). Tidak dapat lagi dilakukan restorasi (3). Kerusakan jaringan periapikal melibatkan lebih dari sepertiga panjang akar gigi (4). Resorpsi tulang alveolar melibatkan setengah dari permukaan akar gigi (5). Kondisi sistematik pasien, seperti diabetes mellitus yang tidak terkontrol (Hardianti dan Pandula, 2016).

### **2.1.4 Tahap Perawatan *Endodontic***

Terdapat beberapa tahap perawatan *endodontic* yaitu : (1). Pembersihan saluran akar merupakan proses pembuangan iritan dari sistem saluran akar. Tujuannya adalah untuk membasmi iritan tersebut. Iritan-iritan tersebut adalah bakteri, jaringan nekrotik, debris organik, darah dan kontaminan lain (Walton RE, 2008). (2). Preparasi saluran akar, preparasi saluran akar yang ideal meliputi 4 tahap, yaitu: menentukan arah saluran akar, membersihkan saluran akar (*cleaning*), membentuk

saluran akar (*shaping*), preparasi daerah apikal. (3). Pengisian saluran akar. Tujuan pengisian saluran akar adalah untuk menutup saluran akar dengan bahan yang kompatibel dari kamar pulpa sampai ke apeks (Tarigan R, 2004). Pengisian saluran akar dapat menggunakan bahan pengisi *gutha percha*.

Keuntungan *gutha percha* adalah bersifat *swa-sterilisasi*, yakni agar tidak bertumbuhnya bakteri (Walton, 2008). Setelah itu saluran akar diberikan *siler*. *Siler* berfungsi sebagai antibakteri, mengisi ruang yang kosong antara *gutha percha* dan dinding dentin (Badrudin, 2009). (4). Kontrol perawatan *endodontic*, jika tidak ada kelainan kemudian dilanjutkan prosedur pengurangan *guttha percha* untuk persiapan *fabricated (post core* tuang). Kemudian dilanjutkan dengan pelebaran dinding saluran akar menggunakan *uniclip drill* sampai  $\frac{2}{3}$  panjang saluran akar. (5). Selanjutnya prosedur pencetakan saluran akar. Menggunakan bahan cetak *heavy body* dan *light body*, untuk mencetak rahang antagonis dengan bahan cetak *irreversible hydrocolloid (alginate)*. Intruksi laboratorium untuk pembuatan *post core* tuang. (6). Trial *post core* tuang dan dikoreksi menggunakan radiografi periapikal untuk mendapatkan relasi yang harmonis dengan gigi anterior rahang bawah. (7). Setelah preparasi *post core* selesai, lakukan pencetakan untuk pembuatan restorasi akhir (Kusuma, 2009).

## **2.2 Restorasi**

Restorasi adalah hasil akhir dari perawatan gigi yang memiliki tujuan mengembalikan bentuk, fungsi, dan penampilan gigi (Harty dan Ogston, 1995). Pembuatan restorasi gigi setelah perawatan *endodontic* merupakan kelanjutan dari rangkaian perawatan *endodontic* yang telah dilakukan, untuk mengembalikan fungsi fisiologis dan fungsi estetik gigi dan merupakan tahap akhir dalam keberhasilan perawatan.

Tujuan restorasi pada gigi perawatan *endodontic* yaitu mempertahankan kerapatan setelah pengisian saluran akar atau mencegah *microleakage*, mempertahankan jaringan gigi yang tersisa dari kemungkinan fraktur, mengurangi beban yang berlebihan, memperbaiki inklinasi, mendapatkan tampilan morfologi gigi yang alami (Lunardhi C dkk, 2009). Faktor yang harus diperhatikan untuk keberhasilan pembuatan restorasi akhir setelah perawatan *endodontic* antara lain

struktur dentin yang tersisa, hilangnya struktur gigi, perubahan warna gigi, perbandingan antara mahkota dan akar yang masih tertinggal, dan keadaan sosial ekonomi pasien (Raharjo dan Erdana, 2013).

### **2.2.1 Macam-Macam Restorasi**

**2.2.1.1 Restorasi *direct*.** Restorasi *direct* adalah restorasi yang dilakukan langsung ke dalam kavitas gigi pasien yang telah dipreparasi, misalnya amalgam atau komposit (Walton, 2008). Restorasi *direct* hanya diindikasikan pada gigi yang mengalami lubang tidak terlalu besar, sehingga memungkinkan dilakukan langsung di dalam mulut (Kidd EAM dkk, 2002).

**2.2.1.2 Restorasi *indirect*.** Restorasi *indirect* adalah restorasi yang proses pembuatannya dilakukan di laboratorium teknik gigi dengan mencetak rahang pasien (Istikharoh F, 2018). Kemudian hasil cetakan di *scanning* lalu didesain menggunakan *software Computer Aided Design (CAD)*. Penyesuaian dan penyelesaian dilakukan pada model di laboratorium, dengan demikian pada saat pemasangan restorasi pada pasien hanya sedikit untuk melakukan penyesuaian karena sebagian besar pekerjaan telah dilakukan pada model kerja. Restorasi *indirect* diindikasikan pada gigi yang mengalami kerusakan yang besar, sehingga tidak memungkinkan dilakukan langsung di dalam mulut. Bahan yang digunakan untuk pembuatan restorasi *post core* adalah logam (Kidd EAM dkk, 2002).

### **2.2.2 Syarat Restorasi yang Ideal**

Ada beberapa syarat yang diperlukan bagi restorasi yang ideal setelah perawatan *endodontic*. Syarat-syarat restorasi yang ideal yaitu dapat memberikan kerapatan pada bagian koronal, dapat melindungi struktur gigi yang masih tersisa, dapat menahan beban kunyah, dapat memperbaiki fungsi, dan memberikan estetik yang baik (Walton, 2008), memiliki retensi agar tidak lepas dan menjaga gigi antagonis dan gigi sebelahnya (Cohen 2011 dan Grossman 1995).

### **2.3 *Post Core***

*Post core* adalah suatu restorasi yang terbuat dari bahan metal dan non metal yang dimasukkan kedalam saluran akar untuk menambah retensi mahkota dan

menyalurkan tekanan yang diterima secara merata sepanjang akar gigi (Widyastuti, 2011). Menurut Tarigan (1994), *post core* merupakan retensi tambahan yang sedang dilakukan perawatan *endodontic* dan membutuhkan restorasi akhir yang baik (Tarigan, 1994). *Post* berfungsi untuk menambah retensi restorasi dan meneruskan tekanan yang diterima gigi merata ke sepanjang akar (Besse T, 2012).

