

## PEMBUATAN SCAFFOLDS UNTUK REKONSTRUKSI MANDIBULAR MENGGUNAKAN METODE EKSTRUSI MANUAL DARI MATERIAL HIDROKSIAPATIT DENGAN PENGIKAT PATI KETELA

Solechan\*, Alva E. Tontowi \*\*, M.K. Herliansyah\*\*\*Rahadyan M\*\*\*\*

Department of Mechanical Engineering, Gajah Mada University

Jl. Grafika No. 2 Bulaksumur Yogyakarta 55281

E-mail : Solechan\_29@yahoo.co.id

### Abstrak

Penyebab kematian di dunia salah satunya penyakit kanker dan menyumbang sekitar 0.2% dari jumlah kasus kanker. Setiap tahun tidak kurang dari 240.000 kasus kanker tulang terjadi di Indonesia, terdiri dari tumor jinak dan tumor ganas. Tercatat 455 kasus tumor tulang yang terdiri dari 327 kasus tumor tulang ganas (72%) dan 128 kasus tumor tulang jinak (28%) dalam kurun waktu 10 tahun (1995-2004) di RSCS DR. Cipto Mangunkusumo Jakarta. Tumor mandibula berpotensi menimbulkan gangguan penyembuhan tulang mandibula. Adapun prosedur reseksi tumor mandibula menimbulkan defek mulai dari celah pada tulang alveolus sampai dengan diskontinuitas tulang mandibula. Rekonstruksi mandibular bertujuan untuk pembentukan kontinuitas mandibula salah satunya menggunakan media scaffolds.

Penelitian ini bertujuan untuk membuat scaffolds untuk rekonstruksi mandibular menggunakan ekstrusi manual dengan pola peletakan 0/90° dari material hidroksiapatit (HA) dengan pengikat pati ketela (PK). Diharapkan menggunakan metode ekstrusi manual dapat dikontrol porositas, ukuran lubang, hubungan antar lubang (*interconnecting Pores*) dan sifat mekanik. Metode penelitian dengan memvariasikan jumlah komposisi paduan antara HA dengan pati ketela dari 80% - 20% dan 70% - 30%. Pola peletakan scaffold 0/90° yaitu posisi saling menyilang dimana peletakan pertama 0° dan kedua 90°. Untuk pengujian yang dilakukan mulai dari karakteristik material dengan uji X-ray diffraction (XRD) dan sifat mekanik menggunakan uji tekan.

Hasil pengujian menunjukkan bahwa spesimen scaffolds dengan komposisi HA-PK melalui uji XRD menggunakan pola difraksi standar dilihat kecenderungan struktur kristal yang terbentuk menunjukkan peak yang tinggi. Hasil ini membuktikan bahwa HA-PK masih menunjukkan dominasi unsur hidroksiapatit dari pada pati ketela. Sedangkan untuk uji tekan komposisi HA-TK 70% - 30% memiliki kekuatan tekan lebih tinggi dari pada komposisi 80% - 20% dikarenakan pengikatnya lebih banyak. Unsur pengikat menyelimuti seluruh permukaan butiran HA, sehingga kekuatan tekan lebih tinggi dan tidak getas (*brittle*).

**Kata kunci** : hidroksiapatit, mandibula, scaffolds, tumor, uji tekan.

### Pendahuluan

Penyebab kematian di dunia salah satunya penyakit kanker (Siswono, 2005). Kanker tulang menyumbang sekitar 0.2% dari jumlah kasus kanker (Modern Cancer Hospital Guangzhou, 2012). Setiap tahun tidak kurang 240.000 kasus kanker tulang terjadi di Indonesia, terdiri dari tumor jinak dan tumor ganas (Profil Kesehatan Indonesia, 2010). Tercatat 455 kasus tumor tulang yang terdiri dari 327 kasus tumor tulang ganas (72%) dan 128 kasus tumor tulang jinak (28%) dalam kurun waktu 10 tahun (1995-2004) di RSCS DR. Cipto Mangunkusumo Jakarta (Erol, 2004). Tumor mandibula adalah salah satu tumor jinak yang berpotensi menimbulkan gangguan penyembuhan tulang mandibula. Adapun penyembuhannya dengan reseksi tumor yang menimbulkan defek mulai dari celah pada tulang alveolus sampai dengan diskontinuitas tulang mandibula (Smith and Blackwell, 2007).

