

PERKEMBANGAN SEMEN TULANG SEBAGAI BAHAN FIKSASI PADA PERAWATAN BEDAH TULANG DI BIDANG KEDOKTERAN GIGI

Bambang Irawan

Departemen Ilmu Material Kedokteran Gigi Fakultas Kedokteran Gigi Universitas Indonesia

Bambang Irawan. Perkembangan semen tulang sebagai bahan fiksasi pada perawatan bedah tulang di bidang Kedokteran Gigi. *Indonesian Journal of Dentistry* 2004; 11(3): 123-129.

Abstract

The first bone cement developed by Charnley in the 1960s using polymethyl methacrylate (PMMA) remains the most widely used material for fixation of orthopaedic joint replacement. In the field of dentistry, polycarboxylate and glass ionomer cements first came to prominence as dental cements in the late 1960s and early 1970s. Although biocompatible, the zinc component results in the formation of a fibrous collagen capsule around the zinc polycarboxylate cement in vivo, which compromises the strength of the intermediate region between the bone and cement. Glass ionomer cements were anticipated to have potential in orthopaedic applications. The discovery of a well integrated intermediate layer between bone and many bioactive ceramic phases from the calcium-phosphate systems, such as hydroxyapatite (HA), resulted in the development of new cements incorporating such phases. Investigations into bioglass and apatite/wollastonite glass-ceramics prompted the development of off-the-shelf bone graft substitute materials. Synthetic hydroxyapatite is commercially available and serves primarily as a scaffold in order to facilitate the bone regeneration process. Many investigations have ranged from the development of castable bioactive materials to modified bioactive composites. This article attempts to give a broad overview of the different types of cements.

Keywords: Bone cement, material for fixation, orthopaedic dentistry

Pendahuluan

Masa lalu semen tulang dari jenis polimetil metakrilat (PMMA) digunakan sebagai bahan untuk menfiksasi suatu protesa pengganti tulang rahang yang patah. Dikatakan bahwa bahan semen tulang PMMA mempunyai kekurangan terutama pada saat proses pengerasannya dihasilkan panas sehingga

akan mengganggu sifat mekanis dan biologis yaitu sulit didapat keadaan steril karena kemungkinan terjadi jaringan nekrotik^{1,2}. Melihat kekurangan tersebut selanjutnya dikembangkan semen berbahan dasar polimer. Proses pengerasan bahan ini terjadi pada suasana netral yang akan mengurangi panas seperti yang dihasilkan oleh semen PMMA.^{3,4}

Pembahasan

Di bidang Kedokteran Gigi terjadi suatu perkembangan yang menggembirakan yaitu ditemukan bahan semen seng polikarboksilat di akhir tahun 1960an dan glass polialkenoat (glass ionomer) pada awal tahun 1970an.^{5,6} Meskipun bahan ini mempunyai sifat biokompatibilitas yang baik, tetapi unsur seng(Zn) yang ada akan menyebabkan jaringan ikat kolagen meliputi semen polikarboksilat. Keadaan ini akan mengurangi kekuatan ikatan pada daerah antara tulang dan semen.^{1,7}

Selanjutnya diperkenalkan bahan biomaterial dari jenis bioglass yang mempunyai aktivitas biologik yang baik tetapi masih mempunyai keterbatasan yaitu bahan ini bersifat rapuh.^{8,9} Untuk mengatasi kekurangan ini terus dikembangkan bahan glass keramik yang mengandung *apatite/wolastonite* dan saat ini sudah diproduksi secara komersial.⁹ Banyak penelitian bahan bioglass dan glass keramik untuk bahan transplantasi dalam usaha menggantikan jaringan tulang yang hilang. Hingga kini hidroksi apatit (HA) telah dapat dibuat secara sintesis dan diproduksi secara komersial. Bahan ini dapat merangsang pembentukan tulang baru dan dibuat dalam bentuk makroporus yang banyak dikenal sebagai *scaffold*.^{1,8,9}

