

Komitet Mechaniki Polskiej Akademii Nauk

Politechnika Rzeszowska  
im. Ignacego Łukasiewicza

Instytut Podstawowych Problemów Techniki  
Polskiej Akademii Nauk

III KRAJOWA KONFERENCJA

# NANO- i MIKROMECHANIKI



ORGANIZATORZY:



KKNM 2012

ISBN 978-83-89687-739

IPPT PAN, WARSZAWA 2012

Komitet Mechaniki Polskiej Akademii Nauk  
Instytut Podstawowych Problemów Techniki  
Polskiej Akademii Nauk  
Politechnika Rzeszowska  
im. Ignacego Łukasiewicza

## **III National Conference of Nano and Micromechanics**

Under the auspices of the Ministry of Science and Higher Education  
Prof. Barbara Kudrycka

## **III Krajowa Konferencja Nano i Mikromechaniki**

Pod patronatem Ministra Nauki i Szkolnictwa Wyższego  
Prof. Barbary Kudryckiej

4–6 July 2012

**IPPT PAN, Warszawa**

## Scientific Committee

**Chair: Prof. dr hab. Gwidon Szefer**, Politechnika Krakowska  
**Prof. dr hab. Romuald Będziński**, Politechnika Wroclawska  
**Prof. dr hab. Tadeusz Burczyński**, Politechnika Śląska  
**Prof. dr hab. Michał Ciałkowski**, Politechnika Poznańska  
**Prof. dr hab. Marek Cieplak**, Instytut Fizyki PAN, Warszawa  
**Prof. dr hab. Paweł Dłużewski**, IPPT PAN, Warszawa  
**Prof. dr hab. Stanisław Drobniak**, Politechnika Częstochowska  
**Prof. dr hab. Jan Dziuban**, Politechnika Wroclawska  
**Prof. dr hab. Marek Dziubiński**, Politechnika Łódzka  
**Prof. dr hab. Henryk Galina**, Politechnika Rzeszowska  
**Prof. dr hab. Józef Giergiel**, Akademia Górniczo Hutnicza, Kraków & Politechnika Rzeszowska  
**Dr hab. Piotr Garstecki**, Prof. Instytut Chemii Fizycznej PAN, Warszawa  
**Prof. dr hab. Michael Giersig**, Freie Universitat, Berlin  
**Prof. dr hab. Robert Hołyst**, Instytut Chemii Fizycznej PAN, Warszawa  
**Prof. dr hab. Kris Kempa**, Boston College, USA  
**Prof. dr hab. Tomasz Kowalewski**, IPPT PAN, Warszawa  
**Dr hab. Anna Kucaba-Piętal**, Prof. P.Rz., Politechnika Rzeszowska  
**Prof. dr hab. Urszula Narkiewicz**, Zachodniopomorski Uniwersytet Technologiczny, Szczecin  
**Dr hab. Tomasz Lipniacki**, Prof. IPPT PAN, Warszawa  
**Prof. dr hab. Zbigniew Peradzyński**, Uniwersytet Warszawski & IPPT PAN, Warszawa  
**Prof. dr hab. Henryk Petryk**, IPPT PAN, Warszawa  
**Prof. dr hab. Maciej Pietrzyk**, Akademia Górniczo Hutnicza, Kraków  
**Prof. dr hab. Mieczysław Poniewski**, Politechnika Warszawska

## Organizing Committee

**Chair: Dr hab. Anna Kucaba-Pietal**, Prof. PRz., Politechnika Rzeszowska  
**Co-Chair: Prof. dr hab. Tomasz A. Kowalewski**, IPPT PAN, Warszawa  
**Dr hab. Piotr Garstecki**, Prof. Instytutu Chemii Fizycznej PAN, Warszawa  
**Prof. dr hab. Zbigniew Peradzyński**, Uniwersytet Warszawski & IPPT PAN

ISBN 978-83-89687-739

Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN,  
ul. Pawińskiego 5B; 02-106 Warszawa

## Preface

Researchers interested in recent development of nano and micro technologies, exchange of ideas, techniques, experiments and applications in this exciting and rapidly developing field are welcome to participate in the 3rd National Conference on Nano and Micromechanics (KKNM2012) which will be held from the 4 to 6 July 2012, at IPPT PAN, Warsaw, Poland.

The aim of the conference is to address the state-of-the-art knowledge in the multi-disciplinary area of nano and micro technologies in mechanics, fluidics, physics, chemistry and biomedicine. The meeting is the third in the series to provide a forum for the presentation and discussion of new concepts, properties and developments on new science and novel materials in the nano regime, new functional nanomaterials, photonics, nanobiotechnology, devices and sensors. It is based on the successful formula of previous meetings to provide a broad forum for scientists and engineers from academia to present and discuss recent advances in their research on the phenomena on scale levels where the size starts to count. There will be ample time to discuss the opportunities arising from the recent developments, allowing for synergy and unique cross-over opportunities between biomedicine and technology.

The KKNM2012 conference is joined with *Nano-biomaterials, modeling and visualization in biomechanics Seminar*. It is organized in the framework of Centre for Preclinical Research and Technology (CePT) Project, the biggest biomedical and biotechnological undertaking in Central and Eastern Europe. Its aim is to create a dynamic scientific centre consisting of closely cooperating environmental research centers. We are sure that the potential of outstanding scientists and the opportunities provided by CePT infrastructure will stimulate interdisciplinary approach to the contemporary biomedical problems.

Anna Kucaba – Piętał

Tomasz A. Kowalewski



# **Invited Lectures**

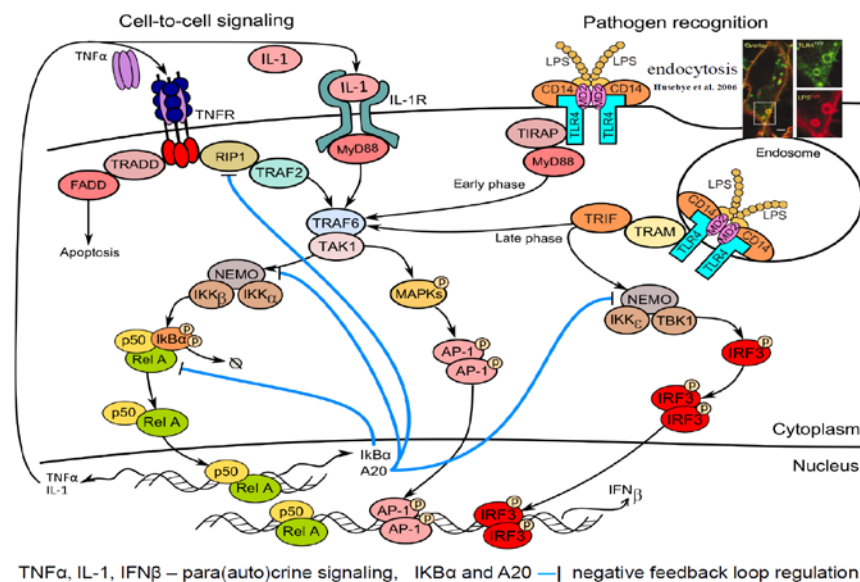


Tomasz Lipniacki

## INNATE IMMUNE RESPONSES AT SINGLE CELL LEVEL

Institute of Fundamental Technological Research PAN, IPPT PAN, Pawińskiego 5b, 02-106 Warsaw  
e-mail: [tlipnia@ippt.gov.pl](mailto:tlipnia@ippt.gov.pl)

Innate immunity forms the first line of defense, limiting spreading of infection before the adaptive immune response is activated. In the first phase of the innate immune response, cells detect pathogens or their fragments with their membrane and cytoplasmic receptors. This leads to activation of the regulatory systems of the transcriptional factors NF- $\kappa$ B, IRF3 and AP-1 families, Fig.1. These factors jointly regulate the activity of a several hundred genes responsible for inducing inflammation, antiviral protection, proliferation and apoptosis. In particular, they induce production and secretion of proinflammatory cytokines (among them IL-1, TNF $\alpha$ ) as well as Interferons  $\alpha$  and  $\beta$ . These cytokines are mediators of the second phase of the cellular innate immune response in cells that did not encounter the pathogen.

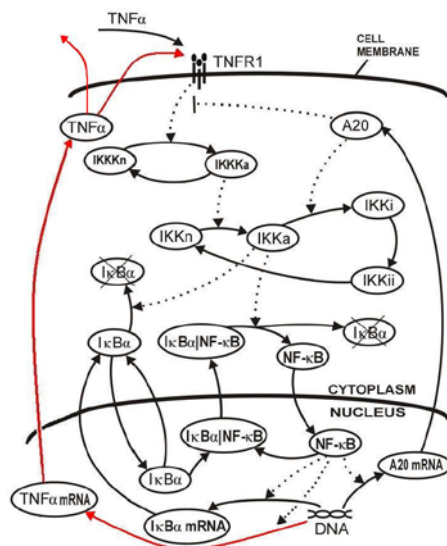


**Fig. 1. Example of pathogen recognition: LPS induced signaling.** LPS (Lipopolysaccharide – outer membrane of Gram-negative bacteria) is recognized by CD14 co-receptor, which transfer it to TLR4 leading to its activation, and binding of adaptor protein Myd88. As a result kinase TAK1 is activated and transmits signal to transcription factors p50-RelA (NF- $\kappa$ B) and AP-1 (early phase ~ 30 min). CD14 induced endocytosis of CD14-TLR4-LPS complexes leads to TRIF mediated activation of IRF3 and p50-RelA (late phase). Activation of transcription factors p50-RelA, IRF3 and AP1 leads to their nuclear translocation and synthesis of cytokines: TNF $\alpha$ , IL-1 and IFN $\beta$  that regulate via para(auto)crine signaling the second phase of innate immune responses. Transcriptional activity of p50-RelA and IRF3 is controlled by p50-RelA inducible proteins I $\kappa$ B $\alpha$  and A20 (negative feedbacks).



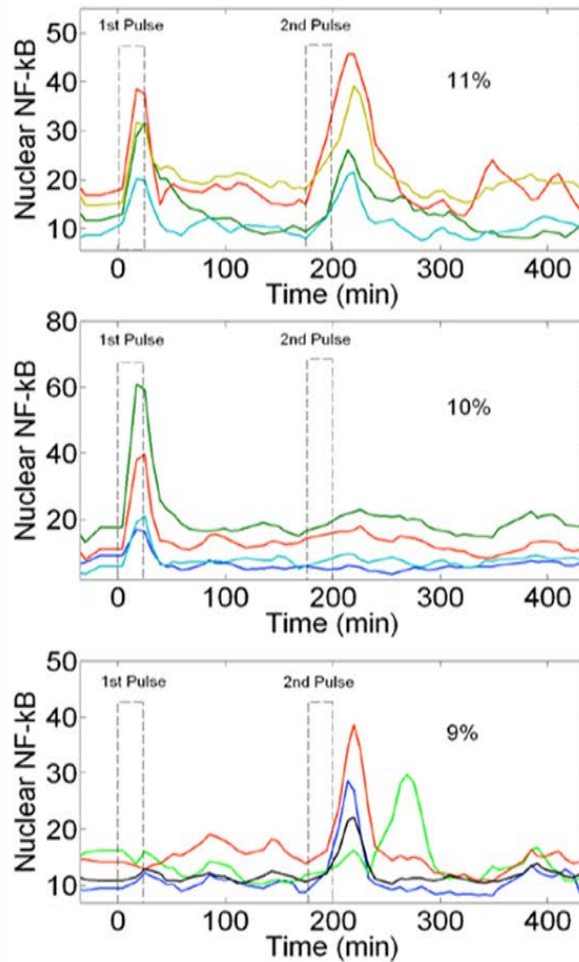
Single cell experiments (Nelson et al. 2004) as well as mathematical modeling (Lipniacki et al. 2006) demonstrated that individual cell responses are very heterogeneous and the population average is not a good representative of single cell behavior. Such experiments use fluorescently tagged transcription factors NF- $\kappa$ B, and recently (in our group) IRF3, and allow for a real time analysis their translocation between cytoplasm (where they are inactive) and nucleus (where they can induce expression of genes).

I will make a short overview on innate immune responses and then discuss the single cell mathematical modeling of NF- $\kappa$ B regulatory system (Fig. 2) under TNF $\alpha$  stimulation at various doses of the cytokine. As will be shown, the regulatory process is highly stochastic, and intrinsic and extrinsic components of noise are both responsible for the observed heterogeneity of the responses, Fig. 3. We propose an approach combining ordinary differential equation (ODE), which allow for bifurcation analysis, and Markov processes which accounts for stochasticity in the process. Based on the stochastic modeling we have theoretically predicted that cells can be activated by binding of one or few TNF $\alpha$  molecules (Lipniacki et al. 2007) and later demonstrated it experimentally using microfluidic system that allowed for precise dosage of TNF $\alpha$  (Tay et al. 2010). Interestingly, the fraction of activated cells decreases with the TNF $\alpha$  dose, but the expression of early NF- $\kappa$ B dependent genes in responding cells is independent to the dose.

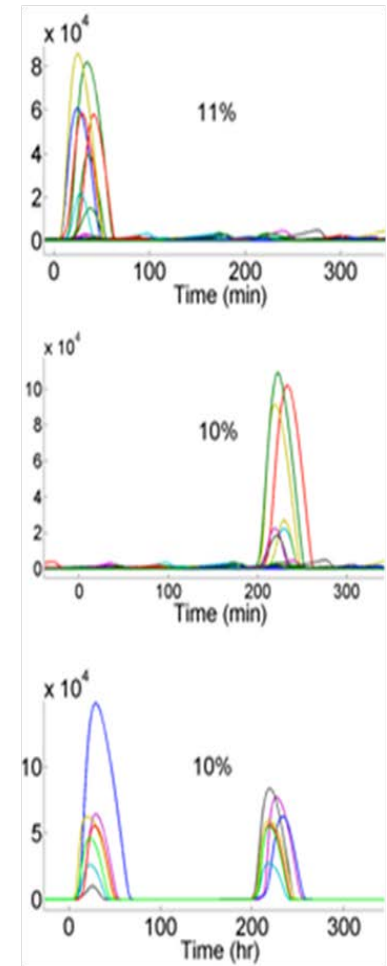


**Fig. 2. Schematic of NF- $\kappa$ B regulatory module (based on Lipniacki et al. 2007).** Solid lines denote transitions. Dotted lines denote influence, positive for arrowhead lines, negative for hammerhead lines. From TNF $\alpha$  receptors (TNFR1) signal is transmitted via IKKK and IKK kinases. Transcriptional activity of NF- $\kappa$ B is regulated by two negative feedback loops. The “inner” one is mediated by I $\kappa$ B $\alpha$ , which sequesters NF- $\kappa$ B in its inactive form in cytoplasm. Upon the signal active IKK (IKK $\alpha$ ) phosphorylates I $\kappa$ B $\alpha$  leading to its proteolytical degradation. Liberated NF- $\kappa$ B translocates to the nucleus and triggers transcription of inhibitors I $\kappa$ B $\alpha$  and A20. Synthesized I $\kappa$ B $\alpha$  enters the nucleus, binds NF- $\kappa$ B and transport it back to cytoplasm. If the signal persists, I $\kappa$ B $\alpha$  is again degraded, leading to NF- $\kappa$ B cytoplasmic-to-nuclear oscillations. Activity of kinase IKK is attenuated by A20, which mediates the outer negative feedback loop. In the A20 knockouted cells, IKK $\alpha$  remains at high level preventing accumulation of I $\kappa$ B $\alpha$  protein and in turn leading to persistent nuclear NF- $\kappa$ B occupancy. In some cell lines (including cancer), the positive autocrine regulation via TNF $\alpha$ , leads to the oscillations of NF- $\kappa$ B system, which can be triggered spontaneously in the absence of external stimuli.

## Experiment



## Model



**Fig. 3 Single cell responses to two weak  $TNF\alpha$  pulses: experiment and model.** Each color corresponds to single cell trajectory. Cells were stimulated by two 20 min long pulses of 0.1 ng/ml  $TNF\alpha$ , separated by 180 min. The population of cells responding to first, second, or both pulses was about 10%. Such behavior results from coexistence of two type of noise: extrinsic (initial heterogeneity rendering some cells more sensitive than others), and intrinsic resulting from small amount of cytokine molecules per cell.

**LITERATURA:**

- [1] T. Lipniacki, P. Paszek, A. R. Brasier, B. Luxon, M. Kimmel, Stochasticity in early immune response, *Biophysical Journal* 90 (2006) 725–742.
- [2] D. E. Nelson et al. Oscillations in NF- $\kappa$ B signaling control the dynamics of gene expression, *Science* 306 (2004) 704–708.
- [3] T. Lipniacki, K. Puszynski, P. Paszek, A. R. Brasier and M. Kimmel, Single TNF $\alpha$  trimers mediating NF- $\kappa$ B activation: Stochastic robustness of NF- $\kappa$ B signaling, *BMC Bioinformatics* 8 (2007) 376.
- [4] S. Tay, J. J. Hughey, T. K. Lee, T. Lipniacki, S. R. Quake, M. W. Covert, Single-cell NF- $\kappa$ B dynamics reveal digital activation and analogue information processing, *Nature* 466 (2010) 267–272.

DANEK ELBAUM

**WŁAŚCIWOŚCI BIOSENSORYCZNE ZnO****ZnO BIOSENSING**

Institute of Physics, Polish Academy of Sciences, al. Lotników 32/46, 02668 Warsaw, Poland

**słowa kluczowe: ZnO, semiconductors, biosensing**

ZnO nanocrystals have recently attracted a lot of attention as promising candidates for novel devices, due to a possibility of continuous tuning of optical and electronic properties by varying the particle sizes. They are also of interest for pharmaceutical industry, medicine and/or biology. ZnO nanostructures were obtained using two diverse methods: sol-gel and electrosining. We have explored nanocrystals of ZnO/MgO and Zinc aluminate ( $\text{ZnAl}_2\text{O}_4$ ) as potential intracellular sensors. Synthesized nanocrystals were characterized structurally by AFM, TEM, X-ray diffraction and optically by absorption and emission. Addition of MgO shell resulting in a more intense and stable visible emission that is characteristic of nanocrystalline ZnO. XRD patterns of powdered ZnO/MgO nanocrystals and TEM data proved wurtzite crystalline structure. A temperature sensitive Fluorescence Resonance Transfer (FRET) was observed between ZnO/MgO (donors) and Nile Red (acceptor) when linked by beta-carboxymethyl cyclodextrin molecules. Electrospinning is a method capable to produce fibers with diameters ranging from tens of nanometer to microns, possessing interesting photoelectrical properties. Electrospun nanofibrous scaffolds have great potential in several biomedical applications, such as wound dressing, enzyme immobilization, drug delivery, tissue engineering, and they can serve as materials for extracellular biosensors. We constructed a FET detector taking advantage of the electric conduction properties of ZnO nanofibers. Neurodegenerative diseases are a group of progressive congenital or acquired diseases of the nervous system, in which the primary pathological phenomenon results from cellular dysfunctions. The first behavioral symptoms appear when a significant number of neurons are damaged. The lack of effective drugs is predominantly associated with unavailability of diagnostic tools for an early stage of neurodegenerative disease development.