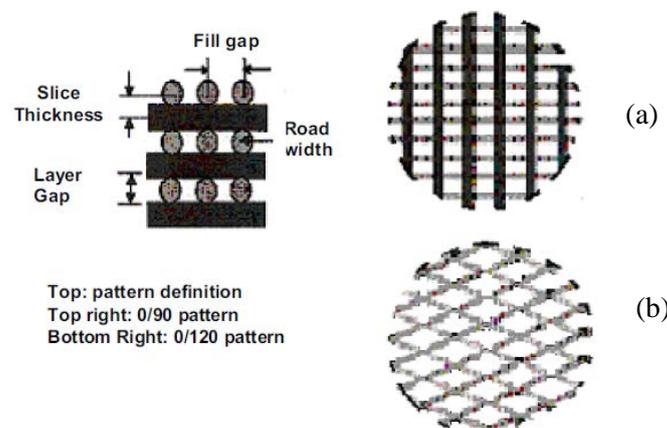
Rekonstruksi mandibula bertujuan untuk pembentukan kontinuitas mandibula, dasar osseousalveolar, perbaikan yang berdekatan dengan cacat, memberikan daya tahan dan kekuatan yang cukup untuk kegiatan sehari-hari (Stošić, 2005). Teknik rekonstruksi mandibular dikelompokkan menjadi 4 (empat) kategori yaitu dengan tulang autogenous,

pengecangan osteogenetik, plat logam dan cangkuk rekayasa jaringan (Srboľjub Stošić, 2008). Menggunakan tulang autogeneous memiliki kelemahan pada rekonstruksi cacat besar karena sulit dibentuk secara klinis, morbiditi dari pendonor dan waktu pembedahan yang panjang, sedangkan plat logam rekonstruksi kekurangannya sulit dibentuk anatomi, rusak area tekuk (lengkung) dan mengacu hasil fungsi tidak bagus (Singare S, 2004).

Melihat kelemahan material pengganti rekonstruksi mandibular, dikembangkan rekayasa jaringan pembentukan kontinuitas mandibula salah satunya menggunakan media scaffolds. Benda ini memacu dan mendukung pertumbuhan sel-sel osteoblast yang terbentuk untuk membentuk tulang baru dan bersifat biodegradable (Chen et al, 2008). Scaffolds diproduksi dalam berbagai cara, menggunakan teknik konvensional atau metode pemrosesan canggih. Metode konvensional termasuk pengecoran larutan (*solvent casting*), *particulate leaching*, *gas foaming*, *fiber meshes*, *phase separation*, *melt molding*, *emulsion freeze drying*, *solusi casting* dan pengeringan beku (*freeze drying*) (Vacanti, 1998). Namun ada keterbatasan dalam metode ini yaitu kemampuan mengontrol ukuran pori, geometri pori, interkoneksi antar pori, distribusi pori-pori dan konstruksi saluran internal scaffolds (Brauker, 1995). Meskipun perbaikan telah dicapai, pengontrolan arsitektur scaffolds menggunakan teknik konvensional sangat tergantung proses dan desain (Wang N, 1993).