*Post* dapat dibedakan menjadi beberapa macam berdasarkan cara pembuatannya yaitu, *post prefabricated* dan *custom-fabricated/custom-made*. Sedangkan berdasarkan bahan pembuatan yaitu, *post* logam dan non logam. *Post core* tradisional yang selama ini digunakan adalah jenis *post core* metal atau dari *alloy* yang proses pembuatannya dilakukan di laboratorium. Beberapa *post* non logam yaitu *post fiber*, keramik dan *fiber reinforced polymers* (Freilich MA, 2000). Penggunaan *post* dan *core* dibutuhkan jika jaringan gigi yang tersisa sangat kurang, sehingga tidak dapat memberikan retensi pada restorasi korona (Besse T, 2012).

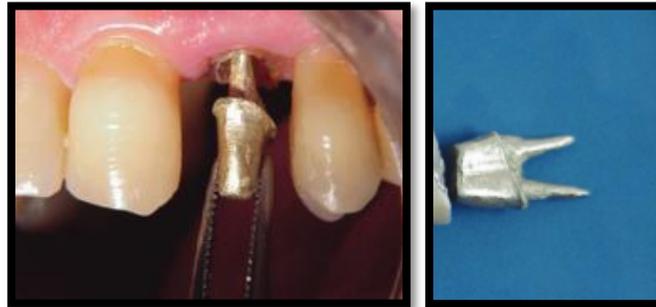
### **2.3.1 Fungsi Pembuatan *Post Core***

Fungsi pembuatan *post core* adalah sebagai profilaksis untuk mencegah terjadinya fraktur sebelum gigi di tumpat. *Post core* juga berfungsi sebagai *reinforcement* atau penguat jaringan dentin sisa gigi yang melemah setelah dilakukan perawatan *endodontic* dan sebagai retensi utama untuk restorasi mahkota tiruan (Baum dkk, 1995).

### **2.3.2 Macam-Macam *Post Core* Berdasarkan Cara Pembuatannya**

**2.3.2.1 *Fabricated* atau tuang.** *Fabricated* atau *post core* tuang merupakan *post core* yang dibuat individual sesuai dengan hasil preparasi dari masing-masing gigi menggunakan pola malam atau resin dan melalui tahap pengecoran logam (Ridmwati, 2012). Pada *post core* terdapat *post*/inti sebagai pemegang untuk mahkota gigi tiruan yang akan dipasangkan. *Post core fabricated* bersifat pasif dan dapat digunakan untuk akar tunggal maupun ganda (Gambar 2.3). Kelebihan *post core fabricated* adalah dapat beradaptasi pada saluran akar berukuran besar dan ireguler, kekuatan yang sangat kuat, dapat mengkoreksi inklinasi gigi, *post*, dan *core* menjadi

satu kesatuan mengikuti bentuk preparasi saluran akar, sehingga tidak memerlukan tambahan retensi berupa pin untuk memperkuat *core* (Besse T, 2012).



**Gambar 2.2** *Post core* dengan akar tunggal dan ganda (Souza, 2019)

Desain *post core* pada dasarnya harus memenuhi persyaratan retensi, stabilisasi, serta tahan terhadap daya kunyah. Fungsi tersebut berkaitan dengan bentuk dan ukuran penampang serta panjang *post* nya (Tarigan,1994). *Post core* berfungsi untuk menambah atau mempertahankan retensi restorasi gigi, meneruskan tekanan yang diterima gigi secara merata ke sepanjang akar dan melindungi struktur gigi yang tersisa (proteksi). *Post core* digunakan pada gigi yang dirawat *endodontic*, dimana struktur mahkota gigi yang tersisa kurang dari setengah atau hanya struktur akarnya saja yang tersisa, dan diperkirakan akan menerima beban yang besar. Bahan-bahan yang biasa digunakan pada prosedur pembuatan *post core* tuang adalah sebagai berikut :

1. Pola malam (Wax). Pola malam adalah salah satu bahan dibidang kedokteran gigi yang berfungsi untuk mendapatkan pola malam sebagai reproduksi dari struktur gigi yang hilang sebelum dilakukan pengecoran (Craig dkk, 2004). Model restorasi yang dibuat dari malam kemudian direproduksi menjadi logam atau bahan yang lain. Model malam diukur sesuai dengan bentuk jaringan gigi yang hilang (Martanto, 1982). Tujuannya adalah untuk memperoleh bentuk anatomi, menghasilkan coran (*casting*). Macam-macam malam yang digunakan adalah *inlay wax*, *base plate wax* (Hayati, 2003).

2. Logam campur untuk kedokteran gigi didefinisikan sebagai logam yang mengandung dua unsur, yaitu logam dan logam lainnya sama-sama larut dalam keadaan dicairkan (Philips, 2004).

Terdapat klasifikasi, jenis dan komposisinya terdiri dari :

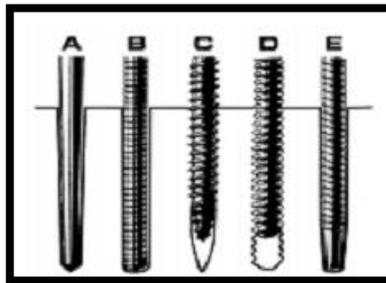
- a. *Alloy emas*  
Digunakan untuk *inlay, onlay, crown, bridge* dan landasan gigi tiruan sebagian tuangan. Komposisinya adalah campuran emas dengan logam lain seperti tembaga, perak, platinum dan seng.
- b. *Alloy cobalt chromium, alloy silver-pladium, alloy aluminium bronze*  
Digunakan untuk landasan gigi tiruan.
- c. *Stainless steel*  
Berfungsi sebagai landasan gigi tiruan dalam bentuk kawat.
- d. *Alloy nickel-chromium, nickel-titanium*  
Digunakan dalam bentuk kawat.

Spesifikasi ADA No.5 *alloy* diklasifikasikan menjadi empat tipe (F.Land dkk, 2008) :

- a. Tipe I (*Soft*)  
Untuk restorasi dengan subyek stress yang rendah, seperti *inlay*.
- b. Tipe II (*Medium*)  
Untuk restorasi dengan subyek stress *moderate*, seperti *onlay*.
- c. Tipe III (*Hard*)  
Untuk restorasi dengan subyek stress tinggi, seperti *crown, thick veneer crown*, dan *short span fixed partial denture*.
- d. Tipe IV (*Extra Hard*)  
Restorasi dengan subyek stress yang sangat tinggi, seperti *thick-veneer, crown, long-span fixed partial denture*, dan *removable partial denture*.

Pembuatan *post core*, tipe *alloy* yang digunakan adalah tipe III. Ada berbagai macam sifat-sifat dari logam campur yaitu bersifat korosi, adanya perubahan bersifat dimensional akibat kontraksi dan ekspansi dalam *setting time*. Jenis bahan ini juga mudah dicairkan, dicor maupun disolder serta mempunyai ketahanan abrasi yang baik. Sifat lainnya dari logam campur adalah tahan terhadap tekanan, *biokompabilitas* dan *fluiditas* yang sangat baik saat mencair serta *thermal expansion* dan konduktivitas yang tinggi. Syarat-syarat untuk bahan logam campur adalah tidak membahayakan pulpa dan jaringan lunak, tidak mengandung toksik yang bisa berdifusi dan diabsorpsi dalam sistem sirkulasi dan bebas dari agen yang menyebabkan reaksi alergi serta tidak berpotensi sebagai bahan karsinogenik. Syarat lainnya untuk bahan *alloy* adalah titik cair tinggi, pertahanan terhadap abrasi baik, tahan terhadap korosi serta tahan terhadap suhu panas dan dingin.

