THE DIVISION

No. 38 Autumn, 2003

Editor-in-Chief K. Ioku, Yamaguchi University

Associate Editor J. Hamagami, Tokyo Metropolitan University

M. Aizawa, Meiji University

Editorial Staffs

S. Hayakawa, Okayama University
K. Ishikawa, Kyushu University
C. Ohtsuki, NAIST
M. Ohgaki, Tokyo Medical Dental Univ.
K. Okada, NGK Spark Plug Co., Ltd.
N. Ozawa, Kyoto University

M. Kikuchi, NIRIM H. Takeuchi, Mitsubishi Materials Corp.

T. Miyazaki, Kyushu Institute of Technology N. Tomita, Kyoto University M. Neo, Kyoto University H. Unuma, Yamagata University S. Nekemura, Takua Madical & Dantal Univ. T. Ogawa, PENTAY Co. Ltd.

S. Nakamura, Tokyo Medical & Dental Univ. T. Ogawa, PENTAX Co., Ltd.

Contents

1.	MESSAGE & OPINION3
	Bone, Biomaterials and Better Bone Grafts
	(Serena Best, The University of Cambridge)
2.	INFORMATION ON RESEARCH & DEVELOPMENT9
	<業界ニュース#1,2>9
	<学会参加記#1, #2>10
	#1: 第6回生体関連セラミックス討論会に参加して(明治大学 相澤 守)
	#2: 第 14 回 日本 MRS 学術シンポジウム参加報告(山口大学 川内 義一郎)
3.	ANNOUNCEMENT12
	(1) PacRim5: The 5th International Meeting of Pacific Rim Ceramic Societies
	(2) 18th European Conference on Biomaterials
	(3) IUMRS-ICAM2003: The 8th IUMRS International Conference on Advanced Materials
	Symposium C-4: Materials for Living —Environment • Medicine • Welfare—
	Symposium C-8: Nano-medical Materials I —Bioinspired Materials and Systems—
	Symposium C-9: Nano-Medical Materials II — Bioceramics—
	(4) 第15回無機リン化学討論会
	(5) 第2回次世代先進材料シンポジウム「生体機能集積材料の展開」
	(6) Composites at Lake Louise 2003
	(7) Bioceramics 16: 16th International Symposium on Ceramics in Medicine
	(8) ABC2003: 3rd Asian BioCeramics Symposium in conjunction with Hard Tissues
	(9) 第30回日本臨床バイオメカニクス学会
	(10) 第7回生体関連セラミックス討論会
	(11) 第 19 回日本アパタイト研究会
	(12) 第23回整形外科セラミック・インプラント研究会
	(13) 第 25 回日本バイオマテリアル学会大会

1. MESSAGE & OPINION A Preface

Bone, Biomaterials and Better Bone Grafts

Serena Best Department of Materials Science and Metallurgy, University of Cambridge Pembroke Street Cambridge.

The field of biomedical materials is growing at an increasing rate each year and the demands are for ever improving implants for an enlarging, aging population. The world market for medical devices, including diagnostic and therapeutic equipment is currently in the region of 100 billion US\$ per year. The world biomaterials market is approximately \$12 billion with an average, expected global growth rate of between 7 and 12%. Within these figures, hard tissue repair and replacement currently represents a market of \$2,300 million which is 16% of the total market. [1,2]. The establishment of an appropriate healthcare system is a major challenge on a global scale. The demographic trends indicate both an aging and growing population worldwide [1]. Such trends demand continual improvements in the effectiveness of implant materials in order to keep the cost of operations and re-operations as low as possible.

Bone typically comprises 30% by weight of the human body and, in turn, bone consists, by weight of 25% water, 15% organic materials and 60% mineral phases. Bone is a living tissue that constantly remodels to accommodate stresses during the normal physiological activity of the patient. Structurally, it is a composite material on the range of different levels. On the ultrastrucutral level, the main components of bone are mineral and collagen and the bone mineral is enmeshed in the collagen fibres. The mineral phase consists primarily of calcium, phosphate, magnesium, carbonate, hydroxyl, chloride, fluoride and citrate ions. The main crystalline component of the mineral phase is a calcium deficient carbonate hydroxyapatite.