Proses Rapid Prototipe (PP) menjadi alternatif dalam pengontrolan arsitektur scaffolds. Kebanyakan untuk pembuatan komponen yang rumit, porositas dapat dikontrol, geometri pori-pori seragam, hasil lebih bagus dan siklus pembuatan lebih pendek (Chua, C.K.,2006). RP terdiri dari *fused deposition modeling* (FDM), *3D printinge* (3-DP) dan *selective laser sintering* (SLS) (Yang, 2007). Proses PP menggunakan desain dibantu komputer (CAD) yang dikombinasikan dengan hasil data tomografi komputer (*CT scan*) pasien untuk membuat implan sesuai anatomi yang diganti (Ballyns JJ, 2009). FDM mampu membuat scaffolds secara langsung dari polikaprolakton (PCL) berbentuk struktur sarang lebah (*honeycomb*) dan ukuran cannel 160 -770  $\mu\text{m}$  (Zein, 2002). Samar et al (2003) memproduksi scaffolds dari polimer-keramik komposit terbuat dari polypropylene - trikalsium fosfat (PP-TCP) memiliki ukuran pori-pori 160  $\mu\text{m}$  dan kekuatan mekanik 12,7 MPa, yang sebanding dengan kekuatan tarik tulang cancellous alami yaitu 7.4MPa. M.S. Sadjadi (2010) menggunakan hidroksiapatit (HA) dengan pengikat pati (*starch*).

Metode FDM membentuk benda 3D dengan media komputer menghasilkan model padat dan memiliki kekuatan mekanik yang cukup (Hutmacher, 2000). Menggunakan filamen yang diekstruder keluar berbentuk deposit semi cair ke atas platform dengan proses *layer to layer* sampai terbentuk benda yang didesain (Agarwala MK, 1996). Rancangan pola scaffold orientasi  $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $120^\circ$  menghasilkan struktur berpori yang terkontrol antara 200–400  $\mu\text{m}$  ditampilkan pada **Gambar 1** (Paul K, 2008).