Zinc aluminate ( $\text{ZnAl}_2\text{O}_4$ ) is found in nature as a mineral. This spinel presents a close-packed face-centered cubic structure belonging to the  $Fd\bar{3}m$  space group, having an optical band gap of 3.8 eV, which makes it suitable for photoelectronic devices, such as plasma display panels (PDPs), and field emission displays (FEDs). In recent years, several studies have been based on  $\text{ZnAl}_2\text{O}_4$  doped rare earth ions (for example:  $\text{Er}^{3+}$ ,  $\text{Yb}^{3+}$ ,  $\text{Dy}^{3+}$ ,  $\text{Tb}^{3+}$ ,  $\text{Eu}^{3+}$ ,  $\text{Tm}^{3+}$ ).  $\text{ZnAl}_2\text{O}_4$  co-doped  $\text{Er}^{3+}$  and  $\text{Yb}^{3+}$  were prepared by a combustion aerosol process. In the study we obtained up-conversion of infrared light (980nm) to visible light (540 nm and 650 nm). The up-converting nanoparticles were transported into living HeLa cells in order to illustrate the cellular biological structures.



ANNA NIEDŹWIECKA

## NUCLEIC ACIDS DEGRADATION BY PROTEINS

Institute of Physics, Laboratory of Biological Physics, 32/46 Lotników Ave., 02-668 Warszawa, Poland  
e-mail: annan@ifpan.edu.pl

**keywords: proteins, nucleic acids, molecular recognition, degradation**

Nucleic acids are linear mixed-polymers that serve in living organisms as carriers of genetic information and tools of gene expression *i. e.* translation the language of the genetic code into the pool of functional proteins necessary at a given stage of the cell life. However, an increasing number of applications quite unrelated to molecular biology has also emerged recently. Among them, inspiring ideas of application as *e. g.* nanomechanical scaffold for molecular-size SQUID building, graphene-based biosensors, metallic-like nanowires and drug delivery nanodevices were reported. Cellular functions, as well as artificial applicability of deoxyribonucleic acids (DNA) and ribonucleic acids (RNA) varies greatly due to chemical and biophysical properties that, in turn, make these polymers susceptible for degradation to entirely different extent. Contrary to highly resistant and durable DNA, the world of RNA species is subject to strict surveillance in the cell, and the relatively short half-lives of particular RNAs are highly controlled by a complex, multi-protein degradation machinery. Several pathways of nucleic acids degradation by protein complexes such as CCR4-NOT [1] and PARN [2-4] will be discussed along with protection strategies and molecular regulatory mechanisms.

### REFERENCES:

- [1] FABIAN MR, CIEPLAK MK, FRANK F, MORITA M, GREEN J, SRIKUMAR T, NAGAR B, YAMAMOTO T, RAUGHT B, DUCHAINE TF, SONENBERG N., *miRNA-mediated deadenylation is orchestrated by GW182 through two conserved motifs that interact with CCR4-NOT*, Nat Struct Mol Biol. 2011; 18(11): 1211
- [2] NILSSON P, HENRIKSSON N, NIEDZWIECKA A, BALATSOS NA, KOKKORIS K, ERIKSSON J, VIRTANEN A., *A multifunctional RNA recognition motif in poly(A)-specific ribonuclease with cap and poly(A) binding properties*, J Biol Chem. 2007, 282(45): 32902
- [3] WU M, NILSSON P, HENRIKSSON N, NIEDZWIECKA A, LIM MK, CHENG Z, KOKKORIS K, VIRTANEN A, SONG H., *Structural basis of m(7)GpppG binding to poly(A)-specific ribonuclease*, Structure, 2009, 17(2): 276

- [4] NIEDZWIECKA A, LEKKA M, NILSSON P, VIRTANEN A., *Global architecture of human poly(A)-specific ribonuclease by atomic force microscopy in liquid and dynamic light scattering*, Biophys Chem., 2011, 158(2-3): 141-9.

JOANNA GRZYB

***DE NOVO* DESIGNED IRON-SULFUR PROTEINS: REDOX CHARACTERISTICS**

Institute of Physics PAS, Laboratory of Biological Physics, al.Lotników 32/46, 02-668 Warsaw, Poland  
e-mail: [jgrzyb@ifpan.edu.pl](mailto:jgrzyb@ifpan.edu.pl)

**keywords: de novo design, iron-sulfur clusters, porphyrines, heme, redox reactions**

The protein design is a process of creation of new proteins with strictly defined structure and functionality, without significant homology to known proteins sequences [1]. Such design is still a challenge, however there are known several successful examples of artificial proteins, even with artificial enzymatic activity. In principle, protein design can be described as intuitional (or experimental), run on the base of simple physico-chemical rules and available data from previous experiments, or as computational, using specialized algorithms and huge computer clusters. However, both methods may give better results when combined [2]. The artificial proteins may assembly redox active cofactors, as iron-sulfur clusters or porphyrines, e.g. heme (Fig.1.) [3,4]. It is also possible to design redox chains of both types of cofactors, as in Redox-chain Maquette (RCM) [2]. The lecture will present the design process on example of RCM, as well as experimental confirmation of “as designed” structure and functionality of the protein. What is of great importance, the experiments proved also that RCM-bound cofactors were reducible and the reduction was at least partially reversible (Fig.1). Determined electrochemical potential was closed to expected [4,5].

The designed proteins may become very prospective materials for hybrid nanostructure. The redox-active artificial protein may be functionally coupled with semiconductor nanocrystals (colloidal quantum dots, QD), which are known to accept or donate electrons. The electron transfer to QDs may manifest in the change of their spectral properties [6]. The redox potential of protein might be tuned by cofactors coordination sphere, and it should be possible to fit the potential for optimal donor-acceptor couple with QDs. The powers, weakness and possible application of such systems will be discussed.

Acknowledgement: Authors acknowledge support of NCN grant no. N N202 130039 and Foundation for Polish Science, Homing PLUS Programme, cofinanced by the European Union within the European Regional Development Fund



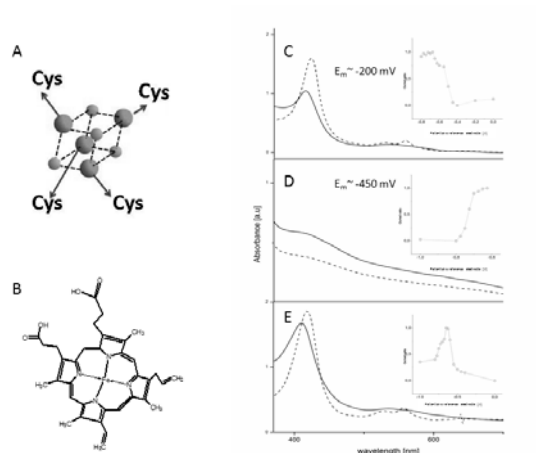


Fig. 1 The redox cofactors of artificial proteins: four iron- four sulfur cluster (A) and heme (B), and the spectral changes between oxidised (solid line) and reduced (dashed line) state of holo-proteins: RCM assembled with heme (C); RCM assembled with iron-sulfur cluster (D); and RCM assembled with heme and iron-sulfur cluster (E). Insets: respective traces, representing the amount of oxidized/reduced cofactor vs. applied electrode potential,

## REFERENCES:

- [1] SMITH B.A., HECHT M.H., Novel proteins: From fold to function, *Curr. Opinion Chem. Biol.*, 2011, vol.15, 421-426.
- [2] GRZYB J., XU F., NANDA V., ŁUCZKOWSKA R., REIJERSE E., LUBITZ W., NOY D., Empirical and computational design of iron-sulfur cluster protein, *BBA-Bioenergetics*, 2012, <http://dx.doi.org/10.1016/j.bbabi.2012.02.001>.
- [3] GRZYB J., XU F., WEINER L., REIJERSE E.J., LUBITZ W., NANDA V., NOY D., De novo design of a non-natural fold for an iron-sulfur protein: alpha-helical coiled-coil with a four-iron four-sulfur cluster binding site in its central core, *BBA-Bioenergetics*, 2011, vol.1797, 406-13.
- [4] KENNEDY M.L., GIBNEY B.R., Proton coupling to [4Fe-4S](2+/+) and [4Fe-4Se](2+/+) oxidation and reduction in a designed protein, *J. Am. Chem. Soc.*, 2002, vol.124, 6826-6827.
- [5] SHIFMAN J.M., GIBNEY B.R., SHARP R.E., DUTTON P.L., Heme Redox Potential Control in de Novo Designed Four- $\alpha$ -Helix Bundle Protein, *J. Am. Chem. Soc.* 2000, vol. 122, 14813-21.
- [6] MEDINTZ I.L., STEWART M.H., TRAMMELL S.A., SUSUMU K., DELEHANTY J.B., MEI B.C., MELINGER J.S., BLANCO-CANOSA J.B., DAWSON P.E., MATTOUSI H., Quantum-dot/dopamine bioconjugates function as redox coupled assemblies for in vitro and intracellular pH sensing, *Nature Materials*, 2010, vol. 9, 676-684.

## **Plasmonics of Nanostructures**

K. Kempa

*Department of Physics, Boston College, Chestnut Hill, MA 02467, USA*

### **Abstract**

Surface plasmons, predicted by Rufus Ritchie in 1957 are the key ingredient of plasmonics, and have led in recent years to numerous applications, ranging from optics to medicine. A brief historical background of the pre-surface plasmon plasmonics, and its connection to plasma and particle physics will be followed by a discussion of the various surface plasmons at metallic surfaces. It will be shown how understanding of the electromagnetic response of nanostructures and metamaterials can benefit from earlier studies of plasmons in the semiconductor heterojunctions, quantum wells, and quantum dots. I will also discuss briefly the response of graphene, as well as carbon nanotubes, with their numerous van Hove, 1D, 3D plasmons, as well as plasmarons.

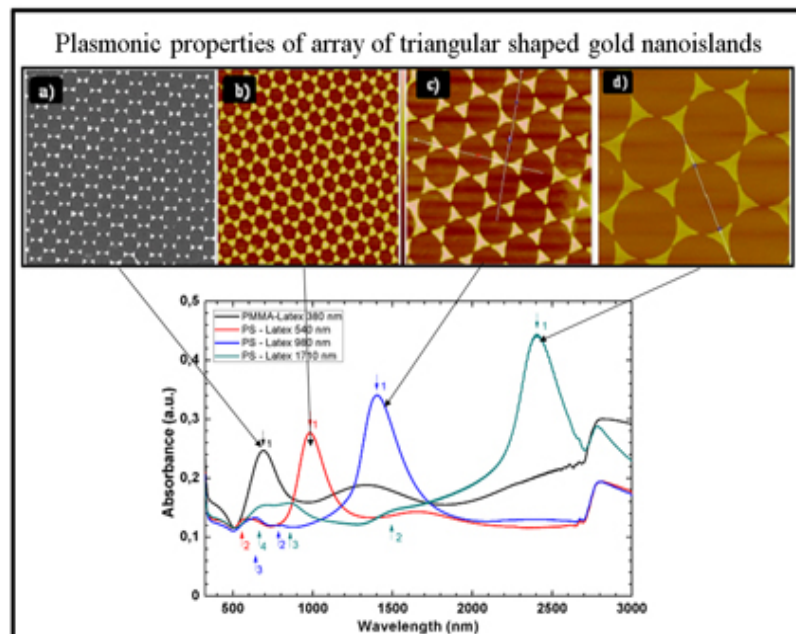


Michael Giersig

## Electromagnetic waves interaction with various metallic nano-materials

Institute for Experimental Physics, Freie Universität  
Arnimallee 14, 14195 Berlin, Germany  
e-mail: [giersig@physik.fu-berlin.de](mailto:giersig@physik.fu-berlin.de)

In the last decade the possibility of active interaction of light with the nanosized plasmonic materials has been tremendously growth. The metallic nanoparticles can effectively confine the radiation to nanoscale in the proximity of Plasmon resonance whereby the position of this resonance is controlled by the morphology (size and shape) of the nanostructures. In this lecture we will discussed the physical and chemical preparations methods of various nanostructures and their structural and optical characterization.





## **Immune Sensing of Nanomedicines and Triggered Responses**

**SM Moghimi**

*Centre for Pharmaceutical Nanotechnology and Nanotoxicology, and  
NanoScience Centre, University of Copenhagen, DK-2100 Copenhagen  
Ø, Denmark  
[momo@farma.ku.dk](mailto:momo@farma.ku.dk)*

The complement system is a network of over thirty different soluble and membrane-bound proteins that can be activated via three different initiation pathways (classical, alternative and lectin pathways) that all converge at the step where the central complement protein C3 is cleaved. The key function of complement is pattern recognition of danger signals, such as pathogen associated molecular patterns and foreign surface of biomedical materials including nanoparticles. Uncontrolled complement activation can induce many inflammatory and life threatening conditions. Indeed, a large body of experimental and clinical evidence strongly attests that the infusion of nanoparticulate systems, including regulatory-approved stealth nanomedicines, in some individuals is associated with cutaneous, respiratory and circulatory disturbances where complement is believed to play a contributing role. Furthermore, inflammatory reactions are further encountered in extracorporeal circulation procedures and these also have routes in complement activation. Consequently, complement testing is among one of the parameters currently included in the criteria for assessment of haemocompatibility of biomaterials defined in ISO 10993-4.

A detailed mechanistic understanding of material/nanomaterial properties that triggers complement is necessary as this could lead towards innovations for design and surface engineering of immunologically safer nanomedicines and biomedical devices. The interaction between materials/nanomaterials and the complement system is complex and regulated by inter-related factors that include morphology, chemical composition, nanoscale size, and surface characteristics. Each of these parameters may affect complement activation differently and through different sensing molecules and initiation pathways. Recent 'structure-function' and high-throughput approaches are beginning to thrive and are providing better understanding of material features that incite complement. For instance, changing the conformation of adsorbed block copolymer on nanosphere surfaces with the aim of circumventing the body's defence system unexpectedly trigger complement through a different initiation pathway. This underlines the

limitations in surface engineering with certain block copolymers in generating immuno-compatible nanoparticles. On the other hand, high-throughput approaches in polymer design are helping to map out the responsible structural motifs that induce complement activation for safer biomaterial design. Efforts are also being made in understanding naturally evolved microbial strategies that evade complement and for their translation to nanoparticle and biomaterial design. There are still many technical difficulties and limitations in material design and surface engineering approaches for generating immunologically safe nanomedicines and biomaterials, but parallel immunogenomic approaches should be initiated to establish relationships between material properties and adverse population-based immunological responses where complement may exert a contributing role. Such initiatives may eventually provide laboratory tests for predicting individuals at risk of advanced medical interventions requiring nanomedicines and functionalized particulate systems and biomaterials.

1. Moghimi, S. M., T. L. Andresen and Hunter, A. C. (2012) Factors controlling nanoparticle pharmacokinetics: an integrated analysis and perspective. *Annual Rev. Pharmacol. Toxicol.* **52**: 481–503.
2. Moghimi, S. M., Peer, D. and Langer, R. (2011) Re-shaping the future of nanopharmaceuticals: *ad iudicium*. *ACS Nano* **5**: 8454–8458.
3. Moghimi, S. M., Andersen, A. J., Ahmadvand, D., Wibroe, P. P., Hunter, A. C. and T. L. Andresen (2011) Material properties in complement activation. *Adv. Drug Deliv. Rev.* **63**: 1000–1007.
4. Moghimi, S. M. and Hunter, A. C. (2010) Complement monitoring of carbon nanotubes. *Nature Nanotechnol.* **5**: 382.
5. Hamad, I., Al-Hanbali, O., Hunter, A. C., Rutt, K. J., Andresen, T. L. and Moghimi, S. M. (2010) Distinct polymer architecture mediates switching of complement activation pathways at nanosphere-serum interface: implications for stealth nanoparticles engineering. *ACS Nano* **4**: 6629–6638.
6. Hamad, I., Hunter, A. C., Rutt, K. J., Liu, Z., Dai, H. and Moghimi, S. M. (2008) Complement activation by PEGylated single-walled carbon nanotubes is independent of C1q and alternative pathway turnover. *Mol. Immunol.* **45**: 3797–3803.

**Nanofibers: Mechanics of Forming and Some Applications**

Alexander Yarin

*Mechanical and Industrial Engineering, University of Illinois at Chicago, Chicago, USA*

In the first part, electrospinning of nanofibers is exposed, and a novel method of enhancement of drop and spray cooling for microelectronic, optical and radiological elements and server rooms, which require extremely high heat fluxes, is discussed. The key idea of the method is to cover the heat transfer surfaces with electrospun nonwoven polymer or metal-plated "thorny devil" nanofiber mats. The experiments revealed that drop impacts on nanotextured surfaces of nanofiber mats produce spreading similar to that on the impermeable surfaces. However, at the end of the spreading stage the contact line is pinned and drop receding is prevented. All the mats appeared to be dynamically permeable for coolant drops. The enhanced efficiency of drop cooling in the presence of nanofiber mats observed experimentally results from full elimination of receding and bouncing of the drops, characteristic of the current spray cooling technology. Therefore, the drops evaporate completely, and the large cooling potential associated with the latent heat of evaporation is more fully exploited. This is paradoxical: the best cooling can be provided by a "furry overcoat"! Using this approach very high cooling rates of about 1 kW/cm<sup>2</sup> were achieved and the anti-Leidenfrost effect was discovered. Such applications of electrospinning as formation of "fluffy" carbon electrodes for microbial fuel cells and Li-ion batteries are covered.





**Use of Magnetic nano-technology in Life Science applications,  
including Low Magnetic Field MRI.**

Andrzej K. Drukier

BioTraces Inc. and George Mason University, Fairfax, Va., USA

We describe two groups of applications of magnetic nano-technology:

- 1) applications in diagnostics, e.g. in ultrasensitive proteomics;
- 2) applications in imaging, e.g. in development of low external magnetic field MRI (LEMF-MRI).

In diagnostic, the best biomarkers are low abundance signalling proteins, i.e. proteins for which in at least 20% of cohort, the observed level is below 0.1 pg/ml. Such proteins cannot be reliably detected by current immunoassays, e.g. ELISA. We already developed super-sensitive immunoassays, namely IA/MPD with  $LODIA/MPD = O(10 \text{ fg/ml})$  and Super-ELISA with  $LOD(\text{Super-ELISA}) = O(50 \text{ fg/ml})$  but they are not compatible with multiplex capabilities. We are developing a triple-coincidence immune assay based on magnetic nano-technology (3C-IA/MAG), which is easy to tune, platform technology. It will permit detection in 96-wells microtiter format of up to 32 different targets concurrently and for each limit of detection will be better than 10 fg/ml.

Modern medical diagnostics is an interplay of blood-based methods and imaging methods. MRI is becoming the dominating method of medical imaging due to its versatility and excellent spatial resolution. However, it is quite expensive and often can not be used as "molecular imaging". We propose that the properties of rare-earth magnets, especially nano-grains made of such magnetics permits the low external magnetic field MRI. Some applications are suggested.



Piotr Garstecki

## **AUTOMATED DROPLET MICROFLUIDICS**

Institute of Physical Chemistry, Polish Academy of Sciences  
e-mail: pgarst@ichf.edu.pl

Droplet microfluidics begins to offer a range of attractive tools for research in chemistry and in microbiology. Droplets ranging from pico- to micro-liters in volume can serve as miniature beakers for reactions of incubations of microorganisms. One of key outstanding challenges is automation of droplet microfluidic systems to provide tools for high-throughput analyses and for continuous processes. A technological platform that rests on modular architecture and simplistic disposable microfluidic chips supports generation and handling of droplets with individual control of the contents of each reaction or incubation mixture. The platform makes it possible to construct systems that allow handling of continuous or iterative processes providing control of the composition of each of the microdroplets in time. Applications of these systems include rapid screening of physico-chemical properties of biomolecules, optimization of conditions for synthetic chemistry and long term incubation and monitoring of microorganisms..