Kemudian dikembangkan semen kalsium fosfat seperti tetra kalsium fosfat, dikalsium fosfat dihidrat atau β -trikalsium fosfat yang bila bereaksi dengan air akan membentuk hidroksi apatit tanpa hasil samping suatu asam atau basa.^{1,9,10}

Dalam perkembangannya juga ada usaha untuk menggabungkan kelebihan sifat biologis dari semen glass ionomer dengan kelebihan sifat mekanis dari bahan resin sehingga didapat komposit dari bahan glass ionomer modifikasi resin.^{8,9} Bahan ini akan memberikan kemudahan dalam penggunaannya dan juga mempunyai estetika yang lebih baik serta kekuatan semen yang memadai.

Berikut diuraikan secara singkat berbagai semen tulang sebagai bahan fiksasi dalam perawatan bedah tulang menurut perkembangannya.

Semen Polimetil Metakrilat(PMMA)

Penemu bahan ini adalah Charnley. PMMA terdiri atas 2 bagian yaitu cairan monomer dan bubuk polimer metil metakrilat yang bila dicampur akan terjadi polimerisasi dan menjadi bahan biomaterial sintetik pertama yang digunakan pada perawatan bedah tulang. Pada awalnya semen PMMA ini cukup luas digunakan dan bahan ini

berfungsi untuk menyalurkan beban berat dari protesa ke tulang yang ada. Bahan ini mempunyai kekurangan berupa panas yang dihasilkan saat polimerisasi pada waktu proses pengerasan akan menyebabkan terjadinya jaringan nekrotik. Akibatnya sifat sterilitas hasil perawatan sulit didapatkan. Dunne dkk menyatakan bahwa polimerisasi bahan terjadi pada rentang temperatur 40°C sampai 110°C, dan tercatat bahwa tidak lebih dari 110°C. Revie mengatakan bahwa suhu rata-rata pada proses reaksi eksotermis adalah 67,46°C.² Disamping itu panas yang dilepaskan tergantung pada ketebalan semen. Semakin tebal bahan semen maka semakin besar panas yang dilepaskan. Semen PMMA yang ada dipasaran dikenal dengan merk^{10,11}:

- Palacos R-40 (Heraeus Kulzer GmbH, Germany) yang berisi ZrO_2 sebagai bahan radiopak.
- CMW 1 (De Puy, CMW, Inggris) yang berisi Barium sulfat ($BaSO_4$) sebagai bahan radiopak.
- Howmedica Mix Kit I (Howmedica Int, Ireland)
- Zimmer Osteobond, Vacuum System (Zimmer, USA)
- Zimmer Quick-Vac system (Zimmer, USA)

Semen Seng Fosfat

Semen fosfat di bidang Kedokteran Gigi terutama digunakan untuk perlekatan suatu protesa pada permukaan gigi. Unsur utama bahan ini adalah bubuk seng oksida dengan tambahan 2-10% berat Magnesium oksida sedangkan cairannya adalah larutan asam fosfat dengan konsentrasi 45-60%. Pada proses pengerasan terjadi reaksi antara ion seng bermuatan positif dan gugus fosfat bermuatan negatif dengan hasil bahan semen yang bersifat *brittle* (rapuh) tetapi mempunyai kekuatan kompresi yang relatif tinggi.^{1,5,6} Pada awal pencampuran bubuk ZnO dan asam fosfat dan massa semen sangat asam dengan pH 1,3-3,6. pH akan meningkat mendekati netral seiring dengan berjalannya waktu sampai 24 jam. Waktu pengerasan berkisar antara 5-14 menit dan waktu bekerja saat pencampuran 3-6 menit. Ikatan saat semen mengeras adalah ikatan mekanis *interlocking* antara permukaan yang tidak beraturan dari permukaan gigi dan protesa.^{1,5} Bahan ini dilaporkan mempunyai kekurangan yaitu larut dalam cairan rongga mulut. Prosesnya dipercepat oleh produk sisa makanan yang terurai, proses penggunaan, dan terjadi abrasi setelah beberapa waktu.^{7,8} Kekuatan kompresi bahan semen ini kira-kira 104 Mpa. Kelarutan bahan semen cukup tinggi. Tercatat kehilangan massa semen sekitar 0,04-3,3% setelah 24 jam pencampuran, kemudian kelarutan akan terus menurun sampai sekitar 0,2%.