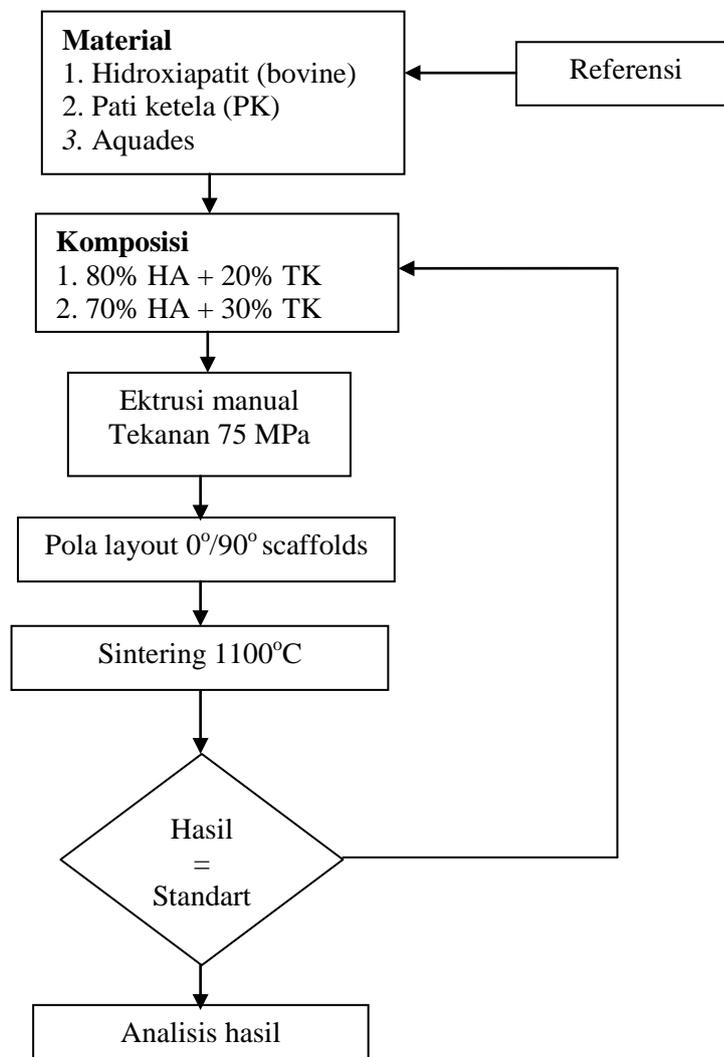


**Gambar 1.** Oreintasi pola layout scaffolds a)  $0^\circ/90^\circ$  dan b)  $0^\circ/120^\circ$  (Paul K, 2008)

Susunan orientasi scaffolds berpengaruh pada kekuatan mekanisnya (F.Wang, 2003). Filament FDM terbuat dari TCP-PCL, PP-TCP, HA-PLLA dan HA-Pati dengan prosentase polimer <70% (Seal BL, 2001). Material polimer biodegerable dan biokompatibel harga sangat mahal dan masih import. Filament mesin FDM memiliki titik lebur ( $T_m$ ) antara 150-300°C sehingga polimer menyesuaikan diantara temperatur itu (www.PP3DP.com). Penelitian ini, membuat scaffolds menggunakan filament polimer dari material lokal HA dan pati ketela dengan metode ekstrusi manual membentuk oreientasi layout 0°-90° sebagai kontrol pori-pori. Pengujian dari karakteristik material menggunakan XRD dan uji tekan.

### Metodologi Penelitian

Awal penelitian dari persiapan material dan alat, perlu dibuat alur penelitian untuk mempermudah proses pengerjaanya. Alur penelitian (*flow chart*) ditunjukkan pada **Gambar 2** menerangkan dari variable bebas dan terikat penelitian. Komposisi material, pembuatan scaffolds, pengujian uji *X-ray diffraction* (XRD) dan uji tekan.



**Gambar 2.** Alur penelitian

Material penelitian ini yaitu Hidroksiapatit ( $\text{HA:Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) dengan ukuran butir 30  $\mu\text{m}$ . HA dihasilkan dari serbuk tulang sapi bagian kortikal yang digergaji selanjutnya

dikalsinasi pada suhu 900°C selama 2 jam. Serbuk hasil kalsinasi di *ball mill* selama 6 jam dan diayak pada mesh 500. Polimer alami menggunakan pati ketela ( $C_6H_{10}O_5$ )<sub>n</sub> (merk Rajawali) yang banyak dipasaran dan pelarut menggunakan air Aquades.

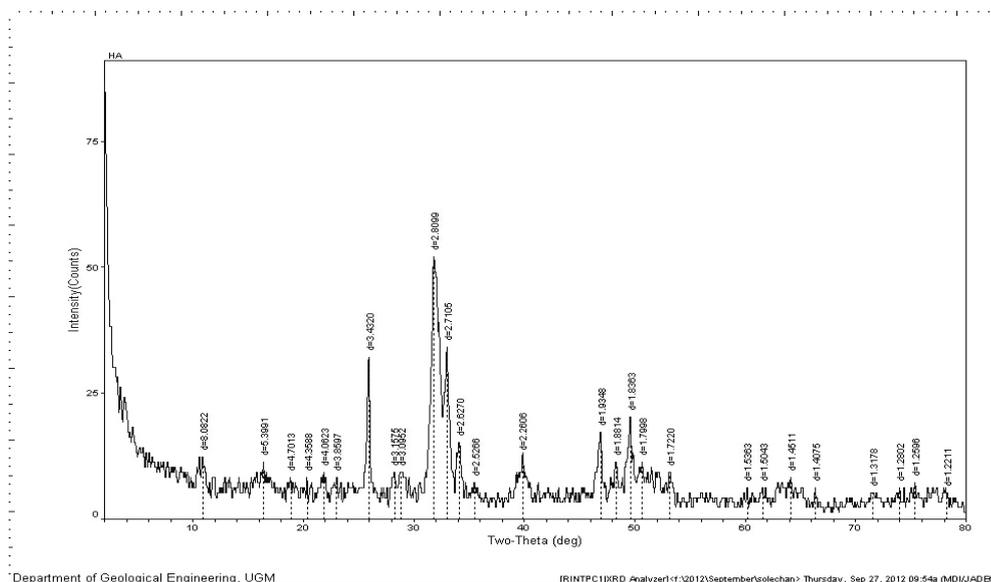
Pembuatan scaffolds dengan ekstruksi manual menggunakan alat suntik (sprit) untuk diameter jarum 1 mm. Material filament untuk scaffolds dengan komposisi 80% HA + 30% PK dan 70% HA + 20% PK dengan berat total 10 gram. Pati ketela dimasukan dalam gelas beker dan ditambah air aquades seberat 10 ml. Masukan *magnetic stir bar* pada gelas beker dan letakan diatas *hot plate stirer*. Atur temperatur pada suhu 80°C dan putaran 1.000 rpm selama 30 menit selanjutnya tambahkan HA pelan-pelan dan diputar 30 menit lagi. Material filamen didalam gelas beker dimasukan kedalam spuit menggunakan sendok spatula sampai penuh. Ekstrusikan material filament pada kaca bening yang dibawahnya ditempel millimeter blok untuk acuan pola layout 0°/90° dengan tekanan injeksi 75 MPa. Geometri scaffolds panjang 5 cm x lebar 4 cm x tinggi 2 cm dan disintering pada suhu 1100°C selama 4 jam.