However, despite its unique ability to adapt structure to functional requirements, bone may suffer from a number of degenerative diseases. With an ever aging population, the associated number of bone grafting, fixation and augmentation surgical procedures is increasing significantly each year in all areas of the skeleton including spinal fusion, cranio-maxillofacial reconstruction,

treatment of bone defects, fracture treatment, total joint replacement and revision surgery.

Comparing the properties of bone (in particular the Young's modulus) with many of current bone replacement materials in clinical use, it is apparent that we are attempting to replace the bones in our body with material which have markedly different properties - both in terms of their mechanical performance and their biological / chemical "inertness". The metals and alloys which are used for the "structural" components of the hip prosthesis are all significantly stiffer than the surrounding tissue that they are replacing. *In-vivo*, this may lead to problems of bone resorption around the implant due a phenomenon known as "stress-shielding".

Polyethylene, which has a much lower stiffness, would not be suitable for major load bearing applications and at normal body temperatures suffers from problems of creep. Indeed polyethylene in its application as an acetabular component has been indicated as one of the major contributors to implant failure due to the migration of wear debris from the acetabular cup down to the hip stem.

Poylmethylmethacrylate is used a bone cement - or the grouting agent between the hip stem and the metallic implant. It usually supplied in kit-form to be prepared in the operating theatre. It is a brittle material which undergoes a large exotherm on polymerisation (>80°C) and, while still at this temperature is moulded into the medullary cavity, causing necrosis in tissue with which it comes into contact. The methacrylate monomer is toxic to the body and any unreacted monomer in the bone cement can cause systemic reactions in the patient.

Obviously, the ideal material with which to replace bone, would be bone itself. Bone grafting procedures rely, mainly, on the use of autograft or allograft. Autografting comprises the morselisation and implantation of bone harvested from the patient's own body (eg. the illiac crest. Therefore the procedure requires two operations and this leads to increased patient discomfort, a higher risk of infection and longer recovery times. Allografting uses material obtained from another patient (eg. from resected femoral heads). The problems associated with allograft include an increased likelihood of rejection and loss of mechanical properties of the bone associated with sterilisation. However, probably the most significant problem with both of these types of procedure is the limited availability of the material. In a hip revision operation, the surgeon may require the equivalent of up to four femoral heads in the form of morselised bone chips in order to fill the defect. Obviously this amount of material will not be available via autografting and, given that the supply of allograft relies on bone banking, a significant number of procedures are

required elsewhere to provide the tissue required for one revision operation. Therefore given these facts it is interesting to note that the ratios of relative use of autograft: allograft: synthetic materials is approximately 45: 40:15. Why should the use of synthetic bone graft substitutes be so low? The answer to this question may lie in the perception of surgeons concerning the cost and the performance of synthetic bone fixation solutions. Clearly there is urgent need for alternative sources of bone graft material.

A major innovation was the introduction of synthetic hydroxyapatite $(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)$, a bioactive bioceramic, with a chemical composition similar to bone mineral. Hydroxyapatite has also found application as a general bone graft and much attention is being given to the development of a porous hydroxyapatite for tissue guiding. A current interest is the development of a porous hydroxyapatite to be used as a bone graft in revision joint surgery, bone fracture repair and spinal fusion procedures.

Hydroxyapatite has also been used as a reinforcing agent in polyethylene [3] (now designated as HAPEXTM) as a bioactive bone analogue. Modelled on the structure of cortical bone as a natural composite, HAPEXTM has been tailor made to provide matching Young's modulus and superior fracture toughness to cortical bone, so as to produce bone apposition rather than bone resorption at the implant surface. In order to enhance the bioactivity of the composite there is interest in the replacement of the hydroxyapatite phase with bioactive glasses and substituted apatites. The advantages of using these new inorganic filler materials is that the morphology of the "mineral phase" particles may be controlled, thus optimizing the mechanical performance of the materials.

However, the inorganic component of bone is the mineral reservoir for the body and as such, differs in composition from pure, synthetic hydroxyapatite. The most abundant ionic species substituted into the apatite lattice is carbonate (5-8 wt%) although there are additionally traces of magnesium, sodium, chloride, fluoride and citrate ions. The main crystalline component of the mineral phase is therefore a heavily substituted carbonate apatite. Hence, the ideal synthetic bone graft substitute might be a material with controlled phase purity based on the stoichiometric calcium to phosphorus ratio for hydroxyapatite, 1.67, and with physiologically relevant ionic substitutions within its structure.