Semen Seng Polikarboksilat

Pertama kali dikembangkan oleh Smith pada tahun 1968. Bahan ini merupakan modifikasi semen fosfat dan cukup luas digunakan sebagai bahan basis kavitas, bahan adesif protesa mahkota dan alat ortodontik.^{5,6} Bahan ini merupakan campuran seng oksida dengan sedikit magnesium oksida. Dalam cairan 30-40% asam poliakrilat akan terjadi reaksi asam basa yang dapat mengeras pada temperatur tubuh sehingga akan mengurangi masalah terjadinya nekrosis jaringan akibat rangsangan termal. Bubuk ZnO dipersiapkan dengan cara mencampur ZnO dengan sedikit MgO dan dilebur pada suhu 1100-1200°C. Perlakuan panas ini akan menyebabkan bubuk ZnO menjadi berwarna kekuningan akibat menguapnya unsur oksigen. Proses ini akan mengurangi reaktivitas dari ZnO untuk bereaksi dengan asam yang selanjutnya berakibat proses pengerasan bahan menjadi lebih lambat.^{1,2,6} Reaksi pengerasan dapat berlangsung pada suhu tubuh 37°C dan waktu pengerasan berkisar sekitar 6-9 menit. Meskipun pada awal pencampuran bubuk dan cairan, massa semen bersifat asam dengan pH 3,0-4,0, tetapi hal ini tidak memberi efek rangsang asam seperti halnya dengan semen fosfat karena berat molekul asam poliakrilat yang cukup besar yaitu 30.000-50.000.^{1,7,8}

Aplikasi di bidang Kedokteran Gigi menunjukkan kestabilan bahan secara kimiawi yang sangat baik terutama pada penggunaan untuk jangka waktu lama. Pada percobaan *in vivo* dilaporkan bahwa rendahnya ion Zn²⁺ yang dilepaskan dipercaya dapat untuk mencegah terjadi infeksi bakteri. Di samping itu Zn diperlukan untuk pertumbuhan, perkembangan dan differensiasi sel.^{1,5,6} Yamaguchi dkk mempercayai bahwa Zn secara lokal akan menyebabkan banyaknya sel osteoblast sekitar tulang dan akan menstimulasi pembentukan tulang.^{1,11,12} Jadi Zn mempunyai peranan penting sebagai aktivator metabolisme tulang.^{1,11,12} Penelitian Lawrence dkk menunjukkan terbentuknya lapisan jaringan ikat kolagen berbentuk kapsul di antara semen Zn polikarboksilat dan tulang. Hal ini menunjukkan bahwa semen ini mempunyai sifat biokompatibilitas yang baik. Di samping itu ion Zn berpotensi dan selektif menghambat kerja sel osteoklast untuk terjadinya resorpsi tulang.

Semen Glass Ionomer (Glass Polialkenoat)

Semen yang menggunakan bubuk Zn oksida ini akan menghasilkan semen yang bersifat opak yang secara estetika kurang baik. Kemudian Wilson dan Kent mengembangkan semen yang menggunakan bahan Al₂O₃ dan Si O₂ dari silikat glass yang bila

dicampur dengan asam poliakrilat akan menghasilkan bahan semen yang lebih baik.^{7,8}

Dalam perkembangannya bahan ini diberi tambahan asam tartarat yang akan memperlambat reaksi pengerasan. Untuk mempercepat reaksi dilakukan dengan cara menetralkan larutan asam oleh bahan glass yang merupakan awal dari proses pengerasan dan selanjutnya akan terjadi reaksi asam basa. Asam akan menguraikan struktur glass dan hidrolisis ikatan glass.^{5,6} Ikatan aluminium-oksigen-silikon dan ikatan fosfat-oksigen dan bahan glass secara hidrolisa akan melepaskan ion aluminium dan kation kalsium. Pengelepasan ini dari gugus karboksil dan akan terjadi reaksi silang dengan rantai asam poliakrilat. Reaksi pengerasan dipercaya melalui 2 tahap. Pada tahap awal garam calcium akan membentuk gel dan merupakan reaksi pengerasan awal (*initial set*). Tahap berikutnya melibatkan garam aluminium dengan dilepaskan ion kalsium dan ion aluminium yang akan menghasilkan Al poliakrilat.^{1,7,8}