Persiapan material pengujian untuk XRD diambil dari spesimen uji tekan yang sudah patah untuk dihaluskan dengan *mortar* dan *pestle*. Serbuk yang sudah halus ditaruh pada dudukan spesimen dan diratakan untuk dilakukan pengujian. Untuk penembakan sudut 2 $\theta$  mulai 0°- 80° dan panjang gelombang ( $\lambda$ ) 1.54056 Å. Uji tekan menggunakan Universal Testing Machine type AMU-5-DE dengan beban 200 newton dan kecepatan 1 cm/menit. Ukuran specimen scaffold 4x3x2 cm sesuai referensi ASTM E- 290.

## Hasil Penelitian dan Pembahasan

### Uji XRD

Hasil pengujian XRD dari 80% HA + 20% PK dan 70% HA + 30% PK pada **Gambar 3** menunjukkan senyawa yang dihasilkan berfase kristal. Hal ini ditunjukkan pada puncak-puncak tinggi yang terbentuk. Puncak-puncak HA (25,94; 31,821; 33,02) dan Tepung kanji (60,183; 61,6; 64,12).



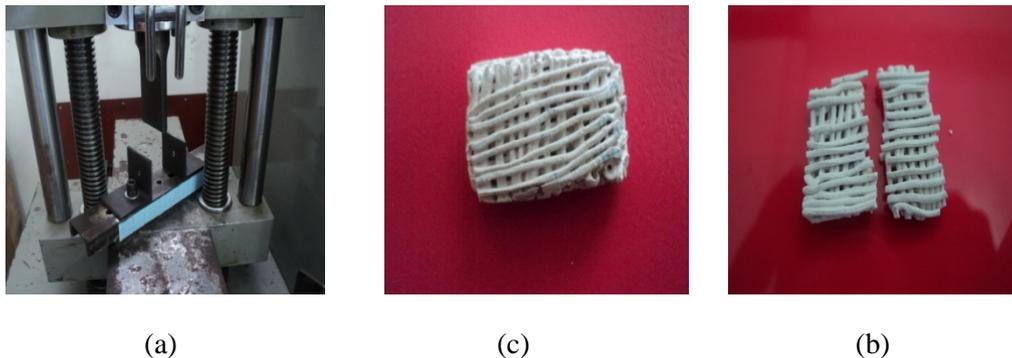
**Gambar 3.** Hasil uji XRD material scaffolds dengan komposisi 80% TK + 20% HA

Unsur ( $C_6H_{10}O_5$ )<sub>n</sub> yang mengikat  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$  sebagai polimer, banyak yang hilang pada waktu proses sintering. Senyawa HA tidak terbakar dan masih mendominasi dalam material. Ion  $Ca^{2+}$  dan ion  $PO_4^{3-}$  bereaksi dengan ion  $OH^-$  membentuk senyawa hidroksiapatit. ion menyebar merata dalam permukaan dan terbentuk kisi-kisi kristal. Struktur unit kristal HA berbentuk heksagonal dengan parameter kisi  $a = b = 9,418 \text{ \AA}$  dan  $c = 6,881 \text{ \AA}$ . Memiliki

kesamaan dengan hasil uji XRD material scaffolds dan terbukti sebagai material biokompatibel dan biodegerable untuk scaffold rekonstruksi mandibular.

