

Perancangan Sekrup Tulang dengan Bahan Biokomposit Hidroksiapatit *Zirconia*

Windra Reza Putra^{*1)}, Eko Pujiyanto²⁾, Ilham Priadythama³⁾

¹⁾Program Studi Teknik Industri, Fakultas Teknik, Universitas Sebelas Maret,
Jl. Ir. Sutami 36A, Surakarta, 57126, Indonesia

²⁾Laboratorium Sistem Kualitas Fakultas Teknik, Universitas Sebelas Maret,

³⁾Laboratorium Perancangan dan Pengembangan Produk Fakultas Teknik,
Universitas Sebelas Maret

Email: windra.reza.p@student.uns.ac.id, ekopujiyanto@ft.uns.ac.id, ilham@megaspin.net

ABSTRAK

Kejadian fraktur tulang membutuhkan penanganan operasi tulang yang baik seperti fiksasi dengan sekrup tulang. Di Indonesia, belum terdapat sekrup tulang yang berbahan dasar biokomposit seperti hidroksiapatit dan *zirconia*. Penelitian bahan biomaterial terdegradasi untuk sekrup tulang banyak dilakukan peneliti. Penelitian ini mendesain sekrup tulang dari bahan tersebut dengan tahapan eksperimen kekuatan bahan (DTS) dan adaptasi dari tahapan perancangan Nigel Cross yang meliputi tahapan proposal desain dan metode desain. Hasil dari penelitian ini adalah desain sekrup tulang yang dapat mewakili karakteristik bahan hidroksiapatit *zirconia*. Karakteristik sekrup tulang dari bahan hidroksiapatit *zirconia* antara lain kekuatan bahan campuran, gaya tahan yang bekerja dan fungsi. Kekuatan bahan campuran yang diteliti berada dalam rentang 7,83 sampai 8,9 MPa. Kekuatan bahan tersebut mengindikasikan bahwa bahan biokomposit tidak merusak tulang (aman). Rentang gaya tahan berada dalam rentang 32,4 sampai 46,76 N. Gaya tahan bahan sekrup tulang mengindikasikan bahwa desain sekrup tulang kuat untuk mengikat tulang.

Kata Kunci : DTS, hidroksiapatit, metode desain, sekrup tulang, *zirconia*

1. Pendahuluan

Angka kecelakaan fraktur tulang di Indonesia tercatat 300 sampai 400 kasus per bulan (Gunawarman dkk, 2010). Fraktur tulang membutuhkan penanganan operasi tulang yang baik. Salah satu teknik penanganan operasi tulang adalah *internal fixation*. Prosedur ini dilakukan dengan menekan alat fiksasi untuk masuk ke dalam tulang (Mehmood dkk., 2014). Alat yang digunakan untuk menyambung kedua tulang tersebut salah satunya adalah sekrup tulang. Jenis sekrup tulang ada bermacam-macam bentuk dan bahan material penyusunnya. Ada penelitian ilmiah tentang bahan material penyusun sekrup tulang yang dapat terdegradasi oleh tubuh (*biodegradable*). Bahan penyusun sekrup ini terbuat dari banyak campuran senyawa biomaterial yang dapat terurai sendiri, salah satu yang berpotensi adalah hidroksiapatit (Qulub dkk., 2016).

Hidroksiapatit (HA) telah dipelajari selama bertahun-tahun dan digunakan secara luas dalam dunia kedokteran untuk pembuatan implan karena kesamaan komposisi dan sifat dengan mineral tulang serta terbukti biokompatibel dengan tulang dan gigi manusia (Ivankovic, 2010). Sifat awal kalsium fosfat yang biokompatibel (dapat menyesuaikan dengan lingkungan biotik) dan *biodegradable* (kemampuan suatu senyawa untuk terurai dengan alamiah seiring berjalannya waktu) sangat diperlukan dalam penelitian ini. Selain memiliki sifat baik, hidroksiapatit memiliki kelemahan. Kelemahan hidroksiapatit yaitu memiliki sifat mekanik implan yang rendah sehingga mudah rusak ketika ditekan. Bahan campuran untuk hidroksiapatit diperlukan untuk meningkatkan kekuatan mekanik dari hidroksiapatit. Bahan biokomposit seperti *zirconia* (ZrO_2) telah banyak digunakan pada aplikasi medis karena dapat meningkatkan biokompatibilitas, ketahanan mekanik, ketahanan terhadap sifat korosif dan kemudahan dalam pembentukan komposit (Yin dkk., 2006). *Zirconia* memiliki banyak kelebihan seperti kekerasan dan kekuatan mekanik yang tinggi, resistansi terhadap abrasi, resistansi terhadap kerusakan fisik dan biokompatibilitas. *Zirconia* telah banyak diaplikasikan pada bahan-bahan medis, khususnya untuk mendukung perbaikan gigi dan tulang tiruan. *Zirconia* memiliki sifat anti kanker dan anti