Kekurangan semen Glass Ionomer adalah rendahnya nilai fraktur toughness (1,39 Mpa/m) dimana Young modulus antara 4-8 Gpa dan kekuatan *flexural* antara 25-35 Mpa. Ion Fluor dan ion fosfat diketahui dengan kompleks ion Al dan ion Ca akan mengurangi kemampuan untuk terjadi reaksi silang dengan rantai asam poliakrilat. Meskipun sifat mekanisnya lebih rendah bila dibandingkan semen akrilik, tetapi kemungkinan terjadi adesi secara kimiawi terhadap jaringan sekitar dan protesa. Potensi sifat bioaktif adalah kemampuan melepas ion osteokonduktif seperti ion Ca dan Fluor akan memperpanjang waktu pengerasan semen.^{6,7,11} Pada binatang percobaan terlihat adanya demineralisasi sekitar tulang secara lokal pada daerah implantasi dengan ion Al pada daerah tulang. Hal ini akan menghambat terjadinya proses mineralisasi tulang. Dalam perkembangannya semen ini dibuat dengan pelepasan ion Al yang minimal atau tidak sama sekali terutama untuk aplikasi bedah tulang.

Bioglass

Hench dkk dari Universitas Florida membuat material dengan permukaan yang aktif secara kimiawi sehingga dapat melekat baik pada tulang dan dikenal dengan Biomaterial.^{5,9}

Biomaterial dengan menggunakan glass-phospho-silikat-soda lime dikenal dengan nama Bioglass yang mempunyai komposisi 46,1% SiO₂; 24,4% NaO₂; 26,9% CaO dan 2,6% P₂O₅. Sejak ditemukan sampai saat ini terus dikembangkan jenis baru bahan glass bioaktif dan banyak digunakan dalam aplikasi prostetik dan reparasi tulang yang

rusak karena sesuatu hal. Bahan Bioglass yang digunakan dalam perawatan bedah tulang akan memberi berbagai keuntungan yaitu⁹:

1. Memberi protesa dapat beradaptasi pada ruang di dalam tulang.
2. Mencegah pembentukan jaringan fibrosa pada permukaan antara protesa dan tulang.
3. Membantu terjadinya ikatan secara kimiawi yang kuat antara bahan implan dan jaringan tulang.

Reaksi kinetik pada permukaan dari bahan Bioglass 45S5 telah diteliti secara luas melalui 5 tahap setelah dilakukan implantasi^{1,4,9}. Pada awalnya terjadi pertukaran ion dari permukaan bahan implan dan faali lingkungan sekeliling dimana ion Na^+ digantikan oleh H^+ atau H_3O^+ . Tahap kedua meliputi pemecahan rantai silikat menjadi bentuk silanols.



Tahap ketiga meliputi kondensasi yang seimbang dan terjadi repolimerisasi dari bentuk silanols yang mengisi lapisan gel kaya akan SiO_2 pada permukaan. Struktur gel terbuka untuk migrasi ion Ca^{2+} dan PO_4^{3-} pada daerah kontak yang menyebabkan terbentuknya lapisan tipis kaya akan $\text{CaO} - \text{P}_2\text{O}_5$ pada lapisan gel. Gel terus berkembang menjadi lebih tebal dan lebih padat dari lapisan yang amorf. Tahap akhir meliputi kristalisasi dari kalsium-fosfat bentuk amorf menjadi campuran hidroksil, karbonat, lapisan fluoro apatit, ion OH^- , ion CO_3^{2-} dan anion F^- yang diperoleh dari jaringan induk. Lapisan kalsium fosfat akan terjadi rekristalisasi atas lapisan hidroksi apatit karbonat.^{5,6,9}

