

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tulang

Kerangka merupakan sistem organ yang terdiri dari jaringan berkapur atau tulang. Tulang tersusun atas 60% komponen anorganik, 10% air, dan 30% komponen organik (Morgan E.F. *et al.*, 2008 ; Zhu W. *et al.*, 2008). Komponen anorganik utama dari matriks tulang adalah hidroksiapatit yang berperan dalam kekakuan serta kekuatan tulang. Komponen organik tulang terdiri dari kolagen tipe 1 yang berperan dalam memberikan fleksibilitas tulang. Keseimbangan kedua komponen tersebut dibutuhkan untuk mengakomodir tekanan dan tegangan serta menahan fraktur (O'Connell and Vondracek, 2008; Khurana, 2009).

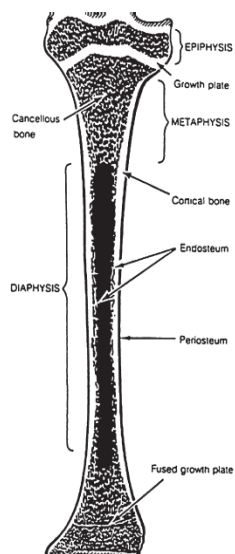
Kerangka berfungsi sebagai sistem pendukung struktur internal untuk vertebrata yang memiliki mekanisme untuk tumbuh dan berubah pada bentuk dan ukuran yang sesuai dengan berbagai tekanan yang diterima termasuk kemampuan untuk menahan kekuatan mekanik. Tulang merupakan sumber utama ion anorganik dan berpartisipasi aktif dalam keseimbangan kalsium/fosfat tubuh. Jaringan tulang terus terbentuk dan mengalami *remodeling* selama hidup. Tulang mengalami peningkatan dalam ukuran dan bentuk selama tumbuh melalui proses yang dikenal sebagai *remodeling* tulang (Khurana, 2009).

2.1.1 Struktur Tulang

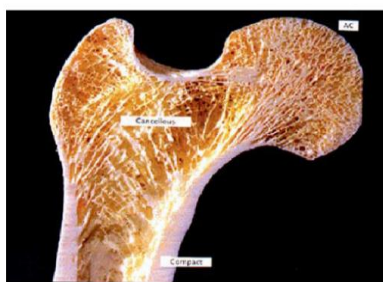
Berdasarkan luasnya, tulang dibagi menjadi lima jenis, yaitu; tulang panjang (femur, tibia, ulna, dan jari-jari), tulang pendek (tulang karpal dan tarsal tangan dan kaki), tulang pipih (tengkorak, tulang dada, dan skapula), tulang berbentuk tidak teratur (vertebra dan ethmoid), dan tulang sesamoid (tulang tertanam di tendon). Tulang-tulang ini terbentuk melalui

mekanisme berbeda selama perkembangan embrionik (Khurana, 2009).

Secara makroskopis, tulang panjang menunjukkan dua ekstremitas (epifisis), tabung silindris di tengah (diafisis), dan zona transisi diantaranya (metafisis) seperti pada **Gambar 2.1** (Khurana, 2009). Berdasarkan porositasnya, tulang terdiri atas tulang *compact* (kortikal) dan tulang *cancellous* (trabekular). Diafisis terdiri dari tulang kortikal padat, sedangkan metafisis dan epifisis terdiri dari tulang trabekular yang dikelilingi oleh lapisan tipis tulang kortikal. Kerangka manusia dewasa secara keseluruhan terdiri dari 80% tulang kortikal (*compact*) dan 20% tulang trabekular (spongy or cancellous). Tulang kortikal berbentuk padat dan tebal mengelilingi sumsum ruang, sedangkan tulang trabekular berbentuk seperti sarang lebah seperti pada **Gambar 2.2**. Baik tulang kortikal maupun trabekular tersusun dari osteon (Clarke, 2008).

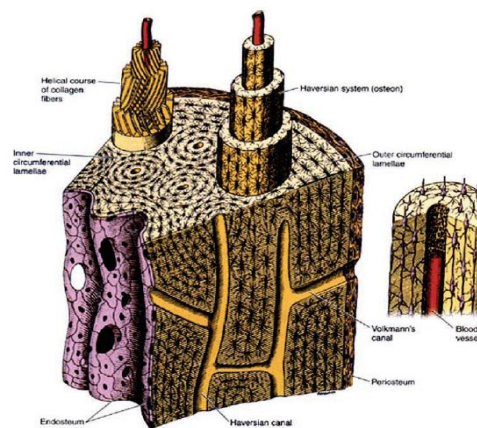


Gambar 2.1 Susunan tulang panjang (Khurana, 2009).

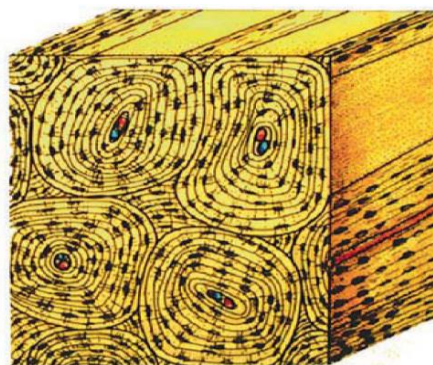


Gambar 2.2 Tulang kortikal dan tulang trabekular (Khurana, 2009).

Osteon kortikal disebut juga sistem haversian. Sistem haversian berbentuk silinder, panjang dan lebarnya sekitar 400 mm dan 200 mm, dan membentuk cabang jaringan di dalam tulang kortikal seperti pada **Gambar 2.3**. Dinding sistem haversian terbentuk dari lamella konsentris seperti pada **Gambar 2.4**. Tulang kortikal biasanya kurang aktif secara metabolik daripada tulang trabekular. Diperkirakan ada 21×10^6 osteon kortikal pada manusia sehat dewasa dengan total area pembaharuan (*remodeling*) sekitar $3,5 \text{ m}^2$ (Clarke, 2008).



Gambar 2.3 Sistem haversian (Khurana, 2009).

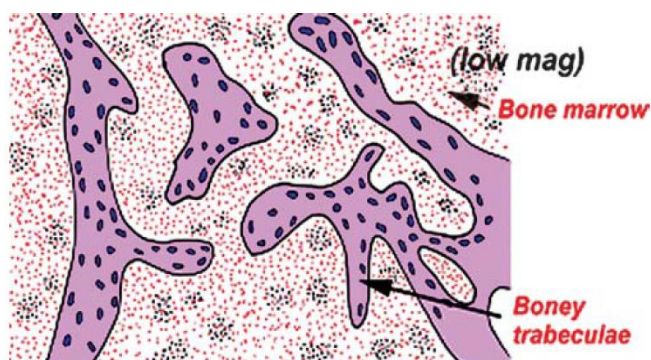


Gambar 2.4 Lamella konsentris pada sistem haversian (Khurana, 2009).

Tulang kortikal memiliki permukaan luar (periosteal) dan permukaan dalam (endosteal). Aktivitas permukaan periosteal penting untuk pertumbuhan dan perbaikan fraktur. Pada permukaan periosteal, pembentukan tulang biasanya melebihi resorpsi tulang, demikian juga tulang biasanya bertambah diameter seiring bertambahnya usia. Permukaan

endosteal memiliki total luas sekitar $0,5 \text{ m}^2$ dengan aktivitas *remodeling* lebih tinggi dari permukaan periosteal. Pada permukaan endosteal, resorpsi tulang lebih tinggi dari pembentukan tulang sehingga seiring bertambahnya usia ruang sumsum semakin besar (Clarke, 2008).

Tipe tulang trabekular berbentuk seperti spikula berongga yang ditemukan dalam ruang sumsum dan juga disebut *spongy*, *cancellous*, atau tulang *medullary* yang dapat dilihat pada **Gambar 2.5**. Setiap spikula tulang trabekular terdiri dari beberapa lamella dan biasanya ketebalannya tidak lebih dari 0,2-0,4 mm untuk memungkinkan difusi nutrisi ke osteon. Jika lebih tebal akan dibutuhkan perfusi vaskular yang lebih kuat (Khurana, 2009).



Gambar 2.5 Tulang trabekular (Khurana, 2009).

Dengan adanya perbedaan struktur antara tulang kortikal dan trabekular, keduanya memiliki perbedaan karakteristik seperti pada **Tabel II.1**.

Tabel II.1 Karakteristik tulang kortikal dan trabekular (Ficai *et al.*, 2011).

Sifat	Tulang kortikal	Tulang trabekular
Young's (Tensile) Modulus (GPa)	7-30	0.05-0.5
Compressive strength (MPa)	100-230	2-12
Flexural strength (MPa)	50-150	10-20
Fracture toughness (MPa/m)	2-12	0.1

Strain to failure	1-3	5-7
Apparent density (g/cm)	1.8-2.0	0.1-1.0
Surface area/ volume ratio (mm/mm)	2.5	20

2.1.2 Komponen Tulang

Tulang tersusun atas mineral (matriks anorganik) (50-70%), matriks organik (20-40%), air (5-10%), dan lipid (<3%). Hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) merupakan mineral yang paling dominan. Tulang mengandung 99% kalsium dan 85% fosfor. Matriks organik yang utama yaitu protein, 90% kolagen tipe 1, dan 10-15% protein non-kolagen proteoglikan, protein glikosilasi (seperti, osteonektin), dan γ -carboxylated *proteins* (seperti, osteocalcin), dan sel-sel (osteoklas, osteoblas, dan osteosit) (O'Connel and Seaton, 2005).