tumor sehingga dapat tinggal di tubuh manusia terutama di daerah tulang (Allen dkk., 2008; Wallis dkk., 2009 dalam Ruiz dkk., 2012).

Bahan campuran tersebut dapat menunjukkan semua keunggulan dari kedua bahan yang saling melengkapi tersebut. Hidroksiapatit dapat memberikan sifat *biodegradable* kepada sekrup tulang dan *zirconia* dapat menguatkan bahan hidroksiapatit ketika terjadi fiksasi internal ke dalam tulang. Berdasarkan keuntungan kekuatan campuran kedua bahan tersebut, campuran tersebut berpotensi dirancang menjadi sekrup tulang untuk membantu penanganan fraktur tulang. Sekrup tulang dapat mengikat tulang yang patah dengan baik selama proses pemulihan tulang berlangsung. Sekrup tulang dari bahan komposit mulai banyak diteliti karena memberi kenyamanan bagi pasien antara lain tidak perlu operasi pengambilan sekrup tulang yang terpasang di dalam tubuh dan meminimalkan rasa sakit akibat infeksi.

Dengan mempertimbangkan potensi bahan hidroksiapatit *zirconia* maka perlu dilakukan perancangan sekrup tulang sesuai dengan karakteristik campuran bahan hidroksiapatit *zirconia*. Adapun tujuan penelitian ini adalah mengembangkan tahapan perancangan sampai terbentuknya prototipe produk sekrup tulang dari bahan biokomposit hidroksiapatit *zirconia*. Manfaat yang dapat diambil dari penelitian ini adalah mendapatkan desain prototipe produk sekrup tulang dengan bahan biokomposit hidroksiapatit *zirconia* yang terpilih.

2. Metode

Serbuk hidroksiapatit *zirconia* dicampur dengan persentase *zirconia* 0%, 10%, 20%, 30%, 40% dan 50% selama 30 menit. Spesimen dibuat dengan *metal die* dan dikompaksi pada 70 MPa. Selanjutnya, spesimen berukuran diameter 6 mm x tinggi 3 mm, disintering pada suhu 1400°C selama 2 jam. Spesimen diuji dengan pengujian *diametral tensile strength* (Pujiyanto dkk., 2015). Perancangan sekrup tulang berdasarkan karakteristik bahan hidroksiapatit *zirconia* diadaptasi dari tahapan Nigel Cross antara lain generalisasi desain, eksplorasi desain, klarifikasi tujuan, penetapan fungsi dan menyusun kebutuhan (Cross, 1994).

3. Hasil dan Pembahasan

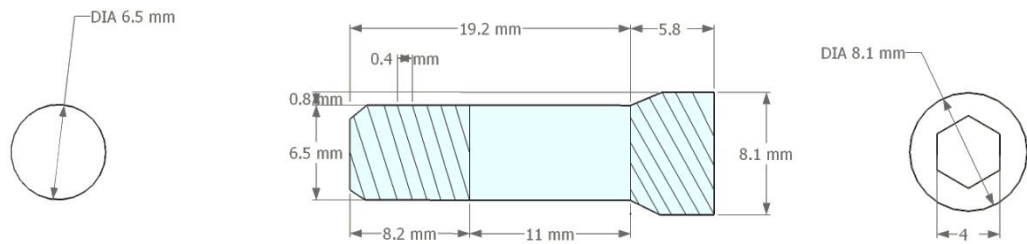
Hasil pengujian DTS dan gaya yang bekerja terhadap spesimen pada tabel 1 menunjukkan bahwa gaya yang bekerja pada sekrup tulang adalah gaya pembebanan searah dari bahan hidroksiapatit *zirconia*.