**2.3.2.2 Prefabricated.** *Prefabricated* merupakan *post* yang dibuat oleh pabrik, pada umumnya berbentuk silindris sehingga mudah mengalami rotasi. Desain *post* jenis *prefabricated* dapat diklasifikasikan menjadi beberapa jenis yaitu : (a). *Tapered smooth-sided*; (b). *Tapered self-threading screw*; (c). *Parallel serrated*; (d). *Parallel tapered and*; (e). *Parallel threaded* (Tarigan, 2004) (Gambar 2.4).



**Gambar 2.3** Desain *postprefabricated* (Tarigan, 2004)

Cheung (2005) menyatakan bahwa setiap model atau bentuk dari *prefabricated post* akan memiliki keuntungan dan kelemahannya masing-masing, yaitu :

1. *Tapered post*, keuntungan desain *tapered post* diantaranya adalah konservatif terhadap struktur gigi, memiliki kekuatan dan kekakuan yang sangat tinggi.

Dan kekurangan dari *tapered post* adalah memiliki daya *retentive* yang kurang kuat sehingga sering menyebabkan terjadinya rotasi dan *post* mudah untuk lepas.

2. *Prefabricated* tipe *parallel-sided post, non-threaded/smooth*, keuntungan desain tersebut adalah memiliki retensi baik, memberikan tekanan minimal terhadap akar gigi, mudah penempatannya. Dan kekurangan tipe *parallel-sided post, non-threaded/smooth* adalah harga masih terbilang mahal, kurang konservatif dengan struktur gigi.
3. *Prefabricated* dengan tipe *threaded post*, keuntungan tipe *threaded post* adalah memiliki retensi cukup baik. Dan kekurangan tipe *threaded post* diantaranya memberikan tekanan pada saluran akar cukup tinggi, konservatif untuk struktur akar dan mahkota gigi.

*Post prefabricated* dapat dibedakan menjadi dua jenis yaitu *post* aktif dan pasif. *Post* aktif akan membentuk ikatan mekanik dengan dinding-dinding saluran akar sehingga menyebabkan terbentuknya retensi yang baik, tetapi pada saat pengunyahan akan memberikan tekanan pada saluran akar yang akan meningkatkan terjadinya fraktur radikular. *Post* pasif atau *cemented* merupakan *post* dengan desain tanpa uliran yang menyebabkan *post* tidak mempunyai ikatan mekanik dengan dinding saluran akar. *Post* pasif memiliki retensi tidak terlalu baik jika dibandingkan dengan *post* aktif, tetapi *post* pasif akan menghasilkan tekanan yang lebih minimal apabila diberikan tekanan misalnya pengunyahan (Torabinejad dkk, 2013). Pada tahun 2013, Nort menyatakan bahwa berdasarkan bahan yang biasa digunakan untuk pembuatan *post prefabricated* dapat digolongkan menjadi beberapa jenis yaitu :

1. *Post Metal*

*Post prefabricated* metal terbuat dari bahan *stainless steel, nickel, kromium* atau titanium. Bahan tersebut mempunyai sifat yang tahan terhadap korosi, keras, kaku, sehingga dapat menahan tekanan pengunyahan. *Post* metal memiliki

retensi yang cukup tinggi tapi dapat menyebabkan fraktur akan, hal ini terjadi karena kurangnya daya *adhesive* dari bahan (Nort, 2013).

## 2. *Post* Keramik

*Post* keramik merupakan salah satu jenis *post* yang memiliki nilai estetik yang cukup bagus, karena memiliki warna hampir mirip dengan warna asli gigi. Bahan *post* keramik yang banyak digunakan adalah zirkonia. Zirkonia memiliki kekakuan, kekerasan dan warna putih yang baik menyerupai gigi. Keuntungan *post* keramik adalah memiliki nilai estetik yang baik, sifat kekerasan, resistensi kompresi, resistensi kimia serta biokompatibilitas yang baik (Nort, 2013).

## 3. *Post fiber reinforced*

Ferrari (2008) menyatakan bahwa *post fiber reinforced composite* pertama kali diperkenalkan untuk mengurangi dampak dan kekurangan dari penggunaan *post* metal. *Post fiber reinforced* mengandung resin dengan beberapa bahan pengisi. Kelebihan dari *post fiber reinforced composite* adalah memiliki modulus elastis yang hampir sama dengan dentin, estetika baik dan dapat mengurangi tekanan yang dapat menyebabkan fraktur akar (Ferrari, 2008). *Post fiber reinforced* memiliki beberapa jenis yaitu :

### a. *Carbon fiber*

*Carbon fiber* diperkenalkan untuk mengatasi kekurangan dari *post* metal yang mudah korosi, memiliki kekakuan yang sama dengan dentin sehingga lebih tahan terhadap fraktur. Kekurangan dari *carbon fiber* adalah warnanya yang radiolusen sehingga mengganggu estetika (Nort, 2013).

### b. *Glass fiber*

Jenis *glass fiber* memiliki *biomechanical properties* yang hampir sama dengan *carbon fiber*. *Glass fiber* memiliki perbedaan pada jenis *glass*, seperti *E-glass* (*electrical glass*) dan *S-glass* (*high-strength glass*). *Glass fiber* dapat terbuat dari *quartz fiber* dalam bentuk kristal silica murni yang memberikan estetika baik (Nort, 2013).

c. *Quartz fiber*

*Quartz fiber* digunakan sebagai alternatif untuk *post carbonfiber* karena warnanya yang radiolusen sehingga tidak mengganggu estetika. *Post quartz fiber* mempunyai sifat mekanis berupa kekuatan fraktur lebih rendah dibandingkan dengan *glass fiber* (Nort, 2013).

### 2.3.3 Indikasi dan Kontraindikasi *Post Core*

**2.2.3.1 Indikasi *post core*.** Indikasi *post core* yaitu gigi yang dirawat *endodontic*, dengan struktur mahkota gigi yang tersisa kurang dari setengah, sedangkan sisa gigi tidak mungkin dilakukan penambalan konvensional, dimana gigi tersebut menerima beban yang besar dan gigi dengan struktur akar saja yang tersisa.

**2.2.3.2 Kontraindikasi *post core*.** Kontraindikasi *post core* yaitu gigi anterior yang telah dirawat *endodontic*, dengan *margin ridge* yang masih utuh, gigi posterior yang telah dirawat *endodontic*, dengan ruang pulpa yang besar dan jaringan keras yang tersisa masih banyak sehingga masih dapat memberi resistensi yang cukup untuk bahan restorasi.