**Contributed**



RADOSŁAW KWAPISZEWSKI, MICHAŁ CHUDY, ARTUR DYBKO,  
ZBIGNIEW BRZÓZKA

**LAB-ON-A-CHIP JAKO NARZĘDZIE DO DIAGNOSTYKI  
LABORATORYJNEJ LIZOSOMALNYCH CHORÓB  
SPICHRZENIOWYCH**

**LAB-ON-A-CHIP AS A TOOL FOR LABORATORY DIAGNOSTICS  
OF LYSOSOMAL STORAGE DISORDERS**

Politechnika Warszawska, Wydział Chemiczny, Zakład Mikrobioanalitiky Noakowskiego 3, 00-664 Warszawa  
e-mail: r.kwapiszewski@gmail.com

**słowa kluczowe:** lab-on-a-chip, diagnostyka laboratoryjna, aktywność enzymatyczna, lizosomalne choroby spichrzeniowe

Lizosomalne choroby spichrzeniowe (ang. *lysosomal storage disorders*, LSDs) to grupa prawie 50 rzadkich schorzeń genetycznych, u podstaw których leżą zaburzenia funkcji lizosomów polegające m.in. na deficycie aktywności wybranych enzymów [1]. Zrozumiałym jest, że dla osób z wczesnym rozpoznaniem schorzenia, skuteczność dostępnych terapii jest zdecydowanie większa. W chwili obecnej diagnostyka LSDs nasyca ogromnych problemów. Zdarza się, że od wystąpienia objawów do postawienia diagnozy mija nawet kilkanaście lat [2], co spowodowane jest niską częstością występowania tych schorzeń, a także ciągle zbyt małą wiedzą na ich temat. Ponadto same dostępne metody diagnostyki nie są doskonałe – uzyskuje się wiele wyników fałszywie-pozytywnych i fałszywie-negatywnych. Najskuteczniej LSDs można zdiagnozować przeprowadzając badania genetyczne, jednak duża liczba odkrywanych mutacji w genach kodujących dany enzym sprawia, że poszukiwane są alternatywne metody diagnostyczne. Ze względu na oszczędność czasu, przestrzeni oraz redukcję kosztów analizy obiecujące wydaje się zastosowanie do diagnostyki LSDs mikrosystemów analitycznych [3]. Pozwolić to może nie tylko na wykonywanie testów przesiewowych, ale także na analizę przy łóżku pacjenta (ang. *Point of Care Tests*).

Celem niniejszych badań było opracowanie narzędzia do diagnostyki laboratoryjnej LSDs na przykładzie schorzeń Gaucher'a i Fabry'ego, w których występuje niedobór lub brak aktywności odpowiednio  $\beta$ -glukocerebrozydazy i  $\alpha$ -galaktozydazy. Warstwowy, polimerowy mikrosystem został wykonany techniką mikrofrezowania i składa się z modułu do przeprowadzania chemicznej lizy komórek, mikromieszalnika oraz modułu do detekcji optycznej. Mikrosystem został połączony z zewnętrznym źródłem światła i detektorem za pomocą kwarcowych światłowodów. Zaproponowana metoda pomiaru aktywności danego



enzymu polega na spektrofluorymetrycznym pomiarze ilości przekształconego substratu, pochodnej 4-metyloumbeliferonu. Pomiar aktywności enzymu następował w przepływie, a czas reakcji enzymatycznej sterowany był zadawanymi wartościami przepływów wprowadzanych do systemu reagentów. LOD opracowanej metody na poziomie 200 nM pozwolił na oznaczenie ilości uwolnionego produktu już po pierwszej minucie trwania reakcji enzymatycznej, a w efekcie na skrócenie całkowitego czasu analizy do 15 minut, podczas gdy sam etap inkubacji enzymu z substratem w skali makro wynosi nawet 2 godziny [2]. Badania prowadzone były na liniach komorkowych: A549 (komórki nabłonkowe płuc), Jurkat (limfocyty T) oraz 142BR (fibroblasty). Uzyskane wyniki aktywności enzymów zostały skorelowane z wynikami uzyskanymi w oparciu o obecnie stosowane protokoły i potwierdziły, że układy typu Lab-on-a-Chip mogą być z powodzeniem wykorzystywane do określania aktywności enzymów wewnątrzkomórkowych i pełnić rolę narzędzi diagnostycznych.

Istotną zaletą skonstruowanego mikrosystemu pomiarowego jest możliwość dokonania analizy *on-line*, co pozwala na znaczne skrócenie czasu przeznaczonego na badanie, a także umożliwia prowadzenie diagnostyki w kontrolowany sposób. Głównymi zaletami opracowywanego systemu, w porównaniu do obecnie stosowanych metod, są: prowadzenie reakcji od razu po procesie lizy komórek, tym samym zmniejszając wpływ uwolnionych proteaz na oznaczany enzym, oraz możliwość oznaczenia produktu reakcji bez użycia buforu inaktywującego enzym, co w konsekwencji pozwala uniknąć rozcieńczenia próbki, tym samym zwiększając czułość metody analitycznej. Planowane jest prowadzenie oznaczeń na próbkach rzeczywistych i testowanie układu pod kątem przydatności w klasyfikacji pacjentów do poszczególnych grup: zdrowych, chorych i nosicieli.

#### LITERATURA:

- [1] PASTORES G.M., *Lysosomal storage disorders: principle and practice*, World Scientific Publishing Company, 2009
- [2] MARTINS A.M., ET AL., *Guidelines to Diagnosis and Monitoring of Fabry Disease and Review of Treatment Experiences*, Journal of Pediatrics, 2009, vol.155, S19-S31
- [3] KWAPISZEWSKI R., ET AL., *A microfluidic device with fluorimetric detection for intracellular components analysis*, Biomedical Microdevices, 2011, vol.13, 431-440

Karina Ziółkowska, Michał Chudy, Artur Dybko, Zbigniew Brzózka

## TRÓJWYMIAROWY MODEL GUZA NOWOTWOROWEGO W SYSTEMIE MIKROPRZEPLYWOWYM

### THREE-DIMENSIONAL CANCER TUMOUR MODEL IN A MICROFLUIDIC DEVICE

Politechnika Warszawska, Wydział Chemiczny, Zakład Mikrobioanalitiky;  
ul. Noakowskiego 3, 00-664 Warszawa  
e-mail: kziolkowska@ch.pw.edu.pl

**słowa kluczowe: lab-on-a-chip, inżynieria komórkowa, testy leków przeciwnowotworowych**

Obecnie stosowane metody *in vitro* do analizy aktywności biologicznej substancji chemicznych prowadzą do konieczności wyboru pomiędzy przepustowością metody a zgodnością z organizmem człowieka. Większość stosowanych testów bazuje na monowarstwie komórek adherentnych. Jest to prosty i wygodny w użyciu model, dzięki czemu znalazł zastosowanie w systemach HTS (*High Throughput Screening*, badania przesiewowe o wysokiej przepustowości) [1]. Jednak charakterystyka komórek hodowanych w monowarstwie znacznie odbiega od fizjologii komórek *in vivo*, co przekłada się na niską wartość prognostyczną otrzymywanych wyników: faktyczne działanie substancji na organizm ludzki może znacznie odbiegać od przewidywanego na podstawie testów *in vitro* [2]. Atrakcyjną alternatywą dla monowarstwy komórek są modele trójwymiarowe, w których przestrzenne interakcje międzykomórkowe doskonale odwzorowują architekturę żywej tkanki [3]. Przykładem są sferoidy, czyli kuliste agregaty komórek adherentnych, które wykazują szereg własności identycznych z guzami nowotworowymi *in vivo* [4]. Jednakże dotychczas opracowane metody hodowli sferoidów nie pozwalają na ich szersze wykorzystanie w badaniach. Ponadto dostępne metody analityczne nie są kompatybilne z układami trójwymiarowymi [3].

W niniejszej pracy prezentujemy trójwymiarowy układ mikroprzepływowy do hodowli i analizy sferoidów komórek ludzkich. System wykonany jest z poli(dimetylosiloxanu) – biokompatybilnego, przepuszczalnego dla gazów elastomeru o hydrofobowej powierzchni. Trójwymiarową mikrostrukturę uzyskano przez połączenie technik mikrofrezowania i podwójnego odlewu z etapem starzenia termicznego [5]. W ten sposób otrzymano strukturę U-kształtnych mikrodołków (o głębokości i średnicy równym po 200  $\mu\text{m}$ ) połączonych z płytą (wysokość 50  $\mu\text{m}$ ) strukturą mikrokanałów. Tak dobrana geometria pozwoliła na 4-tygodniową

hodowlę sferoidów komórek HT-29 (komórki ludzkiego nowotworu okrężnicy). Jest to pierwszy system *lab-on-a-chip*, który umożliwia tak długotrwałą hodowlę trójwymiarowego modelu komórkowego [6]. System pozwala na obserwację pojedynczych sferoidów a środowisko mikroprzepływowe zbliża warunki hodowli do warunków *in vivo* [7], dzięki czemu zaobserwowano wysoką żywotność i stabilność hodowli.

Geometrię układu zaprojektowano tak, aby możliwa była analiza postępu hodowli oraz działania leków przeciwnowotworowych za pomocą standardowego spektrofлуorymetrycznego czytnika płytek wielodołkowych. Wyzwaniem stanowiła integracja systemu *lab-on-a-chip* z czytnikiem: opracowanie odpowiedniego modułu pozycjonującego, dobór parametrów pracy urządzenia czy weryfikacja poprawności otrzymywanych wyników. W efekcie tych działań otrzymano półautomatyczny system do długotrwałego monitorowania aktywności metabolicznej i żywotności sferoidów ludzkich komórek nowotworowych. Jest to pierwszy układ tego typu. Z jego pomocą zaobserwowano zmiany aktywności metabolicznej komórek w zależności od fazy formowania i wzrostu sferoidów. W najbliższej przyszłości planowane jest przeprowadzenie badań nad aktywnością leków przeciwnowotworowych. Opracowany system daje unikatową możliwość obserwacji działania powtórzonych dawek leku oraz analizy występowania opóźnionego typu cytotoxyczności.

Prezentowany system stanowi znaczący postęp w kierunku automatyzacji oznaczeń bazujących na modelach komórkowych odwzorowujących warunki *in vivo*.

#### LITERATURA:

- [1] MCKIM J.M., *Building a Tiered Approach to In Vitro Predictive Toxicity Screening*, Com. Chem. High T. Scr., 2010, vol.13, 188-206.
- [2] ASTASHKINA A., MANN B., GRAINGER D.W., *A critical evaluation of in vitro cell culture models for high-throughput drug screening and toxicity*, Pharmacol. Therapeut., 2012, vol.134, 82-106.
- [3] PAMPALONI F., STELZER E.H.K., *Three-Dimensional Cell Cultures in Toxicology*, Biotechnol. Genet. Eng., 2009, vol.26, 129-150.
- [4] GRIFFITH L.G., SWARTZ M.A., *Capturing complex 3D tissue physiology in vitro*, Nat. Rev. Mol. Cell Biol., 2006, vol.7, 211-224.
- [5] ZIÓLKOWSKA K., ŻUKOWSKI K., BRZÓZKA Z., KWAPISZEWSKI R., CHUDY M., DYBKO A., *Sposób wytwarzania trójwymiarowych mikrostruktur przepływowych z poli(dimetylosiloksanu)*, zgłoszenie patentowe nr P.394932 z dn. 18-05-2011.
- [6] ZIÓLKOWSKA K., STELMACHOWSKA A., KWAPISZEWSKI R., CHUDY M., DYBKO A., BRZÓZKA Z., *Long-term Multicellular Spheroids culture and anticancer drug activity evaluation in a microfluidic system*, Proc. MicroTAS 2011, 124-126.
- [7] ZIÓLKOWSKA K., KWAPISZEWSKI R., BRZÓZKA Z., *Microfluidic devices as tools mimicking in vivo environment*, New J. Chem., 2011, vol.35, 979-990.

M. A. EKWIŃSKA<sup>1</sup>, B. JAROSZEWICZ<sup>1</sup>, K. DOMAŃSKI<sup>1</sup>, P. GRABIEC<sup>1</sup>,  
M. ZABOROWSKI<sup>1</sup>, D. TOMASZEWSKI<sup>1</sup>, T. PAŁKO<sup>2</sup>, J. PRZYTULSKI<sup>2</sup>,  
W. ŁUKASIK<sup>2</sup>, M. DAWGUL<sup>3</sup>, D. PIJANOWSKA<sup>3</sup>

## **BSC ISFET JAKO KAPNOMETRYCZNY SENSOR DO BADANIA KRWI PRZEZ SKÓRĘ**

### **BCS ISFET AS TRANSCUTANEOUS BLOOD CAPNOMETRY SENSOR**

(1) Institute of Electron Technology, Al. Lotników 32/46, Warsaw, 02-668, Poland, ekwinska@ite.waw.pl;

(2) Warsaw University of Technology, Faculty of Mechatronics, Instytut Inżynierii Precyzyjnej i Biomedycznej, Św. A. Boboli 8, Warsaw, 02-525, Poland, T.Palko@mchtr.pw.edu.pl;

(3) Nałęcz Institute of Biocybernetics and Biomedical Engineering Polish Academy of Sciences, Trojdena 4, Warsaw, 02 – 109, Poland.

**słowa kluczowe:** BSC ISFET, kapnometryczny czujnik prężności krwi

Autorzy prezentują konstrukcję czujnika elektrochemicznego, którego docelowym zastosowaniem mają być nieinwazyjne pomiary CO<sub>2</sub> w krwi.

Kapnometria jest techniką pomiarową wykorzystywaną do określenia zawartości dwutlenku węgla we krwi. Pozwala ona na określenie efektywności pracy płuc co jest szczególnie istotne w przypadku osób ciężko chorych. Istnieje cały szereg czujników umożliwiających monitorowanie pracy płuc metodami opartymi o badanie krwi w czasie rzeczywistym, lecz inwazyjność tych metod sprawia iż obecnie dąży się do wykonywania pomiarów metodami mniej uciążliwymi dla pacjenta [1, 10].

Niniejszy artykuł poświęcony jest konstrukcji nieinwazyjnego czujnika kapnometrycznego przykładanego do skóry pacjenta, którego sercem jest BSC ISFET ( Back Side Contacted Ion Selective Field Effect Transistor). Istotnymi elementami prezentowanego czujnika są elektroda referencyjna (Ag/Cl), element grzewczy oraz jonoczuła membrana. Zadaniem membrany jest separacja pomiarowego obszaru czujnika od skóry przy jednoczesnym zapewnieniu dyfuzji dwutlenku węgla (CO<sub>2</sub>). CO<sub>2</sub> dyfundując przez skórę i membranę do roztworu pomiarowego zmienia jego pH umożliwiając nieinwazyjny pomiar ciśnienia parcjalnego dwutlenku węgla we krwi przy wykorzystaniu BSC ISFET [2-10].

W artykule zaprezentowano konstrukcję i technologię wytwarzania struktur ISFET oraz wyniki badań przeprowadzonych z wykorzystaniem opisywanej głowicy pomiarowej

#### LITERATURA:

- [1] PALKO T, *Frontiers Med. Biol. Engng.* Vol. 10. No. 3. (2000), 185-198b
- [2] ZABOROWSKI M., JAROSZEWICZ B., TOMASZEWSKI D., PROKARYN P., MALINOWSKA E., GRYGOŁOWICZ-PAWLAK E., GRABIEC P., *Proceedings of the 14th International Conference Mixed Design of Integrated Circuits and Systems* (2007)
- [3] BERGVELD P., *IEEE Transactions of Biomedical Engineering BME-17* (1970) p.70-71
- [4] DAWGUL M., PIJANOWSKA D., JAROSZEWICZ B., KRUK J., GRABIEC P., TORBICZ W., *Przegląd Elektrotechniczny*, 5 (2008) p. 27-32
- [5] CHAO-SUNG LAI, TSENG-FU LU, CHIA-MING YANG, YEN-CHIH LIN, PIJANOWSKA D., JAROSZEWICZ B., *Sensors and Actuators B* 143 (2010) p. 494-499
- [6] JAROSZEWICZ B., TOMASZEWSKI D., GRABIEC P., WZOREK M., CHIA-MING YANG, CHAO-SUNG LAI, PIJANOWSKA D., DAWGUL M., TORBICZ W., *Proceedings of the Electron Technology Conference ELTE* (2007)
- [7] JAROSZEWICZ B., GRABIEC P., KOSZUR J., KOCIUBIŃSKI A., BRZÓSKA Z., *Proceedings of 9-th International Conference Mixdes* (2002), p.139-141
- [8] JAROSZEWICZ B., ZABOROWSKI M., TOMASZEWSKI D., TAFF J., PANAS A., SKWARA K., MALINOWSKI A., GRABIEC P., *Proceedings of the Electron Technology Conference ELTE* (2007)
- [9] KRZYŚKÓW A., PIJANOWSKA D., KRUK J., *Controller of the operation point of the chemical sensor of the ion sensitive field effect transistor ISFET type*, Polish Patent No. 178242 (1996).
- [10] EKWIŃSKA M., JAROSZEWICZ B., DOMAŃSKI K., GRABIEC P., ZABOROWSKI M., TOMASZEWSKI D., PALKO T., PRZYTULSKI J., ŁUKASIK W., DAWGUL M., PIJANOWSKA D.: *Transcutaneous Blood Capnometry Sensor Head Based on a Back-Side Contacted ISFET*; *Mechatronics - Recent Technological and Scientific Advances*, Springer, 2011, str. 607-614

WOJCIECH KUBICKI

## **INSTRUMENT LAB-ON-A-CHIP DO ELEKTROFORETYCZNEJ ANALIZY MATERIAŁU GENETYCZNEGO**

### **LAB-ON-A-CHIP INSTRUMENT FOR ELECTROPHORETIC ANALYSIS OF GENETIC MATERIAL**

Politechnika Wroclawska, Wydział Elektroniki Mikrosystemów i Fotoniki,  
Zakład Mikroinżynierii i Fotowoltaiki, ul. Janiszewskiego 11/17, 50-372 Wrocław  
e-mail: wojciech.kubicki@pwr.wroc.pl

**słowa kluczowe: lab-on-a-chip, DNA, elektroforeza, instrument**

Rozwój badań genetycznych i diagnostyki medycznej jest ściśle związany z rozwojem urządzeń do elektroforetycznej analizy materiału genetycznego. Szczególnym zainteresowaniem cieszą się tu rozwiązania wykorzystujące laboratoria chipowe (*lab-on-a-chip*). Technika *lab-on-a-chip* pozwala na przeprowadzenie elektroforezy w układzie mikroprzepływowym, co wiąże się m.in. z wysoką sprawnością separacji, niewielkim zużyciem próbki i odczynników, automatyzacją analizy. Prace nad chipami do elektroforezy trwają od wielu lat, ale nadal brakuje rozwiązań kompletnych systemów *lab-on-a-chip* do tego typu analizy.

W pracy przedstawiono opracowany od podstaw instrument ze szklanym chipem mikrofluidycznym do elektroforetycznej separacji kwasów nukleinowych. Urządzenie pozwala na dozowanie i separację nanolitrowych objętości materiału genetycznego oraz wykrywanie rozdzielonych fragmentów metodą fluorymetryczną. Analiza jest przeprowadzana w sposób półautomatyczny z wykorzystaniem komputera z autorskim oprogramowaniem. Wyniki są prezentowane podczas analizy, jak również zapisywane w cyfrowej bazie danych komputera.

Sercem instrumentu jest całkowicie szklany chip z mikroprzepływowym dozownikiem krzyżowym oraz prostoliniowym separatorem (Rys. 1a). Chip składa się z dwóch warstw szkła borowo-krzemionkowego oraz czterech szklanych zbiorniczków na odczynniki. Kanały mikrofluidyczne wytworzono w jednym podłożu, wykorzystując proces mokrego izotropowego trawienia szkła. Otwory przelotowe wykonano w warstwie drugiej. Podłoża oraz zbiorniczki połączono bezpośrednio w procesie bondingu termicznego.