Bagian anorganik utama dari matriks tulang tersusun atas garam kristal kalsium fosfat, hadir dalam bentuk hidroksiapatit. Hal ini memungkinkan tulang berfungsi sebagai reservoir kalsium dan fosfat yang dapat disimpan atau dimobilisasi secara terkontrol. Tulang juga mengandung karbonat, fluorida, asam fosfat, magnesium, dan sitrat. Kristal hidroksiapatit juga terbentuk di jaringan yang biasanya tidak terkalsifikasi, termasuk pada plak aterosklerotik, pada jaringan lunak beberapa orang dengan kalsium atau fosfat bersirkulasi tinggi yang abnormal, dan dalam tulang rawan artikular dari beberapa pasien dengan penyakit sendi degeneratif. Dalam situasi seperti ini seringkali kristal jauh lebih besar (Khurana, 2009).

Komponen organik dari matriks tulang terdiri dari 40% dari berat kering tulang. Sebagian besar komponen organik adalah kolagen tipe 1, yang disintesis secara intraseluler sebagai tropokolagen dan kemudian diekspor sebagai kolagen fibril. Gangguan patologis dari matriks tulang yang ada, seperti *osteogenesis imperfecta* disebabkan oleh cacat pada

kolagen tipe 1. Cacat ini menghasilkan tulang yang kurang teratur dengan hilangnya struktur osteon normal. Selain kolagen, matriks tulang tersusun dari proteoglikan, glikoprotein, fosfolipid, dan fosfoprotein, serta berbagai faktor pertumbuhan termasuk osteocalcin, osteonectin, dan sialoprotein tulang (Khurana, 2009).

Komponen kolagen berperan dalam memberikan fleksibilitas pada tulang dan kemampuan menyerap energi, sedangkan komponen mineral berperan dalam kekakuan dan kekuatan tulang. Keseimbangan kedua komponen ini dibutuhkan untuk mengakomodir tekanan dan ketegangan serta menahan fraktur. Jika kedua komponen ini terjadi ketidakseimbangan, maka akan menurunkan kualitas dan kekuatan tulang (O'Connel and Vondracek, 2008).

Kekuatan tulang menggambarkan integrasi kualitas tulang dan kepadatan atau massa mineral tulang. Massa tulang meningkat dengan cepat saat masa kanak-kanak dan remaja. Puncak massa tulang sangat bergantung pada faktor genetik yang mencapai sekitar 60% - 80% dari variabilitas. Sisanya 20% - 40% dipengaruhi oleh faktor-faktor yang dapat dimodifikasi seperti asupan nutrisi (kalsium, vitamin D, dan protein), olahraga, gaya hidup yang merugikan (merokok), status hormonal, dan penyakit serta obat tertentu (O'Connel and Vondracek, 2008).

2.2 Fraktur

Fraktur adalah terputusnya hubungan normal suatu tulang atau tulang rawan yang disebabkan oleh kekerasan (Santoso, 2016). Penyebab fraktur ada bermacam-macam seperti kekerasan langsung, kekerasan tidak langsung, dan kekerasan akibat tarikan otot. Kekerasan langsung menyebabkan patah tulang pada titik terjadinya kekerasan. Fraktur demikian sering bersifat fraktur terbuka dengan garis patah melintang atau miring. Kekerasan tidak langsung menyebabkan patah tulang di tempat

yang jauh dari tempat terjadinya kekerasan. Yang patah biasanya adalah bagian yang paling lemah dalam jalur hantaran vektor kekerasan. Patah tulang akibat tarikan otot sangat jarang terjadi. Kekuatan dapat berupa pemuntiran, penekukan dan penekanan, kombinasi dari ketiganya, dan penarikan (Carpenito, 2013).

Fraktur dibedakan menjadi dua, yaitu *incomplete fractures* dan *complete fractures*. *Incomplete fractures* memiliki karakteristik terjadinya retensi kontinuitas antara bagian tulang yang retak seperti pada **Gambar 2.6**. Karena komposisi bahan organik lebih banyak pada anak-anak, maka fraktur jenis ini biasanya terjadi pada anak-anak. Dapat terjadi karena gaya tabrakan yang rendah atau benturan yang cukup lebar (Wedel *et al.*, 2014).

Incomplete fractures terdiri dari:

(1) *Bow Fractures or Plastic Deformation*

Kelengkungan tulang yang berlebihan terjadi pada kondisi ini, terjadi di salah satu tulang tubular yang panjang dan paling umum terjadi pada lengan bawah (Wedel *et al.*, 2014).

(2) *Toddler's Fractures*

Fraktur *non-displaced*, garis rambut, oblique atau spiral biasanya terjadi pada bayi dan balita yang memiliki kelainan berat yang dengan adanya riwayat cedera spesifik yang jelas atau trauma ringan. Sering terjadi pada tibia distal atau ekstremitas bawah yang lain (Wedel *et al.*, 2014).

(3) *Torus or Buckling Fractures*

Gaya tekan yang sering muncul di ujung tulang panjang yakni pada persimpangan metafisis dan diafisis dapat menyebabkan tekuk korteks. Dikarenakan tulang pada anak-anak sebagian besar adalah kolagen, menyebabkan fraktur ini biasa terjadi pada anak-anak (Wedel *et al.*, 2014).

(4) *Greenstick Fractures*

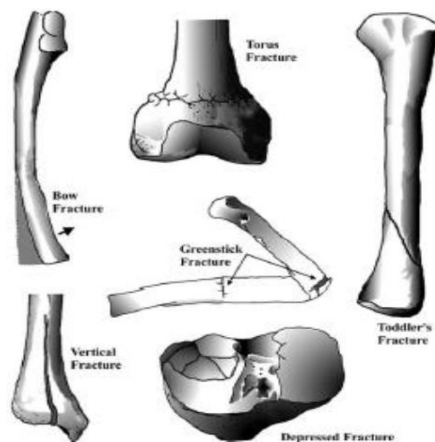
Merupakan hasil dari gaya lentur atau angulasi yang menempatkan satu sisi tulang dalam ketegangan sementara yang lain di kompresi. Fraktur menyudut ke arah kanan dan mengakibatkan perpecahan vertikal atau memanjang di salah satu atau kedua bagian proksimal atau distal tulang. Sisa bagian tulang yang tidak diikat tetap membungkuk. Sering terjadi pada tulang iga pada anak-anak (Wedel *et al.*, 2014).

(5) *Vertical Fractures*

Relatif jarang terjadi (Wedel *et al.*, 2014).

(6) *Depressed Fractures*

Pukulan langsung dapat menyebabkan “*caving-in*” dari korteks tulang. Dapat menghasilkan depresi pada tengkorak pada saat area metaphyseal tulang mengalami *trabecular collapse* (Wedel *et al.*, 2014).



Gambar 2.6 Klasifikasi *incomplete fractures* (Wedel *et al.*, 2014).

Complete fractures dapat ditandai dengan adanya diskontinuitas dua fragmen atau lebih, terdiri dari fraktur tertutup dan terbuka. Fraktur tertutup merupakan fraktur yang tidak melibatkan gangguan pada kulit di atas tempat terjadinya fraktur. Sedangkan fraktur terbuka dapat melibatkan kulit yang berada di atasnya ikut terganggu. Tibia, tulang paha, jari-jari dan ulna merupakan bagian yang sering terkena fraktur terbuka. Fraktur lengkap dapat dilihat pada **Gambar 2.7** (Wedel *et al.*, 2014).

Klasifikasi *complete fractures* :

(1) *Transverse Fractures*

Sisi cembung tulang mengalami tegangan ekstrim dan sisi cekung tulang mengalami kompresi. Sisi tulang cembung yang mengalami retakan pertama kali dikarenakan tulang lebih tahan terhadap adanya kompresi. Dapat terjadi pada sudut kanan yang memanjang ke arah kiri, dan tulang bagian lapisan terluar cepat mengalami kerusakan karena mendapatkan beban tekanan yang maksimum. Hal ini akan mengakibatkan mengecilnya luas penampang dan gaya yang bekerja pada sisa segmen tulang semakin besar (Wedel *et al.*, 2014).

(2) *Oblique Fractures*

Lokasi garisnya berupa diagonal di diafisis biasanya sekitar 45° (Wedel *et al.*, 2014).

(3) *Spiral Fractures*

Adanya gaya rotasi pada tulang, retakan akan mengikuti puncak beban tarik di sekitar tulang yang akan mengakibatkan patahan membentuk spiral (Wedel *et al.*, 2014).