### 2.3.4 Faktor yang Memengaruhi Retensi *Post Core* (Suprastiwi, 2004)

Faktor-faktor yang memengaruhi retensi *post core* diantaranya adalah sebagai berikut : (1). Panjang *post* adalah retensi *post* akan meningkat seiring dengan panjang, untuk mendapatkan retensi menyisakan bahan pengisi 4 mm sampai 5 mm, panjang minimal sama dengan panjang mahkota klinis atau  $\frac{2}{3}$  panjang saluran akar. (2). Diameter *post* adalah makin kecil diameter *post* maka akan lebih mudah lepas. Daya retensi *post* dipengaruhi oleh panjang, diameter, bentuk dan konfigurasi permukaan *post*.

## 2.4 *Sprue*

Menurut John F. Bates (1970) *sprue* adalah suatu jalan yang diperlukan sebagai sarana dimana logam cair dapat mengalir dari bagian luar cetakan ke dalam ruang cetakan (*mold space*) yang terbentuk setelah pola malam di hilangkan (Santoso, 2016). Menurut Louis G. dan William R (1963) *sprue* berbentuk sebuah logam atau *wax form* yang digunakan untuk membuat jalan masuknya yang berfungsi

memindahkan lelehan metal cair kedalam saluran yang terbentuk *mould space*. Persiapan pengecoran model *casting* dilakukan dengan model malam *sprue* dibuat dari bahan yang lunak sehingga sangat mudah meleleh. Setelah dibakar akan meninggalkan sebuah jalan masuk melalui bahan tanam ke dalam *mould space* (Santoso, 2016).

## 2.5 CAD/CAM

Dr. Francois Duret adalah pelopor yang membawa konsep CAD/CAM ke dalam aplikasi kedokteran gigi pada tahun 1973 (Duret F, 1988). Ia mengembangkan dan menetapkan perangkat CAD/CAM pada tahun 1984. Mormann dan Brandestinni memperkenalkan teknologi CAD/CAM dikedokteran gigi di German pada tahun 1989 dan hingga saat ini telah digunakan secara luas disemua cabang prosthodontik. Penggunaan teknologi CAD/CAM, dalam berbagai jenis restorasi dan prosthesis gigi bukan hanya dalam hal desain, tetapi juga mendapatkan hasil secara akurat dan presisi (Uzun, 2008).

Ketepatan marginal yang baik dapat diperoleh dari metode ini karena proses *scanning*, desain dan *milling* yang berhasil, oleh karena itu teknisi harus handal dan teliti dalam mengoperasikan CAD/CAM agar restorasi yang dihasilkan sesuai (Liu, 2005). Lebih dari 25 tahun teknologi CAD/CAM telah menjadi populer dan digunakan secara luas di laboratorium dan klinik gigi (Davidowits dan Kotick, 2011). CAD melibatkan kesan digital dan desain restorasi (Beuer dkk, 2008). Proses CAD dilakukan dalam perangkat lunak menggunakan data tayangan digital dan desain restorasi yang di *milling*.

Peran penting dari CAM adalah *Numeric Control* (NC), *Numeric Control* (NC) adalah teknik menggunakan instruksi yang diprogram untuk mengontrol mesin yang bisa mengubah suatu blok menjadi bagian-bagian tool restorasi. Tujuan dari CAM adalah proses produksi dengan waktu yang singkat, memproduksi komponen dengan ketelitian tinggi, dan konsistensi penggunaan material sehingga dapat mengurangi limbah produksi (Dwi Hadi, 2018). Teknologi CAM menggunakan teknik impresi dengan alat pemindai tiga dimensi (3D) dan hasil pemindaian akan dipindahkan

kekomputer untuk mempermudah proses restorasi. Selanjutnya, desain restorasi dipindahkan ke mesin 3D *printing* untuk menghasilkan restorasi yang sesungguhnya dalam bentuk fisik.

*Computer Aided Design/Computer Aided Manufactur* (Gambar 2.5) memberikan keuntungan yaitu efektivitas waktu, menghasilkan restorasi dengan kualitas yang baik. Ketika menggunakan metode ini, tahap pencetakan pada pasien dapat dihindari (Strub dkk, 2006). Sistem CAD/CAM menawarkan banyak manfaat untuk fabrikasi restorasi gigi. Proses manufaktur terstandarisasi dan otomatis, bahan dibuat dan dikontrol secara industri, dan penyimpanan data desain yang sangat mudah. Dari kelebihan tersebut meningkatkan kualitas dan reproduktifitas restorasi (Beuer dkk, 2008).



Gambar 2.4 CAD/CAM (Susic I dkk, 2017)

## 2.5.1 Teknik CAD/CAM (Alharbi dkk, 2017) :

**2.5.1.1 *Subtractive manufacturing technique.*** Dalam kedokteran gigi, teknik *subtractive manufacturing* berarti penggilingan restorasi gigi secara 3 dimensi dari blok material. Teknologi yang dikenal oleh dokter gigi dan teknisi adalah mesin CNC (*Computer Numerically Controlled*), yaitu dimana peralatan mesin berbasis daya digunakan dengan alat pemotong tajam untuk memotong secara mekanis material untuk mencapai geometri yang diinginkan dengan semua langkah dikendalikan oleh program komputer. *Subtractive manufacturing technique* terdapat dua sistem *milling*, yaitu *wet milling* dan *dry milling* dan memiliki ukuran dan bentuk bur yang berbeda (Tariq F, 2016). Kerugian utama dari teknologi *milling* adalah akurasi prosedur *milling* bergantung pada diameter bur terkecil. Oleh karena itu, setiap detail

permukaan yang kurang dari diameter bur akan menjadi terlalu besar, dan akan memberikan retensi restorasi yang rendah (Ortorp dkk, 2011).

**2.5.1.2 Additive manufacturing technique.** Teknologi *additive manufacturing* (AM) juga disebut *prototype* atau pencetakan 3D adalah proses penggabungan bahan untuk membuat objek dari data model 3D biasanya dibuat *layer by layer* atau berlapis-lapis (Alharbi dkk, 2016). Setelah desain CAD selesai, kemudian disegmentasi menjadi gambar berlapis-lapis. Untuk setiap millimeter material, ada 5-20 lapisan dimana mesin meletakkan lapisan berurutan dari bahan cair atau bubuk untuk menciptakan bentuk akhir (Keating AP, 2008).

Teknologi manufaktur aditif diperkenalkan sekitar tiga dekade yang lalu dan bersifat langsung dan tidak langsung. Pencetakan 3D langsung berarti pencetakan objek sedangkan dalam pencetakan 3D tidak langsung cetakan dibuat menggunakan printer dan objek disiapkan menggunakan cetakan (Park dkk, 2014). Restorasi aditif dibuat menggunakan tayangan digital 3Shape TRIOS.