Chip umieszczony jest w sterowanej komputerowo stacji dokującej, zawierającej wszystkie elektryczne, mechaniczne i optyczne podzespoły systemu analitycznego (Rys. 1b). Kanały chipu wypełniane są żelem do elektroforezy kapilarnej, do zbiorniczków wprowadzany jest bufor elektroforetyczny oraz porcja mate-

riału genetycznego, a dalsze etapy analizy są przeprowadzane automatycznie. Układ generacji i sterowania wysokim napięciem pozwala na dozowanie i rozdzielanie materiału genetycznego z wykorzystaniem zjawiska elektrohydrodynamicznego. Zastosowany układ detekcji fluorymetrycznej z laserowym wzbudzeniem fluorescencji umożliwia wykrywanie *on-chip* rozdzielonych frakcji oraz prezentację wyniku w trakcie analizy w postaci cyfrowego elektroferogramu.

Przeprowadzono szereg rozdzielów jedno- i dwuniciowego materiału genetycznego o długości fragmentów od 100 do 500 par zasad (Rys. 1c). Tego typu fragmenty są zwykle wykorzystywane m.in. do wykrywania mutacji genetycznych oraz detekcji patogenów. Uzyskano wysoką sprawność separacji, sięgającą 600 000 pólk teoretycznych na metr (pt/m) dla DNA dwuniciowego oraz ponad 7 milionów pt/m dla jednoniciowych konformacji DNA. W porównaniu do powszechnie stosowanych urządzeń do elektroforezy płytowej, czas analizy materiału genetycznego uległ skróceniu od 25 do 80 razy, w zależności o rodzaju rozdzielanych fragmentów DNA.



Rys. 1. Instrument *lab-on-a-chip* do analizy materiału genetycznego: a) szklany chip do elektroforezy, b) widok gotowego instrumentu, c) wyniki separacji fragmentów DNA o długości 100-500 par zasad (pz).

#### LITERATURA:

- [1] KUBICKI W., WALCZAK R., DZIUBAN J., *Miniaturowy system do żelowej kapilarnej elektroforezy DNA z detekcją fluorescencyjną*, Przegląd Elektrotechniczny, 2010, vol. 86, 69-71
- [2] KUBICKI W., WALCZAK R., DZIUBAN J., *Injection, separation and fluorimetric detection of DNA in glass lab-on-a-chip for capillary gel electrophoresis*, Optica Applicata, 2011, vol. 41, 409-416

Tomasz Kowalczyk, Paweł Nakielski, Tomasz A. Kowalewski

## APPLICATION OF NANOFIBERS AS DRUG DELIVERY SYSTEMS

Institute of Fundamental Technological Research, Polish Academy of Sciences, IPPT PAN, 02-106 Warsaw  
e-mail: tomasz.kowalczyk@ippt.gov.pl

**Keywords:** Electrospinning, Nanofibers, Drug Delivery Systems

**Summary:** This paper describes the results of our preliminary studies on Drug Delivery Systems. Two distinct types of drugs are being investigated: lipophilic (soluble in organic solvents) and hydrophilic (soluble in water). Direct measurements of drugs and dye release from nanofibers were done for application in an animal model-rat.

The electrospinning (electrostatic spinning) is comparatively cheap and versatile method of production of micro- and nanofibers. Such nanofibers are of potential use as scaffolds cell cultures and for tissue engineering. The Electrospinning Group of Department of Mechanics and Physics of Fluids IPPT PAN investigates both the fundamentals of the electrospinning process as well as the medical applications of the electrospun nanofibers as the protective material and drug delivery systems for neurosurgery. The production of nanofiber-based Drug Delivery Systems (DDS) has currently driven our attention. Two distinctive systems are necessary to deliver different types of drugs on basis of their properties. Lipophilic drugs (soluble in organic solvents) can be easily dissolved in the solution of polymers for electrospinning. If no phase separation occurs in nanofibers produced and the drug is well soluble in a polymer matrix it is possible to produce DDS of well-defined release pattern (Fig. 1 and Fig. 2).

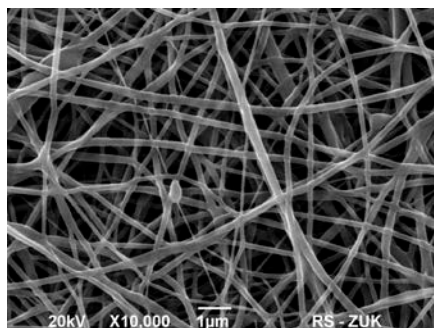


Fig. 1. SEM micrograph of a nanofibrous mat containing 15% of alpha-tocopherol.

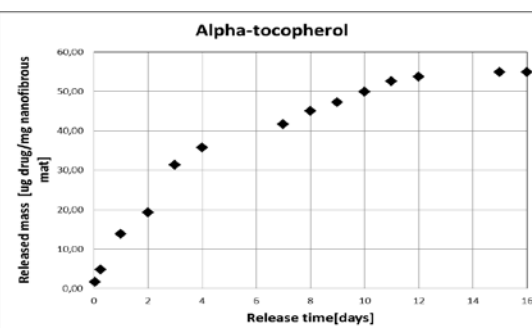


Fig.2. Release of alpha-tocopherol form nanofibrous mat. The drug was released for at least 2 weeks



Fig. 1 shows the appearance of electrospun membrane made of nanofibers. The mat does not contain defects. Fig. 2 shows the release of a model neuroprotective drug – alpha-tocopherol. No burst release of the drug was noticed. The release time as well as the amount of released drug (ca. 0.55% per mass of DDS) makes this system a good candidate for a pilot study for animal model of traumatic brain injury.

It is far more complicated to produce DDS for drugs insoluble in the organic solvents (hydrophilic). Such drug cannot be incorporated directly in a polymer matrix structure. In emulsion electrospinning solution of the drug in water is emulsified in the electrospinning solution to produce micro-nanofibers that contain drug reservoirs. We produced DDS releasing sodium glutamate (potential neurotoxic agent). Since the direct measurement of drug concentration is laborious we developed a method for indirect measurement of water-phase release of a dye – Methylene Blue.

Figs. 3 and 4 show a release of a drug and dye from emulsion electrospun mats. The release profile for dye (Methylene Blue) was qualitatively similar for drug and dye released from electrospun DDS. The dye release can be used for assessment of drug release for projected DDS releasing water soluble drugs.

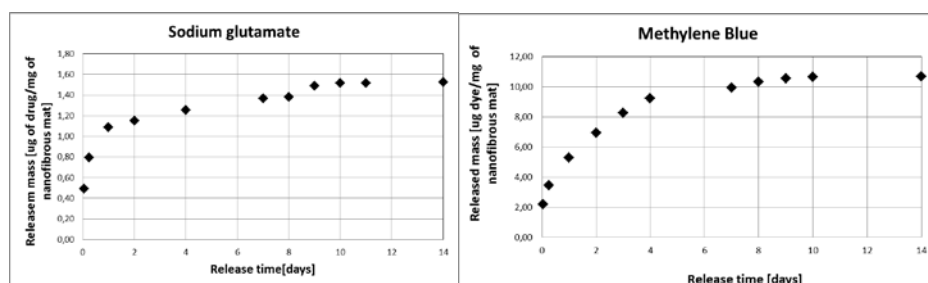


Fig. 3. Release of sodium glutamate from emulsion electrospinning. Drug concentration: 0.62 % of mass of nanofibrous mat.

Fig. 4. Release of Methylene Blue from emulsion electrospun mat.

**Conclusions.** Two Drug Delivery Systems produced by electrospinning of nanofibers have been successfully prepared for the use on pilot studies on animal model of brain injury or neurodegenerative disease. Both amount of the drug loaded onto a DDS and the amount of drug released is higher for a lipophilic drug than for hydrophilic. Single phase electrospun DDS offer higher drug release than the emulsion DDS.

**Acknowledgments.** This research is supported by Ministry of Science and Higher Education, NCBiR grant no. R13008110. Paweł Nakielski has been supported with a scholarship from the European Social Fund, Human Capital Operational Program.

K. Awsiuk<sup>a</sup>, P. Petrou<sup>c</sup>, A. Budkowski<sup>a</sup>, A. Bernasik<sup>d</sup>, S. Kakabakos<sup>c</sup>, J. Rysz<sup>a</sup>, M.M. Marzec<sup>d</sup>, I. Raptis<sup>b</sup>

### **Metody immobilizacji sond oligonukleotydowych na powierzchni biosensora z wykorzystaniem układu biotyna-streptawidyna: kompleksowa analiza mikro- i spektroskopowa**

### **Methods using biotin-streptavidin system to immobilize oligonucleotide probes on biosensor surfaces evaluated with microscopy and spectroscopy**

<sup>a</sup>M. Smoluchowski Institute of Physics, Jagiellonian University, Reymonta 4, 30-059 Kraków, Poland

<sup>b</sup>Institute of Microelectronics and <sup>c</sup>Institute of Radioisotopes & Radiodiagnostic Products, NCSR "Demokritos", End Patriarchou Gregoriou Str., 15310 Aghia Paraskevi, Greece

<sup>d</sup>Faculty of Physics and Applied Computer Science, AGH-University of Science and Technology, Al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, Poland

e-mail: kamil.awsiuk@uj.edu.pl

**słowa kluczowe: immobilizacja oligonukleotydów, układ biotyna-streptawidyna, TOF-SIMS, ARXPS, AFM, powierzchnia biosensora**

Rozwój sensorów DNA wymaga immobilizacji na ich powierzchni oligonukleotydów wychwytyjących o gęstości i orientacji umożliwiającej detekcję określonych sekwencji testowanego materiału DNA. Cztery różne metody korzystające z układu biotyna-streptawidyna do immobilizacji oligonukleotydów na podłożach SiO<sub>2</sub>, pokrytych uprzednio samo-organizującymi się monowarstwami silanów zakończonych grupą aminową APTES, zostały porównane za pomocą mikroskopii (sił atomowych, AFM) i spektroskopii (kąto-wo rozdzielczej fotoelektronów, ARXPS, oraz masowej jonów wtórnych czasu przelotu, TOF-SIMS).

Pierwsza metoda składała się z: a) adsorpcji biotynylowanej bydlęcej albuminy osocza krwi (BSA), b) blokowania wolnych miejsc przez BSA, c) reakcji ze streptawidyną i d) immobilizacji biotynylowanych oligonukleotydów. W drugiej metodzie dwa ostatnie kroki c) i d), opisane powyżej, zostały zastąpione przez immobilizację gotowego kompleksu streptawidyna-biotynylowany oligonukleotyd. Trzecia metoda składała się z następujących kroków: a) adsorpcji streptawidyny, b) blokowania wolnych miejsc przez BSA i c) immobilizacji biotynylowanych oligonukleotydów. Ostatnia czwarta metoda polegała na bezpośredniej adsorpcji gotowego kompleksu streptawidyna-biotynylowany oligonukleotyd do powierzchni.

Badania pokazały, że pokrycie powierzchni przez biomolekuły (wyznaczone rygorystycznie przez ARXPS [1,2]) jest współzależne ze średnią wysokością warstw organicznych (określoną przez AFM) i pozostaje w anty-korelacji z sygnałem TOF-SIMS podłoża krzemowego. Detekcja jonów wtórnych charakterystycznych dla oligonukleotydów (Adenina-H), streptawidyny (tryptofan) i BSA (lizyna) [3] dały wgląd w wielomolekularną kompozycję nanowarstw. Analiza TOF-SIMS pozwoliła też na stwierdzenie, że druga a po niej pierwsza metoda są najbardziej efektywne do immobilizacji oligonukleotydów. Na mniejszą wydajność pozostałych metod wskazuje także zaniedbywana wartość koncentracji fosforu oszacowana z ARXPS. Te wnioski dotyczące efektywności różnych metod immobilizacji zostały potwierdzone przez niezależne makroskopowe pomiary fluorescencyjne.

## LITERATURA:

- [1] AWSIUK K., BERNASIK A., KITSARA M., BUDKOWSKI A., RYSZ J., HABERKO J., PETROU P., BELTSIOS K., RACZKOWSKA J., *Protein coverage on silicon surfaces modified with amino-organic films: A study by AFM and angle-resolved XPS*, Colloids and Surfaces B: Biointerfaces, 2010, vol. 80, 63-71
- [2] AWSIUK K., BERNASIK A., KITSARA M., BUDKOWSKI A., PETROU P., KAKABAKOS S., PRAUZNER-BECHCICKI S., RYSZ J., RAPTIS I., *Spectroscopic and microscopic characterization of biosensor surfaces with protein/amino-organosilane/silicon structure*, Colloids and Surfaces B: Biointerfaces, 2012, vol. 90, 159-168
- [3] DUBEY M., EMOTO K., TAKAHASHI H., CASTNER D.G., GRAINGER D.W., *Affinity-Based protein surface pattern formation by ligand self-selection from mixed protein solutions*, Advanced Functional Materials, 2009, vol. 19, 3046-3055

ELIGIUSZ POSTEK

**BADANIE WSTĘPNIE SPRĘŻONYCH MODELI KOMÓREK PRZY  
UŻYCIU ANALIZY WRAŻLIWOŚCI**

**A SURVEY OF TENSEGRITY MODELS OF CELLS WITH DESIGN  
SENSITIVITY ANALYSIS**

Institute of Fundamental Technological Research of the Polish Academy of Sciences, Department of Computational Science, ul. Pawińskiego 5B, Warsaw, Poland  
e-mail: epostek@ippt.gov.pl

**keywords: tensegrity structures, cells, design sensitivity analysis**

It is believed that the mechanical environment that cells experience is very important to their behaviour [1]. A biological tissue made of a collection of cells can be modelled as a discrete system similar to a granular medium. We will investigate simple cell models belonging to the family of tensegrity bar structures [2]. To model a reasonable piece tissue i.e. visible without microscope we usually need millions of cells. A model of a single cell is an element of a system of millions of cells. We say "millions" because such models are possible to calculate with the available computers. The simplest model of such an elementary cell is given in Fig. 1.

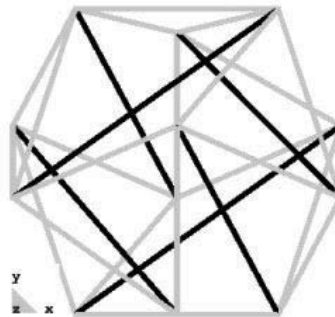


Fig. 1 Example of a tensegrity model of a single cell.

This is the icosahedron based tensegrity structure consisting of tendons (fair) and struts (dark) at first instance. The constitutive model for the bars is visco-elastic and includes the effects of finite strains assumption. It has been noticed [3] [4] that during the process of growth or death of the cells the state of stress in the tissue is changing.

It is interesting to know which elements of the cell are of high and lower importance. This can be done with the design sensitivity analysis [5]. We consider such design parameters as Young's moduli, cross sectional areas of bars and lengths of particular elements. We consider groups of design parameters as well. The analysis gives a hint which of the design parameters or elements of the cell influence the most and to which extend the tissue.

## REFERENCES:

- [1] Ainsworth C., *Stretching the Imagination*, Nature, 2008, vol. 456, 696-699.
- [2] Stamenovic D., *Effects of Cytoskeletal Prestress on Cell Rheological Behavior*. Acta Biomater., 2005, vol.1, 255-262.
- [3] Postek E., *Concept of an Agent-stress Model of a Tissue*, accepted in Techn. Mechanik, 2012 (in press)
- [4] Postek E., Smallwood R., Hose R., *Nodal Positions Displacement Sensitivity of an Elementary Icosahedral Tensegrity Structure*. In: Computational Plasticity, Fundamentals and Applications, E. Onate; D. R. J. Owen, eds., CD Proceedings of the X International Conference on Computational Plasticity, COMPLAS X, Barcelona, 2009.
- [5] Kleiber M, Antunez A., Hien T.D., Kowalczyk P., *Parameter Sensitivity in Nonlinear Mechanics: Theory and Finite Elements*. Wiley & Sons, 1997.

## ACKNOWLEDGEMENT

The work has been performed under the HPC-EUROPA2 project (project number: 228398) with the support of the European Commission - Capacities Area - Research Infrastructures

Robert Holyst

## Biologistyka i fizyka płynów złożonych w nanoskali

### Biologistics and physics of complex liquids at the nanoscale

Instytut Chemii Fizycznej PAN, Kasprzaka 44/52, 01 -224 Warszawa, Polska  
[rholyt@ichf.edu.pl](mailto:rholyt@ichf.edu.pl) , [Robert.holyst@gmail.com](mailto:Robert.holyst@gmail.com)

**słowa kluczowe: biologistics, scale dependent nanoviscosity, diffusion of proteins,**

Biologistics and biochemistry in a crowded environment are two emerging interdisciplinary fields of science. They provide the quantitative analysis of transport of proteins and their interactions involved in gene expression and regulation. These processes inside living cells strongly depend on the physics of liquids at the nanoscale. As I will try to convince you during my talk the scale dependent nanoviscosity [1-3] characterizing motion of proteins at the nanoscale is a key to quantitative analysis of biochemical reactions in living cells. Genes are activated and repressed by proteins referred to as transcription factors (TF). The binding of TFs to the operator region on DNA is diffusion limited. TFs search for operators by performing a combination of three-dimensional (3D) diffusion in a defined volume and one-dimensional (1D) diffusion along DNA molecule. The diffusion coefficients for 3D diffusion,  $D$ , and 1D diffusion,  $D_1$ , are inversely proportional to the viscosity. For the model Gram-negative bacterium *Escherichia coli*, the nanoviscosity of the cytoplasm depends on the size of diffusing objects. This scale dependent nanoviscosity changes by a factor of  $>10^4$  between 0.001 Pas for water molecules (size 0.14 nm) and 18 Pas for large plasmids (size 300 nm). Accordingly  $D$  for biomolecules in *E. coli* varies by a factor of  $\sim 10^8$ ; representative diffusion coefficients for biomolecules in *E. coli* at temperature 310 K, include:  $D=474 \mu\text{m}^2/\text{s}$  for arginine (radius  $r_p=0.34$  nm);  $D=80.4 \mu\text{m}^2/\text{s}$  for protein TrpL ( $r_p=1.1$  nm);  $D=0.23 \mu\text{m}^2/\text{s}$  for protein IbpB (oligomer 100 subunits  $r_p=10.3$  nm); and  $D=0.5 \times 10^{-5} \mu\text{m}^2/\text{s}$  for plasmids ( $r_p=210$  nm). Reaction rates of biomolecules are proportional to  $D$ , and therefore they are sensitive to diffusion that arises with substrate size. An understanding of how  $D$ ,  $D_1$  and the reaction rates for gene expression depend on the scale dependent nanoviscosity and non-specific interactions between DNA and proteins are an essential step for understanding metabolic and proteomic networks. The final outcome of the work of my group is a database (6600 records) of diffusion coefficients for all proteins and their complexes from the proteome of *E. coli*. This is the first such database for any organism. Only 10-20 measurements of diffusion coefficients are needed to construct such

databases for any cell or its organelles (nucleus, mitochondria). Similar analysis of the scale dependent nanoviscosity has been done in my group for the cytoplasm of cancer HeLa cells and fibroblasts Swiss 3T3 cells[1].

#### LITERATURA:

- [1] Kalwarczyk T, Ziebac N, Bielejewska A, Zaboklicka E, Koynov K, Szymanski J, Wilk A, Patkowski A, Gapinski J, Butt HJ, Holyst R *Comparative Analysis of Viscosity of Complex Liquids and Cytoplasm of Mammalian Cells at the Nanoscale* Nano Letters 2011, vol. 11, 2157-2163.
- [2] Holyst R, Bielejewska A, Szymanski J, et al *Scaling form of viscosity at all length-scales in poly(ethylene glycol) solutions studied by fluorescence correlation spectroscopy and capillary electrophoresis* Phys.Chem.Chem.Phys. 2009, vol.11, 9025-9032.
- [3] J. Szymanski, A. Patkowski, A. Wilk P. Garstecki, and R. Holyst *Diffusion and Viscosity in a Crowded Environment: from Nano- to Macroscale* J.Phys.Chem.B 2006, vol 110, 25593-25597.