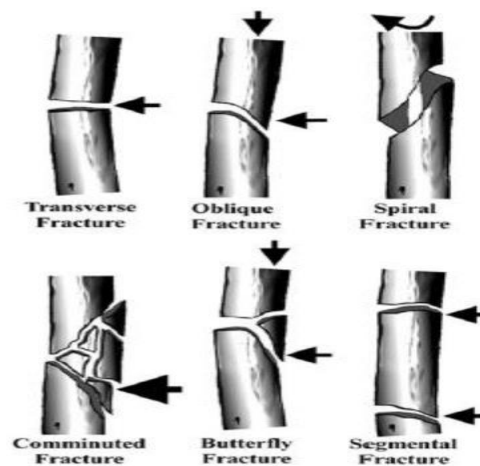
(4) *Comminuted Fractures*

Tingkat kekuatan yang relatif tinggi menyebabkan tulang akan mengalami fraktur dan terpecah menjadi lebih dari dua fragmen (Wedel *et al.*, 2014).

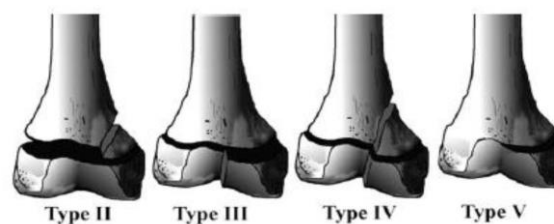
(5) *Epiphyseal Fractures*

Epifisis dibagi menjadi dua yaitu yang membentuk ujung artikular yang disebut tekanan epifisis dan asal dan tempat penyimpanan tulang yang disebut epifisis traksi. Lempeng pertumbuhan tulang rawan yang ada di antara diafisis dan epifisis mengkategorikan kedua epifisis tersebut. Jika lempeng tersebut cedera, dapat menghancurkan epifisis (Wedel *et al.*, 2014).

Ada lima macam jenis fraktur seperti pada **Gambar 2.8**. Tipe I terjadi pemisahan sempurna dari plat tanpa fraktur tulang, biasanya terjadi pada anak-anak yang sangat muda dan tidak dikenali. Tipe II terjadi pemisahan yang meluasi melalui bagian lempang epifisis dan ke dalam metafisis tulang, biasanya terjadi pada anak-anak di atas 10 tahun. Tipe III terdiri dari fraktur intra-artikular dari permukaan sendi mengarah ke lempang. Tipe IV mirip seperti tipe III, namun meluas di luar lempeng pertumbuhan ke dalam metafisis. Pada tipe V, terjadi penghancuran lempeng karena kompresi pada epifisis (Wedel *et al.*, 2014).



Gambar 2.7 Klasifikasi *complete fractures* (Wedel *et al.*, 2014).



Gambar 2.8 Klasifikasi *epiphyseal fractures* (Wedel *et al.*, 2014).

2.3 Bone Remodeling

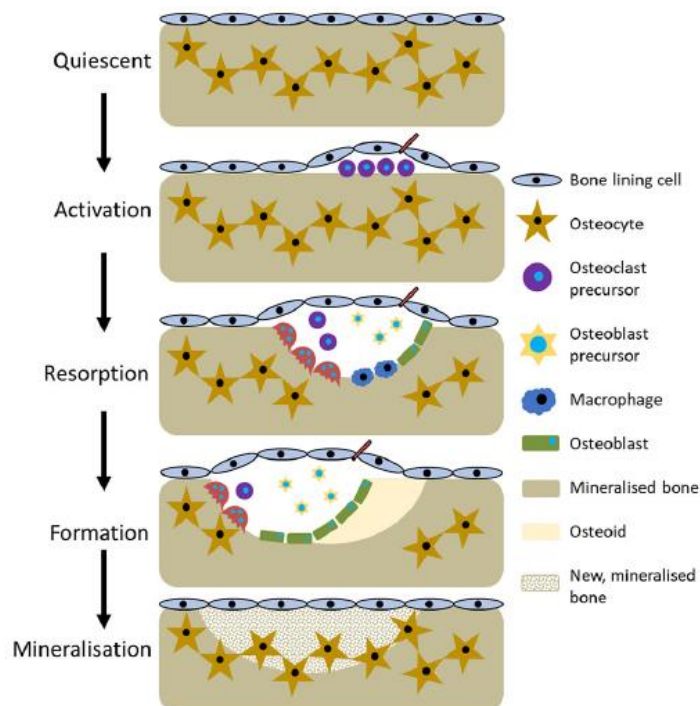
Bone remodeling merupakan proses di mana tulang diperbarui untuk mempertahankan kekuatan tulang dan homeostasis mineral. *Remodeling* melibatkan penghapusan secara berkelanjutan pada paket diskrit tulang

yang sudah tua, penggantian paket dengan matriks protein yang baru disintesis, dan mineralisasi dari matriks membentuk tulang baru. Proses *remodeling* menyerap tulang yang sudah tua dan membentuk tulang baru untuk mencegah akumulasi kerusakan tulang. Pembaruan tulang dimulai dari sebelum kelahiran dan berlanjut hingga kematian. Unit pembaruan tulang terdiri dari osteoklas dan osteoblas yang secara berurutan melakukan resorpsi tulang yang lama dan pembentukan tulang baru (Clarke, 2008).

Osteoblas merupakan metabolit aktif pembentukan sel tulang. Osteoblas akan mengeluarkan osteoid suatu matriks organik yang belum termineralisasi yang dapat memberikan kekuatan dan kekakuan pada tulang. Ketika pembentukan tulang hampir selesai, osteoblas akan berubah menjadi osteosit. Osteosit merupakan osteoblas dewasa yang terperangkap dalam matriks tulang. Osteosit satu melalui jaringan pada kanalikuli ke pembuluh darah akan terhubung dengan osteosit lainnya. Sel ini akan mengontrol konsentrasi kalsium dan fosfat yang berguna dalam *remodeling* tulang. Osteoklas merupakan sel yang berinti banyak dan sel ini dikendalikan oleh mekanisme hormonal dan seluler. Sel ini akan menempel untuk membuka permukaan tulang dengan melepaskan enzim hidrolitik, melarutkan matriks anorganik dan organik dari tulang yang akan membentuk lubang pada permukaan tulang (Kalfas, 2001).

Ada lima tahapan dalam proses *bone remodelling* seperti pada **Gambar 2.9**, yaitu *quiescent* (diam), aktivasi, resorpsi, pembentukan, dan mineralisasi. *Quiescent* menggambarkan tulang tidak aktif sebelum proses inisiasi pembentukan (*remodelling*) tulang. Kemudian, sebagai akibat dari adanya kejadian seperti mikro fraktur, *mechanical loading*, dan rendahnya kalsium selama proses kehamilan atau diet yang kurang, maka proses aktivasi dimulai. Proses ini mempersiapkan untuk pembentukan tulang dengan membentuk kompartemen *remodeling* tulang dan merekrut prekursor osteoklas yang selanjutnya diaktifkan oleh RANKL dan M-CSF

dan menempel pada permukaan tulang. Selanjutnya proses resorpsi dimulai dengan degradasi tulang oleh osteoklas dan pembebasan faktor pertumbuhan yang terjebak didalam matriks sebelum mengalami apoptosis. Makrofag membersihkan sisa debris dari lubang resorpsi dan mengalami transisi ke proses pembentukan tulang. Proses pembentukan dimulai yang mulanya osteoid dan matriks kolagen diendapkan untuk mengisi rongga. Lalu akan mengalami proses mineralisasi oleh osteoblas yang mensekresi matriks sehingga terbentuk lingkungan yang kondusif untuk mineralisasi dengan meningkatkan konsentrasi kalsium dan ion fosfor. Selama proses ini, beberapa osteoblas terperangkap dan mengalami osteositogenesis sementara yang lain mengalami apoptosis atau menjadi sel-sel lapisan tulang (Owen and Reilly, 2018).



Gambar 2.9 Proses *remodeling* tulang (Owen and Reilly, 2018).

Penyembuhan fraktur memulihkan jaringan ke sifat fisik dan mekanik aslinya yang dipengaruhi oleh beberapa faktor lokal dan sistemik. Penyembuhan fraktur terjadi dalam tiga tahapan. Pada tahap inflamasi, hematoma berkembang di dalam tempat fraktur selama beberapa jam

hingga hari pertama. Sel radang dan fibroblas menyusup ke dalam tulang dibawah mediasi dari prostaglandin. Tahap ini akan menghasilkan pembentukan jaringan granulasi, pertumbuhan jaringan pembuluh darah, dan migrasi sel mesenkimal. Selama tahap perbaikan, fibroblas mulai menyokong stroma dalam membantu pembentukan pembuluh darah. Seiring berkembangnya pertumbuhan vaskular, osteoid disekresi dan kemudian termineralisasi yang akan mengarah pada pembentukan *soft callus* di sekitar tempat perbaikan pada 4-6 minggu proses perbaikan tulang (Kalfas, 2001).