We have studied the effect of the addition of a number of different ionic species into the hydroxyapatite structure and investigated the effects of these substitutions on the biological performance of the materials [4-9]. Biological evaluation of bioactive materials may be

performed in a number of different ways providing data ranging from a simple ranking of bioactivity from material to material, through human bone cell response to substrates, to testing in *in-vivo* or clinical applications. A very useful screening technique that is now widely popular in the bioceramics area is the use of Simulated Body Fluid (SBF) testing [10]. In this test, polished samples of materials are immersed in a solution containing of composition and concentration similar to human blood plasma. The test ranks materials by the rate of formation of a bone-like apatite layer on the surface of the specimen which can be observed using thin film X-ray diffraction, fourier transform infra-red spectroscopy or high resolution scanning electron microscopy.

Silicon has been found to be important in the early stages of bone formation and calcification and has been found to be localised in active growth areas up to levels of 0.5w% [11]. Although there have been attempts in the past to produce silicon substituted apatites, the resultant products have usually contained phase impurities. We have studied the structure of the material in great detail [9,12,13]. By preparing high chemical- and phase purity materials and using SBF testing to evaluate the samples, the time required for a bone like apatite layer to form on the ceramic surface found to be drastically reduced in a 1.6% Si HA. Further, in cell culture studies it has been found that levels of silicon addition between 0.8 and 1.6% lead to a statistically significant increase in the metabolic activity of human osteoblast sarcoma cells over an HA control at all time points [7]. Results from implantation trials both in rabbits and sheep have also confirmed this finding *in-vivo* [14,15].

Although carbonate substituted hydroxyapatite has been studied for many years to elucidate structural information, only relatively recently have the biological properties of synthetic carbonate apatites been studied in more detail. Our findings using SBF testing showed rapid bone-like apatite layer deposition and cell culture revealed enhanced cell proliferation and enhanced cell activity on carbonate-containing apatite compositions (up to 8wt%) [6, 16]. However, carbonate-substituted apatite has the additional advantage that it is resorbable with certain levels of carbonate ion concentration. Therefore control of composition in these materials may allow the development of bone graft materials with enhanced bioactivity and controlled resorbtion rates as compared with pure hydroxyapatite.

Therefore there is clear evidence that the biological performance of hydroxyapatite can be greatly enhanced by physiologically relevant ionic substitutions. However, advantageous changes in the

physical properties and processing characteristics of substituted apatites have also been noted [17]. All of the substituted apatites have been found have enhanced sintering characteristics and improvements have also been measured in mechanical performance. Through this work it is hoped that we may be able to match the performance of the gold standard - autograft - and by careful control of composition and structure further enhance the biology to "switch on" a more rapid bone integration response.

REFERENCES

- 1. Materials Technology Foresight in Biomaterials, The Report of a Working Party, Publ. Institute of Materials ISBN 0 901716 87 1. (1995)
- 2. Willems and Van der Wildenberg, European Market for Biomaterials: Perspective and Opportunities (1992)
- 3. Bonfield, W., Grynpas, M. D., Tully, A. E., Bowman, J., Abram, J., (1981) "Hydroxyapatite Reinforced Polyethylene A Mechanically Compatible Implant", Biomaterials 2 185 186
- 4. Hing, K. A., Assessment of Porous Hydroxyapatite for Bone Replacement, PhD Thesis, University of London, 1996
- 5. Hing, K. A., Best, S. M., Bonfield, W., Characterisation of Porous Hydroxyapatite Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 10 (1999) 135 160
- 6. Hing, K. A., Merry, J. C., Gibson, I. R., DiSilvio, L., Best, S. M., Bonfield, W., "Effect of Carbonate Content on the Response of Human Osteoblast-like Cells to Carbonate Substituted Hydroxyapatite" Bioceramics Volume 12 (Proceedings of the 12th International Symposium on Ceramics in Medicine) Eds., Ohgushi, Hastings, Yoshikawa, World Scientific pp. 195 198
- 7. Gibson, I. R., Huang, J., Best, S. M., Bonfield, W., "Enhanced in-vitro Cell Activity and Surface apatite Layer Formation on Novel Silicon Substituted Hydroxyapatites" Bioceramics Volume 12 (Proceedings of the 12th International Symposium on Ceramics in Medicine) Eds., Ohgushi, Hastings, Yoshikawa, World Scientific pp. 191 194
- 8. Merry, J. C., Gibson, I. R., Best, S. M., Bonfield, W., Synthesis and Characterisation of Carbonate Hydroxyapatite, Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 9 (1998) 779 783
- 9. Gibson, I. R., Best, S. M., Bonfield, W., Chemical Characterisation of Silicon-Substituted Hydroxyapatite, Journal of Biomedical Materials Research, 44 (1999) 422-429
- 10. Kokubo, T., Kushitani, H., Sakka, S., Kitsugi, T., Yamamuro, T., Solutions Able to Reproduce *In-Vivo* Surface-Structure Changes in Bioactive Glass Ceramic A-W, J. Biomed.