JAKUB DĄBROWSKI, ARKADIUSZ PTAK

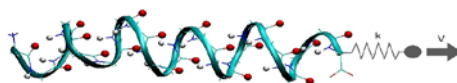
## WPLYW SZYBKOŚCI ROZCIĄGANIA NA ELASTYCZNOŚĆ POJEDYNCZEJ $\alpha$ -HELISY

### INFLUENCE OF STRETCHING RATE ON THE ELASTICITY OF A SINGLE $\alpha$ -HELIX

Politechnika Poznańska, Instytut Fizyki, ul. Nieszawska 13 A, 60-965 Poznań  
e-mail: abckuba@o2.pl, arkadiusz.ptak@put.poznan.pl

**słowa kluczowe:**  $\alpha$ -helisa, dynamika molekularna, mikroskopia sił atomowych, sterowana dynamika molekularna, wiązania wodorowe

Dynamika molekularna (MD) oraz mikroskopia sił atomowych (AFM) są uzupełniającymi się metodami, które pozwalają uzyskiwać informacje o właściwościach mechanicznych materiałów na poziomie molekularnym. Właściwości mechaniczne polipeptydów związane są ściśle z ich strukturą, która z kolei determinuje ich funkcje. Sterowana dynamika molekularna (SMD) jest metodą rozszerzającą możliwości MD. Polega ona na przyłożeniu dodatkowego potencjału w polu siłowym, pomiędzy końcowym atomem molekuly a wirtualnym atomem SMD, podczas gdy drugi koniec molekuly jest unieruchomiony:

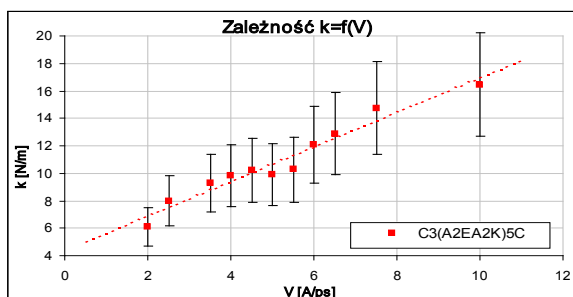


Rys. 1. Schemat  $\alpha$ -helisy rozciąganej podczas symulacji SMD

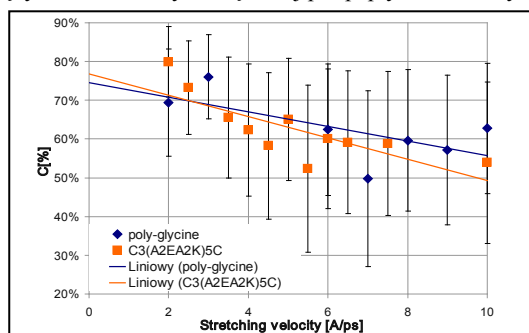
W przedstawionej pracy staraliśmy się symulować doświadczenia wykonane wcześniej za pomocą specjalnie zmodyfikowanego AFM [1] oraz określić wpływ wiązań wodorowych na elastyczność alfa-helisy. Celem badania eksperymentalnego było wyznaczenie sztywności pojedynczej  $\alpha$ -helisy. Niestety, obecne możliwości obliczeniowe nie pozwalają na dokładne powtórzenie eksperymentu ze względu na czasochłonność obliczeń. Obliczenia wskazują na istnienie zależności stałej sprężystości od szybkości rozciągania dla pojedynczej  $\alpha$ -helisy peptydu. Zjawisko to przypomina obserwowaną eksperymentalnie zależność siły adhezji od szybkości separacji  $\text{Si}_3\text{N}_4$  do grup metylowych badanej w zależności od obecności wody [2]. Dokładne zbadanie zjawiska może prowadzić do lepszego zrozumienia mechanizmów odpowiedzialnych za



sprężystość molekuł. Dla dwóch modeli  $\alpha$ -helikalnych polipeptydów: poliglicyny oraz  $C_3(A_2EA_2K)_5C$  wyznaczono stałe sprężystości struktur II-rzędowych polipeptydów dla różnych szybkości rozciągania (rys.2). Dla obu modeli oszacowano również udział wiązań wodorowych w elastyczności alfa-helisy stosując specjalnie zmodyfikowane parametry pola siłowego tzn. odpowiednio zmieniając sparametryzowany ładunek atomów tlenu i wodoru tworzących wiązania wodorowe. (rys.3).



Rys. 2. Zależność stałej sprężystości struktury II-rzędowej polipeptydu dla różnych szybkości rozciągania



Rys. 3. Udział wiązań wodorowych w stałej sprężystości polipeptydów w funkcji szybkości rozciągania

Wyniki wskazują, że stała sprężystości rośnie z szybkością rozciągania polipeptydu. Za sztywność  $\alpha$ -helisy odpowiadają głównie wiązania wodorowe, które mają dominujący wpływ szczególnie dla niskich prędkości rozciągania. Można zatem wnioskować, że szybkość rozciągania wpływa znacząco na trwałość i dynamikę zrywania wiązań wodorowych.

#### Podziękowanie

Praca współfinansowana była z projektu DS 62-186/12 (MNiSW).

#### LITERATURA:

- [1] A. PTAK, S. TAKEDA, C. NAKAMURA, J. MIYAKE, M. KAGESHIMA, S. P. JARVIS, AND H. TOKUMOTO, *Journal of Applied Physics* 90(6): 3095-3099, 2001.
- [2] A. PTAK, H. GOJZEWSKI, M. KAPPL, H.-J. BUTT, *Journal of Physical Chemistry C* 114: 21572-21578, 2010.

TEODOR GOTSZALK, KONRAD NIERADKA, DANIEL KOPIEC, PAWEŁ JANUS,  
ANDRZEJ SIERAKOWSKI, PIOTR GRABIEC

## **MIKROMECHANICZNE CZUJNIKI DLA DIAGNOSTYKI BIOCHEMICZNEJ**

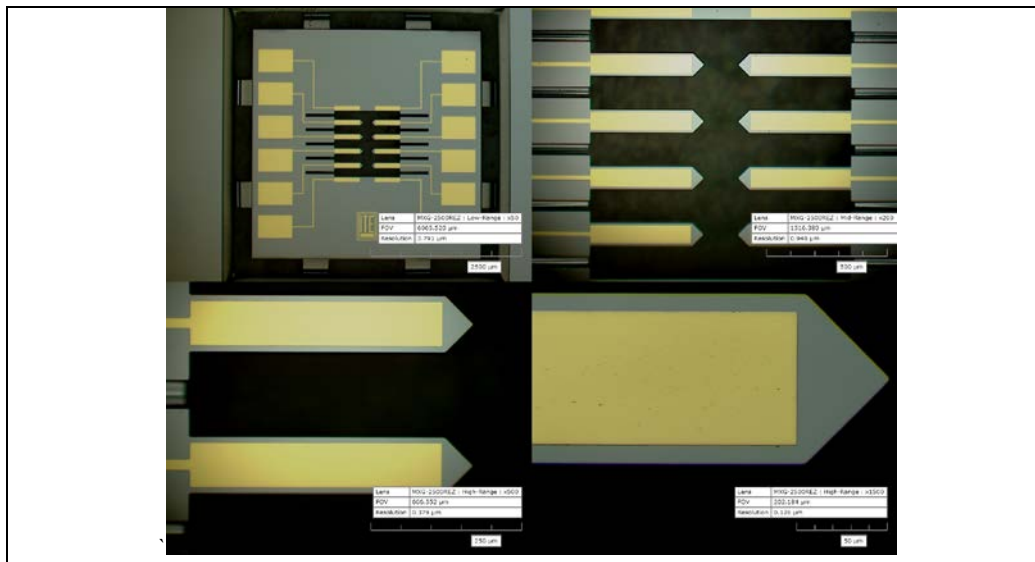
## **MICROMECHANICAL SENSORS FOR BIOCHEMICAL DIAGNOSTICS**

Politechnika Wrocławska, Wydział Elektroniki Mikrosystemów i Fotoniki, ul. Janiszewskiego 11/17,  
50-372 Wrocław  
Instytut Technologii Elektronowej, Al. Lotników 32/46, 02-668 Warszawa  
e-mail: [teodor.gotszalk@pwr.wroc.pl](mailto:teodor.gotszalk@pwr.wroc.pl)

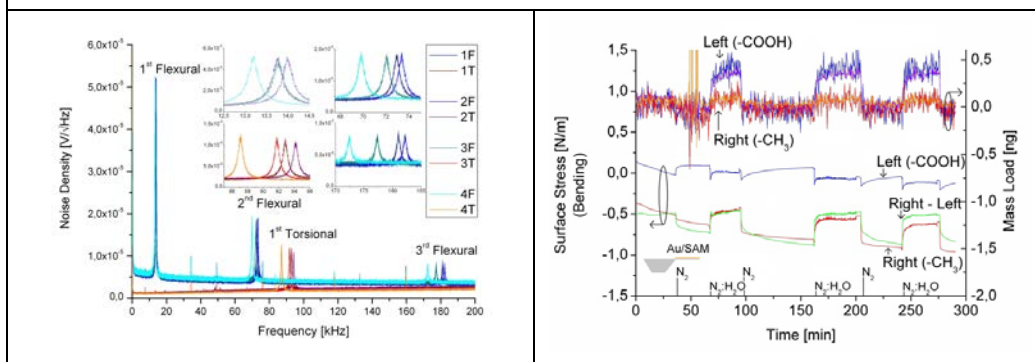
**słowa kluczowe: mikrosystemy, czujniki mikromechaniczne, macierze mikroźwigni, przetworniki nanomechaniczne**

W prezentacji przedstawimy rodzinę mikromechanicznych czujników przeznaczonych dla diagnostyki biochemicznej. Selektywna adsorpcja biomolekuł na powierzchni struktur mikro- i nanomechanicznych prowadzi do powstania różnicy naprężeń powierzchniowych po obu ich stronach oraz do zmiany masy związanej. W konsekwencji zmiana ulega statyczne ugięcie struktury i jej częstotliwość rezonansowa. Poprawę selektywności oceny zjawisk towarzyszących adsorpcji analitu na powierzchni receptorowej układów mikro- i nanomechanicznych uzyskuje się w zespołach macierzy czujnikowych. Układy macierzowe pozwalają również na istotne kompensowanie dryfów temperaturowych, zmian parametrów fizycznych ośrodka i redukcję wpływu zakłóceń pomiarowych. Nowością rozwiązań opracowanych w ramach projektu MNS-DIAG jest opracowanie i zastosowanie czujników mikromechanicznych, których struktura materiałowa i kształt geometryczny jest ściśle zdefiniowany (obejmuje to również lokalizację miejsc, w których adsorpcja jest prowadzona). Dodatkowo, dzięki integracji z ustrojem mechanicznych układów czujników impedancyjnych i konduktometrycznych możliwa jeszcze wszechstronniejsza i bardziej urozmaicona diagnostyka adsorpcji różnych związków chemicznych. Przedstawimy precyzyjne układy do detekcji ugięcia macierzowych mikroźwigni sprężystych w ośrodkach gazowych i cieczowych, skonstruowane w oparciu o autorską metodę równoczesnego pomiaru wielu czujników [1]. Zaprezentujemy metody precyzyjnej oceny właściwości metrologicznych stosowanych układów, prowadzonej na podstawie rejestracji szumu termicz-

nego i obciążania ustroju mechanicznego. Analizy zilustrujemy wynikami obserwacji adsorpcji modelowych związków chemicznych i biochemicznych na powierzchni mikrodźwigni MNS-DIAG, wykazującymi, że skonstruowane systemy pozwalają na detekcję zmian masy w zakresie pojedynczych pikogramów przy rejestracji szumu drgań termicznych o amplitudzie pojedynczych pikometrów.



Rys. 1 Macierze czujników mikromechanicznych projektu MNS-DIAG



Rys. 2 Widma szumowe macierzy czujników

Rys. 3 Przykładowy pomiar adsorpcji

**LITERATURA:**

[1] NIERADKA K., MAŁOZIĘC G., KOPIEC D., GRABIEC P., JANUS P., SIERAKOWSKI A., GOTSZALK T., *Expanded beam deflection method for simultaneous measurement of displacement and vibrations of multiple microcantilevers*, REVIEW OF SCIENTIFIC INSTRUMENTS, 82, 105112 (2011)

PATRYCJA ŚNIADEK<sup>1</sup>, RAFAŁ WALCZAK<sup>1</sup>, JAN DZIUBAN<sup>1</sup>, MARTA JACKOWSKA<sup>2</sup>, PAWEŁ ANTOSIK<sup>2</sup>, JĘDRZEJ JĄSKOWSKI<sup>2</sup>, KLAUS BRUSSOW<sup>3</sup>

## **MIKROCYTOMETR WETERYNARYJNY DO PARAMETRYCZNEJ OCENY JAKOŚCI ZARODKÓW ZWIERZĄT**

## **VETERINARY MICROCYTOMETR FOR PARAMETRIC QUALITY ASSESSMENT OF ANIMAL EMBRYOS**

<sup>1</sup> Politechnika Wrocławska, Wydział Elektroniki Mikrosystemów i Fotoniki, Zakład Mikroinżynierii i Fotowoltaiki, patrycja.sniadek@pwr.wroc.pl, rafal.walczak@pwr.wroc.pl, jan.dziuban@pwr.wroc.pl

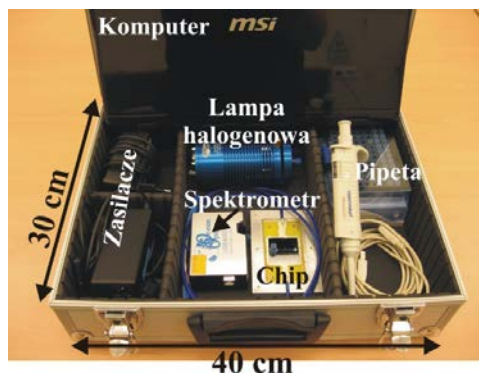
<sup>2</sup> Uniwersytet Przyrodniczy w Poznaniu, Wydział Hodowli i Biologii Zwierząt, Katedra Weterynarii, jackowska.m@interia.pl, pantosik@up.poznan.pl, jasko@up.poznan.pl

<sup>3</sup> Instytutu Biologii Zwierząt Gospodarczych przy Wydziale Biologii, Instytut Leibniz, Dummerstorf, Niemcy, bruessow@fhn-dummerstorf.de

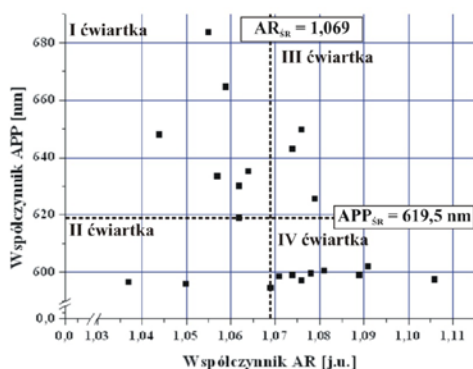
**słowa kluczowe: lab-on-a-chip, mikrospektrofotometria, zarodki, ocena jakościowa**

Rozwój hodowli zwierząt gospodarczych koncentruje się obecnie na genetycznej poprawie cech użytkowych potomstwa. Główną przyczyną takiej tendencji jest stale rosnąca konkurencja, jak również naturalne dążenie hodowców do poprawy wybranych cech jakościowych stad. Selekcja jakościowa zarodków polega na ocenie ich właściwości morfologicznych i prowadzona jest pod mikroskopem. W literaturze przedmiotu istnieje szereg podziałów na klasy jakościowe, które różnią się ilością uwzględnianych klas. Takie zróżnicowanie w sposobie opisu jakości zarodków prowadzi do niejednoznacznej charakteryzacji poszczególnych klas jakościowych i powoduje pomyłki podczas klasyfikacji. Sprawia to, że kryteria oceny morfologii zarodków opierające się na dostępnych metodach badawczych są niewystarczające, niejednoznaczne, niepowtarzalne, a co najważniejsze nieparametryczne. Idealna metoda do badania jakości komórek rozrodczych zwierząt powinna być nieniszcząca i dawać parametryczne wyniki analizy w czasie kilku minut, a urządzenie dla takiej metody powinno być tanie, łatwe w transporcie i obsłudze. Istotnym jest również fakt, iż ocena jakości powinna dotyczyć pojedynczej komórki. Możliwe jest to tylko w przypadku zastosowania urządzeń typu lab-chip. Dlatego został zaprojektowany i wykonany krzemowo-szklany lab-chip. Kanały w podłożu krzemowym zostały wytrawione metodą DRIE, a ich szerokość została ściśle dopasowana do rozmiarów badanych komórek i wynosiła 130 μm. Lab-chip zawierał również specjalnie zaprojektowaną pułapkę mechaniczną umożliwiającą unieruchomienie badanego zarodka w trakcie pomiaru. Układ pomia-

rowy składał się z lab-chipa, źródła światła - lampa halogenowa HL-2000 firm OceanOptics oraz detektora - miniaturowy spektrometr USB4000UV-VIS firmy OceanOptics. Wszystkie elementy układu zostały zapakowane w walizkę umożliwiającą bezpieczny transport (Rys. 1). Transfer zarodków trzody chlewnej był przeprowadzony w Instytucie Biologii Zwierząt Gospodarczych przy Wydziale Biologii Rozrodu w Dummerstorfie w Niemczech. Zarodki zostały zbadane pojedynczo w lab-chipie. Analiza danych pomiarowych została przeprowadzona z zastosowaniem nowo opracowanej metody pola jakości. Polega ona na wyznaczeniu dwóch współczynników: AR (Absorbance Ratio) oraz APP (Absorbance Peak Position) dla każdej komórki, a następnie wykreśleniu pola jakości na ich podstawie. Badaniom poddano zarodki w stadium moruli i po wykonaniu oceny morfologicznej zakwalifikowano je do transferu. Następnie partia 21 zarodków została oceniona jakościowo z zastosowaniem lab-chipa. Stwierdzono, że w I i II ćwiartce pola jakości, wyznaczonych na lewo od średniego współczynnika  $AR_{SR}$  znajduje się 9 zarodków, które uznano za „dobre”. Odpowiednio w ćwiartkach III i IV znajdowało się 11 zarodków uznanych za „złe”, a na granicy między ćwiartkami II i IV jeden zarodek uznany za „dobry”. Tym samym zarodki dobre stanowiły 47,6% w badanej puli 21 zarodków. W relacjonowanym postępowaniu badawczym urodziło się 10 zdrowych prosiąt, co dokładnie odpowiada przyjętej kwalifikacji jakościowej.



Rys. 1 – Przenośny układ pomiarowy.



Rys. 2 – Pole jakości zarodków trzody chlewnej.

Uzyskana tutaj zgodność między ilością zarodków zakwalifikowanych jako dobre, a ilością narodzonych prosiąt zaświadcza, że pole jakości może być dobrą metodą kwalifikacji jakościowej zarodków trzody chlewnej w metodzie transferu. W świetle uzyskanych wyników można stwierdzić, że jest możliwa optyczna ocena jakości zarodków trzody chlewnej w lab-chipie oraz, że metoda pola jakości będzie mogła być prawdopodobnie upowszechniona w praktyce weterynaryjnej.