2.4 Fiksasi Tulang

Tujuan dasar dari fiksasi fraktur adalah untuk menstabilkan tulang yang patah, memungkinkan penyembuhan cepat dari tulang yang terluka, dan untuk mengembalikan mobilitas dini dan fungsi penuh dari ekstremitas yang terluka. Fraktur dapat diobati secara konservatif atau dengan fiksasi eksternal dan internal. Pengobatan fraktur konservatif terdiri dari reduksi tertutup untuk mengembalikan keselarasan tulang. Stabilisasi selanjutnya dicapai dengan daya tarik atau eksternal belat (*splinting*) dengan sling, belat (*splints*), atau gips. Fixator eksternal menyediakan fiksasi fraktur berdasarkan prinsip belat (Taljanovic *et al.*, 2003).

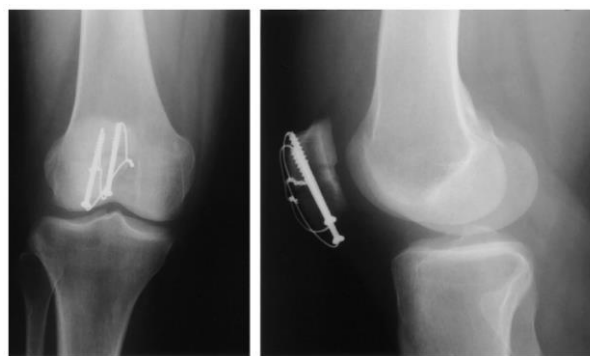
Ada tiga tipe dasar fixator eksternal, seperti fixator uniplanar standar, fixator cincin, dan fixator hybrid. Selain itu banyak perangkat yang digunakan untuk fiksasi internal, seperti *wires*, *pins* dan *screws*, *plates*, dan *intramedullary nails or rods*. Staples dan klem juga kadang-kadang digunakan untuk osteotomi atau fiksasi fraktur. Cangkok tulang autogenous, allografts, dan pengganti cangkok tulang sering digunakan untuk pengobatan tulang cacat dengan berbagai penyebab (Taljanovic *et al.*, 2003).

Metode fiksasi fraktur harus dapat menghasilkan hasil yang baik dan dapat dilakukan oleh sebagian besar ahli bedah ortopedi (Shah *et al.*, 2017). Berikut macam – macam fiksasi fraktur tulang secara internal:

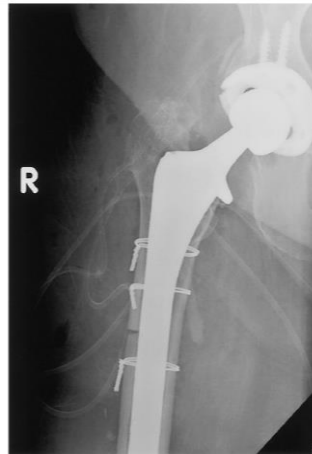
(1) *Wire*

Wire digunakan sendiri atau lebih umum dalam kombinasi dengan perangkat fiksasi ortopedi lainnya. Memiliki berbagai diameter. Dalam kombinasi dengan pin atau sekrup, *wire* digunakan untuk membuat pita penegang, yang menggunakan kekuatan otot distraksi untuk membuat kompresi di lokasi fraktur seperti pada **Gambar 2.10** (Taljanovic *et al.*, 2003).

Wire digunakan untuk menjahit tulang dan jaringan lunak, dan dapat hancur. Namun, jika tidak ada kehilangan fragmen tulang, kerusakan *wire* biasanya tidak terlalu berpengaruh. *Wire* sirkumferensial biasa digunakan bersamaan dengan fiksasi intramedullary untuk menstabilkan fragmen tulang panjang seperti pada **Gambar 2.11**. Salah satu komplikasi potensial dengan ikatan *wire* adalah gangguan suplai darah periosteal dengan osteonekrosis atau fraktur lebih lanjut (Taljanovic *et al.*, 2003).



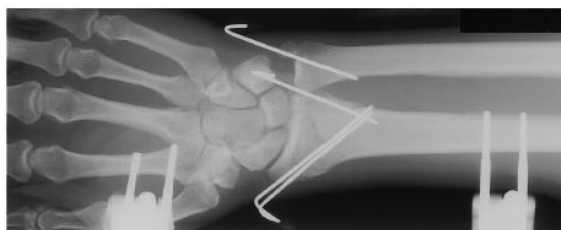
Gambar 2.10 Kombinasi *wires* dengan *pins* dan *screws* (Taljanovic *et al.*, 2003).



Gambar 2.11 Ikatan *wires* pada tulang panjang
(Taljanovic *et al.*, 2003).

(2) *Pin*

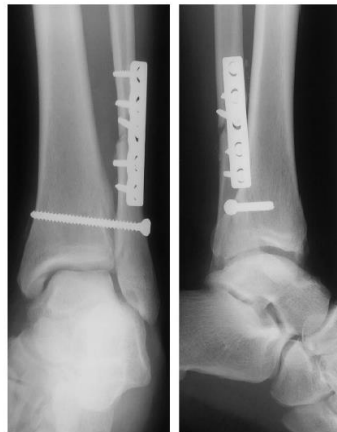
Ada berbagai fiksasi *pin* yang digunakan dalam praktek ortopedi. Fiksasi pin dapat halus atau berulir dan dibuat dalam banyak ukuran. Di antara yang paling umum digunakan adalah *Kirschner (K) wires* dan *Steinman pins* seperti pada **Gambar 2.12**. Perangkat ini digunakan untuk fiksasi sementara dari fragmen fraktur selama pengurangan fraktur dan sebagai panduan untuk penempatan akurat dari kanulasi sekrup yang lebih besar. *Kirschner* yang ditempatkan umumnya menonjol melalui kulit untuk kemudahan pengeluaran nantinya. Kadang-kadang *pin* digunakan untuk perawatan fraktur definitif dan harus diawasi untuk migrasinya. *Pin* Steinman juga kadang-kadang digunakan untuk arthrodesis pergelangan tangan (Taljanovic *et al.*, 2003).



Gambar 2.12 *Kirschner wires* dan *Steinman pins*
(Taljanovic *et al.*, 2003).

(3) *Screw*

Dalam perawatan fraktur, sering dibutuhkan suatu bahan fiksasi internal seperti *plate* dan *screw* yang berfungsi untuk menyelaraskan dan menstabilkan fragmen tulang sepanjang penyembuhan. Bahan yang digunakan oleh *plate* dan *screw* ini biasanya terbuat dari logam inert yang non *degradable*. Bahan ini awalnya dipilih untuk kekuatan dan efek biokompatibilitasnya. Namun, dengan perkembangan ilmu bahan ini telah terbukti menyebabkan komplikasi jangka panjang seperti gangguan pertumbuhan tulang anak-anak, nyeri, iritasi jaringan, infeksi, bahkan dapat terjadi fraktur ulang pada tulang. Sehingga untuk menghindari komplikasi tersebut maka dilakukan pembedahan kedua (Chaya *et al.*, 2014).



Gambar 2.13 Penggunaan *screw* dengan *plate* (Taljanovic *et al.*, 2003).

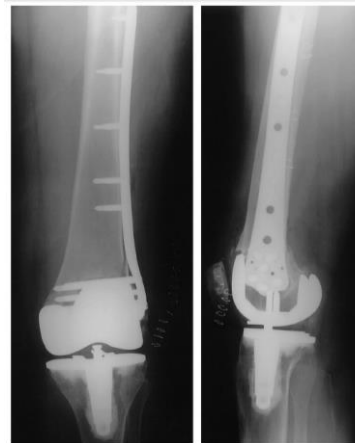


Gambar 2.14 Penggunaan *screws* pada lutut (Taljanovic *et al.*, 2003).

(4) *Plate*

Penggunaan *plate* dalam fiksasi fraktur dapat membantu membatasi kebengkokan, rotasi, dan beban aksial di seluruh lokasi terjadinya fraktur. Fiksasi dengan metode MIPPO (*Minimally invasive percutaneous plate osteosynthesis*) memiliki kelebihan yaitu sedikitnya gangguan dari jaringan lunak, dapat melindungi suplai darah, mengurangi terjadinya komplikasi, dan mempercepat proses penyembuhan (Zhou and Chen, 2017).

Metode ini dapat dilakukan dengan menggunakan dua teknik yakni dengan teknik *locking plate* dan teknik *non-locking plate*. Perbedaan dari kedua teknik ini ada pada efek yang diberikan. *Locking plate* dapat memberikan stabilitas sebagai *fixedangle construct* yang bertujuan untuk meniadakan kompresi dan kontak antara *plate* dengan tulang. Sedangkan pada *non-locking plate* dapat menyebabkan terganggunya suplai darah ke tulang akibat adanya stabilitas fiksasi yang disebabkan karena terjadinya gaya gesek antara *plate* dengan tulang (Zhou and Chen, 2017).



Gambar 2.15 Penggunaan *plate* (Taljanovic *et al.*, 2003).