Dengan tambahan hidroksi apatit pada bahan glass bioaktif dilaporkan akan meningkatkan sifat mekanis bahan. Yoshihara dkk melaporkan bahwa bioaktif glass $\text{CaO} - \text{P}_2\text{O}_5 - \text{SiO}_2$ bila bereaksi dengan larutan 3,7 Molar Ammonium Phosphate pada pH 7,4 akan memberi kekuatan kompresi bahan sebesar 25 Mpa. Kemudian bila direndam dalam larutan cairan tubuh buatan akan terjadi peningkatan kekuatan kompresi menjadi kira-kira 80 Mpa dan terbentuk formasi hidroksi apatit pada bahan semen.^{11,12}

Bahan glass bioaktif tersedia dalam berbagai komposisi yang menunjukkan dapat berikatan baik dengan jaringan lunak atau jaringan tulang. Bahan ini tersedia dalam bentuk padat dan berupa partikel atau kombinasinya baik terbuat secara alami maupun sintetik akan memberi hasil pengobatan yang baik pada berbagai kondisi klinis.

1. Glass-Keramik Apatit/Wolastonit

Karena bahan glass-keramik yang mempunyai sifat biokompatibilitas dan bioaktif baik, maka dikembangkan glass keramik dengan kristal dan konsentrasi yang berbeda. Dengan prinsip kontrol permukaan dengan proses kristalisasi dari bubuk glass, Kokubo dkk mengembangkan bahan glass-keramik Apatit-Wolastonit (AW) dengan komposisi 34% SiO_2 ; 44,7% CaO ; 4,6% MgO ; 16,2% P_2O_5 ; 0,5% CaF_2 .^{9,10} Bahan ini mempunyai ikatan kimia yang kuat dengan tulang dan kekuatan mekanis cukup tinggi. Kristal halus seperti presipitat Apatit-Wolastonit (CaOSiO_3) dan *Whilockite* ($3 \text{CaO} \cdot \text{P}_2\text{O}_5$) dari matriks glass akan memberi kekuatan mekanis dengan sifat bioaktif dari glass keramik.^{10,11} Data sifat fisik bahan ini dapat tergambar pada Tabel 1.

Tabel 1 : Sifat fisik dari Glass Keramik AW

Sifat fisik	Nilai
1 Densiti (g/cm^3)	3,07
2 Kekuatan bending (Mpa)	215
3 Kekuatan kompresi (Mpa)	1080
4 Modulus Young (Gpa)	118
5 Kekerasan dalam Vickers (HV)	680
6 <i>Fracture toughness</i> (Mpa/m)	2,0

Lapisan apatit dipercaya dibentuk dengan reaksi kimia dari ion kalsium dan ion silikat yang terurai dari glass keramik dengan ion fosfat yang berasal dari cairan tubuh sekeliling. Bahan ini mempunyai kekuatan bending kira-kira dua kali dari hidroksi apatit padat (115 MPa) dan lebih tinggi dari tulang kortikal manusia (160 MPa).^{9,11,12} Saat ini keramik bioaktif terdapat dalam berbagai ukuran dan bentuk, serta telah diproduksi secara komersial untuk aplikasi bedah tulang (ortopedi). Keramik bioaktif bentuk kubus banyak digunakan untuk menggantikan tulang belakang, rekonstruksi tulang iliaka dan mengisi ruang pada tulang setelah eksisi tulang akibat operasi tumor.^{11,12} Di samping itu juga tersedia dalam bentuk granula yang sering digunakan untuk mengisi ruang di sekeliling tulang dalam bentuk kubus terutama pada permukaan tulang yang tidak beraturan seperti setelah revisi suatu pembedahan.