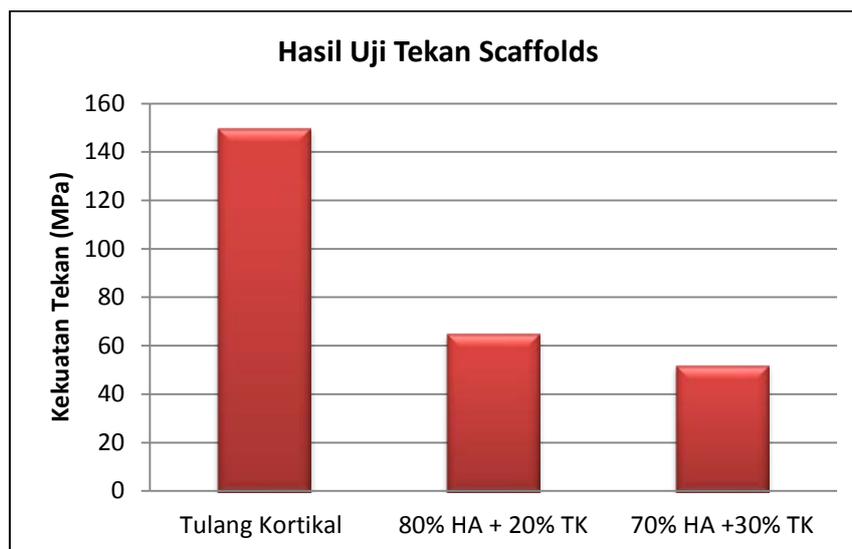
### Uji Tekan

Scaffold diuji tekan menggunakan UTM sampai spesimen patah. Spesimen dibentuk sesuai standar ASTM E- 290 yang ditunjukkan pada **Gambar 4**. Komposisi material 70% HA + 30% PK lebih tinggi kekuatannya dibandingkan 80% HA + 20%PK. Pengikat lebih banyak akan menyelimuti seluruh permukaan butiran HA, sehingga kekuatan tekan lebih tinggi dan tidak getas (*brittle*). Kekuatan tekan scaffolds masih jauh dibawah kekuatan tulang kortikal asli (130-220 MPa) (Temenoff JS, 2000). Dikarenakan polimer pengikat dari tepung kanji memiliki kekuatan adhesif yang rendah dibanding polimer alami.



**Gambar 4.** Uji tekan a) mesin UTM b) Spesimen c) patahan scaffolds

Hasil uji tekan ditampilkan pada grafik **Gambar 5**. Komposisi material scaffolds 70% HA + 30% PK memiliki kekuatan tekan (*compressive strength*) sebesar 65 MPa dan 80% HA + 20% PK sebesar 52 MPa dan memiliki Selisih 13 MPa. Terjadi perbedaan yang jauh kekuatan tekan dengan tulang kortikal.



**Gambar 5.** Hasil kekuatan tekan tulang kortikal dan scaffolds

## Kesimpulan

Penelitian diatas dapat disimpulkan sebagai berikut.

1. Scaffolds menggunakan metode ekstrusi manual dari material hidroksiapatit dengan pati ketela memiliki fase kristal dan sifat biokompatibel.
2. Kekuatan tekan scaffold masih jauh dibawah kekuatan tulang kortikal sehingga diperlukan pengikat atau polimer yang memiliki sifat adhesif tinggi.