(5) *Intramedullary Nails* atau *Rods*

Intrameduller nailing adalah pengobatan standar untuk fraktur diafisis tulang paha dan tibia. *Nails* atau *rods intramedulla* memungkinkan penumpukan berat badan dini. Lokasi *nail*

intramedullary memberikan posisi biomekanis yang optimal untuk tahan torsi dan lentur (Taljanovic *et al.*, 2003). Kondisi yang dibutuhkan untuk keberhasilan pada teknik ini adalah adanya perlindungan vaskularisasi ekstremitas yang terkena, menghindari fraktur yang berlebih dan penanganan yang hati-hati terhadap jaringan lunak disekitar. Jenis *nail* atau ukuran panjang dan diameter *nail* yang digunakan harus sesuai pada jenis tulang (Patka, 2017).

Potensi komplikasi dengan *rods intramedullary* adalah berubahnya panjang tulang, gangguan dari situs fraktur, fraktur perangkat keras, melonggarnya perangkat keras, dan infeksi. Kontraindikasi untuk *nails intramedullary* adalah infeksi lokal atau sistemik, fraktur femoralis pada pasien dengan banyak luka, trauma paru yang stabilisasi sementara dengan perangkat fiksasi eksternal yang dianjurkan, dan fraktur metafisis yang difiksasi dengan sekrup yang saling mengunci mungkin tidak cukup untuk mengendalikan ketidakselarasan (Taljanovic *et al.*, 2003).



Gambar 2.16 Penggunaan *intramedullary nail* (Taljanovic *et al.*, 2003).



Gambar 2.17 Penggunaan *intramedullary rod* (Talanovic *et al.*, 2003).

2.5 Bioscrew

Meskipun implan dengan berbahan logam telah menunjukkan keberhasilan yang tidak perlu diragukan kembali ketika digunakan sebagai alat fiksasi internal tulang atau jaringan lunak, implan ini memiliki beberapa kekurangan. Implan dari logam memiliki sifat yang kaku dan permanen. Dengan begitu mungkin memerlukan pengangkatan kembali implan tersebut, selain itu juga dapat menyebabkan migrasi implan dari waktu ke waktu, atau iritasi pada jaringan disekitarnya. Implan logam juga dapat mengganggu *radiologic imaging* dari kerangka yang mendasarinya. Implan yang dapat diserap secara biologis (*bioabsorbable*) menimbulkan harapan dari adanya kekurangan dari implan logam (Maurus and Kaeding, 2004).

Implan ini akan terdegradasi seiring waktu (*biodegradable*) dan secara bertahap memungkinkan pemuatan tulang dan jaringan lunak, sehingga tidak diperlukan pengangkatan implan pada kemudian hari. Selain itu implan ini bersifat *radiolucent* (mudah dilewati oleh sinar radiasi) pada rontgenogram (Maurus and Kaeding, 2004). *Bioscrew* di desain dengan tujuan membuat *screw* yang ramah secara radiologis, mampu memberikan fiksasi yang kuat pada tulang, dan dapat mengalami resorpsi untuk digantikan oleh jaringan tulang (Pinczewski and Salmon, 2017).

Komposisi implan beraneka ragam dari logam hingga polimer dan juga komposit. Biasanya, karena besarnya kekuatan torsi yang relatif besar yang harus diterapkan selama pemasangan maka sekrup terbuat dari logam. Namun, sekrup juga telah dibuat dari polimer dan komposit yang *bioabsorbable*. Bahan ideal yang digunakan harus memberikan fiksasi mekanik yang memadai, benar-benar terdegradasi, dan sepenuhnya dapat digantikan oleh tulang (Suchenski *et al.*, 2010).

Banyak implan yang terbuat dari logam, namun seiring dengan kemajuan teknologi polimer dan komposit penggunaan bahan ini menjadi lebih umum. Ada beberapa kelebihan dan kekurangan dari contoh bahan penyusun implan yang dapat dilihat pada **Tabel II.2**.

Tabel II.2 Kelebihan dan kekurangan bahan penyusun implan (Suchenski *et al.*, 2010).

Type of Soft-Tissue Fixation	Advantages	Disadvantages	Examples
Metals	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Malleable ▪ Ductile ▪ Durable ▪ Formation of alloys 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Migration ▪ Magnetic resonance imaging artifact ▪ Artifact in subsequent surgeries ▪ Can result in graft laceration 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Titanium ▪ Aluminum ▪ Stainless steel ▪ Alloys
Bioabsorbable polymers	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Reliable fixation ▪ Biocompatible ▪ Bioabsorbable ▪ Nonobstructive in imaging ▪ Nonobstructive in subsequent surgeries ▪ Wide range of material properties ▪ Metal-like mechanical properties are achievable ▪ Positive clinical results ▪ Various degradation profiles 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Incomplete osseointegration ▪ Byproducts of degradation are acidic ▪ May interfere with bone and soft-tissue healing ▪ Possibility of foreign-body reactions ▪ Failure during insertion 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ PLLA ▪ PLGA ▪ PLDLA
Biostable polymers	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Same advantages of bioabsorbable polymers with fewer complications ▪ Polymer that does not degrade ▪ Little to no inflammatory response ▪ Very similar modulus to bone (PEEK) 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Poor osseointegration because of inertness and hydrophobicity 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ PEEK ▪ PET
Biocomposites	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Advantages of polymers ▪ Consists of ceramic and polymer making the screw bioactive ▪ Positive clinical results ▪ Creates macroporous structure on polymer degradation to improve osseointegration ▪ Able to carry growth factors ▪ Little to no inflammatory response 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Failure during insertion 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ HA/PLA ▪ PLA/β-TCP ▪ PEEK-ceramic ▪ PLGA/Ca-P ▪ PLA/PLGA/TMC ▪ PLC

NOTE. Many of the new materials have shown an increase in absorption, osseointegration, and compatibility; however, failure during insertion still remains problematic.

Abbreviations: PET, polyethylene terephthalate; PLA, poly(lactic acid); TMC, trimethylenecarbonate.

2.5.1 Polimer

Polimer tidak mengganggu *radiologic imaging* pasca operasi dan dapat memfasilitasi operasi karena dapat dibor (dimasukkan) kedalam

tulang dan tidak perlunya pembedahan untuk pengambilan kembali karena implan dapat diserap tubuh. Plastik disekitar kita memiliki beragam sifat mulai dari lunak hingga keras, lentur hingga kuat, dan transparan hingga buram (*opaque*). Karena sifatnya tersebut memungkinkan untuk plastik dibuat menjadi berbagai jenis aplikasi. Polimer merupakan plastik padat bukan logam yang terdiri dari unit berulang suatu monomer, yang secara kovalen terikat bersama untuk membentuk rantai molekul (Suchenski *et al.*, 2010).

Polimer dinamai dengan monomer yang darinya disintesis (mis., Polietilen dari etilena) dan dapat berupa kopolimer atau homopolimer. Homopolimer berasal dari monomer tunggal (polietilen), dan kopolimer berasal dari 1 atau lebih monomer (poli-D,L-laktida dari L-laktida dan D-laktida). Istilah-istilah ini penting untuk menentukan tingkat kristalinitas, yang memengaruhi karakteristik mekanik dan degradasi (Suchenski *et al.*, 2010).

Daerah kristal terjadi di mana struktur yang teratur dan berulang memungkinkan ikatan rantai yang kuat. Daerah amorf terjadi di mana ada gangguan atau ketidaksejajaran pada rantainya. Polimer dapat berbentuk semikristalin (kristalin dan amorf) atau amorf karena rantai besar tidak memungkinkan terbentuknya struktur kristalin sepenuhnya. Homopolimer biasanya semikristalin, sedangkan kopolimer biasanya memiliki fase amorf tunggal karena keberadaan beberapa monomer mengganggu penyusunan rantai (Suchenski *et al.*, 2010).

Tingkat kristalinitas juga tergantung pada laju pendinginan, pendinginan yang lebih lambat memungkinkan rantai polimer untuk membentuk menjadi konfigurasi yang diinginkan sebelum mengeras. Polimer semikristalin biasanya lebih kuat dan lebih tahan terhadap degradasi dibandingkan amorf. Penurunan kepadatan daerah amorf memungkinkan untuk difusi lebih cepat kedalam polimer yang mengarah

ke degradasi yang lebih cepat. Dalam hal ini, polimer semikristalin memiliki dua fase dalam degradasi, yaitu amorf terdegradasi terlebih dahulu dan diikuti oleh degradasi yang lebih lambat dari daerah kristalin (Suchenski *et al.*, 2010).

A. *Bioabsorbable Polymers*

Ada tiga polimer yang paling umum digunakan untuk implan *bioabsorbable* pada aplikasi di dunia klinis. Polimer tersebut antara lain *Polyglycolic acid* (PGA), *polylactic acid* (PLA), dan *polydioxanone* (PDS). Bahan-bahan polimer tersebut terdiri dari monomer yang terikat secara kovalen membentuk suatu makromolekul. Polimer dapat dibuat dari monomer tunggal berulang (homopolimer) atau kombinasi dua atau lebih jenis polimer (kopolimer). Rantai polimer dapat linier, bercabang, atau dihubungkan silang dengan rantai lain (Maurus and Kaeding, 2004).