Tabel 1. Hasil DTS dan Gaya Tekan bahan HA-ZrO₂

| Persentase ZrO ₂ | Rata-rata gaya tekan (N) | Rata rata DTS (MPa) |
|-----------------------------|--------------------------|---------------------|
| 0% | 2,22 | 0.5600 |
| 10% | 32,40 | 7.8300 |
| 20% | 33,80 | 8.3680 |
| 30% | 42,68 | 8.4200 |
| 40% | 43,96 | 8.6740 |
| 50% | 46,76 | 8.9280 |

Dari hasil tersebut dipahami bahwa kekuatan campuran hidroksiapatit *zirconia* berada pada rentang kekuatan tulang *cancellous* 5-10 MPa sedangkan gaya tahan bahan tersebut berada pada rentang gaya yang bekerja pada tulang 0.4 – 43.8 N. Dengan demikian, bahan hidroksiapatit *zirconia* dapat dirancang untuk bahan sekrup tulang yang dipasang di tulang *cancellous*.

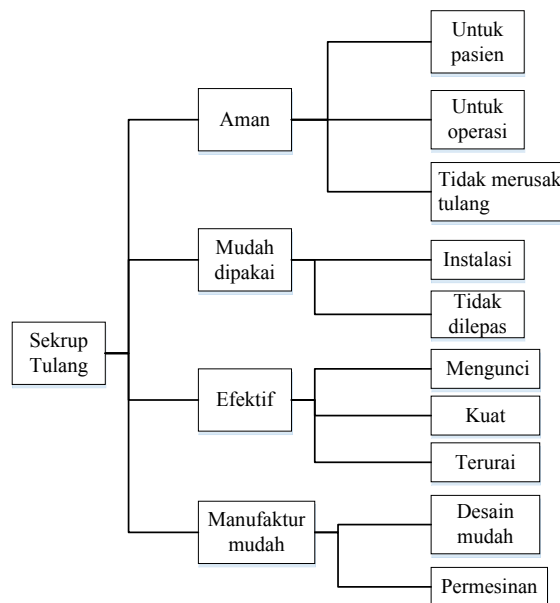
Hasil generalisasi desain antara lain sketsa awal yang berdasarkan hasil uji DTS dan gaya tekan bahan hidroksiapatit *zirconia*.



Gambar 1. Sketsa Sekrup Tulang

Dari sketsa gambar 1, menunjukkan bahwa sekrup berfokus untuk menahan tulang yang mengalami retak atau patah dengan sekali pemasangan (tanpa perlu pencopotan). Sebuah sekrup mempunyai bagian yang wajib dimiliki sebagai tanda bahwa benda ini bernama sekrup. Bagian itu adalah diameter mayor, diameter minor, ukuran ulir, diameter ulir dan panjang ulir. Ukuran dan bentuk secara umum sketsa mengadaptasi dari desain sekrup tulang *headless cannulated*. Hal ini menandakan bahwa ukuran dimensi sketsa digeneralisasikan karena pertimbangan kemudahan proses manufaktur dan ketersediaan alat pendukung yang kompatibel di masa depan.

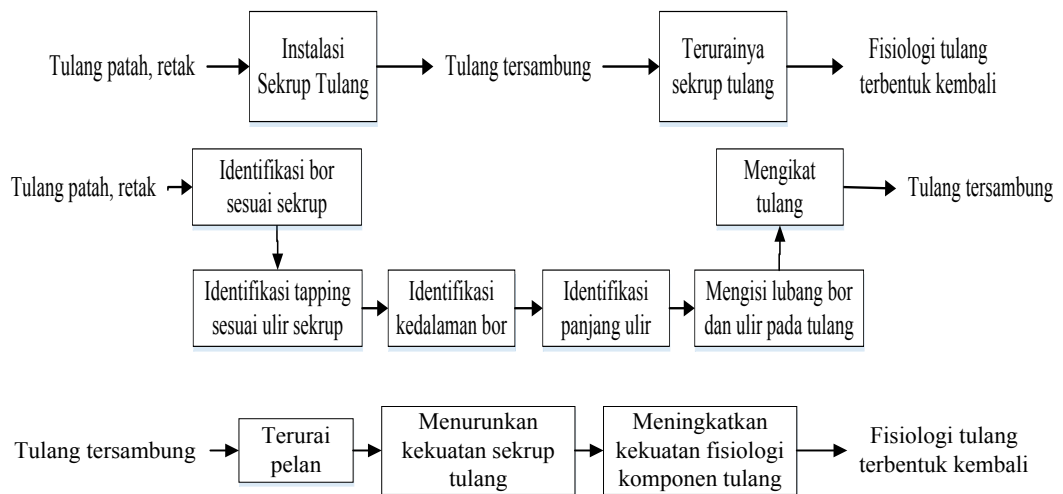
Hasil dari tahap klarifikasi tujuan adalah diagram tujuan seperti gambar 2 di bawah ini.