ARKADIUSZ PTAK, HUBERT GOJŹEWSKI, MARCIN MAKOWSKI

## **DYNAMICZNA SPEKTROSKOPIA SIŁ ATOMOWYCH: JAK INTERPRETOWAĆ WYNIKI?**

### **DYNAMIC FORCE SPECTROSCOPY: HOW TO INTERPRET THE RESULTS?**

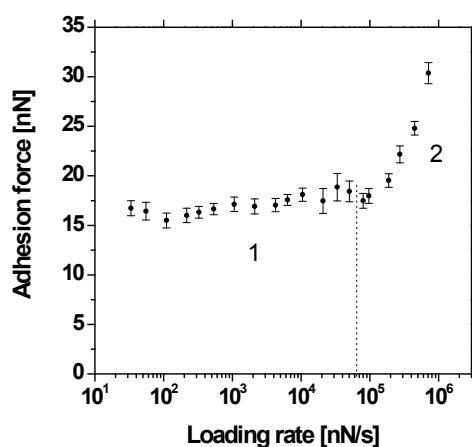
Politechnika Poznańska, Instytut Fizyki, ul. Nieszawska 13 A, 60-965 Poznań  
e-mail: arkadiusz.ptak@put.poznan.pl

**słowa kluczowe:** adhezja, bariera aktywacji, mikroskopia sił atomowych, oddziaływania międzymolekularne, oddziaływanie białko-ligand, potencjał oddziaływania

Narzędziem powszechnie stosowanym do badania właściwości mechanicznych i adhezyjnych w nanoskali jest mikroskop sił atomowych (AFM) pracujący w trybie spektroskopii sił. Analiza rejestrowanej krzywej siły może dostarczyć informacji o właściwościach mechanicznych badanego materiału, jednak krzywa ta nie odzwierciedla w pełni potencjału oddziaływania ostrze-próbka, w szczególności bariery (lub barier) aktywacji, która determinuje zjawisko adhezji. Rozwinięciem spektroskopii sił atomowych jest tzw. dynamiczna spektroskopia sił (DFS), czyli rejestrowanie krzywych siły przy różnych szybkościach separacji ostrza od próbki. Analiza zależności siły adhezji od szybkości przykładania siły zrywającej za pomocą modelu termicznej aktywacji pozwala uzyskać informację na temat kinetyki zrywania wiązania adhezyjnego i położenia bariery aktywacji. Jednak powszechnie używany – szczególnie do analizy oddziaływań białko-ligand – model Bella-Evansa [1], posiada poważne ograniczenie. Zakłada mianowicie, że położenie bariery aktywacji nie zmienia się w trakcie przykładania zewnętrznej siły, co jest przypadkiem zupełnie nierealistycznym.

W pracy proponujemy stosowanie modelu teoretycznego opracowanego przez Dudko i in. [2], który można zastosować do potencjałów dobrze opisujących oddziaływania międzyatomowe i/lub międzymolekularne, np. potencjału typu Lenarda-Jonesa. Ze względu na swoją złożoność model ten, nazwany przez nas modelem DHS, nie był wcześniej stosowany do opisu danych eksperymentalnych. Jego dodatkową zaletą jest to, że pozwala wyznaczyć, oprócz położenia, również wartość energii bariery aktywacji. Model ten zastosowaliśmy do analizy nanoadhezji pomiędzy ostrzem AFM a samoorganizującymi się warstwami tioli [3,4].

W pracy przedstawiamy ponadto nową interpretację zależności siły adhezji od szybkości przykładania siły zrywającej. Nie tłumaczymy zmiany charakteru tej zależności w zakresie 2 (Rys. 1) występowaniem wewnętrznej bariery aktywacji, jak jest to powszechnie przyjęte w analizie nanoadhezji, w szczególności oddziaływań białko-receptor. Istnienie dwóch różnych zależności (Rys. 1, zakresy 1 i 2) wiążemy ze zmianą kooperatywności pojedynczych wiązań międzymolekularnych składających się na mierzoną nanoadhezję. Przy dużych szybkościach obciążania (zakres 2) pojedyncze wiązania międzymolekularne (np. wiązania wodorowe bądź van der Waalsa) w trakcie zerwania zachowują się niezależnie. Natomiast przy szybkościach separacji niższych, coraz bardziej prawdopodobne staje się powtórne zawiązywanie zerwanych wiązań, co powoduje wzrost wartości wypadkowej siły adhezji. Ponadto przeprowadziliśmy również badania zależności temperaturowych siły adhezji, co pozwoliło uzyskać dodatkowe informacje na temat oddziaływań adhezyjnych.



Rys. 1. Zależność siły adhezji od szybkości zrywania dla oddziaływań pomiędzy ostrzem azotkowo-krzemowym a monowarstwą 1-dodekanetolu [4]

Podziękowanie: praca współfinansowana była z projektu DS 62-176/12 (MNiSW).

#### LITERATURA:

- [1] EVANS E., RITCHIE K., *Biophys. J.*, 1997, vol. 72, 1541-1555
- [2] DUDKO O. K., HUMMER G., SZABO A., *Phys. Rev. Lett.*, 2006, vol. 96, 108101-108104
- [3] PTAK A., GOJZEWSKI H., KAPPL M., BUTT H.-J., *J. Phys. Chem. C*, 2010, vol. 114, 21572-21578
- [4] PTAK A., GOJZEWSKI H., KAPPL M., BUTT H.-J., *Chem. Phys. Lett.*, 2011, vol. 503, 66-70

Sławomir Jakiela, Piotr M. Korczyk, Sylwia Makulska, Olgierd Cybulski and Piotr Garstecki

## **Prędkość kropeł w mikrokanalach o przekroju kwadratowym**

### **The speed of droplets in square cross-section microchannels**

Institute of Physical Chemistry, Polish Academy of Sciences, Kasprzaka 44/52, 01-224 Warsaw, Poland  
e-mail: sjakiela@ichf.edu.pl, garst@ichf.edu.pl

**key words: microfluidics, speed of droplets, the contrast of viscosities, capillary number**

Droplet microfluidics—i.e. techniques in which reactions are performed in droplets flowing in microchannels—provide attractive solutions in a wide range of applications from synthesis of nanomaterials to in-vitro expression of genes and incubation of bacteria[1]. Droplet microfluidics is also being developed towards controlling the flow of droplets in networks[2-3] and towards automation enabling synchronization of packets of droplets for formation of sequences of reaction mixtures[4], incubation over predetermined intervals and sorting[5]. These techniques offer an attractive compromise between the throughput (of i.e. reactions per second) and number of input/output controls needed to control them. The ability to execute complicated protocols relies heavily on our knowledge of the speed at which the droplets traverse the channels. This speed is a complicated function of numerous parameters, including the volume of droplets (or length  $L$  of slugs), their viscosity  $\mu_d$ , viscosity  $\mu_c$  and rate of flow of the continuous phase, interfacial tension and geometry of the cross-section of the channel.

Here we present an automated system that screens the speeds of individual droplets at a rate of 1000 experiments per hour and shows the first systematic screens of the speed of droplets over wide ranges of parameters.

The results of measurements in channels of the square cross-section (of width  $w=360\ \mu\text{m}$ ) for different values of the contrast of viscosities  $\lambda=\mu_d/\mu_c$ , wide ranges of values of the capillary number  $\text{Ca}\in(10^{-4}, 10^{-1})$ , and wide ranges of lengths of droplets  $l=L/w\in(0.8, 30)$  show that the speed of droplets depends significantly both on  $l$  and on  $\lambda$ , both quantitatively and qualitatively in the functional form.

The value of the contrast of viscosities of the two phases has a significant influence on the speed of droplets. At small values of the contrast [6,7] ( $\lambda\leq 1$ , Fig.1) the mobilities of the droplets deviate significantly from unity only for short droplets. For larger contrasts [6] ( $\lambda>1$ , Fig.2) the mobility depends significantly both on the value of the capillary number and on the length of the droplet.

The practical implications of our results are that when the droplet liquid is less viscous than the continuous liquid, in all applications that do not require precise synchronization or precise timing of e.g. incubation intervals, the speed of slugs longer than ca. two times the width of the channel can be as-



sumed to be equal to the superficial speed of the continuous liquid. On the other hand, when the droplet liquid is more viscous than the continuous phase—as might be the case for e.g. droplets containing physiological liquids—the mobility of the droplets cannot be assumed to be equal to one, even in imprecise applications.

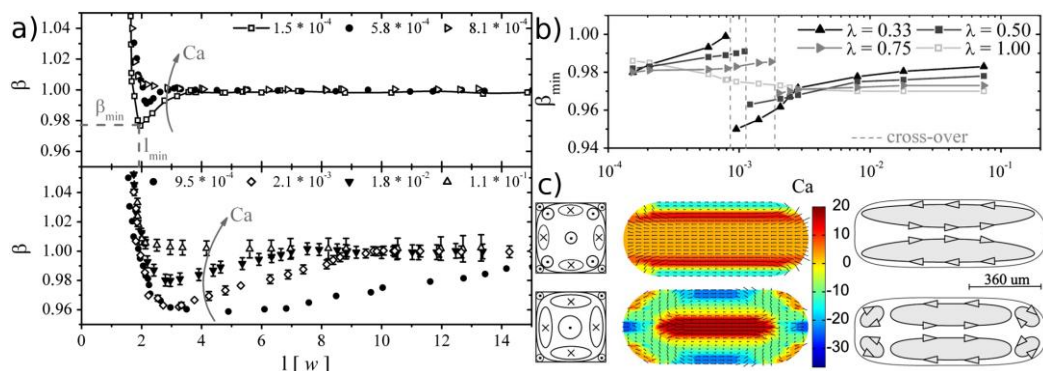


Figure 1. a) Graph of the coefficient of mobility of droplets  $\beta = u_d / u_c$  as a function of the length of the droplet  $l = L/w$  for a range of values of the capillary number (listed in the figure) and for the contrast of viscosities  $\lambda = 0.3$ . b) Cross-over in the speed of the droplets upon an increase of the capillary number for  $\lambda < 1.0$  c) Diagrams of the flow fields in the droplet - before transition (top) and after transition (bottom).

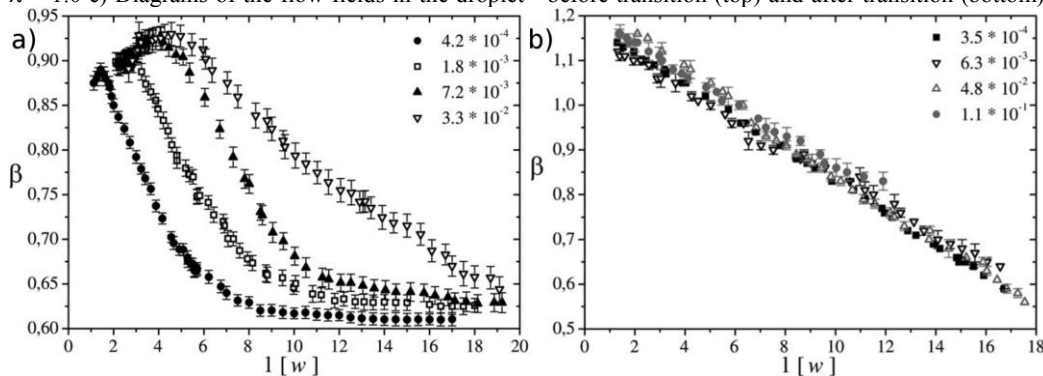


Figure 2. Graph of the coefficient of mobility of droplets  $\beta = u_d / u_c$  as a function of the length of the droplet  $l = L/w$  for a range of values of the capillary number (listed in the figure) and for the contrast of viscosities a)  $\lambda = 3$  and b)  $\lambda = 33$ .

**REFERENCES:**

[1] V. Taly, *et al.*, *ChemBiochem*, **8**, 263 (2007)  
 [2] M. J. Fuerstman, *et al.*, *Science*, **315**, 828 (2007)  
 [3] M. Prakash and N. Gershenfeld, *Science*, **315**, 832 (2007)  
 [4] K. Churski, *et al.*, *Lab Chip*, **10**, 512 (2010)  
 [5] O. J. Miller, *et al.*, *Nature Methods*, **3**, 561 (2006)  
 [6] S. Jakiela, *et al.*, *Lab Chip*, **11**, 3603 (2011)  
 [7] S. Jakiela, *et al.*, *PRL*, **108**, 134501 (2012)

Szefer Gwidon, Jasińska Dorota

## ZAGADNIENIE KONTAKTOWE MEMBRANY GRAFENOWEJ

### CONTACT PROBLEM OF A GRAPHENE MEMBRANE

Politechnika Krakowska, Wydział Inżynierii Lądowej, Katedra Podstaw Mechaniki Ośrodków Ciągłych  
ul. Warszawska 24, 31-155 Kraków  
szefer@limba.wil.pk.edu.pl, jasińska@limba.wil.pk.edu.pl

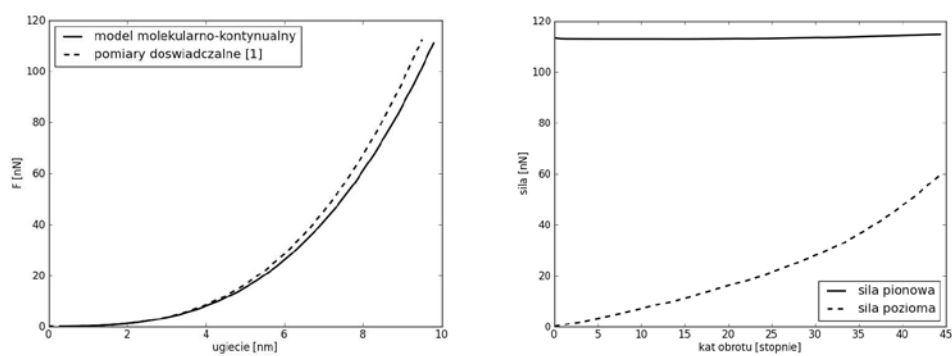
**słowa kluczowe:** contact, graphene

W najnowszych badaniach nad cechami mechanicznymi nanoelementów opublikowano serię wyników doświadczeń dotyczących grafenu. Między innymi w [1], podano wyniki pomiarów z eksperymentu wciskania wglębniaka sondy AFM w membranę grafenu utworzoną przez wytrawienie otworów z podłoża, na którym naniesiono monowarstwę grafenu.

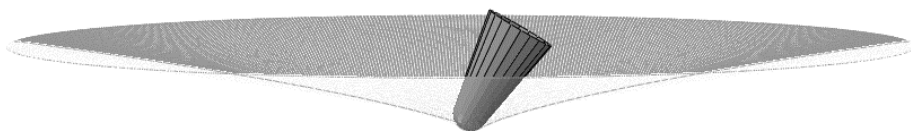
Niniejsza praca przedstawia analizę numeryczną powyższego eksperymentu. Rozpatrywano membranę kołową o średnicy 100 nm w którą wciskany jest wglębniak na głębokość 10% średnicy membrany. Zadanie uzupełniono o próbę wyznaczenia współczynnika tarcia pomiędzy sondą i membraną. Siłę tarcia definiujemy za pomocą kąta obrotu sondy (mierzonego promieniem lasera) odpowiadającego wartości (krytycznej) przy której rozpocznie się poślizg wglębniaka wcześniej dociśniętego adhezyjnie do odkształconej membrany.

Do modelowania grafenu zastosowano opracowany wcześniej [2] autorski opis molekularno-kontynualny dla potencjału Tersoffa-Brennera. W opisie tym warstwę grafenu traktujemy jako układ prętów w których siły oddziaływań intermolekularnych zależą od odległości między węzłami (atomami), a geometryczna niezmiennosc struktury zapewniona jest przez działanie konektorów o charakterystykach wynikających z zależności potencjału Tersoffa –Brennera od kąta pomiędzy wiązaniami. Zagadnienie kontaktu sondy z tak zamodelowanym układem rozwiązano metoda elementów skończonych. Uzyskano dobrą zgodność z wynikami eksperymentu. Autorzy pracy [1] wyznaczają moduł sprężystości grafenu korzystając z modelu nieliniowej membrany sprężystej (związek aproksymujący zależność pomiędzy siłą nacisku a ugięciem membrany).

W pracy niniejszej dla porównania korzystamy z tego samego związku, lecz ugięcia membrany grafenowej wyznaczamy z modelu uwzględniającego oddziaływania intermolekularne dla rozważanego potencjału.



Rys. 1 Zależność siły wciskającej węglownik od ugięcia membrany grafenowej, porównanie wyników dla modelu molekularno-kontynualnego oraz przedstawionych w [1], oraz zależność siły pionowej i poziomej od kąta obrotu węglownika.



Rys.2 Deformacja membrany grafenowej dla wciśnięcia węglownika 10% i obrotu o kąt  $30^\circ$

#### LITERATURA:

- [1] C Lee, X Wei, J W Kysar and J Hone, *Science*, Vol.321, p.385-388, 21008.
- [2] G.Szefer, D. Jasińska, Continuum-Molecular modeling of nanostructured materials, in "Continuous Media with Microstructure" Proceedings, in honor of Prof. Dr. Krzysztof Wilmanski, Springer-Verlag, 2010.

IZABELA AUGUSTYNIAK, PAWEŁ KNAPKIEWICZ, JAN DZIUBAN

## **KONCEPCJA KRZEMOWO-SZKLANEGO CZUJNIKA TYPU MEMS DOZY PROMIENIOWANIA WYSOKOENERGETYCZNEGO**

### **Concept of silicon-glass high dose energy radiation MEMS sensor**

Politechnika Wrocławska, Wydział Elektroniki Mikrosystemów i Fotoniki, Zakład Mikroinżynierii i Fotoniki, ul. Janiszewskiego 11/17, 50-372 Wrocław

e-mail: [izabela.augustyniak@pwr.wroc.pl](mailto:izabela.augustyniak@pwr.wroc.pl), [pawel.knapkiewicz@pwr.wroc.pl](mailto:pawel.knapkiewicz@pwr.wroc.pl), [jan.dziuban@pwr.wroc.pl](mailto:jan.dziuban@pwr.wroc.pl)

**słowa kluczowe: pasywny czujnik MEMS, promieniowanie wysokoenergetyczne**

W pracy przedstawiono koncepcję miniaturowego, pasywnego, krzemowo-szklanego czujnika dużych doz promieniowania wysokoenergetycznego. Założono, że czujnik powinien mierzyć dawki promieniowania od 1 kGy do kilkudziesięciu kGy (ze szczególnym uwzględnieniem górnych zakresów pomiaru), co odpowiada dawką jakie występują w elektrowniach jądrowych, eksperymentalnych infrastrukturach badawczych, a także składowiskach odpadów promieniotwórczych.

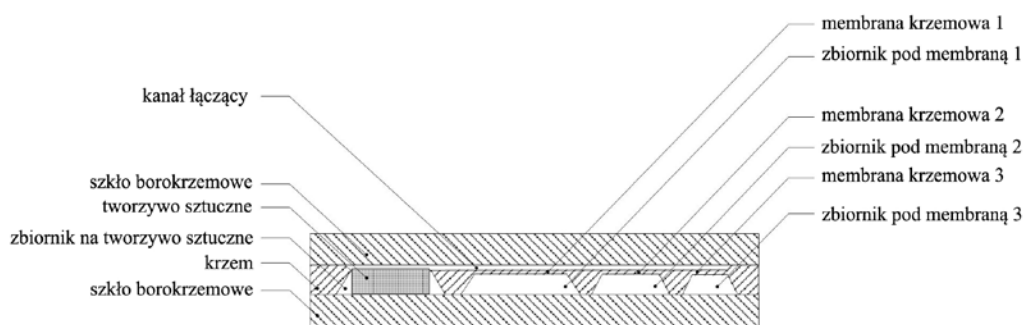
Obecnie w przemyśle stosowane są elektroniczne dozometry promieniowania wysokoenergetycznego z bezpośrednim odczytem (diody krzemowe, tranzystory polowe) [1], gdy ważny jest pomiar promieniowania w czasie rzeczywistym. Jednak wadą tych dozometrów jest niski zakres pracy (do kilku kGy) powodowany przejściem diod w stan nasycenia dla większych dawek promieniowania.