## **2.5.2 Komponen CAD/CAM**

Sistem CAD/CAM terdiri dari tiga komponen dasar fungsional (Strub dkk, 2006) yaitu alat digital/*scanner*, perangkat lunak/*software*, dan teknologi produksi (*Additive Manufacturing*).

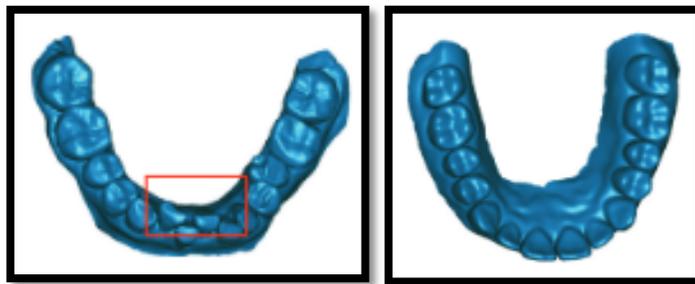
**2.5.2.1 Alat digital/scanner.** *Scanner* adalah alat yang berfungsi untuk merekam dan mengukur data dari model (Prudente dkk, 2017). Data yang diukur meliputi struktur rahang dan gigi secara tiga dimensi dan mengubahnya menjadi data digital (Tariq 2016 dan Beuer 2008). *Scanning* terdapat alat perekam dan CCD yang semuanya 3D dan operator juga dapat merubah data tersebut dalam bentuk data digital dengan perbandingan 1:1 dengan alat penyimpanan (Prudente dkk, 2017).

Terdapat dua macam *scanner* diantaranya adalah *intra-oral scanner* dan *extra-oral scanner*.

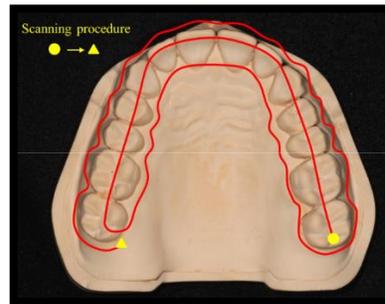
### 1. *Extra-oral Scanner*

*Extra-oral scanner* adalah alat pengumpulan data yang mengukur 3D struktur rahang dan gigi dan mengubahnya menjadi kumpulan data digital dengan menggunakan master model atau cetakan dari dokter (Gambar 2.6). Prosedur *scanning* ditentukan sesuai dengan penggunaan alat *scanner*, untuk mendapatkan hasil *scanning* yang optimal dilakukan dengan proses *scan* dimulai dari bidang oklusal rahang atas kemudian bidang lingual dan bukal, rahang bawah dan oklusi (Geneva 2015 dan Son 2019) (Gambar 2.7).

Laser dan cahaya adalah dua metode utama untuk pemindaian kumpulan data 3D dari gambar pada kamera dapat dihitung oleh komputer. Proyeksi cahaya putih atau sinar laser dapat berfungsi sebagai sumber penerangan. Waktu pemindaian optik lebih cepat dari pada pemindaian mekanis. Warna, kelengkungan, dan kekasaran permukaan yang diukur dapat memengaruhi hasil. Selain itu, cahaya lingkungan dan fokus kamera juga merupakan faktor penting yang mempengaruhi hasil selama pemindaian (Yau HT dkk, 2015). *Scanner extra-oral* memiliki tiga jenis *scanner* yaitu *scanner* mekanik, *scanner* optik dan *scanner hybrid*.



**Gambar 2.5** *Extra-oral Scanner* (Yuan dkk, 2010)



**Gambar 2.6** Prosedur *scanning* (Geneva 2015 dan Son 2019)

a. *Scanner* Optik

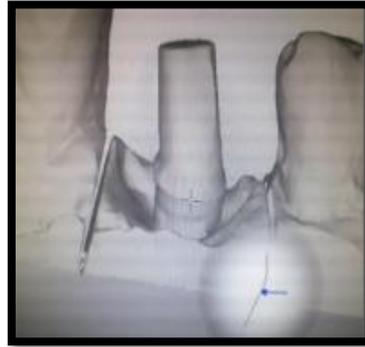
Dasar dari jenis pemindai ini adalah kumpulan struktur 3 dimensi dalam “prosedur triangulasi”. Disini sumber cahaya (misal: laser) dan unit reseptor berada dalam sudut pasti dalam hubungan satu sama lain. Melalui sudut ini komputer dapat menghitung set data 3 dimensi dari gambar pada unit reseptor (Gambar 2.8) (Beuer dkk, 2008).



**Gambar 2.7** Pola proyektor cahaya putih dengan *scanner optic* (Beuer dkk, 2008)

b. *Scanner* Mekanik

Dalam varian pemindaian ini, *master cast* dibaca secara mekanis garis demi garis dengan menggunakan *ruby-ball* dan struktur 3 dimensi juga diukur. Jenis pemindaian ini juga dibedakan oleh akurasi pemindaian tinggi. Dimana diameter *ruby-ball* diatur menjadi yang terkecil dalam sistem *milling*, dengan hasil bahwa semua data yang dikumpulkan oleh sistem juga dapat di *milling*. Contoh : *Procera Scanner*. Kerugiannya adalah mekanika yang rumit, peralatan sangat mahal dan waktu pemrosesan yang lama dibandingkan dengan sistem optik (Gambar 2.9) (May 1998 dan Webber 2003).



**Gambar 2.8** *Scanner* mekanik (Abdulla MA, 2020)

## 2. *Intra-oral Scanner*

Pada tahun (1987), CEREC adalah sistem CAD/CAM komersial pertama untuk memproduksi restorasi gigi sisi kursi (Mormann WH, 1989). Pemancar cahaya yang digunakan adalah dioda pemancar cahaya biru sebagai sumber cahaya untuk memproyeksikan pola pada objek (Birnaum 2009 dan Logozzo 2009). Kekurangan dari *intra-oral scanner* adalah jika terdapat *saliva* maka akan ikut *ter-scanning* yang mengakibatkan porus dan hasil kurang maksimal, terutama pada gigi posterior dengan lengkung penuh selama proses *scanning* dilakukan (Yau HT dkk, 2005).