- Mater. Res., 24 721-734 1990.
- 11. Carlisle, E. M., A Possible Factor in Bone Calcification, Science, 167 (1990) 179-180
- 12. Porter, A. E., Best, S. M., Bonfield, W., Ultrastructural Characterisation of Hydroxyapatite and Silicon Substituted Hydroxyapatite, Bioceramics 15 (Key Engineering Materials Vols. 240 242) (2003) 505 508
- 13. Aizawa, M., Porter, A. E., Best, S. M., Bonfield, W., High Resolution Transmission Electron Microscopy Investigation of Single Crystal Apatite Fibres Synthesised by a Homogeneous Precipitation Route, Bioceramics 15 (Key Engineering Materials Vols. 240 242) (2003) 509 512
- 14. Patel, N., Best, S. M., Bonfield, W., Gibson, I. R., Hing, K. A., Damien, E., Revell, P. A., A comparative study on the in-vivo behaviour of hydroxyapatite and silicon substituted hydroxyapatite granules. Journal of Materials Science: Materials in Medicine 13 (2002) 1199-1206
- 15. Gibson, I. R., Hing, K. A., Revell, P. A., Santos, J. D., Best, S. M., Bonfield, W., Enhanced In-Vivo Response to Silicate Substituted Hydroxyapatite, Bioceramics 14 (Key Engineering Materials Vols. 218 220) (2002) 203 206
- 16. Patel, N., Gibson, I. R., Hing, K. A., Best, S. M., Damien, E., Revell, P. A., Bonfield, W., The In-Vivo Response of Phase Pure Hydroxyapatite and Carbonate Substituted Hydroxyapatite Granules of varying Size Range, Bioceramics 14 (Key Engineering Materials Vols. 218 220) (2002) 383 386
- 17. Gibson, I. R., Best, S. M., Bonfield, W., Effect of silicon substitution on the sintering and microstructure of hydroxyapatite. J. Am. Ceram. Soc. 85 [11] (2002) 2771 2777

2. INFORMATION ON RESEARCH & DEVELOPMENT

<学会参加記#1>

第6回生体関連セラミックス討論会に参加して

明治大学·理工学部·工業化学科 生体関連材料研究室 相澤 守

去る 2002 年 12 月 12 日~13 日の 2 日間、テイジンホール(大阪市中央区)にて奈良 先端科学技術大学の大槻先生のお世話で第 6 回生体関連セラミックス討論会が開催され ました。1 日目は 25 件、2 日目(午前)は 11 件の発表と活発な討論がありました。2 日 目の午後は名古屋工業大学の春日先生のお世話で生体関連ビギナーズセミナーも開催さ れました。

この討論会は発表時間5分・質疑応答10分という発表形式で運営されております。これは第1回目の討論会を企画された東京工業大学の岡田 清 先生以来の伝統となっております。充分な討論時間を用意しているにも関わらず議論が尽きず、時間をオーバーする講演もあり、バイオセラミックス分野のアクティビティーの高さを感じました。

今回の発表は、「アパタイトと微構造」、「生体活性と in vitro 評価」、「非晶質と生体材料」、「空間と機能」、「表面と機能制御」、「ベクトルと機能」、「材料と生体応答」、「ハイブリッドと機能」、「ハイブリッドと次世代材料」の 9 つのセクションに分類されて開催されました。