Inne dozometry stosowane m.in. w elektrowniach atomowych, to grupy dozometrów pasywnych, takich jak dozometry termoluminescencyjne (*TLD dosimeters*), radiofotoluminescencyjne szklane (*RPL*), polimerowo alaninowe, czy też wodorowe dozometry ciśnieniowe (*HPD*) [2]. Ich zakres pomiarowy sięga kilkudziesięciu kGy. Wadą tych rozwiązań jest brak możliwości pomiaru ciągłego.

W elektrowniach jądrowych, jak i eksperymentalnych infrastrukturach badawczych, niezbędny jest ciągły pomiar maksymalnej dopuszczalnej dawki pochłoniętej przez materiały konstrukcyjne w celu zapewnienia bezpiecznej eksploatacji obiektów. Ze względu na nowe konstrukcje i typy reaktorów jądrowych o zwiększonej mocy konieczne jest opracowanie czujników umożliwiających pomiar w czasie rzeczywistym największych dawek promieniowania wysokoenergetycznego występującego w tego typu obiektach.

Autorzy zaproponowali konstrukcję miniaturowego, krzemowo-szklanego czujnika pasywnego, którego cechą szczególną jest połączenie możliwości pomiaru wysokich dawek promieniowania wysokoenerge-

tycznego z zaletami bezpośredniego odczytu, dotychczas możliwego tylko w dozymetrach elektronicznych. Na podstawie analizy materiałowej do konstrukcji czujnika wybrano krzem i szkło borokrzemowe ze względu na ich relatywnie wysoką odporność na promieniowanie wysokoenergetyczne. Zaproponowano rozwiązanie zawierające komorę, w której będzie znajdował się materiał uwalniający gaz pod wpływem promieniowania wysokoenergetycznego (polietylen, polipropylen, itp.) oraz kilka membran krzemowych o różnych wymiarach (Rys. 1). Część krzemowa wytworzona będzie metodą głębokiego, anizotropowego trawienia krzemu i połączona obustronnie z podłożami szklanymi w procesie bondingu anodowego tak, by wewnątrz struktury czujnika utrzymywać atmosferę beztlenową. Jest to warunek konieczny, aby nie dochodziło do degradacji (utleniania) zamkniętego wewnątrz czujnika polimeru. Wzrost ciśnienia w komorze jest proporcjonalny do otrzymanej dawki promieniowania. Osiągnięcie określonej dawki promieniowania sygnalizowane będzie pęknięciem membrany. Pęknięcie każdej kolejnej membrany będzie oznaczało osiągnięcie coraz większych doz promieniowania.



Rys. 1 Schemat konstrukcji czujnika MEMS dozy promieniowania wysokoenergetycznego.

W artykule przedstawiona zostanie analiza wykonalności opisywanego tu czujnika. Projekt techniczny poparty zostanie obliczeniami teoretycznymi oraz modelowaniem numerycznym.

#### LITERATURA:

- [1] AGOSTEO S., FALLICA P. G., FAZZI A., et al., *A Feasibility Study of Solid-State Microdosimeter*, Applied Radiation and Isotopes, 2005, vol. 63, 529-535
- [2] GORDHANBHAI N. PATEL, *A Self Indicating Multi-Sensor Radiation Dosimeter*, Patent Application Publication US2009/0224176 A1, September 2009

Krzysztof Patorski<sup>1)</sup>, Maciej Wielgus<sup>1,2)</sup>, Marek Ekielski<sup>2)</sup>

## Metoda nano-mory o zwielokrotnionej czułości w mikroskopii AFM

### Sensitivity enhanced AFM nano-moiré method

<sup>1)</sup> Warsaw University of Technology, Institute of Micromechanics and Photonics  
8 Sw. A. Boboli St., 02-525 Warsaw, Poland

<sup>2)</sup> Institute of Electron Technology, 32/46 Al. Lotników, 02-668 Warsaw, Poland  
K.Patorski@mchtr.pw.edu.pl, Maciek.Wielgus@gmail.com, Ekielski@ite.waw.pl

**slowa kluczowe: AFM, moiré method, optical inspection, fringe processing, lithography, deformation measurement**

The atomic force microscope (AFM) nano-moiré method involves fringe pattern formation due to spatial beating between AFM scanning lines and a quasi-periodic specimen [1,2]. It is ideally suited to study in-plane occurrences in micro-scale, e.g., disorders of crystal lattices, micro-mechanical behavior of materials, thermal deformations and strains in electronic packages and single point diamond turned surfaces.

Because moiré measurement needs interacting structures of similar spatial frequencies the frequency of scanning lines should be properly selected. It depends on the number of scanning lines  $N$  and the scan size  $L$ . The parameter  $L$  should be selected because of the AFM limited scan range and restricted number  $N$  of scanning lines, typically 64, 128, 256, ...  $2^N$ . To avoid latter limitation the digital AFM moiré method was proposed [3,4] with scanning lines replaced by the virtual reference grid generated numerically.

When studying relatively coarse specimen structures the conventional moiré sensitivity might be insufficient. For moiré formation, however, not only the interactions between the fundamental frequencies of superposed structures, but also between their different harmonics can be employed [5,6]. Nonsinusoidal, quasi-binary profile structures are excellent candidates for our approach. If the reference grid has  $m$ -times the frequency of the specimen structure, its first harmonic beats with the  $m$ -th harmonic of the specimen refining details of its line deformation  $m$ -times.

Although the fringe multiplication phenomenon was observed in a scanning electron microscope (SEM), the sensitivity enhancement was not highlighted and experimentally evidenced. Our proposal to develop it for AFM is novel, to the best of authors' knowledge. We apply properly chosen density of AFM scanning lines or the computer generated reference grid to detect  $m$ -th harmonic of the specimen under test.

We evaluate AFM scanning of an intermediate polymer stamp (IPS). Such stamps are fabricated via a replication process using nanoimprint lithography. Master stamp is pressed into the polymer foil at melting temperature under high pressure. In result, polymer replica with negative pattern is obtained, it serves as IPS for patterning in resist layers. To optimize the replication process it is important to measure deformations introduced to IPS by polymer shrinkage (absolute distortions as compared to desired geometry) as well as deformations increasing as given IPS is used for subsequent imprints (relative distortions). Figure 1(a) shows AFM scan of the exemplary IPS, scan range  $100\mu\text{m} \times 100\mu\text{m}$ ,  $1024 \times 1024$  pixels, with subtracted nonlinear background distribution; the scan image is averaged by superposing forward and backward scans. Figure 1(b) shows the Fourier spectrum of Fig. 1(a) with intensity scale adjusted for its comfortable observation. Note increasing blur of high order diffraction spots characteristic to non-rectilinear image lines.

Figure 2(a) shows the product of the filtered 1<sup>st</sup> harmonic of Fig. 1(a) and vertical cosinusoidal reference fringes of period of 16 pixels. Introduced rotation misalignment between overlapped structures, resulting in diagonal S-shape moiré fringes, provides information about the IPS nonuniform pitch distribution. Qualitative and quantitative information can be obtained, for example, by drawing straight line through the fringe inflection point and tangent to it. Figure 2(b) illustrates the product of the filtered 4<sup>th</sup> harmonic of Fig. 1(a) and synthetic fringes of period of 4 pixels. Note expected moiré fringe number multiplication and increased fringe departure from straightness proportional to the selected specimen harmonic number. The in-plane displacement pattern in orthogonal direction can be readily obtained by using synthetic horizontal fringes. Moiré fringes carrying information about in-plane displacement fields can be automatically processed and analyzed using multi and single frame image processing algorithms. Numerical and experimental studies of the method together with its accuracy evaluations will be presented.

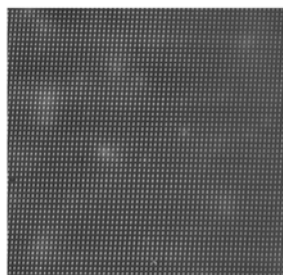


Fig. 1(a)

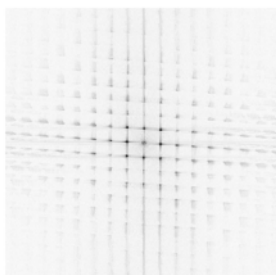


Fig. 1(b)

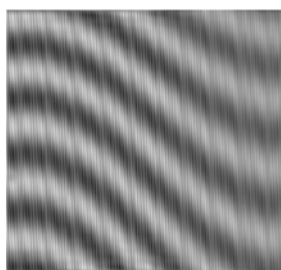


Fig. 2(a)

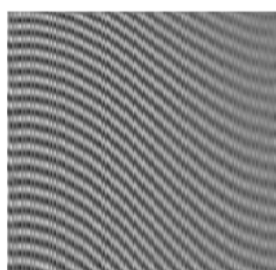


Fig. 2(b)

### References:

- [1] Xie H., Kishimoto S., Asundi A., Boay G.C., Shinya N., Yu J., Ngoi K.A., *In-plane deformation measurement using the atomic force microscope moiré method*, Nanotechnology, 2000, vol. 11, 24-29.
- [2] Chen H., Liu D., Lee A., *Moiré in atomic force microscope*, Experimental Techniques, 2000, January/February, 31-32.
- [3] Liu C.-M., Chen L.-W., *Digital atomic force microscope moiré method*, Ultramicroscopy, 2004, v. 101, 173-181.
- [4] Xie H., Liu Z., Fang D., Dai F., Gao H., Zhao Y., *A study on the digital nano-moiré method and its phase shifting technique*, Measurement Science and Technology, 2004, v. 15, 1716-1721.
- [5] Bryngdahl O., *Moiré and higher grating harmonics*, Journal of the Optical Society of America, 1975, vol. 65, 685-694.
- [6] Paturski K., *Handbook of the Moiré Fringe Technique*, Elsevier, 1993.

OLGIERD CYBULSKI

## **SPONTANEOUS ORDERING OF DROPLETS IN A MICROFLUIDIC LOOP**

Institute of Physical Chemistry, Polish Academy of Sciences,  
Kasprzaka 44/52, 01-224 Warsaw, Poland

This presentation reports the first study of patterns emerging from droplets flowing through a microfluidic loop comprising two long, parallel channels with slightly varying cross-section.

In recent papers [1, 2, 3, 4] such patterns were described without taking into account any variation in the transversal dimensions of the channels. We demonstrate that even very small decrease of these dimensions along the channels, in connection with usual experimental noise (involving fluctuation of size or time interval between emission of subsequent droplets) completely changes the dynamics of the system. Instead of large number of equivalent stationary states, whose selection depends on history of the system, the resulting dynamics leads to a single stationary state, in which the distribution of droplets over the channels is maximally ordered: the sequence of choices taken by droplets at the first bifurcation of the loop (composed from L if a droplet turns left and R if it turns to the right channel) has maximum possible number of L-s in order, followed by maximum possible number of R-s (as it is seen at Fig.1.d). We analyze this phenomenon by means of computer simulations and then utilize the gained knowledge in order to construct an experimental circuit which deliberately produces grouped (RRRRRR...LLLLLL) or chopped (RLRLRLRL...RLRLRLRL) sequences in fully controllable way.

Our results can be used for further studies of increasing control in branched systems. They can be also directly applied to randomizing flow of droplets through branches (when droplets flow into direction of widening cross-section), alternate directioning long queues to one of two outputs (narrowing cross-section), and for simple, low-cost generation of periodically changing difference of flow rate between branches.



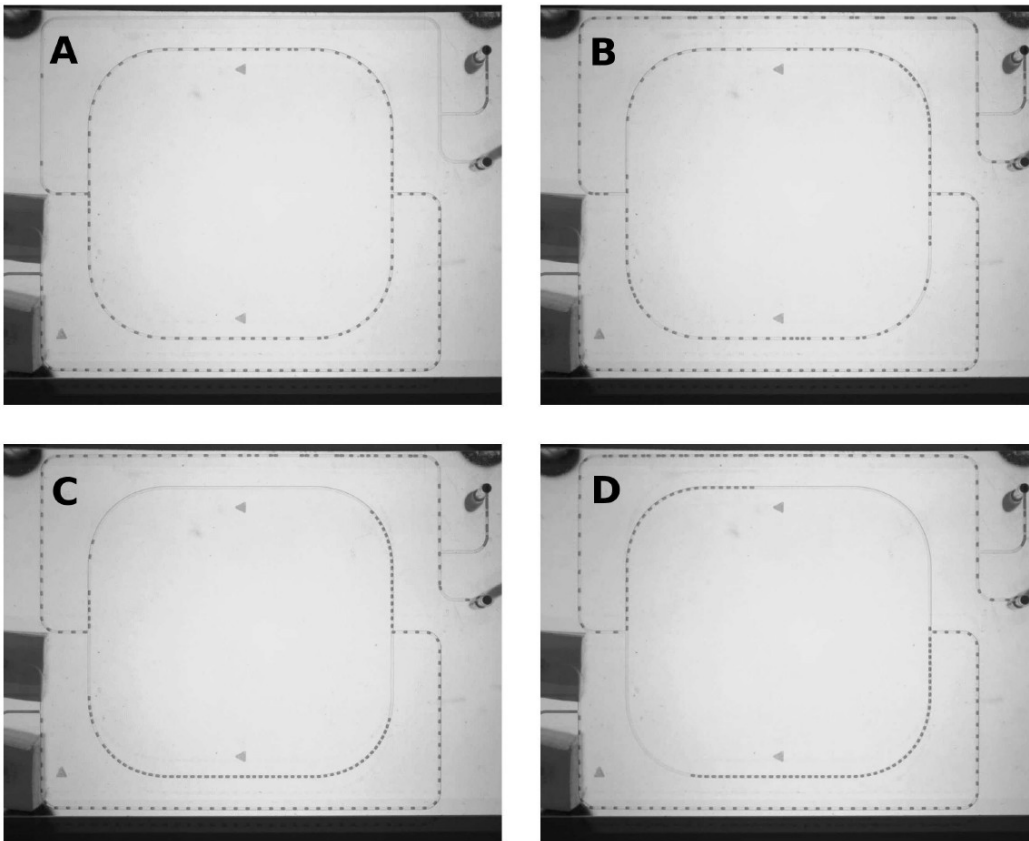


Figure 1: Momentary configurations of droplets in the loop when stream of evenly spaced droplets flows into the microfluidic loop. Droplets flow from the right to the left; initial sections of both channels are slightly shallower than the end sections - at points marked by triangles the cross-section of channels changes from  $370 \times 340$  mm to  $370 \times 400$  mm. The snapshots are taken: (a) at the beginning of experiment, droplets come into the empty loop and distribute almost uniformly; (b) after 1 minute; (c) after 2 minutes; (d) after 3 minutes (the stationary configuration at the moment of switch).

### References

- [1] O. Cybulski and P. Garstecki, *Lab Chip* **10**, 484 (2010).
- [2] M. Djalali Behzad, H. Seyed-allaei, and M. R. Ejtehadi, *Phys. Rev. E* **82**, 037303 (2010).
- [3] T. Glawdel, C. Elbuken, and C. Ren, *Lab Chip* **11**, (2011).
- [4] D. A. Sessoms, A. Amon, L. Courbin, and P. Panizza, *Phys. Rev. Lett.* **105**, 154501 (2010).

Grzegorz Maciejewski

## Jak dyslokacje zmieniają gęstość kryształów

### Change of a crystal density caused by dislocations

IPPT PAN, ul. Pawińskiego 5B, 02-106 Warszawa  
e-mail: [gmaciej@ippt.gov.pl](mailto:gmaciej@ippt.gov.pl)

**słowa kluczowe: dyslokacje, właściwości kryształów, modelowanie, dynamika molekularna, aharmoniczność**

W XIX i na początku XX wieku zaobserwowano, że metale pod wpływem obróbki plastycznej zwiększają swoją objętość. Wyjaśnienie tego zjawiska zaproponował Zener w 1942 r. [1]. Zener powiązał zmianę objętości kryształu z dwoma faktami: kryształ zawiera odkształcenia residualne oraz sieć krystaliczna jest sztywniejsza na ściskanie niż na rozciąganie. Połączenie tych dwóch czynników skutkuje wzrostem objętości materiału. W następnych latach hipoteza Zenera została potwierdzona przez:

- mechanikę continuum – analiza drugiego rzędu nieliniowości sprężystych wraz z zasadą równowagi sił prowadzi do wyrażenia na zmianę objętości ciała będącego pod wpływem samonaprężeń. Zgodnie z wyrażeniem, zaproponowanym przez Toupina i Rivlina [2], każda dyslokacja zwiększa objętość materiału;
- symulacje atomowe – wyniki symulacji atomowych potwierdziły, że kryształ zwiększa swoją objętość na skutek nukleacji dyslokacji [3,4,5]. Dyslokacja krawędziowa powoduje wzrost objętości materiału o około  $0.25-1.0 |b|^2$  na jednostkę długości linii dyslokacji, gdzie  $b$  oznacza wektor Burgersa.

Celem niniejszego komunikatu jest dowiedzenie, że obecny pogląd na zmiany gęstości materiału na skutek powstania dyslokacji jest błędny lub, co najmniej, niekompletny. W celu przeanalizowania wpływu dyslokacji na gęstość kryształu, przeprowadzono szereg symulacji metodą dynamiki molekularnej. By wyeliminować wpływ potencjału międzyatomowego na otrzymane wyniki, każdy z analizowanych kryształów modelowano przy użyciu co najmniej dwóch potencjałów. Otrzymane wyniki wykazują, że pojedyncza linia dyslokacji może **zmniejszać** objętość materiału. Zaproponowano interpretację zmniejszenia objętości

kryształu wykorzystując kontynuualną teorię dyslokacji [6] oraz metodę elementów skończonych. Podana interpretacja wyjaśnia dlaczego w pewnych przypadkach dyslokacje mogą zwiększać, a w innych zmniejszać objętość materiału.

#### LITERATURA:

- [1] Zener, C., *Trans. Am. Inst. Mining Met. Eng.* **147**, 361 (1942).
- [2] Toupin, R. A. and Rivlin, R. S., *J. Math. Phys.* **1**, 8, (1960).
- [3] Sinclair, J. E., Gehlen, P. C., Hoagland, R. G., and Hirth, J. P., *J. Appl. Phys.* **49**, 3890 (1978).
- [4] Vetter, R., Fastenau, R. H. J., and Baskes, M. I., *Phys. Stat. Sol. (a)* **67**, 585 (1981).
- [5] Henager, C. H. and Hoagland, R. G., *Phil. Mag.* **85**, 1478 (2005).
- [6] Kröner, E., in: Balian, R., Kleman, M., Poiries, J. P. (eds.), *Physics of defects, Nord-Holland*, pp. 215-315, (1981).