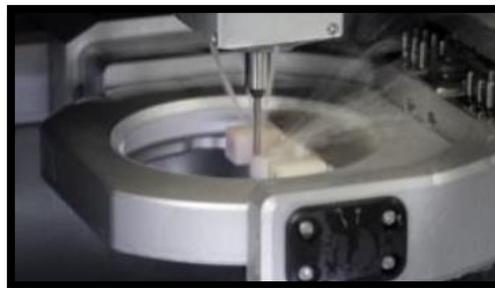
**2.5.2.2 Perangkat lunak/software.** Perangkat lunak berfungsi untuk memproses data dan menghasilkan data baru untuk produk yang akan di manufaktur (Tariq 2016 dan Beuer 2008). Data desain yang telah dibuat dapat disimpan dalam berbagai format (Shin S, 2020). Perangkat lunak khusus disediakan oleh manufaktur untuk desain berbagai jenis restorasi gigi. Dengan perangkat lunak yang berbeda dari manufaktur yang berbeda, berbagai desain dapat diterapkan seperti *coping* dan *fixed partial denture* (FPD), *full anatomical crowns*, *inlay*, *onlay*, *veneer*, *table-tops*, *post* dan *core*, *diagnostic wax-up*, *physical models*, *custom abutment* dengan *guides position*, perencanaan implant dan panduan bedah, gigi tiruan lepasan, desain gigi tiruan termasuk sendok cetak *impression*, *splint*, pembuatan model (mahkota dan *fixed partial denture/Implan*), orthodonti (Van Noort dkk, 2012). Dengan model digital CAD yang terlihat pada monitor komputer, dapat diputar dalam tiga dimensi serta

diperbesar untuk mengevaluasi daerah kritis dari model sebelum mentransmisikan file ke proses manufaktur (Mouly HA dkk, 2014).

**2.5.2.3 Teknologi produksi.** Alat produksi yang berfungsi untuk mengubah data menjadi produk yang diinginkan. Terbagi dua teknik yaitu dengan menggunakan perangkat *milling* atau *additive manufacturing* (Tariq 2016 dan Beuer 2008). Proses *milling* pada CAD/CAM dibagi menjadi dua :

1. *Wet Milling (Milling Basah)*

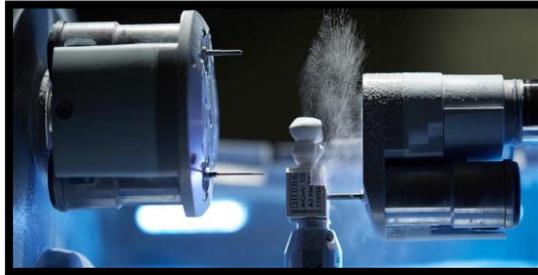
Penyemprotan cairan dingin melindungi *diamond* atau *carbide bur milling* terhadap panas yang berlebihan. Pengolahan seperti ini diperlukan untuk semua logam dan material keramik kaca untuk menghindari kerusakan karena panas. Pengolahan basah direkomendasikan, jika keramik dengan tingkat presintering yang lebih tinggi digunakan untuk proses *milling*. (Gambar 2.10) Contoh : Everest (KaVo), Zeno 8060 (Wieland-Imes), InLab (Sirona) (Beuer F, 2008).



**Gambar 2.9** *Milling Basah* (Abdulla MA, 2020)

2. *Dry Milling (Milling Kering)*

*Milling* kering (Gambar 2.11) digunakan dengan tingkat presintering rendah dan hasilnya mengalami penyusutan lebih tinggi, beberapa produsen menawarkan opsi *milling* menggunakan bahan resin (Dong T, 2020).

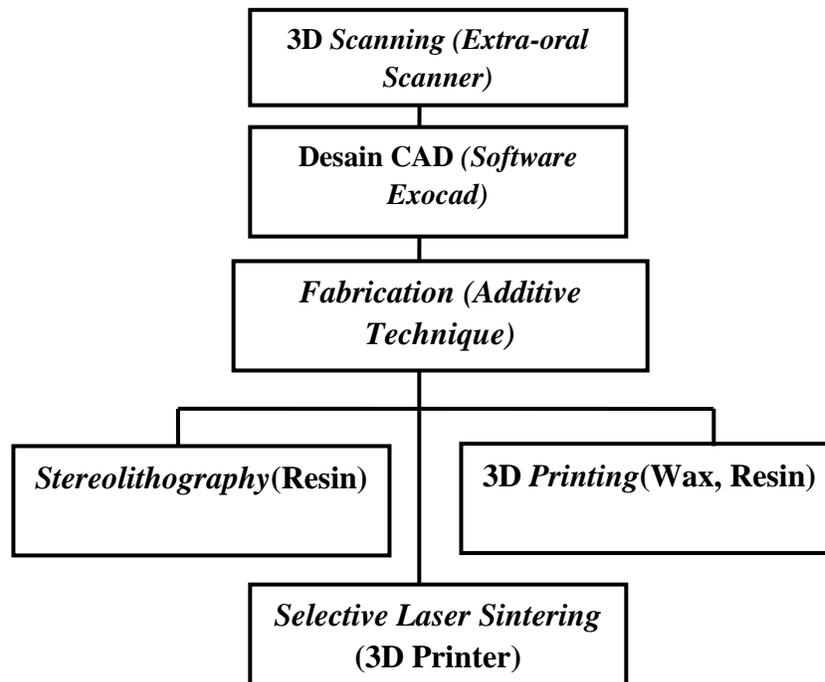


**Gambar 2.10** *Milling Kering* (Rashpal Deol, 2019)

### **2.5.3 Kelebihan dan Kekurangan CAD/CAM**

**2.5.3.1 Kelebihan CAD/CAM.** CAD/CAM memiliki kelebihan yaitu ketepatan marginal yang baik, presisi dan akurasi yang tinggi untuk pembuatannya dipengaruhi oleh hasil *scanning*, pengolahan data, desain yang baik dan proses penyimpanan data yang mudah, pengurangan jumlah kunjungan pasien bisa menguntungkan bagi pasien yang berumur yang memiliki waktu sulit bepergian bolak-balik ke klinik gigi, tidak perlu metode *lost wax casting patterns* konvensional di laboratorium, mengurangi penggunaan metode pencetakan konvensional (Baba NZ, 2016).

**2.5.3.2 Kekurangan CAD/CAM.** Kekurangan CAD/CAM diantaranya adalah bahan dan biaya laboratorium yang tinggi, keseimbangan restorasi sulit diperoleh apabila menggunakan perangkat lunak, tidak adanya *try-in* sehingga menghilangkan kesempatan dokter untuk mengevaluasi estetika, fonetik, dan melakukan penyesuaian (Baba NZ, 2016).



Gambar 2.11 Siklus CAD/CAM (Sneha S dkk, 2010)

## 2.6 3D Printing

*Rapid prototyping* adalah teknik membentuk dan merakit sebuah produk dengan cepat menggunakan integrasi antara sistem CAD (*Computer Aided Design*) dan mesin dengan sistem *rapid prototyping* (3D printing dan *Computer Numerically Controlled*). Pembentukannya dengan menambahkan *layer by layer* sesuai irisan yang diolah dengan CAD. Tahun 2009 Bourell menjelaskan definisi dari *rapid prototyping* sebagai proses pembentukan benda dari data 3D berupa layer/lapisan. Publikasi tentang teknik *rapid prototyping* pertama kali dilakukan oleh ilmuwan jepang bernama Hideo Kodama. Tahun 1981, Kodama memperkenalkan teknik membentuk model tiga dimensi dari bahan plastik menggunakan metode menyinari *polymer* cair dengan sinar ultraviolet. Setelah kodama mempublikasikan mesin tersebut, berkembang penelitian lain berbentuk obyek 3D dengan proses yang lebih cepat dan mudah (Kodama, 1981).