Gambar 2. Diagram Tujuan dari Sekrup Tulang

Sebuah sekrup tulang harus menjamin bahwa produk ini aman ketika akan dipakai pasien dan aman ketika proses operasi berlangsung. Selain itu, perlu ada kemudahan dalam pemasangan sekrup tulang ketika sekrup tulang dapat difiksasi dengan baik ke dalam tulang. Sekrup tulang dari bahan biokomposit tidak memerlukan proses pelepasan sekrup seperti sekrup tulang dari bahan logam sehingga memudahkan dokter tidak perlu melakukan proses pengambilan sekrup tulang. Disisi lain, sekrup tulang harus efektif dalam mengunci dan menahan gerakan tulang yang patah atau rusak. Sekrup tulang ketika pada awal proses fiksasi harus memiliki sifat kuat yang setara dengan lingkungan tulang yang diperbaiki. Sekrup tulang dapat terurai di dalam tubuh sehingga dapat berperan sebagai pengisi di dalam tulang dan memicu pertumbuhan jaringan tulang yang baru. Selanjutnya, desain sekrup tulang diusahakan dibuat dengan mudah, tidak menyulitkan untuk dianalisis sehingga proses manufakturnya tidak terlalu rumit. Sekrup tulang dapat diproduksi dengan mesin yang sesuai dan khusus seperti *molding* atau *die*.

Setelah mengklarifikasi tujuan langkah selanjutnya adalah menetapkan fungsi desain suatu rancangan produk. Penetapan fungsi dilakukan dengan tahapan umum sampai detail sebagai berikut



Gambar 3. Function Flow dari Sekrup Tulang

Fungsi sekrup tulang berfokus pada proses instalasi atau pemasangan sekrup tulang dan proses terurainya sekrup tulang. Tulang retak dan patah setelah mengetahui dan tahu jenis tulang tersebut maka perlu identifikasi bor dan *tapping* sekrup tulang yang sesuai. Selanjutnya, fungsi utama sekrup tulang adalah menyambung tulang yang retak atau patah tersebut. Disisi lain, fungsi sekrup tulang yang berasal dari bahan biokomposit adalah dapat terurai dan memberikan informasi penurunan kekuatan sekrup dan peningkatan kekuatan fisiologi unsur tulang yang patah. Akan tetapi, desain sekrup tulang ini dalam fungsi dasarnya memiliki perbedaan dengan sekrup tulang dari bahan logam dilihat dari lingkup sub fungsinya. Selain itu, ukuran *pitch* ulir harus sesuai dengan ukuran *tapping*. *Tapping* yang dapat dipakai adalah *tapping* untuk sekrup temporal yang memiliki *pitch* minimal 0.4 mm. Pemilihan *pitch* dari ukuran *pitch* sekrup temporal karena sekrup tulang ini dirancang akan mengalami penguraian di dalam tubuh sehingga fungsinya bukan sebagai sekrup tulang lagi tetapi sebagai *filler* pemicu tumbuhnya jaringan tulang. Disisi lain, sub fungsi tulang adalah mengisi kekosongan tulang akibat pengeboran tulang dan dapat mengikat tulang yang retak dan patah sebelumnya. Jadi Fungsi instalasi sekrup tulang berfokus terhadap penyambungan tulang dengan fungsi identifikasi alat pendukung yang tepat, fungsi pengisian dan fungsi pengikatan tulang.