発表全体の傾向としては、1)アパタイトの構造解析や焼結性といった基礎的な研究、2)人の血漿の無機イオン濃度とほぼ等しく調整した生体擬似体液を利用した新規材料の開発研究およびアパタイト形成能に関する研究、3)各種生体材料へのポーリング処理による高機能化、4)バイオセラミックスの強靭化を指向する無機/有機ハイブリッドの開発研究、5)ティッシュエンジニアリングのスキャフォルドの開発研究などが散見されました。

今回、私が特に興味を持った研究は、上記の5つの分類には該当しておりませんが、アパタイトの吸収性に関する2件の報告があったことです。アパタイトの in vivo での吸収性はきわめてゆっくりしたものであるということが知られております。今後、詳細にこの事実を検証していくことが必要だと思いますが、条件によってアパタイトが吸収性を示すというのは興味深い現象かと思います。

最後に、この討論会を通じて感銘を受けていることは、一般の参加者だけでなく学生が熱心に質疑応答に参加していることです。次世代の日本を盛り上げることができるのは、理工系学生のポテンシャルだと常々考えており、生体関連材料部会の討論会やセミナーに参加している学生の方々には期待しています。どうぞこれからもご活躍ください。

本討論会とビギナーズセミナーをお世話してくださった大槻先生と春日先生ならびに 当日の会場の設営と運営に尽力してくださった学生の方々に、この場を借りて感謝申し 上げます。

<学会参加記#2>

第14回 日本 MRS 学術シンポジウム 参加報告

山口大学 大学院医学研究科 応用医工学系博士後期課程1年 川内 義一郎

去る 2002 年 12 月 20 日と 21 日の両日、東京工業大学 大岡山キャンパスにおいて第 14 回日本 MRS 学術シンポジウムー21 世紀を作る先進的かつ総合的材料研究ーが開催された。日本 MRS(The Materials Research Society of Japan)は先進材料に関する科学・技術の専門家の横断的・学際的研究交流を通じて、その学術・応用研究および実用化の一層の発展を図ることを目指した学会である。

今回は2日間で7つのセッションが開催された。そのうち参加した Session G「暮らしを豊かにする材料-環境・医療・福祉-」について報告する。2日間の合計で参加者数;80名、一般講演;30件であった。本セッションは環境・医療・福祉など身近な暮らしを広くみつめて暮らしを豊かにする材料、プロセス、システムを対象としている。このため着目している大きさは細菌から産業モジュールレベル、素材は無機から有機まで、そして応用分野は電池材料、半導体、環境材料、生体材料などと発表内容は非常に多岐にわたっていた。分野違いの研究者が集まったセッションであったが、それぞれの研究分野から見た質疑がなされ、たとえを用いた平易な説明によって活発な議論が行われていた。

21世紀の課題である環境、医療、福祉は我々の生活と密接に関わるものである。優れた材料の開発はいうまでもないが、環境負荷に代表されるような製造工程や最終製品、廃棄を意識した材料開発が材料学者に求められている。また、学際研究の時代の中で異分野の研究者との共同も求められている。分野が違うことで数値の差が持つ意味が異なるが、分野特有の常識に囚われない事実があることを感じた。また異分野の研究者との交流によって視野を広く持つこと、相手の分野を理解する必要性を感じさせられる学会であった。

なお、2003 年 10 月 8 日~13 日には、横浜の **Pacifico Yokohama** において、国際会議 IUMRS-ICAM 2003 (The 8th IUMRS International Conference on Advanced Materials) が開催されます。ここでも、暮らしを豊かにする材料をキーワードとしたシンポジウム: C-4 が 開催されます。 詳 しくは HP をご覧ください。 HP アドレス http://www.mrs-j.org/ICAM2003/index.html

3. ANNOUNCEMENT

(1) PacRim5: The 5th International Meeting of Pacific Rim Ceramic Societies

September 29-October 2, 2003, Nagoya Congress Center, Japan

Symposium 11: Bioceramics (URL: http://www.pacrim5.com/)

【会期】2003年9月29日(月)~10月2日(木)

【会場】名古屋国際会議場 〒456-0036 名古屋熱田区熱田西町 1-1

Tel: 052-683-7711

(2) 18th European Conference on Biomaterials

October 1-4, 2003, SI-Erlebnis-Centrum, Plieninger Strasse 100, 70567 Stuttgart,

Germany (http://www.si-centrum-stuttgart.de/en/)

