

BAB I PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Pengetahuan berkembang dengan cepat. Bidang-bidang baru, seperti kedokteran dan mekanika, menggabungkan pengetahuan lama dengan yang baru, yang dikenal sebagai biomekanik. Dalam hal ini, digunakan pada tulang. Kemampuan regenerasi tulang adalah ciri khasnya. Namun, tindakan pengobatan tambahan diperlukan jika kerusakan lebih besar.

Kerangka atau tulang menopang tubuh. Tanpa tulang, tubuh tidak dapat bertahan hidup. Tulang mulai muncul di dalam rahim dan muncul secara teratur pada tahun kedua. Dalam tulang, fase anorganik menutupi fase organik untuk membentuk kristal kalsium. Tulang terdiri dari 30% matriks, 10% air, dan 60% mineral. Kekuatan tarik dihasilkan oleh kolagen, matriks tulang terbesar.

Kalsium fosfat adalah elemen tulang yang memberikan kekuatan tekan jaringan tulang. Tulang kanelus (tulang trabecular) dan tulang kompak (tulang cortical) adalah dua jenis jaringan tulang (Kane & Ma, 2013). Salah satu penyebab umum pengeroposan tulang adalah osteoporosis, patah tulang, dan cedera tulang yang mendasari, yang berdampak pada jaringan tulang tubuh manusia dan memerlukan perawatan yang mempercepat penyembuhan jaringan, termasuk teknik penggantian dan regeneratif. (O'Brien, 2011).

Saat melakukan prosedur ortopedi, kami terutama berfokus pada metode pencangkokan tulang (bone graft). Cangkokan tulang dapat dibagi menjadi allograft, autograft, dan xenograft, bergantung pada asalnya. Allograft adalah transplantasi dari satu orang ke orang lain. Autograft adalah transplantasi yang mengambil bagian tubuh pasien, dan xenograft adalah transplantasi yang mengambil bagian dari spesies lain. Cangkok tulang adalah metode yang paling sering digunakan, namun juga memiliki kelemahan. Misalnya, pada transplantasi allograft, terdapat risiko sistem kekebalan tubuh pasien tidak memadai atau terinfeksi, dan terdapat risiko penyakit menyebar dari donor ke donor. Keterbatasan pasien dan jumlah. Hambatan dalam transplantasi autograft antara lain sulitnya mendapatkan cangkok, biaya yang relative tinggi, peningkatan risiko kehilangan darah, peningkatan risiko infeksi akibat transplantasi cangkok yang tidak steril, dan penundaan karena waktu anestesi yang lama. Operasi. Masalah dengan pengobatan

dan xenograft adalah kurangnya sifat osteokonduktif. Artinya tidak ada jaringan baru yang dapat tumbuh dari tulang yang di transplantasikan. Oleh karena itu, Teknik rekayasa jaringan merupakan solusi penyembuhan dan perbaikan tulang. (O'Brien, 2011).

Teknik rekayasa jaringan telah berhasil meningkatkan kapasitas regenerasi tulang melalui perancah yang dirancang untuk merangsang pertumbuhan jaringan baru di tulang. teknologi ini memberikan sistem pertumbuhan dan perbaikan tulang yang terjaga karena scaffold tidak beracun (non-toxic) dan terbuat dari bahan yang mendukung aktivitas pertumbuhan tulang. Selain itu, kaca pendukung di rancang agar sesuai dengan struktur jaringan tulang. Karena berpori, Perancah tulang dibuat dengan sifat mekanik yang mendekati tulang alami dan bioresorbable, yang memungkinkan nutrisi dan sel pembentuk tulang (osteoblast) tumbuh dan menempel pada pori-pori karena sifat osteokonduktifitasnya. mencegah perancah rusak dengan pembentukan jaringan tulang baru dan menghilangkan kebutuhan akan intervensi bedah (pengangkatan implant). (Bose et.al., 2012)

Munculnya manufaktu additive pada pertengahan 1980-an memungkinkan pemrosesan produk secara cepat tanpa memerlukan peralatan khusus dalam banyak aplikasi. Namun, di bidang perangkat biomedis, penerapan teknologi berjalan lambat karena standar kinerja yang ketat serta masalah reproduktifitas dan kualitas, dan teknologi baru masih dalam tahap awal. Namun, baru baru ini, penggunaan teknologi manufaktur additive telah berkembang dalam rekayasa jaringan utama. Diantara berbagai pilihan teknologi, Mesin cetak 3D menjadi populer karena kemampuannya mencetak media berpori dengan porositasitas dan bentuk rekayasa yang saling berhubungan secara langsung. Untuk rekayasa jaringan tulang, beberapa perancah anorganik ini dapat terurai secara hayati. Bahkan dengan faktor pertumbuhan khusus dan keputusan pemberian obat. (Bose et al., 2013)