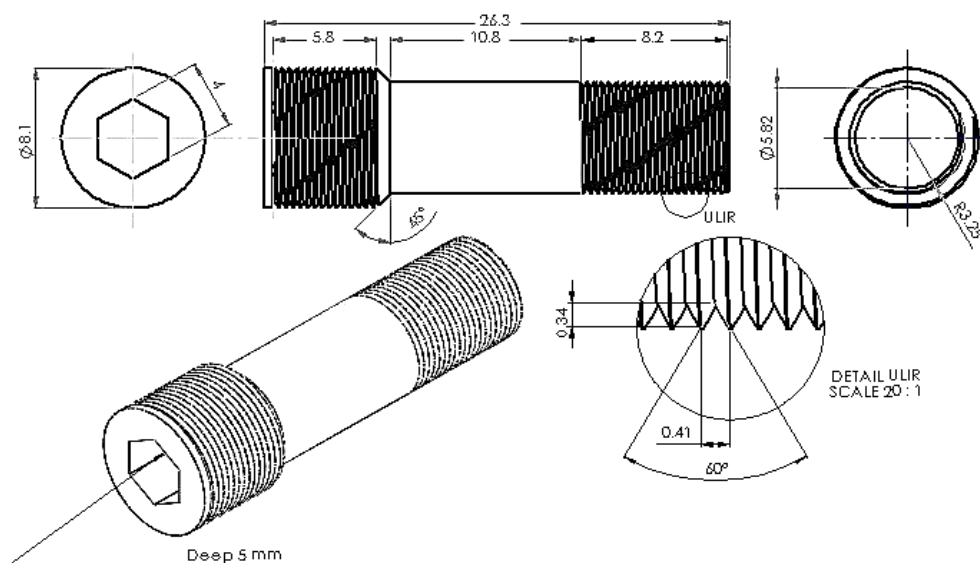
Setelah menetapkan fungsi, selanjutnya adalah menyusun kebutuhan perancangan desain. Tahap ini selain untuk mengidentifikasi masalah, tahap ini berguna untuk melihat sebagian solusi yang dapat ditawarkan. Dimulai dengan spesifikasi umum dari sekrup tulang, dimensi, berat, instalasi dan daya tahan.

Tabel 2. Spesifikasi Sekrup Tulang

| No | Spesifikasi sekrup tulang | Dibutuhkan (required) | Diinginkan (desired) |
|----|---|---|-------------------------|
| 1 | Spesifikasi umum Diameter mayor Diameter minor Diameter ulir Kepala sekrup Ulir depan (<i>leading</i>) Ulir <i>trailing</i> pada kepala sekrup Tirus Panjang ulir Panjang sekrup | X X X X X X X | X X |
| 2 | Dimensi | | |

| | | | | |
|---|--|------------|---|---|
| | Panjang ulir <i>leading</i> | 8.2 mm | X | |
| | Panjang ulir <i>trailing</i> | 5.8 mm | X | |
| | Panjang sekrup tulang | 25 – 35 mm | X | |
| | Potensi reduksi desakan | 1.23 mm | | X |
| | Reduksi sekali putaran | 1.64 mm | | X |
| | Potensi perbedaan <i>pitch</i> | 0.41 mm | | X |
| | Ukuran <i>pitch</i> minimal (sekrup temporal) | 0.4 mm | X | |
| 3 | Berat | | | |
| | Volume | | | X |
| | Massa berdasarkan volume dan densitas | | | X |
| 4 | Instalasi | | | |
| | Standard tapping | | X | |
| | Pemasangan : sederhana | | X | |
| | Kegunaan : sekali | | X | |
| | Reabilitas : sedang | | X | |
| 5 | Daya tahan | | | |
| | Tenaga putaran tidak melebihi 0.048 Nm | | X | |
| | Bertahan dari gaya 0.4 – 43.8 N (ketika sudah diinstalasi di dalam tulang untuk bagian tubuh atas) | | X | |
| | Tahan gaya kompaksi instalasi sekitar 165 N | | | X |

Dari hasil penyusunan kebutuhan didapatkan keterangan batas minimal dan standar yang dipakai untuk sekrup tulang. Dari hasil tersebut menghasilkan gambar sekrup tulang seperti dibawah ini



Gambar 4. Detail Dimensi Gambar Sekrup Tulang

Spesifikasi daya tahan dari sekrup haruslah dapat diperhitungkan. Tenaga putaran tidak melebihi ambang batas yang ditentukan. Tenaga putaran yang berlebih dapat menyebabkan sekrup terpuntir dan patah. Disisi lain, sekrup secara matematis dapat bertahan dari gaya diantara 0.4 N sampai 43.8 N. Gaya yang bekerja pada sekrup tulang dapat berupa gaya geser, gaya puntir, gaya tekan dan gaya tarik. Gaya tersebut diperhitungkan bekerja di bagian tubuh atas. Hal ini karena karakteristik kekuatan sekrup tulang dari bahan hidroksiapatit *zirconia* cukup kuat untuk gaya di tubuh bagian atas.