Hidroksi Apatit Sintetis

Analisa berbagai kegagalan perawatan implan dalam kurun waktu 30 tahun terakhir menunjukkan bahwa kegagalan utama terletak pada batas pertemuan jaringan dengan bahan biomaterial. Terbentuknya kapsul jaringan ikat dan terjadinya demineralisasi tulang di sekitar bahan implan menjadi sebab kegagalan tersebut.^{1,9} Secara klinis

keberhasilan meliputi permukaan kontak yang stabil dengan jaringan pengikat serta sesuai dengan sifat mekanis bahan implan dan jaringan yang digantikannya. Pencangkokan tulang secara *allograf* dari donor perlu diwaspadai karena^{1,9,11}:

1. Sering terjadi penularan penyakit dari donor.
2. Peralatan dan proses yang cukup sulit.
3. Sering disertai terjadinya respons imun
4. Terkadang terjadi resorpsi tulang secara prematur.

Karena hal-hal tersebut di atas maka banyak penelitian dan pengembangan material untuk menggantikan pencangkokan tulang tersebut. Material pengganti tulang pada awalnya dikembangkan dengan memberikan *scaffold* (bahan yang porus seperti sarang laba-laba) untuk memfasilitasi proses regenerasi tulang.^{9,10} Kemudian dibuat suatu material yang menyerupai hidroksi apatit (HA) suatu komponen utama dari jaringan keras tubuh seperti tulang dan gigi geligi. Dari penelitian menunjukkan bahwa HA bentuk blok (kubus) dan porus mempunyai sifat biokompatibilitas baik dan tahan terhadap proses degradasi sehingga tidak terjadi resorpsi tulang.^{9,12} Sel osteoklast akan mengontrol terbentuknya *remodelling* tulang. Selanjutnya struktur yang porus mengundang terjadinya proses pertumbuhan tulang dalam bahan implan sehingga perlekatan dan perbaikan bagian tulang mempunyai struktur mendekati tulang asli.

Pada sistem Ca-P seperti HA [$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2$] dan TCP [$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$] adalah material bioaktif yang sangat baik dan cocok digunakan untuk protesa jaringan keras.^{9,10} Sifat biokompatibilitas HA yang baik dan dengan struktur kristal HA yang mirip dengan mineral tulang maka HA padat dapat digunakan sebagai pengganti jaringan tulang yang rusak.

Semen Kalsium Fosfat

Mineral tulang adalah kalsium fosfat apatit yang berisi karbonat dan sedikit sodium, magnesium dan elemen lain dalam jumlah sangat kecil. Karbonat apatit dikenal dengan nama *dahlite* yang berisi 4-6% berat karbonat dan komponen seperti jaringan gigi dan tulang belakang.^{9,10} Pada jaringan tulang yang digantikan akan terjadi proses dengan aksi dari sel osteoklast yang menghasilkan asam dan menguraikan hidroksi apatit dan adanya enzim-enzim akan menghasilkan serat kolagen. Dengan pelepasan kalsium dan protein akan memberi sel seperti osteoblast untuk membentuk matriks baru yang akan termineralisasi membentuk hidroksi apatite dan jaringan kolagen.

Pada kondisi normal densiti tulang akan terjaga oleh keseimbangan dinamis antara fungsi osteoklast dan osteoblast. Gruninger pertama kali memperkenalkan semen kalsium fosfat yang berisi ion-ion yang sama untuk pembentukan tulang yang mirip dengan mineral tulang secara alami.⁹ Bahan ini berupa bubuk yang bila dicampur dengan air membentuk suatu pasta yang dapat bereaksi pada temperatur ruang atau temperatur tubuh dengan terbentuknya formasi dari presipitat yang berisi satu atau lebih kristal kalsium fosfat dan akan mengeras dengan terbentuknya kristal-kristal dari presipitat. Dikalsium fosfat dihidrat, *Brushite* ($\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) adalah bahan yang stabil pada konsisi pH kurang dari 4,2.