Teknik rekayasa jaringan umumnya menggunakan bahan seperti bahan sintesis, polimer alami atau keramik bioaktif, serta komposit keramik dan polimer (Berger et al., 2004). Bahan logam yang terdiri dari paduan titanium, baja tahan karat, dan paduan cobalt-chromium memainkan peran yang sangat penting dalam aplikasi fiksasi fraktur. Namun, biomaterial kini berpotensi melepaskan ion berbahaya dan menyebabkan peradangan jaringan disekitar implant saat partikel mengalami proses

biodegrasi dan keausan. Selain itu pencetakan 3D di perlukan untuk menghasilkan implant yang sangat kompleks dan berukuran kecil.. PLA umumnya digunakan dalam pengobatan sebagai bahan jahitan untuk fiksasi dan perbaikan tulang, alat penghantaran obat, panduan regenerasi saraf dan perbaikan ligamen. Hal ini karena ia memiliki kompatibilitas dan bioafailabilitas yang sangat baik serta dapat terurai di dalam tubuh manusia. (Giordano et al., 1997).

Dengan menggunakan metode Fused Deposition Modelling (FDM) ini proses pembuatan objek 3D melalui pelelehan dengan cara lapisan demi lapisan sehingga membentuk sebuah benda yang diinginkan, proses ini menggunakan alat printer 3D yang didalamnya terdapat bottom plat yang berfungsi untuk membentuk permukaan cetak. Desain non-parametrik adalah struktur sederhana yang di rancang berdasarkan geometri. Namun, ada banyak desain lain, yang di produksi berdasarkan geometri tertentu, seperti heksagonal dan octet. Ada banyak keuntungan dari desain ini di bandingkan dengan desain parametrik. Salah satunya adalah desain non-parametrik mudah dibuat karena tidak melibatkan algoritma tertentu. (Nur Syahriah Mustafa, et., al 2021).

Berdasarkan latar belakang yang sudah dijelaskan diatas, disini peneliti mengambil pokok bahasan yang berdasar dari penelitian sebelumnya yang sudah ada, dengan judul “Desain Manufaktur octagonal Geometry Porous Scaffold Untuk Bone Implant Menggunakan Metode Fused Deposition Modeling (FDM)”.

1.2. Perumusan Masalah

Berdasarkan latar belakang yang telah dijabarkan diatas, permasalahan yang akan diambil dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Bagaimana mendesain mikro arsitektur perancah tulang dengan porositas 60% dan pore size maksimal 1000 ?
2. Bagaimana proses pembuatan mikro arsitektur dengan porositas 60% dan ukuran poros paling besar 1000?
3. Hasil pengujian struktur model perancah tulang desain 1, 2, 3, dan 4 bagaimana?

1.3. Batasan Masalah

Untuk mencapai hasil yang diinginkan tetapi tetap mengikuti tujuan penelitian, maka tujuan penelitian ini mempunyai keterbatasan sebagai berikut:

1. Desain *octagonal* porous perancah tulang menggunakan perangkat lunak.
2. Mendesain struktur jaringan perancah tulang *octagonal porous* dengan

porositas 60% dan unit sel 1,82 mm, 2,1 mm, 2,54 mm dan 3,175 mm

3. Manufaktur *octagonal Geometry Porous Scaffold* Untuk *Bone Implant* Menggunakan *Metode Fused Deposition Modeling (FDM)*
4. Proses pembuatan manufaktur menggunakan mesin cetak tiga 3D atau 3D printer.
5. Pengujian material tegangan tekan, modulus elastisitas dan *image processing*.

1.4. Tujuan

Berikut ini adalah tujuan penelitian :

1. Dapat mendesain *octagonal porous scaffold* dengan porositas 60%
2. Dapat menghasilkan bentuk manufaktur *octagonal porous scaffold* dengan porositas 60%
3. Dapat menghasilkan data pengujian perancah tulang dengan bentuk desain *octagonal porous* dengan unit sel 1,82 mm, 2,1 mm, 2,54 mm, dan 3,175 mm.