Pada tahun (1986), Charles Hull memperkenalkan teknologi pencetakan tiga dimensi (3D) pertama, dan industri mengembangkan banyak teknologi manufaktur yang berbeda, yang telah diterapkan ke berbagai bidang. Tahun 1980 Charles Hull mematenkan *stereolithography* (SLA) membangun dan mengembangkan sistem pencetakan 3D. Scott Crump menerima paten pada tahun 1990 untuk *fused deposition modeling* (FDM) (Gross dkk, 2014). Sejak itu, pencetakan 3D semakin berkembang.

Pencetakan tiga dimensi atau manufaktur aditif (M. Lukic dkk, 2016), adalah teknologi manufaktur canggih yang didasarkan pada desain berbantuan komputer (CAD) digital model, menggunakan bahan standar untuk membuat objek 3D yang dipersonalisasi melalui proses otomatis (M. Vukicevic dkk, 2017). Dibandingkan dengan teknologi tradisional pencetakan 3D memiliki keunggulan dalam rekayasa proses (M. Revillia dkk, 2020) karena produksinya yang cepat, hasil presisi tinggi. Bahkan mesin 3D *printing* memiliki kedetailan mencapai skala 10 mikro atau setara dengan  $10^{-6}$  meter.

### **2.6.1 Metode 3D Printing**

Di jaman sekarang, teknologi *rapid prototyping* lebih dikenal dengan berkembangnya produksi mesin 3D *printing*. Metode yang menggunakan *rapid prototyping* diantaranya, metode *SLA*, *Laminated Object Manufacturing*, *SLS (Selective Laser Sintering)*, *Fused Deposition Modelling (FDM)*, *Solid Ground Curing (SGC)*, dan 3D *ink jet printing* (Mahindru, 2013).

**2.6.1.1 Selective laser sintering (SLS).** *Selective laser sintering* menggunakan bahan yang berbentuk serbuk. Serbuk diendapkan berupa lapisan-lapisan tipis dan dipanaskan dibawah titik lelehnya. Kemudian disinter bersama-sama hingga terbentuk part (Kodama H, 1981).

**2.6.1.2 Stereolithography (SLA).** Sistem *stereolithography* menggunakan sinar ultraviolet untuk memadatkan permukaan *photopolymer* dengan petunjuk format STL (*Standard Tessellation Language*). Proses berlanjut *layer by layer* hingga part terbentuk (Kodama H, 1981). Pada tahun 1996 steinchen melakukan percobaan

menggunakan metode SLA dan mendapati pengurangan waktu proses dan biaya (Steinchen, 1996).

**2.6.1.3 Laminated object manufacturing (LOM).** *Laminated object manufacturing* material berbentuk lembaran seperti kertas dan disusun. Kemudian laser memotong bagian yang tidak terpakai (Kodama H, 1981).

**2.6.1.4 Solid ground curing (SGC).** *Solid ground curing* menggunakan CAD untuk menghitung ketebalan lapisan. Material resin cair disemprotkan per lapisan mulai dari bawah dan dipadatkan dengan sinar ultraviolet sampai berbentuk part yang dibuat (Kodama H, 1981).

**2.6.1.5 Fused deposition modeling (FDM).** *Fused deposition modeling* menggunakan material berupa filament termoplastik. Material dipanaskan melalui *nozzle* yang dipanaskan, seperti proses ekstrusi dan bergerak sesuai koordinat part yang dibentuk (Kodama H, 1981).

**2.6.1.6 3D ink jet printing.** Teknik *3D ink jet printing* berbeda dengan teknik lain yang masih mengandalkan proses lain untuk finishing (bor/pemotongan). Proses ini langsung bisa membentuk model yang terbentuk dari file STL (*Standard Tessellation Language*).

Dari metode-metode yang ada dapat dikategorikan lagi berdasarkan bentuk bahan baku awal sebelum diproses. (Gambar 2.1) menunjukkan bentuk material awal yang bisa digunakan untuk mengkategorikan yaitu berupa cair, padat dan serbuk (Kodama H, 1981).

**Tabel 2.1** Material teknik *rapid prototyping* (Andhy dan Wahyudi, 2017)

Material awal	Metode
Cair	<ul style="list-style-type: none"> <li>• SLA (<i>Stereolithography</i>)</li> <li>• SGC (<i>Solid Ground Curing</i>)</li> </ul>
Padat	<ul style="list-style-type: none"> <li>• LOM (<i>Laminated Object Manufacturing</i>)</li> <li>• FDM (<i>Fused Deposition Modeling</i>)</li> </ul>
Serbuk	<ul style="list-style-type: none"> <li>• SLS (<i>Selective Deposition Modeling</i>)</li> <li>• 3D ink Jet Printing (3D printing)</li> </ul>

## 2.6.2 Restorasi 3D *Printing*

**2.6.2.1 *Master models*.** Sebagian besar *master models* masih diproduksi secara manual atau secara konvensional dari pengecoran plaster, dengan semakin canggihnya teknologi teknisi gigi menggunakan pemindai *extra-oral*, sehingga membawa alur kerja kearah digital, untuk memenuhi permintaan yang terus meningkat, laboratorium kedokteran gigi perlu meningkatkan kapasitas produksinya sambil mempertahankan presisi yang diperlukan dan kualitas *master models*.

Berkat kecanggihan mesin 3D *printer* laboratorium teknik gigi dapat meningkatkan kapasitas produksi dan menurunkan kinerja biaya sekaligus mengurangi pekerjaan manual dan meningkatkan efisiensi material. *Master model 3D* (Gambar 2.13) menunjukkan penyelesaian dengan permukaan yang halus dan akurasi disemua tiga dimensi dan tidak tergantung keahlian teknisi.



**Gambar 2.12** *Master models* (Josef dkk, 2021)

## 2.6.3 Kelebihan dan Kekurangan 3D *Printing*

**2.6.3.1 Kelebihan.** Kelebihan 3D *printing* diantaranya adalah Objek 3D dapat dirancang dan diwujudkan di layar untuk memungkinkan variasi bentuk dan tingkat kerumitan yang hampir tak terbatas, proses pembuatan produk cepat, dapat membantu dalam menyediakan pasien dengan biaya yang lebih rendah dan layanan yang lebih personal serta menyederhanakan alur kerja yang kompleks terkait dengan produksi peralatan gigi, dapat dikembangkan dan di produksi dengan jumlah bahan minimum dan pencetakan 3D dapat diproduksi massal (Yau HT dkk, 2015).