Bahan biokeramik kalsium fosfat mempunyai kekuatan yang rendah tetapi mempunyai kelebihan sifat biokompatibilitas yang baik sehingga para ahli menggabungkan dengan bahan polimer untuk menutupi kekurangannya.^{1,9,11} Kemudian diperkenalkan bahan *amorphous calcium phosphat* (ACP) yang berisi bahan polimer. Selanjutnya dikembangkan resin Bis-GMA sebagai matriks semen dengan hasil kekuatan tarik yang sebanding dengan semen glass ionomer. Dari hasil penelitian dan aplikasi klinik menunjukkan bahwa biomaterial kalsium fosfat seperti HA keramik, Trikalsium fosfat keramik dan HA/TCP keramik mempunyai sifat biokompatibilitas yang baik dan osteokonduktif.^{4,9} Bila dilakukan implantasi secara *in vivo* bahan ini tidak toksik, sifat antigenik yang tidak aktif dan tidak menyebabkan terjadinya kanker serta melakukan perlekatan langsung dengan tulang tanpa intervensi adanya jaringan penyangga.

Glass Ionomer Modifikasi Resin

Semen glass ionomer telah dijelaskan terdahulu. Terdapat berbagai kekurangan seperti massa semen seperti dempul dan sensitif terhadap lingkungan asam dan basah yang berakibat pada waktu pengerasan yang lebih lama. Modifikasi semen glass ionomer menghasilkan bahan alternatif yaitu berupa gabungan glass ionomer dengan modifikasi resin.^{5,6,7,8} Reaksi pengerasan terjadi reaksi asam basa dan dilanjutkan dengan reaksi polimerisasi dibawah pengaruh sinar.

Produk yang banyak dipasarkan adalah semen glass ionomer dengan sedikit tambahan komponen resin seperti hidroksi etil metakrilat (HEMA) dan bisfenol A-glisidil metakrilat (Bis-GMA).^{1,7,8} Dengan poliasid dari glass ionomer terjadi polimerisasi rantai dengan bantuan sinar. Akhirnya ini dikembangkan semen tulang yang bersifat bioaktif berisi bubuk glass yang mengandung

CaO-SiO₂-P₂O₅-CaF₂ dengan silane sebagai filler dan matriks organik yang berisi Bis-GMA atau Trietilen glikol dimetakrilat.^{11,12} Semen ini mempunyai sifat mekanis yang lebih baik dan dengan adanya polimetil metakrilat (PMMA) akan mempunyai ikatan secara langsung dengan tulang. Kekurangan bahan ini adalah dengan adanya kandungan resin terjadi perubahan dimensi saat pengerasan.

Komposit

Salah satu masalah dalam penyatuan tulang pada bedah ortopedi adalah kurang kuatnya pada daerah antara tulang dan bahan yang digunakan sebagai protesa berupa bahan metal atau keramik. Dipasaran sejak tahun 1980an telah diperkenalkan komposit dari bahan hidroksi apatit yang diperkuat polietilen dengan densiti tinggi dengan merk HAPEX.^{1,13}

Tambahan partikel penguat pada hidroksi apatite akan meningkatkan nilai elastik modulus dan sifat bioaktif dari bahan tersebut^{13,14}. Volume bahan pengisi secara optimal berpengaruh pada sifat mekanis dan bioaktif dimana penambahan filler 0,4 dari volume akan memberi elastik modulus bahan komposit lebih rendah dari elastik modulus tulang dimana *fracture toughness* lebih tinggi dari tulang dan kekuatan tariknya menunjukkan bahan bersifat *ductile*. Pada penambahan filler 0,2 volume secara biokimia dan analisa morfologi menunjukkan bahwa permukaan material cocok untuk proliferasi sel dan menjaga sel osteoblast. Pada aplikasi klinis adanya polietilen akan menyebabkan terjadi mulur (*creep*) akibat tekanan yang konstan pada permukaan penyangga seperti pada pergantian suatu sendi.^{11,12}

Selanjutnya dikembangkan bahan polietilen asam maleat (EMA) bersama dengan asam poliakrilat (PAA) yang digunakan untuk meningkatkan ikatan permukaan interface antara HA dan poliester-eter dan secara komersial dikenal dengan merk *Polyactive 30/70*. *Polyactive* adalah kopolimer dari polietilen glikol dan poli butilen tereftalat yang mempunyai sifat biokompatibilitas baik.^{13,14}

Beberapa penelitian juga mengembangkan campuran tetra kalsium fosfat Ca₄(PO₄)₂O dengan asam poliakrilat untuk semen tulang dimana memperlihatkan tidak ada reaksi penolakan jaringan dan bahan semen melekat baik secara kimiawi dan mekanis pada tulang serta proses osteogenesis dapat terjadi pada daerah perletakan semen.