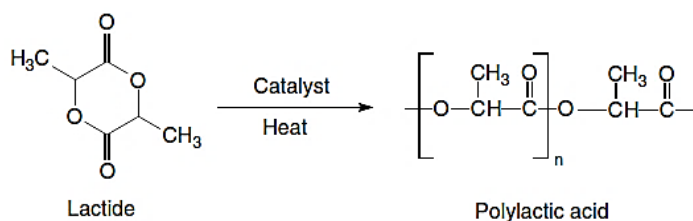
Rantai polimer dapat diatur dalam bentuk amorf atau kristal. Struktur semi-kristalin mempengaruhi kekuatan dan penyerapan implan. Struktur yang lebih kristalin mengarah pada konstruksi yang lebih kuat karena memiliki struktur lebih teratur dan sedikitnya selip antar rantai sekitarnya. Polimer juga dipengaruhi oleh suhu. Diatas suhu tertentu (suhu transisi gelas /Tg) polimer akan melunak dan menjadi fleksibel. Penting untuk menggunakan polimer *bioabsorbable* yang memiliki Tg di atas suhu tubuh (Maurus and Kaeding, 2004).

1) PLA

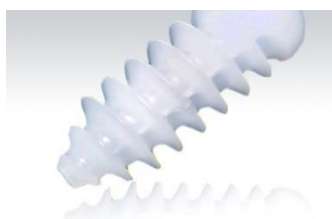
Polylactic acid memiliki gugus metil tambahan dalam monomernya (Asam laktat) seperti pada **Gambar 2.18** yang membuatnya lebih hidrofobik. Dua isomer enansiomerik PLA, L-isomer dan D-isomer, memiliki sifat yang berbeda. L-isomer (asam poli-L-laktat atau PLLA) agak hidrofobik dan kristal, dengan waktu degradasi yang lama (hingga beberapa tahun) fakta yang membuatnya mirip dengan bahan yang tidak

dapat rusak/ *nondegradable* (perilaku *in vivo*) dan mempengaruhi terhadap reaksi yang merugikan pada tahap akhir degradasi polimer. D-isomer agak amorf dan kurang stabil, properti terbukti menguntungkan dalam membangun ko-polimer. Suhu transisi dari *glass-PLLA* adalah 57 ° C (Kontakis *et al.*, 2007).

Penelitian yang dilakukan oleh A.Weiler dkk. pemasangan *screw* PLA telah menunjukkan pertumbuhan dan *remodelling* tulang berupa penyempitan tulang pada daerah implantasi selama 6 minggu dan dapat terdegradasi maksimal selama 24 minggu ditandai adanya jumlah *foreign-body giant cell* dan sel magrofag yang meningkat. Setelah 6 hingga 9 minggu *screw* telah terpisah dari lingkungan intra artikular yang kemudian akan menyatu pada tempat implantasi pada permukaan yang disambungkan. Proses pertumbuhan tulang pada permukaan tendon dapat dihentikan pengobatannya pada minggu ke-12 (Weiler *et al.*, 2002). Pada penelitian yang dilakukan oleh Kaukonen dkk. *screw* dapat bertahan hingga fiksasi tulang selesai pada minggu ke-6 , tulang dapat menopang setengah berat dari tubuh pada minggu ke-4 dan 2 minggu setelahnya meningkat hingga dapat menopang seluruh berat tubuh (Kaukonen *et al.*, 2005).



Gambar 2.18 Struktur kimia PLA (Antoniac *et al.*, 2012).

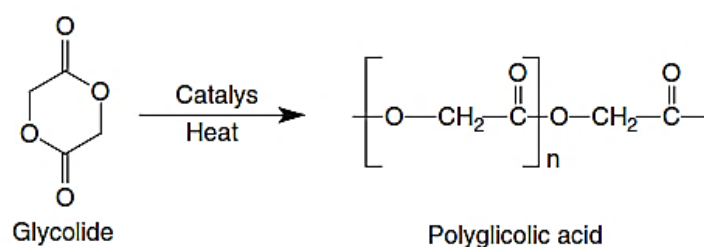


Gambar 2.19 Bioscrew PLLA (CONMED)

2) PGA

Polyglycolic acid hanya ada dalam 1 bentuk, yang dapat dilihat pada **Gambar 2.20**. PGA bersifat hidrofilik dan sangat kristal. Homopolimer PGA memiliki kekuatan lebih besar dari PLA. Degradasi dan menurunnya kekuatan terjadi cepat dan mempengaruhi untuk terjadinya komplikasi pasca operasi. Transisi *glass* PGA terjadi pada suhu 36°C dan menjadi lunak hanya jika suhu ini terlampaui. Produk hasil degradasi asamnya dapat menyebabkan peradangan pada jaringan disekitarnya. Polimer PGA jika digunakan sebagai implan yang *bioabsorbable* dapat menyebabkan komplikasi jaringan (Kontakis *et al.*, 2007; Maurus and Kaeding, 2004).

Ditemukan adanya campuran kopolimer PLA-PGA pada berbagai produk implan. Rasio perbandingan PGA dan PLA dapat mengubah tingkat degradasi dan karakteristik mekanik dari bahan-bahan ini. Kopolimer PGA-PLA bermanfaat karena dapat mendegradasi L-PLA lebih cepat, namun tidak memiliki sifat degradasi yang cepat dan pelepasan produk degradasi asamnya yang dimiliki jika PGA murni digunakan (Maurus and Kaeding, 2004).

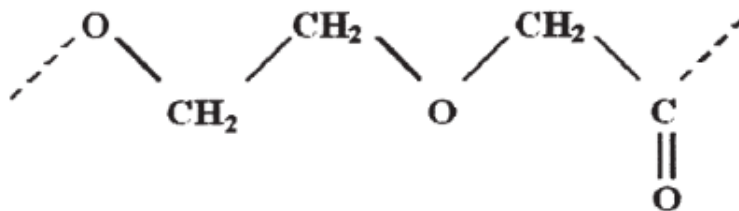


Gambar 2.20 Struktur kimia PGA (Antoniac *et al.*, 2012).

3) PDS

Polydioxanone memiliki struktur seperti pada **Gambar 2.21** merupakan polimer kristalin yang tidak berwarna. Pewarna ungu ditambahkan untuk penanganan dengan memasukkan pewarna inert. PDS diproduksi melalui ekstruksi lebur dari butiran melalui suatu

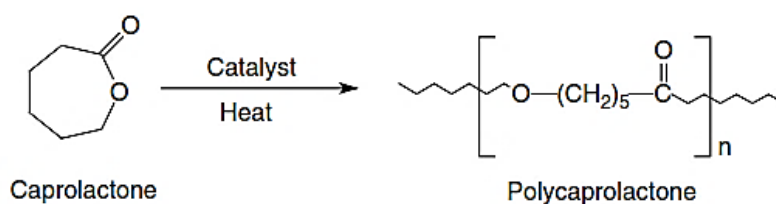
pewarna dan kemudian dilengkapi dengan perlakuan panas pada polimernya (Maurus and Kaeding, 2004).



Gambar 2.21 Struktur kimia PDS (Maurus and Kaeding, 2004).

4) PCL

Polycaprolactone memiliki struktur seperti pada **Gambar 2.22** adalah salah satu polimer biodegradable yang paling fleksibel dan mudah diproses, dibuat dengan polimerisasi pembukaan cincin ε-kaprolakton dengan adanya oktan stannous sebagai katalis PCL menunjukkan beberapa sifat tidak biasa yang tidak ditemukan di antara poliester alifatik lainnya. PCL memiliki suhu transisi gelas (T_g) yang sangat rendah $-60\text{ }^\circ\text{C}$, suhu leleh rendah (T_m) $\sim 60\text{ }^\circ\text{C}$, dan stabilitas termal tinggi dengan suhu penguraian (T_d) $\sim 350\text{ }^\circ\text{C}$, sementara poliester lainnya terurai pada $\sim 250\text{ }^\circ\text{C}$. PCL adalah semikristalin dengan modulus rendah dan waktu degradasi sekitar 2 tahun. Karena kombinasi sifat kristalinitas dan karakter tinggi dari homopolimer PCL, proses hidrolisis jauh lebih lambat daripada poli (α-hidroksiester lainnya) seperti PGA dan PLA (Antoniac *et al.*, 2012).



Gambar 2.22 Struktur kimia PCL (Antoniac *et al.*, 2012).