4. Simpulan

Dari penelitian desain sekrup tulang disimpulkan bahwa perancangan sekrup tulang dari bahan biokomposit hidroksiapatit *zirconia* dapat dilihat dengan meneliti karakteristik bahan hidroksiapatit *zirconia*. Karakteristik sekrup tulang dari bahan hidroksiapatit *zirconia* antara lain

kekuatan bahan campuran, gaya yang bekerja dan fungsi. Kekuatan bahan campuran hidroksiapatit *zirconia* antara 7,83 sampai 8,9 MPa yang mengindikasikan bahwa bahan biokomposit tidak merusak tulang. Hal tersebut menjadi dasar untuk mengklarifikasikan tujuan desain sekrup tulang yang aman. Gaya tahan bahan sekrup tulang antara 32,4 sampai 46,76 N yang mengindikasikan bahwa desain sekrup tulang kuat. Hal tersebut menjadi dasar untuk penetapan fungsi sekrup untuk mengikat tulang. Sekrup tulang tersusun dari bagian-bagian pokok berupa berbagai jenis diameter, rincian detail ulir dan panjang badan sekrup. Hal tersebut menjadi dasar untuk menyusun kebutuhan pokok sebuah sekrup tulang secara umum. Secara khusus diperlukan pengembangan penelitian desain sekrup tulang ini diantaranya dari segi penambahan kekuatan kerekatan bahan dan desain cetakan yang robust.

Daftar Pustaka

- Allen, O. R., Knox, R. J., dan McGowan, P. C. (2008). "Functionalised cyclopentadienyl zirconium compounds as potential anticancer drugs," *Dalton Transactions*, no. 39, pp. 5293–5295. DOI: 10.1039/b812244j
- Cross, N. (1994). "*Engineering Design Methods : Strategies For Product Design 2nd Edition*". Chicester : John Wiley and Sons Ltd
- Gunawarman, Malik, A., Mulyadi, S., Riana, dan Hayani, A. (2010). Karakteristik Fisik dan Mekanik Tulang Sapi Variasi Berat Hidup sebagai Referensi Desain Material Implan. Seminar Nasional Tahunan Teknik Mesin (SNMTTM) ke-9
- Ivankovic, H., Orlic, S., Kranzelic, D., Tkalcec, E. (2010). Highly Porous Hydroxyapatite Ceramics for Engineering Applications. *Advances in Science and Technology* Vol. 63 pp 408- 413, Switzerland. DOI:10.4028
- Mehmood, S., Ansari, U., Ali, M.N., dan Rana, N.F. (2014). Internal fixation: An evolutionary appraisal of methods used for long bone fractures. ISSN 2229-3809: IJBABN. DOI: 10.7439
- Pujiyanto, E., Laksono, P.W., Sagiran. (2015). Sintering Behavior and Diametral Tensile Strength Properties of Hydroxyapatite-*Zirconia* Composites *Materials Science Forum* Vol 827 (2015) pp 87-90. doi:10.4028/www.scientific.net/MSF.827.87
- Qulub, F., Widiyanti, P., dan Ady, J. (2016). Synthesis and Characterization of Composite Poly(1.8 Octanediol-co-Citrate) (POC)/Nano-Hydroxyapatite as Candidate Biodegradable Bone Screw. *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering*, Vol. 27, pp. 36-43. DOI: 10.4028
- Ruiz, S.G., Ivanić, D.M., Mijatović, S., dan Kaluđerović, G.N. (2012). "On the Discovery, Biological Effects, and Use of Cisplatin and Metallocenes in Anticancer Chemotherapy." *Bioinorganic Chemistry and Applications*, vol. 2012. DOI: 10.1155/2012/140284
- Yin, L., Song, X.F., Song, Y.L., Huang, T., dan Li, J. (2006). An overview of in vitro abrasive finishing & CAD/CAM of bioceramics in restorative dentistry. *Int J Machine Tools Manufacture* 46:1013-1026. DOI: 10.1016 /j.ijmachtools.2005.07.045