(URL: http://www.esb2003.org/)

(3) IUMRS-ICAM2003: The 8th IUMRS International Conference on Advanced Materials

October 8-13, 2003, Yokohama, Pacifico Yokohama, Japan

(URL: http://www.mrs-j.org/ICAM2003/ot/index.html)

Symposium C-4: Materials for Living — Environment • Medicine • Welfare—

Symposium C-8: Nano-medical Materials I —Bioinspired Materials and Systems—

Symposium C-9: Nano-Medical Materials II — Bioceramics —

【会期】2003年10月8日(水)~10月13日(月)

【会場】パシフィコ横浜 〒220-0012 横浜市西区みなとみらい 1-1-1

Tel: 045-221-2155

【連絡先】

Symposium C-4: Koji Ioku

Yamaguchi University, Japan

E-mail: ioku@po.cc.yamaguchi-u.ac.jp

Symposium C-8: Mitsuru Akashi

Kagoshima University, Japan

E-mail: akashi@apc.kagoshima-u.ac.jp

Symposium C-9: Hisatoshi Kobayashi

Biomaterials Center, NIMS, Japan

E-mail: KOBAYASHI Hisatoshi@nims.go.jp

(4) 第15回無機リン化学討論会

(URL: http://www.inorg.yamanashi.ac.jp/15-ipc/home.html)

【会期】2003年10月14日(火),15日(水)

【会場】山梨大学情報メディア館

【連絡先】

〒400-8511 甲府市宮前町7山梨大学工学部クリスタル科学研究センター木野村 暢一 Tel: 055-220-8614, Fax: 055-254-3035,

E-mail kinomura@yamanashi.ac.jp

(5) 第2回次世代先進材料シンポジウム「生体機能集積材料の展開」

2nd Symposium on Advanced Materials for Next Generation

"Future to Bio-functional Integrated Materials"

【会期】2003年10月17日(金)

【会場】独立行政法人産業技術総合研究所中部センター大会議室 【連絡先】

〒463-8650 名古屋市守山区大字下志段味字穴ケ洞 2266-98

産業技術総合研究所 中部センター セラミックス研究部門

林 国貴 Tel: 052-736-7076, Fax: 052-736-7405

E-mail: kunitaka-hayashi@aist.go.jp

(6) Composites at Lake Louise 2003

October 19 - 24, 2003, Chateau Lake Louise, Canada

(URL: http://composites-lake-louise.mcmaster.ca/index.html)

Session: Biocomposites

【連絡先】

P.S. Nicholson, Chairman, Composites at Lake Louise

Dept. of Materials Science & Engineering, McMaster University

1280 Main St. W. Hamilton, ON L8S 4L7 Canada

E-mail: nicholsn@mcmaster.ca

(7) Bioceramics 16: 16th International Symposium on Ceramics in Medicine

November 6-9, 2003, Centro de Gongressos e Exposicoes, Alfandega, Porto, Portugal

(URL: http://www.bioceramics16.ineb.up.pt/)

【連絡先】

Ana Paula Filipe, Symposium Manager

E-mail: bioceramics16@ineb.up.pt

(8) ABC2003: 3rd Asian BioCeramics Symposium in conjunction with Hard Tissues Nano-Biomaterials Symposium 2003

November 18-20, 2003, Station for Collaborative Reserach, Kyushu University, Japan

(URL: http://www.dent.kyushu-u.ac.jp/dent/deh/abc2003/)

【会期】2003年11月18日(火)~11月20日(木)

【会場】九州大学病院地区コラボ・ステーション

〒812-8582 福岡市東区馬出 3-1-1

【連絡先】

Kunio ISHIKAWA

Kyushu University, Japan

E-mail: abc2003@dent.kyushu-u.ac.jp

(9) 第30回日本臨床バイオメカニクス学会

(URL: http://www.orthopedic.med.yamaguchi-u.ac.jp/clin-biomech/)

【会期】2003年11月27日(木),28日(金)

【会場】字部全日空ホテル 〒755-8588 宇部市相生町 8-1 Tel: 0836-32-1112

【連絡先】

〒755-8505 宇部市南小串 1-1-1 山口大学医学部整形外科

加藤 圭彦 Tel: 0836-22-2266, Fax: 0836-22-2267

E-mail: kato-yo@yamaguchi-u.ac.jp

(10) 第7回生体関連セラミックス討論会

(URL: http://www.ceramic.or.jp/~bseitai/index j.html)