B. Biostable Polymers

Karena beberapa polimer *bioabsorbable* dapat terdegradasi terlalu cepat dan menyebabkan reaksi yang merugikan, polimer biostabil diselidiki. Bahan ini memiliki keunggulan seperti yang dimiliki polimer *bioabsorbable* tanpa adanya komplikasi yang terkait dengan degradasi polimer. *Polyetheretherketone* (PEEK) merupakan struktur yang stabil, sangat tidak reaktif yang tahan terhadap degradasi kimia, termal, dan radiasi. Polietilen dan poliasetal juga merupakan polimer termoplastik biostabil yang digunakan dalam implan ortopedi. PEEK adalah polimer termoplastik semikristalin yang kaku dengan sifat mekanik yang sangat baik. Polimer termoplastik mengeras pada pendinginan dan cenderung relatif lunak. Implan PEEK hanya menunjukkan peradangan ringan. PEEK ini mirip dengan logam yang memiliki masalah utama pada osseointegrasi yang buruk. PEEK gagal membentuk *hydroxyapatite* (HA) di permukaannya ketika terkena cairan tubuh (Suchenski *et al.*, 2010).

2.5.2 Biocomposites

Biokomposit memiliki keunggulan yang sama seperti polimer dengan manfaat tambahan pembentukan tulang dalam sekrup. Komposit terdiri dari dua bahan yang berbeda, terdiri dari keramik dan polimer. Semua implan yang tersedia terdiri dari campuran polimer *bioabsorbable* dan keramik bioaktif, namun PEEK-keramik sedang diteliti. Keramik adalah senyawa yang tersusun dari unsur logam dan non logam dengan ikatan ionik yang dominan. Kation logam (ion bermuatan positif) dan anion nonlogam (ion bermuatan negatif) disatukan oleh gaya elektrostatis karena tarikan dari muatan berlawanan. Meskipun gaya ini memberikan kekuatan pada keramik, namun tidak kaku dan dapat terganggu oleh pergerakan relatif

atom satu sama lain terutama jika adanya gaya tarik atau gaya geser (Suchenski *et al.*, 2010).

Keramik bioaktif yang dapat meningkatkan pembentukan tulang, termasuk HA [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$], *β -tricalcium phosphate* (β -TCP [$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$]), *biphasic calcium phosphate* (HA dan β -TCP), *calcium carbonate* dan *calcium sulfate*. HA dan β -TCP terdiri dari kalsium dan sulfat, hal ini merupakan komponen tulang anorganik utama dan implan ini dapat meniru fase mineral dari tulang. HA dan β -TCP memiliki osteokonduktivitas yang sangat baik karena pelepasan kalsium dan fosfat ketika terdegradasi, yang mendorong terjadinya mineralisasi dan memberikan *scaffold* untuk pertumbuhan tulang. Degradasi ini dimediasi oleh osteoklas dan mirip dengan tulang normal (Suchenski *et al.*, 2010).

Kombinasi keramik bioaktif dan polimer yang dapat terbiodegradasi menciptakan struktur berpori pada degradasi polimer. Porositas adalah faktor penting dalam pembentukan tulang, karena memungkinkan penyerapan yang lebih cepat dari komponen kalsium dan fosfat dan pertumbuhan tulang yang lebih baik. Dengan meningkatkan persentase jumlah polimer juga dapat meningkatkan porositas yang dapat membentuk tulang lebih banyak. Respon inflamasi juga lebih sedikit jika digunakan komposit keramik bioaktif dengan polimer yang dapat diserap, dibandingkan dengan penggunaan polimer saja. Karena adanya degradasi asam dari polimer, HA dan β -TCP melindungi pH sekitar implan PLA dan PGA yang mengalami degradasi. Seperti polimer, kerusakan sekrup selama pemasangan menjadi masalah untuk biokomposit. *Bioabsorbable* polimer dalam biokomposit dapat digunakan sebagai pembawa pelepasan molekul untuk meningkatkan pembentukan tulang (Suchenski *et al.*, 2010).

Berikut ini beberapa produk yang telah tersedia secara komersial, dapat dilihat pada **Tabel II.3** yang tersusun atas campuran *bioabsorbable* polimer dengan biokomposit.

Tabel II.3 Produk komposit *bioscrew* (Marinescu *et al.*, 2015).

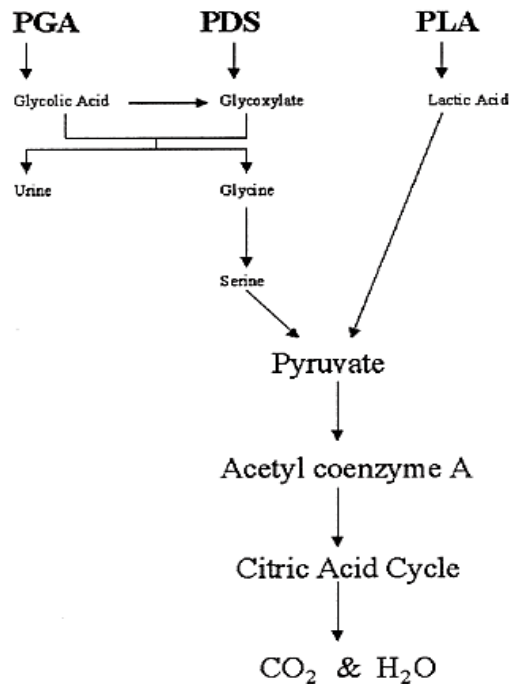
Manufacturer	Product Name	Composition
Arthrex	Bio-Cortical; Bio-Interference; RetroScrew; Bio-Tenodesis screw	PLLA
	PEEK Tenodesis Screw	PEEK
	Biocomposite Interference	70% PLDLA 30% BCP
ArthroCare	Graftlok Tapered	PLLA
	Bitlok	70% PLLA 30% β -TCP
ConMed Linvatec	SmartScrew ACL	PLDLA
	BioScrew	PLLA
Biomet	CompositTCP	40% PLDLA 360% β -TCP
	Bio-Core; Rattler; Gentle Threads	82% PLLA/12% PGA
Mitek	Bio-Intrafix	70% PLLA 30% β -TCP
	Milagro BR	70% PLGA 30% β -TCP
Smith & Nephew	BioRCI; Endo-FIX L	PLLA
	BioSure HA	75% PLLA 25% HA
Stryker	Bioabsorbable	PLLA
	Biosteon	75% PLLA 25% HA

PLDLA: copolymer of poly-D,L-lactide; BCP: Biphasic CaP; PLGA: lactic acid-glycolic acid copolymer

2.5.3 Degradasi *Bioabsorbable* Polimer

Secara umum, proses degradasi dari polimer dipercepat oleh peningkatan kecenderungan hidrofilik dari tulang, peningkatan reaktivitas di antara kelompok hidrolitik dalam rantai polimer, kristalinitas polimer yang rendah, dan porositas yang lebih jelas atau nyata (ukuran pori yang lebih besar) (Antoniac *et al.*, 2012).

Implan *bioabsorbable* harus secara efektif terdegradasi dan akhirnya diserap oleh tubuh atau diekskresikan. Proses ini diawali melalui kehilangan atau berkurangnya berat molekul, kehilangan kekuatan, dan kemudian kehilangan material seiring waktu. Degradasi kopolimer ini terjadi melalui pemotongan yang tidak spesifik pada ikatan esternya (Maurus and Kaeding, 2004). Siklus degradasi polimer tersebut dapat dilihat pada **Gambar 2.23**.



Gambar 2.23 Breakdown dari *bioabsorbable* polimer (Maurus and Kaeding, 2004).

PGA dipecah menjadi glisin. Glisin diekskresikan dalam urin atau diubah menjadi karbon dioksida dan air melalui siklus asam sitrat. Asam laktat, produk sampingan metabolisme manusia secara normal, adalah produk pemecahan PLA dan juga diubah menjadi air dan karbon dioksida dalam siklus asam sitrat. PDS dipecah menjadi glikoksilat dan diekskresikan dalam urin atau diubah menjadi glisin yang dapat menjadi air dan karbondioksida juga. Waktu yang diperlukan untuk terjadinya degradasi berhubungan dengan porositas, kristalinitas, dan berat molekul dari kopolimer (Maurus and Kaeding, 2004).

Proses hidrolisis terjadi segera pada implantasi implan melalui pemotongan rantai polimer panjang. Hal ini yang menyebabkan hilangnya berat molekul implan. Air memasuki material melalui pori-pori di permukaannya. Oleh karena itu, porositas dan luas permukaan memainkan peran penting dalam degradasi implan ini. Jumlah permukaan implan yang terpapar juga dapat meningkatkan hidrolisis karena meningkatkan luas permukaan yang dapat bereaksi. Implan yang diletakkan pada area dengan

tekanan yang lebih besar dapat mengalami degradasi dengan kecepatan yang lebih cepat. Hal ini diduga disebabkan oleh retakan mikrostruktur, yang mengarah pada meningkatnya luas permukaan yang terpapar. Retak juga menyebabkan hilangnya keseluruhan kekuatan mekanik, terlepas dari reaksi kimia (Maurus and Kaeding, 2004). Berikut **Tabel II.4** mengenai data mengenai beberapa polimer terkait hilangnya kekuatan akibat degradasi.

Tabel II.4 Sifat umum bahan *bioabsorbable*
(Maurus and Kaeding, 2004).