Kesimpulan

Pengembangan semen tulang sebagai bahan fiksasi pada perawatan bedah tulang meliputi beberapa kriteria yaitu :

- Sifat mekanis yang sesuai dengan tulang agar tidak terjadi fenomena *stress shielding*.
- Waktu pengerasan yang cepat (5-15 menit) dengan maksud dapat membantu dalam proses di klinik agar tidak terlalu lama dan setelah perawatan pasien.
- Semen tulang dapat mengeras pada suhu tubuh sehingga mengurangi terjadinya jaringan nekrosis.
- Ikatan tulang dengan protesa tulang baik agar mengurangi terjadinya jaringan fibrosa yang bila terjadi akan menyebabkan kegagalan perawatan.
- Bersifat bioaktif dalam pertumbuhan tulang agar perlekatan dapat secara kimiawi dengan bahan implan.
- Bersifat radiopak agar bila dimonitor secara *X-ray* foto dapat dilihat hasil perawatan.

Daftar Pustaka

1. Kenny SM, Buggy M. Bone cements and fillers. *J Mater Sci: Mater in Medicine* 2003; 14: 923-38.
2. Dunne NJ, Orr JF. Curing characteristics of acrylic bone cement. *J Mater Sci: Mater in Medicine* 2002; 13: 17-22.
3. Guidoni G, Vallo CI. Influence of pressurization on flexural strength distributions of PMMA-based bone cements. *J Mater Sci: Mater in Medicine* 2002; 13: 1077-81.
4. Lee AJC, Ling SM, Gheduzzi et all. Factor affecting the mechanical and viscoelastic properties of acrylic bone cement. *J Mater Sci: Mater in Medicine* 2002; 13: 723-33.
5. Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials 11th ed. St. Louis: Saunders 2003: 443-94.
6. Craig RG and Powers JM. Restorative Dental Materials 11thed. St. Louis: Mosby Inc. 2002: 152-59, 594-636.
7. Van Noort R. Introduction to Dental Materials 2nd ed. Hongkong: Mosby Inc. 2002: 257-70.
8. Ferracane JL. Material in Dentistry. Principles and Applications 2nded. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins Co. 2001: 73-81, 316-18.
9. Hench LL, Wilson J. An Introduction to Bioceramics. Singapore: World Scientific 1993: 223-82, 300-49.
10. Liu C, Green SM, Watkins ND et all. Creep behavior comparison of CMW I and Palacos R-40 clinical bone cements. *J Mater Sci : Mater in Medicine* 2002; 13:1021-28.
11. Granchi D, Ciapetti G, Savarino L et all. Effect of bone cement extracts on the cell mediated immune response. *J Biomaterials* 2002; 23: 1033-41.

Perkembangan semen tulang

12. Ishihara S, Goshima T, Kanekasu K and Mcevely AJ. The static and cyclic strength of a bone-cement. *J Mater Sci : Mater in Medicine* 2002; 13: 449-55.
13. Sundfeldt M, Widmark M, Wennerberg A et al. Does sodium fluoride in bone cement affect implant fixation ? Part I : Bone tissue response, implant fixation and histology in nine rabbits *J Mater Sci: Mater in Medicine* 2002; 13: 1037-43.
14. Sundfeldt M, Persson J, Swanpalmer J et al. Does sodium fluoride in bone cement affect implant fixation ? Part II : Evaluation of effect of sodium fluoride addition to acrylic bone cement and the fixation of titanium implants in ovari ectomized rabbits. *J Mater Sci: Mater in Medicine* 2002; 13: 1045-50.