【会期】2003年12月4日(木),5日(金)

【会場】東京医科歯科大学1号館9階特別講堂 東京都文京区湯島1-5-45

【演題申込み締切日】2003年10月6日(月)(講演題目,演者,所属,連絡先,内容を示すキーワード3語を記入の上,電子メールにてお申込み下さい。)

【申込先】 E-mail: nakamura.bcr@tmd.ac.jp

【要旨集原稿締切日】2003年11月4日(月)(講演要旨はA4用紙1枚です。)

【事務局】東京医科歯科大学生体材料工学研究所無機材料

〒101-0062 東京都千代田区神田駿河台 2-3-10

Tel: 03-5280-8014, Fax: 03-5280-8016

(11) 第19回日本アパタイト研究会

【会期】2003年12月5日(金)

【会場】工学院大学新宿校舎 28階 第1会議室

〒163-8677 東京都新宿区西新宿 1-24-2 Tel: 03-3342-1211

【連絡先】

〒184-8584 東京都小金井市梶野町 3-7-2 法政大学工学部物質化学科

守吉 佑介 Tel: 042-387-6134, Fax: 042-387-6381

E-mail: moriyosi@k.hosei.ac.jp

(12) 第23回整形外科セラミック・インプラント研究会

(URL: http://www.teikyo-orthop.com/ceramic/)

【会期】2003年12月6日(土)

【会場】日本科学未来館 東京都江東区青海 2-41

【演題登録期間日】2003年8月1日~9月15日

【抄録送付先アドレス】 abstract@teikyo-orthop.com

【連絡先】(株) アサツーディ・ケイ メディカル事業開発部ループ内

〒104-8172 東京都中央区築地 1-13-1,Tel: 03-3547-2533,Fax: 03-3547-2590

(13) 第25回日本バイオマテリアル学会大会

(URL: http://www.soc.nii.ac.jp/jsbm/25anual.html)

【会期】2003年12月16日(火),17日(水)

【会場】大阪国際会議場 〒530-0005 大阪府大阪市北区中之島 5-3-51

Tel: 06-4803-5555 Home Page: http://www.gco.co.jp/

【連絡先】産業技術総合研究所・ティッシュエンジニアリング研究センター内

第25回日本バイオマテリアル学会大会事務局 (担当 廣瀬、木原)

〒661-0974 兵庫県尼崎市若王寺 3-11-46

Tel: 06-6494-7807, Fax: 06-6494-7861

E-mail: biomaterial25@ni.aist.go.jp

Home Page: http://wwwsoc.nii.ac.jp/jsbm/, http://unit.aist.go.jp/terc/

編集後記

しばらく眠りについていた The Division が、そろそろ目を覚まし始めました。まどろんでいる間に、中東をはじめとする世界情勢が急展開しています。世界に目を向けて私達の位置付けを明確にし、人類平和を実現しなければなりません。本物しか生き残れない時代になったと感じます。The Division を私達の絆となるよう、そして世界に向けてメッセージを発信できるよう、どうか皆様で育ててください。ご意見、感想、主張、掲載したい記事等、ぜひお寄せください。 (The Division 編集長:井奥 洪二)

いよいよ国立大学の法人化が目の前に迫ってきました。この大きな変革期のなか、The Division が多くの方に読んで頂けるような有益な情報を提供できるよう井奥編集長を中心にがんばっていきたいと思います。生体関連分野を盛り上げるためにも、ご支援とご協力のほどよろしくお願い申しあげます。 (The Division 副編集長:濱上 寿一)

今回は The Division の巻頭言の執筆を留学時に大変お世話になったケンブリッジ大学のベスト先生にお願いしました。バイオマテリアルの開発は日本だけでなく世界全体で考えていかなければいけない課題だと思っています。グローバル化の第一歩は日本のことを知るところから始まりますので、これから日本の研究室の紹介などを企画しつつ、海外にも目を向けてメンバーの皆様の海外での体験談などを掲載できればと思っています。The Division が今後のバイオマテリアルを考えるきっかけになれば幸いです。

(The Division 副編集長:相澤 守)