Polymer	Melting Point (°C)	Glass-Transition Temp (°C)	Modulus (Gpa)	Loss of Strength (months)	Loss of Mass (months)
PGA	225-230	035-40	12.8	1-2	6 to 12
LPLA	173-178	60-65	4.8	6	?
DLPLA	Amorphous	55-60	1.9	1-2	12 to 16
PDS	NA	(-10)-0	1.5	1-2	6 to 12

Abbreviation: NA, not applicable.

2.5.4 Screw Geometry

Meskipun komposisi material dan kesesuaian biomekanik dari *screw* harus diperhatikan, penting juga untuk memperhatikan geometri dari *screw*. Geometri dari *screw* merupakan penentu kekuatan yang lebih penting daripada jenis material. Pentingnya beberapa aspek geometri *screw* perlu diperhatikan seperti diameter ulir, ukuran celah, diameter dalam/ inti, panjang *screw*, geometri penopang, dan mekanisme penggerak. Secara umum, peningkatan luas permukaan ulir terhadap tulang menghasilkan peningkatan kekuatan fiksasi (Suchenski *et al.*, 2010).

Ulir pada *screw* didesain untuk mengoptimalkan awal kontak dan area permukaan, menghilangkan dan mendistribusikan gaya tekan yang diberikan pada antar muka *screw*-tulang, dan meningkatkan daya tahan tarik. Prinsip dasar pada geometri ulir *screw* diantaranya yaitu bentuk ulir, sudut muka, *pitch*, kedalaman, dan lebar. Ulir *pitch*, kedalaman, dan lebar

ulir sangat beraneka ragam diantara ketersediaannya di pasaran ortopedi (Stahel *et al.*, 2017).

Kedalaman ulir *screw* pada tulang spons lebih tinggi dibandingkan pada tulang kompak (kortikal) yang akan mengakibatkan peningkatan area kontak antar permukaan tulang dengan *screw*. *Pitch* ulir mengarah pada jarak linier yang dilalui *screw* setelah satu putaran penuh. Jika *pitch* pada ulir tersebut semakin kecil maka akan bertambah pula jumlah ulir yang ada pada *screw* (Stahel *et al.*, 2017).

2.6 Faktor yang Mempengaruhi Desain dan Pembuatan Screw

Sekrup harus memberikan kekuatan yang cukup hingga jaringan di sekitarnya sembuh dan tidak boleh menyebabkan respon peradangan, tidak bersifat toksik atau karsinogenik, sekrup dapat dimetabolisme, idealnya tidak meninggalkan serpihan atau puing-puing. Spesifikasi umum untuk sekrup berkenaan dengan bahan dan desainnya. Teknik bedah harus direproduksi secara konsisten, tidak menyebabkan kerusakan pada cangkok atau jaringan di sekitarnya. Sekrup juga harus menunjukkan umur simpan yang baik, serta sterilisasi yang mudah. Sifat mekanik terutama tergantung pada aspek struktural dari bahan dan teknologi pemrosesan (Antoniac *et al.*, 2012).

2.6.1 Material Penyusun

Bahan *biodegradable* yang ideal untuk sekrup harus memberikan fiksasi pada *graft* yang aman dan memastikan degradasi berjalan bertahap secara biologis ketika proses fiksasi, bahan penyusun harus memiliki sifat mekanik yang sesuai, tidak akan menyebabkan peradangan atau respons toksik lainnya, akan dimetabolisme setelah dihancurkan sepenuhnya, serta mudah untuk disterilkan dan diproses menjadi produk akhir yang memiliki umur simpan yang dapat diterima. Dalam kasus sekrup yang terbuat dari bahan *bioresorbable* (dapat diserap secara biologis), persyaratan untuk

bahan juga merujuk pada tingkat penyerapan dan kemampuan terurai secara hayati yang berkorelasi dengan osseointegrasi (Antoniac *et al.*, 2012).

2.6.2 Diameter Luar dan Dalam dari Screw

Kedalaman dari ulir atau rasio antara diameter besar (luar/mayor) dan kecil (dalam/minor) menentukan area kontak antara sekrup dengan tulang, sehingga mempengaruhi pertumbuhan kembali dari tulang (Antoniac *et al.*, 2012). Diameter memiliki pengaruh penting pada kemampuan sekrup untuk bertahan (Asnis *et al.*, 1996). Diameter luar dan kedalaman ulir secara kritis berpengaruh pada kekuatan tarikan (*pullout strength*) dari sekrup (Chapman *et al.*, 1996). Adanya hubungan linear antara diameter luar dengan gaya tarikan sekrup (DeCoster *et al.*, 1990).

2.6.3 Ulir (*Thread*)

Bentuk ulir dianggap sebagai faktor kritis lain yang mempengaruhi kekuatan penarikan (Chapman *et al.*, 1996). Untuk menghindari laserasi (luka), ulir tidak boleh memiliki pinggirang yang tajam. Bentuk ulir juga harus simetris untuk menghadapi tekanan yang diberikan oleh tulang. Adanya analisis menunjukkan bahwa nilai 30° untuk sudut proksimal menentukan distribusi yang sama atau seimbang pada gaya tarik dari tulang penerima (Wang *et al.*, 2009).

2.6.4 Panjang Screw

Sebuah eksperimen menunjukkan bahwa torsi untuk implan *miniscrew* meningkat dengan panjangnya sekrup (Lima *et al.*, 2008). Secara eksperimental menunjukkan bahwa sekrup yang lebih panjang dan lebih lebar menyediakan fiksasi yang lebih baik (Herrera *et al.*, 2010). Namun, eksperimen biomekanik yang dilakukan Black dan teman-temannya menunjukkan bahwa panjang sekrup tidak mempengaruhi penyisipan torsi,

beban terhadap kegagalan, perpindahan, atau kekakuan secara signifikan (Black *et al.*, 2000).

2.6.5 Cutting Flutes

Beberapa penelitian menunjukkan hasil yang berbeda-beda mengenai kekuatan sekrup berdasarkan banyaknya *cutting flutes*.

2.6.6 Bentuk Screw Core/ Screwdriver

Bentuk *screwdriver* harus dirancang untuk memastikan bahwa penyisipan torsi akan didistribusikan secara merata pada area yang lebih besar, bertujuan untuk menghindari kerusakan sekrup selama proses implantasi (Antoniac *et al.*, 2012). Sekrup berkanulasi dibandingkan dengan yang tidak berkanulasi menunjukkan peningkatan penyisipan torsi dan meningkatkan area permukaan untuk pertumbuhan kembali jaringan (Bucholz *et al.*, 1991). Bentuk seperti turbin pada *screwdriver* menentukan konsentrasi tegangan pada antar muka yang lebih sedikit, dan meningkatkan torsi pada kegagalan (Weiler *et al.*, 1998).

2.6.7 Pitch

Jumlah ulir sekrup yang kontak dengan tulang dan kedalaman ulir yang lebih tinggi meningkatkan antarmuka antara ulir dengan tulang. Eksperimen yang dilakukan oleh Ricci dan teman-temannya menunjukkan adanya perbedaan yang signifikan pada penyisipan torsi berdasarkan *pitch screw*. Untuk kekuatan tarik, tidak menunjukkan perbedaan yang signifikan antara beberapa ukuran *pitch*. *Pitch* sekrup yang lebih kecil memiliki kekuatan penyisipan torsi yang lebih rendah dibandingkan dengan ukuran *pitch* yang lebih besar (Ricci *et al.*, 2010).

2.6.8 Tapered vs Cylindrical Screws

Studi biomekanik yang dilakukan pada tulang domba menunjukkan bahwa sekrup yang runcing memiliki kekuatan tarikan dan penyisipan torsi yang lebih tinggi dibandingkan sekrup silinder (Mann *et al.*, 2005).

2.7 Kekuatan Mekanik Bioscrew

Sifat mekanik merupakan suatu respon atau perilaku dari suatu material untuk menerima beban, gaya, dan energi tanpa menimbulkan kerusakan pada material tersebut. Kekuatan (*strength*) merupakan kemampuan suatu material untuk menerima tegangan tanpa menyebabkan material menjadi patah. Kekuatan ada beberapa macam, seperti kekuatan tarik, kekuatan geser, kekuatan tekan, kekuatan torsi, dan kekuatan lengkung. Kekakuan (*stiffness*) merupakan kemampuan material untuk menerima tegangan / beban tanpa mengakibatkan terjadinya deformasi atau difleksi. Tegangan (*tension/stress*) merupakan besarnya gaya material yang timbul untuk menahan adanya beban eksternal. Tegangan tarik merupakan sifat material yang berhubungan dengan tegangan-regangannya pada saat mengalami tarikan, dan Tegangan tekanan (*compressive stress*) terjadi bila suatu benda dikenai beban secara aksial. Pengujian torsi ditujukan untuk mengetahui seberapa besar kekuatan dari *bioscrew* yang akan dimasukkan diputar kedalam tulang yang akan difiksasi. Kekuatan cabut mengukur sisa daya dukung sistem fiksasi, yang terkait dengan kemampuan rekonstruksi untuk menahan kerusakan ketika dicabut.