**2.6.3.2 Kekurangan.** Kekurangan 3D *printing* diantaranya adalah teknik yang relatif baru dalam kedokteran gigi, dan akibatnya informasi rinci tentang akurasi dimensi dan stabilitas model cetak 3D berkaitan dengan waktu dan penyimpanan tidak tersedia.

## **2.7 Tahap-tahap Pembuatan *Post Core* dengan Bahan Metal Menggunakan Metode CAD/CAM dan Model 3D *Printing***

### **2.7.1 *Scanning Model***

*Scanning* adalah sebuah alat yang berfungsi untuk merekam dan mengukur data dari model. Selain alat perekam didalam mesin *scan* juga terdapat kamera CCD yang semuanya 3D dan operator juga dapat merubah data tersebut dalam bentuk data digital dengan perbandingan 1:1 dengan data penyimpanan awal. Perputaran piring *scan* yang teratur selama proses *scan* akan merekam semua hal yang lebih lengkap tentang bentuk dan semua daerah yang sulit dijangkau pada model (Prudente dkk, 2017).

### **2.7.2 Desain CAD/CAM *Post Core* dan Model 3D *Printing***

Desain *post core* dan model 3D *printing* dilakukan menggunakan *software* CAD (*Computer Aided Desain*), dimana file yang didapat dari proses *scanning* di masukkan ke dalam aplikasi CAD/CAM pada komputer dan isi data-data pasien. Kemudian tentukan desain *post core* sesuai dengan keadaan model dan simpan data *desain* tersebut. Selanjutnya menyesuaikan kontak oklusi RA, RB, tentukan *margin line*, kemudian bentuk anatomi *post core*, selanjutnya klik *next* akan tersimpan otomatis.

### **2.7.3 *Printing Post Core* dan Model 3D *Printing***

*Post core* dan model 3D *printing* di *printing* menggunakan mesin 3D printer. Proses tahapan yang pertama tuangkan bahan *printing*, *printing* selama 50 menit, model *printing* dimiringkan, setelah itu keluarkan dan bersihkan menggunakan *alcohol* 90%, lepaskan model pada *picker* menggunakan *scraper*.

#### **2.7.4 Ultrasonic Cleaner pada Model 3D Printing**

Kemudian model dibersihkan dengan air biasa didalam *ultrasonic cleaner* selama 180 detik, keringkan dengan cara semprotkan dengan kompresor angin. Dan masukkan ke dalam *electropolish* selama 60 detik.

#### **2.7.5 Pemasangan Sprue**

*Sprue* merupakan saluran atau lubang sebagai keluar masuknya keramik atau logam kedalam *mould space* (Rangarjan dan Padmanabhana, 2017). Pemasangan *sprue* ditempatkan pada bagian yang paling tebal dari pola malam, sebaiknya tidak diletakkan pada area kritis seperti *margin* atau kontak sentris. Pemasangan *sprue* sebaiknya tidak diletakkan tegak lurus dengan bagian yang rata karena dapat menyebabkan turbulensi oleh karena itu tidak boleh dipasang pada permukaan proksimal (Rangarjan dan Padmanabhana, 2017). Ukuran diameter dari *sprue* bergantung pada macam dan ukuran metal dan alat pengecoran yang digunakan. Ukuran diameter *sprue* 2,5–3 mm dan panjang *sprue* 3 cm (Martanto, 1981).

#### **2.7.6 Penanaman Pola Malam (Investing)**

*Investing* merupakan suatu proses penanaman pola malam kedalam *casting ring*. Bahan tanam yang dapat digunakan yaitu *gypsum* dan *phosphate bonded*. *Gypsum* merupakan bahan tanam yang relatif rapuh. Suhu yang digunakan bahan tanam *gypsum* yaitu 650°C – 700°C (Anusavice, 2003). *Phosphate bonded* merupakan bahan tanam yang jauh lebih kuat dari pada *gypsum* (Powers dan WATAHA, 2013). Pengadukan bahan tanam dapat dilakukan dengan 2 cara, yaitu manual tanpa mesin dan menggunakan alat vakum (Martanto, 1981). Temperatur *burn out* bahan tanam *phosphate bonded* berkisar antara 750°C hingga 1300°C (Anusavice, 2003).

#### **2.7.7 Pembuangan Pola Malam (Burn Out)**

*Burn Out* merupakan suatu proses pembakaran yang bertujuan untuk mengeringkan bahan tanam, mencairkan pola malam, dan menghilangkan pola malam. Sebelum dilakukan pembakaran, bahan tanam harus mengeras terlebih dahulu. Setelah bahan tanam mengeras masukkan ke dalam *burn out* dengan menggunakan tang penjepit (Martanto, 1981). Suhu yang diperlukan lilin menguap tanpa sisa dan menghasilkan

*mould space* dengan sempurna adalah 900°C-950°C, untuk titik lebur pada bahan *phospate bonded* yaitu  $\pm 1200^\circ\text{C}$  (Gunadi HA, 1995).

### **2.7.8 Pengecoran Logam (*Casting*)**

*Casting* merupakan proses masuknya metal cair kedalam *mould space* (Martanto, 1981). Cetakan dipanaskan dan diisi dengan metal cair, tujuan cetakan dipanaskan yaitu agar metal cair tidak membeku pada saat proses memasukkan metal. Ada beberapa jenis alat yang digunakan yaitu, *sentrifugal, induction dan vacuum casting* (Johnson dkk, 2016).

### **2.7.9 Sand Blasting**

Menggunakan alat *sand blasting* setelah dilakukan *deflasking*. *Sand blasting* adalah suatu proses pembersihan metal dari bahan tanam setelah proses casting menggunakan mesin *sand blasting* dengan *aluminium oxide* berukuran 250  $\mu\text{m}$  (McLean JW, 1980).

### **2.7.1 Finishing Post Core**

*Finishing* merupakan tahap akhir dari pembuatan restorasi metal. Tujuannya adalah untuk menjadikan restorasi yang baik, tidak hanya untuk estetika tetapi juga mencegah plak serta iritasi pada lidah dan jaringan lunak. Setelah metal sudah sesuai maka dilakukan *pen blasting* untuk memberi retensi (Johnson dkk, 2016).

### **2.7.10 Pen Blasting**

*Pen blasting* adalah tahap dimana dilakukan untuk memberikan pori-pori pada permukaan untuk perlekatan antara metal dengan restorasi akhir, tetapi pada lab tempat penulis mengerjakan tidak terdapat alat *pen blasting* sehingga penulis menggunakan alat *sand blasting*. *Post core* metal dijepit dengan *arteri clamp* dahulu, lalu *pen blasting* dilakukan dengan cara menyemburkan pasir *aluminium oxide* berukuran 150  $\mu\text{m}$  keseluruhan permukaan metal sebagai retensi saat pengaplikasian porcelain. Setelah dilakukan proses *pen blasting*, metal dibersihkan menggunakan *steam jet cleaner*.