## Daftar Pustaka

ASTM E- 290

- Agarwala MK, Jamalabad VR, Langrana NA, Safari A, Whalen PJ, Danforth S C., 1996., Structural quality of parts processed by fused deposition. *Rapid Prototyping J*;2(4):4–19]
- Brauker JH, Carr-Brendel VE, Martinson LA, Crudele J, Johnston WD, Johnson RC. 1995., Neovascularization of synthetic membranes directed by membrane microarchitecture. *J Biomed Mater Res*;29(12):1517–24.
- Ballyns JJ, Bonassar LJ. Image-guided tissue engineering. *J Cell Mol Med* 2009;13:1428-36].
- Errol U. Hutagalung., 2004., Kanker Tulang (Osteosarkoma), prevalensi kanker tulang pada anak laki-laki dan perempuan berbeda. [dinkes-sumbar.org](http://dinkes-sumbar.org).
- F. Wang, L. Shor, A. Darling, S. Khalil, W. Sun\*, S. Güçeri, A. Lau, 2003., Precision extruding deposition and characterizing of cellular poly-ε-Caprolactone tissue scaffolds., Laboratory for Computer-Aided Tissue Engineering Department of Mechanical Engineering and Mechanics College of Engineering Drexel University.
- Hutmacher DW, Schantz T, Zein I, Ng KW, Teoh SH, Tan KC. Mechanical properties and cell cultural response of polycaprolactone scaffolds designed and fabricated via fused deposition modeling. *J Biomed Mater Res* 2001; 55: 203–216]
- Hutmacher DW. Polymeric scaffolds in tissue engineering bone and cartilage. *Biomaterials* 2000;21:2529–43
- Iwan Zeina, Dietmar W. Hutmacherb,\* , Kim Cheng Tanc, Swee Hin Teoha., 2002., Fused deposition modeling of novel scaffold architectures for tissue engineering applications., *Biomaterials* 23 (2002) 1169–1185.
- Modern Cancer Hospital Guangzhou, 2012., Osteosarcoma.ECCU Designated Hospital.
- M.S. Sadjadi., M. Meskinfam., Jazdarreh., 2010., Hydroxyapatite - starch nano biocomposites synthesis and characterization., *Int.J.Nano.Dim* 1(1): 57-63, Summer 2010 ISSN: 2008-8868
- Paul K. Chu, Xuanyong Liu, 2008., *Biomaterials Fabrication and Processing Handbook*. CRC Press, Boca Raton London New York.
- Siswono., (2005)., Setiap tahun 190 ribu penderita kanker baru, retrieved 10 juli 2010 from <http://www.gizi.net/egi-bin/berita>.
- Smith JE, Blackwell K, Ducic Y. Mandibular reconstruction, Plating. *Emedicine* [last updated February 2007]. Available from. <http://www.emedicine.com/ent/topic743.htm>
- Srboljub Stošić., (2008)., Mandibular reconstruction – state of the art and perspectives., *Volumen 65, Broj 5., Strana 397.*, Military Medical Academy, Clinic for Maxillofacial Surgery, Belgrade.
- Stošić S. (2005)., Mandibular reconstruction. Belgrade: Rubikon.(Serbian).
- Singare s., Yuen AP, Ng RW.2007., Surgical techniques and results of lateral thoracic cutaneous, myocutaneous, and conjoint flaps for head and neck reconstruction. *Laryngoscope*; 117(2): 288–94.
- Samar, M. M., Ferro Fontán, C., Resnik, S., Pacin, A., & Castillo, M. (2003). Distribution of deoxynivalenol in wheat, wheat Xour, bran, and gluten, and variability

associated with the test procedure. *Journal of AOAC International*, 86(3), 551–556.

Seal BL, Otero TC, Panitch A. Polymeric biomaterials for tissue and organ regeneration. *Mater Sci Eng R* 2001; 34R: 147–230

Temenoff JS, Lu L, Mikos AG. Bone tissue engineering using synthetic biodegradable polymer scaffolds. In: *Bone Engineering*, Davies JE (ed.), EM Squared, Toronto, 2000, pp. 455–462.

Vacanti JP, Morse MA, Saltzman WM, Domb AJ, Peter- Atayde A., 1988., Langer R. Selective cell transplantation using bioabsorbable artificial polymers as matrices. *J Pediatr Surg*;23(1):3–9.

Wang N, Butler JP, Ingber DE. Mechanotransduction across the cell surface and through the cytoskeleton. *Science* 1993; 260:1124–7.

[www.PP3DP.com](http://www.PP3DP.com).

X. L. Yang ., K. C. Ang, K. F. Leong, C. K. Chua, M. Chandrasekaran, *Rapid Prototyping J.* 2006, 12, 100. W. D. Huang, Q. X. Zheng, W. Q. Sun, H. B. Xu, , *Int. J. Pharm.* 2007, 339, 33.

.