ADRIAN KORDOS\*, ANNA KUCABA-PIĘTAL\*, KRZYSZTOF KACZMARSKI\*\*

**WYBRANE BADANIA NANOPRZEPLYWOW W KOLUMNACH  
CHROMATOGRAFICZNYCH****SOME ASPECTS OF NANOFLOWS IN CHROMATOGRAPHIC  
COLUMNS**

\*Politechnika Rzeszowska, WBMiL, Zakład Mechaniki Płynów i Aerodynamiki

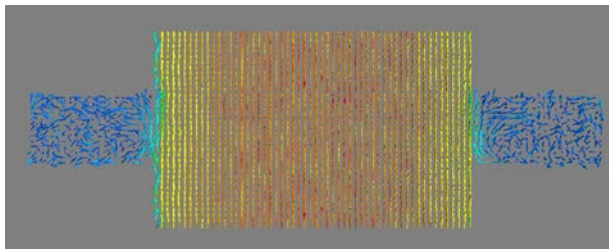
\*\*Politechnika Rzeszowska, WCh, Katedra Inżynierii Chemicznej i Procesowej

e-mail: [a-kordos@prz.edu.pl](mailto:a-kordos@prz.edu.pl)**słowa kluczowe:** dynamika molekularna, nanoprzemyły, kolumna chromatograficzna

Proces chromatografii polega na przepuszczaniu próbek cieczy (gazu) zawierającej analizowane składniki przez kolumnę chromatograficzną. Poszczególne składniki mieszaniny przepływają przez kolumnę z różną prędkością z powodu różnego powinowactwa do adsorbentu w wyniku czego następuje ich rozdzielanie.

Jako ziarna adsorbentu stosuje się najczęściej porowaty silikażel o powierzchni nanoporów rzędu  $300\text{m}^2/\text{g}$  litego silikażelu. Na powierzchni nanoporów, z reguły, naniesione są odpowiednie związki chemiczne (ligandy) umożliwiające efektywny rozdział analizowanych mieszanin. Przeciętne średnice nanoporów dla ziaren stosowanych do rozdzielania małych molekuł wynoszą 10nm, a do dużych molekuł (białek) 30nm i więcej.

Zdolność rozdzielcza kolumn chromatograficznych jest proporcjonalna do tak zwanej liczby pól teoretycznych,  $N$ , która to zależy między innymi od oporów transportu masy od płynącego między ziarnami płynu (eluentu) do wnętrza ziarna adsorbentu. Ostatnie badania [1], pokazują że opór transportu masy jest większy niż wynikałoby z aktualnej wiedzy na ten temat. Autorzy pracy [1] sugerują, że może to wynikać z nieznanych jeszcze zjawisk hydrodynamicznych zachodzących w obszarze granicy nanopory – powierzchnia ziarna adsorbentu i mogących spowolnić transport masy.



Rys. 1 Rozkład wektorów prędkości w kanale z nanoporami

Ze względu na wymiary nanoporów (rzędu 10 nanometrów) dotąd nie badano hydrodynamiki przepływu przez kolumnę chromatograficzną z uwzględnieniem nanoporów, gdyż obliczenia wykonane na gruncie ośrodka ciągłego z wykorzystaniem równań Naviera-Stokesa są tutaj bezzasadne.

Ponieważ wymiar charakterystyczny zjawiska jest zbliżony do skali molekularnej, do analizy przepływu w obszarze kanału ograniczonym nanoporem i szczeliną między ziarnami adsorbentu zastosowano symulacje komputerową metodą Dynamiki Molekularnej [2]. Na podstawie uzyskanych wyników symulacji obliczono wartości makroskopowe przepływu ( prędkość, wirowość itp).

Symulowano przepływ wody w kanale z nanoporami (Rys 1) o ściankach kwarcowych. Szerokość kanału ~50 nm średnica nanoporów ~10 nm. W symulacjach uwzględniono własności fizyczne materiałów i oddziaływania elektryczne. Komórka obliczeniowa składała się z 395511 molekuł wody i 106272 molekuł kwarcu. Wykorzystano program LAMMPS [3].

Zaobserwowano występowanie wirów w nanoporach (Rys 1), co potwierdzałyby obserwowany zwiększony opór transportu analitu (badanej substancji) do wnętrza nanoporów.

#### LITERATURA:

- [1] Fabrice Gritti, Georges Guiochon, *Mass transfer kinetics, band broadening and column efficiency*, Journal of Chromatography A, 1221, 2012, 2– 40
- [2] Karniadakis G., Beskok A., Aluru N., *Microflows and Nanoflows*, Springer, New York, 2005
- [3] LAMMPS: <http://lammmps.sandia.gov/>

#### Podziękowanie:

Obliczenia metodą Dynamiki Molekularnej zostały wykonane w ICM UW Warszawa na komputerach dużej mocy w ramach Grantu Obliczeniowego (G45-8).

**Multinozzle electrospinning method for the production of nanofibrous filtration mats****Wytwarzanie nanowłókninowych mat filtracyjnych metodą elektroprzędzenia wielodyszowego****KRUPA A., JAWOREK A., SOBCZYK A.T.***Instytut Maszyn Przepływowych im. Roberta Szewalskiego Polskiej Akademii Nauk,**80-952 Gdańsk, ul. Fiszerska 14**krupa@imp.gda.pl***Streszczenie**

Filtracja nanocząstek i cząstek submikronowych jest ważnym problemem w przemyśle mikroelektronicznym i nanotechnologii, w których, ze względu na wymagany niski poziom zanieczyszczeń, powietrze jest nieustannie filtrowane poprzez układy filtrów eliminujących kolejne frakcje. Ostatnio zwrócono także uwagę na problem usuwania zanieczyszczeń submikronowych w postaci bakterii, wirusów lub zarodników grzybów występujących w systemach klimatyzacyjnych i wentylacyjnych. Cząstki submikronowe, niezależnie od ich pochodzenia i morfologii, są groźne dla zdrowia ludzkiego ze względu na ich dużą penetrację do dolnych dróg oddechowych. Jednym ze sposobów usuwania zanieczyszczeń nanocząstek lub cząstek submikronowych są filtry nanowłókninowe.

W referacie przedstawiono metodę elektroprzędzenia wielodyszowego wykorzystywaną do wytwarzania nanowłókninowych polimerowych mat filtracyjnych. W procesie elektroprzędzenia, dysze kapilarne, z których pod niewielkim ciśnieniem wypływa roztwór polimeru znajdują się na wysokim potencjale w stosunku do uziemionego kolektora znajdującego się naprzeciwko dysz. Pole elektryczne powstające na skutek dużej różnicy potencjałów między kapilarą a kolektorem, wytwarza na powierzchni strugi roztworu naprężenia styczne, które powodują rozciąganie strugi i po odparowaniu rozpuszczalnika, formowane jest cienkie włókno o średnicy mniejszej od kilkuset nanometrów. Proces wytwarzania nanowłóknin jest bardzo czasochłonny z uwagi na niewielkie natężenia przepływu roztworu polimeru (rzędu 1 ml/h). Ponadto, pole

powierzchni kolektora pokryte nanowłókniną wytwarzaną przez pojedynczą dyszę wynosi zaledwie kilka centymetrów kwadratowych. W celu zwiększenia powierzchni nanowłókniny i skrócenia czasu wytwarzania filtra nanowłókninowego zaproponowano urządzenie wielodyszowe. W pracy zbadano dwa warianty urządzenia do wytwarzania nanowłóknin filtracyjnych w układzie wielodyszowym: nanoszenie na podłoże z siatki metalowej zamocowanej na wirującym bębnie, na powierzchnię którego nawijane są włókna polimerowe oraz nanoszenie na podłoże z siatki zamocowanej na przesuwym stoliku o napędzie liniowym zmieniającym okresowo kąt ustawienia względem rzędu dysz. W obu przypadkach obserwuje się wzajemne odpychanie strug włókien polimerowych podczas elektroprzędzenia powodujące powstawanie nieciągłości na powierzchni włókniny. W celu eliminacji tego niepożądanego zjawiska zastosowano dodatkowe elektrody kształtujące pole elektryczne i skupiające włókna na powierzchni filtra.

W referacie przedstawiono wyniki badań nanowłókniny wytworzonej z PVC i PVDF w układzie 1, 2 i 3 dysz do elektroprzędzenia. Za pomocą mikroskopu elektronowego zbadano strukturę nanowłóknin w zależności od liczby dyszy i rodzaju urządzenia do elektroprzędzenia w celu określenia jakości włókniny. Przedstawiono także wpływ wyładowania wielkiej częstotliwości (DBD) na morfologię nanowłókniny i jej właściwości filtracyjne. W badaniach eksperymentalnych sprawdzono proces osadzania cząstek dymu tytoniowego o średnicy mniejszej od 1  $\mu\text{m}$  oraz nanocząstek MgO o średnicy mniejszej od 100 nm na włóknach wytworzonej nanowłókniny. Cząstki w tym zakresie wielkości są szczególnie trudne do usunięcia z przepływu konwencjonalnymi metodami np. za pomocą elektrofiltrów lub cyklonów. Stwierdzono, że nanowłókninowe maty filtracyjne otrzymane metodą elektroprzędzenia charakteryzują się wysoką sprawnością filtracji dla nano- i mikrocząstek, przy spadku ciśnienia porównywalnym z filtrami HEPA.

AGNIESZKA M. SŁOWICKA, ELIGIUSZ WAJNRYB and MARIA L. EKIEL-JEŻEWSKA

## MIGRATION OF MICROFIBERS ENTRAINED BY POISEUILLE FLOW IN A MICROCHANNEL

Institute of Fundamental Technological Research, Polish Academy of Sciences, Pawińskiego 5B, 02-106  
Warsaw, Poland  
E-mail: aslowick@ippt.gov.pl

**Key words: microfibers, microchannels, Stokesian dynamics, multipole expansion**

Abstract– Migration of microfibers in Poiseuille flow [1-4] is the fundamental problem of modern lab-on-chip hydrodynamics, important in various biological, medical and industrial contexts. Dynamics of flexible microfibers in simple shear and Poiseuille flows has been analyzed theoretically, numerically and experimentally in numerous publications [5-12]. In this work, we study motion and shape deformation of a single non-Brownian flexible microfiber in Poiseuille flow. The fluid is bounded by two planar solid walls with the stick boundary conditions. The fluid sticks also the microfiber boundary. We assume that the fluid inertia effects are negligible. To characterize a single microfiber the bead model is used [13]. A microfiber strand is constructed out of  $N$  solid spherical particles of diameter  $d$  which can move with respect to each other. The relative motion of the beads results from elastic and bending forces. The dynamics of the microfiber is calculated by the multipole method of solving the Stokes equations [14], implemented in the numerical code HYDROMULTIPOLE [15]. As we have shown in [16], the migration of microfibers is characterized by a critical distance  $z_c$  from the wall where microfibers tend to accumulate. In this paper we describe in details how the accumulation planes  $z_c$  depend on stiffness and aspect ratio of microfibers.

We investigated microfibers with  $N = 5, 10$  and  $20$  beads in the channel width  $h = 50d$  for many values of the stiffness parameter  $A$ . The parameter  $A$  describes ratio of bending to viscous forces acting of the microfiber. We have found out that for a large stiffness (e.g.  $A=1$ ), microfibers accumulate at a critical position  $z_c/d < N$  i.e. smaller than the microfiber length (Fig. 1 a). However, for more flexible microfibers (e.g.  $A = 0.05$ ),  $z_c/d$  becomes much larger, as illustrated in Fig. 1 b. This tendency is observed for microfibers with  $N = 5, 10$  and  $20$ . It seems that accumulation of stiff microfibers is caused by



the wall, which prevents them from escaping. Flexible microfibers accumulate independently of the wall owing to their shape deformation and the flow curvature.

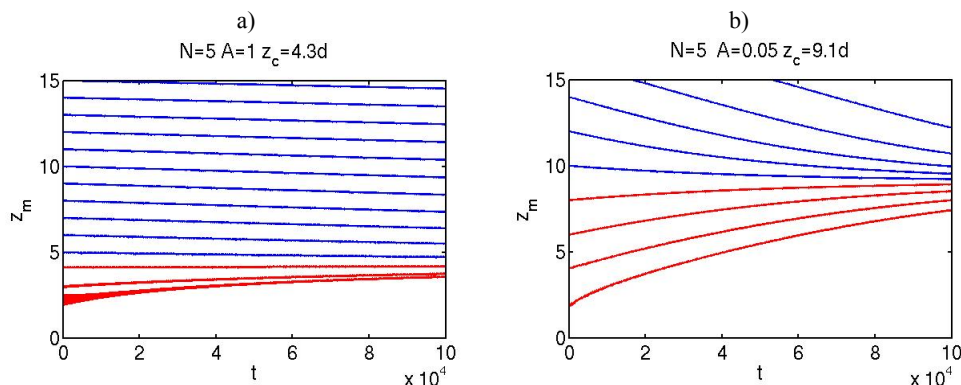


Fig. 1. Evolution of a microfiber center-of-mass  $z_m$ , starting from different distances from the wall, for different values of stiffness parameter  $A$  (the blue lines -trajectories which move away from the central plane of the channel at  $z = 25$ , the blue lines – trajectories which move away from the wall at  $z = 0$ ).

We found out that microfibers of a different length and stiffness accumulate at different positions across the channel. Differences between the critical position for different microfibers can be used in the process of microfibers separation by the flow.

## REFERENCES

- [1] Schiek R. L. and Shaqfeh E. S. J. Fluid Mech. 332, 23 (1997).
- [2] Usta O. B., Butler J. E. and Ladd A. J. C. Phys. Fluids 18, 031703(2006).
- [3] Chelakkot R., Winkler R. G. and Gompper G. EuroPhys. Lett. 91,14001(2010).
- [4] Reddig S. and Stark H. J. Chem. Phys. 135,165101(2011).
- [5] Zurita-Gotor M., Bławdziewicz J. and Wajnryb E. J. Rheol. 51,71(2006).
- [6] Usta O. B., Butler J. E. and Ladd A. J. C. Phys. Rev. Lett. 98,098301(2007).
- [7] Winkler R. G. J. Chem. Phys. 133,164905(2010).
- [8] Huang C.-C., Winkler R. G., Sutmannand G. and Gompper G. Macromolecules 43,10107(2010).
- [9] Ladd A. J. C., Kekre R. and Butler J. E. Phys. Rev. E 82,050803(2010).
- [10] Huang C.-C., Sutmann G., Gompper G. and Winkler R. G. EuroPhys. Lett. 93, 54004 (2011).
- [11] Sadlej K., Wajnryb E., Ekiel-Jeżewska M. L., Lamparska D. Kowalewski T. A., Int. J. Heat Fluid Fl. 31, 996 (2010).
- [12] Słowicka A.M., Ekiel-Jeżewska M., Sadlej K. and Wajnryb E., J.Chem.Phys., 136, 044904 (2012).
- [13] Gauger E. and Stark H., Phys. Rev. E 74,021907 (2006).
- [14] Ekiel-Jeżewska M.L. and Wajnryb E., Precise multipole method for calculating hydrodynamic interactions between spherical particles in the Stokes flow. In "Theoretical Methods for Micro Scale Viscous Flows", F. Feuillebois and A. Sellier (Eds), Transworld Research Network, 2009.
- [15] Cichocki B., Ekiel-Jeżewska M. L. and Wajnryb E., J. Chem. Phys. 111, 3265 (1999).
- [16] Słowicka A. M., Wajnryb E., and Ekiel-Jeżewska M. L., (2012) unpublished.

Seyed Reza Mahmoudi, G.S. Peter Castle, Kazimierz Adamiak

**WYKORZYSTANIE WYŁADOWANIA KORONOWEGO DO  
WYTWARZANIE NANOWARSTW Z CIEKŁEGO DIELEKTRYKA**

**CORONA ASSISTED FABRICATION OF LIQUID DIELECTRIC  
NANOLAYERS**

Department of Electrical and Comp. Eng., Western University, London, Ontario, Canada N6A 5B9  
e-mail: [kadamiak@eng.uwo.ca](mailto:kadamiak@eng.uwo.ca)

**key words: dielectric nanolayers, corona discharge, liquid dielectrics, electrohydrodynamics**

In many industrial or research applications there is a need for molecular wetting of a solid surface by a layer of dielectric liquid. In this paper a new technique for producing a nanometer film on a grounded metallic substrate in the presence of corona discharge will be reported. It is well known that it is possible to generate a film of nanometer thickness on a completely wetting solid surface in the form of a precursor film. This occurs due to the long-range intermolecular forces between the solid and the liquid. However, the time required to form layers of significant size is very long. The dynamics of this precursor film development is governed by van der Waals interactions and the viscous force.

Spreading of dielectric liquids is also possible by using the electrostatic forces [1]. In the previous work of the authors the spreading of a dielectric droplet was achieved by exposing it to a corona discharge [2]. The electric field created a squeezing electric pressure and expanded the droplet over the grounded substrate in the radial direction. In this work, we demonstrate that the corona assisted spreading technique can be used to accelerate the formation of the precursor film and produce much larger layers.

The process starts by deposition of a single silicone oil droplet over a dry clean mirror-finished stainless steel substrate. Immediately after applying a high voltage to the corona electrode, an ultra-thin film with thickness in the order of tens of nanometers expands rapidly from the droplet bulk and spreads ahead of the apparent contact line. In order to record the liquid film spreading due to the corona discharge exposure, a high speed CCD camera was employed. The thickness of the dielectric thin films was measured using an automated Variable Angle Spectroscopic Ellipsometer (VASE) M2000V.

The mechanism of the film generation in the presence of corona discharge is similar to the natural precursor formation, but it is very much faster. Typically the spontaneous spreading of silicone oil on a steel substrate produces a film length of the order of 100  $\mu\text{m}$  after three days, so it is very slow. The spreading length of corona assisted films is in the order of tens of millimeters after only a day of corona discharge exposure thus speeding the process by over a factor of 100.

**REFERENCES:**

- [1] KIM P., DUPRAT C., TSAIN S.S.H., STONE H.A., *Selective Spreading and Jetting of Electrically Driven Dielectric Films*, Phys. Rev. Lett., 2011, vol.107, 034502-1-4.
- [2] MAHMOUDI S.R., ADAMIAK K., CASTLE G.S.P., *Spreading of a Dielectric Droplet through an Interfacial Electric Pressure*, Proc. of the Royal Soc., 2011, vol. A 467, pp.3257-3271.



ANDRZEJ MŁYNIEC, PAWEŁ PAĆKO, PAULINA ZBYRAD,  
TADEUSZ UHL

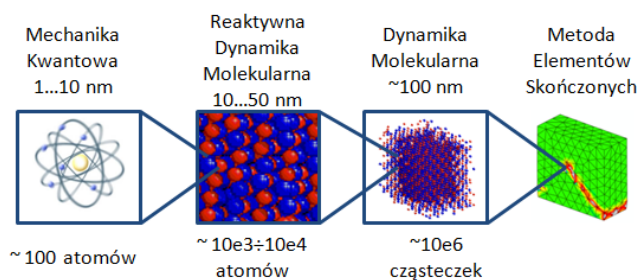
## CHEMOMECHANICZNE MODELOWANIE STARZENIA MATERIAŁÓW POLIMEROWYCH

### CHEMOMECHANICAL MODELLING OF THE POLYMERIC MATERIALS AGEING

AGH – Akademia Górniczo – Hutnicza w Krakowie, Wydział Inżynierii Mechanicznej i Robotyki,  
Katedra Robotyki i Mechatroniki, Al. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków  
e-mail: mlyniec@agh.edu.pl

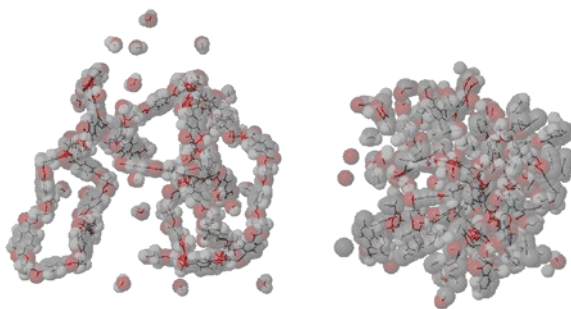
**słowa kluczowe: chemomechanika, starzenie materiałów, PET,**

Współczesne konstrukcje inżynierskie coraz częściej wykonywane są z nowoczesnych materiałów kompozytowych, bazujących na materiałach polimerowych. Polimerowe elementy konstrukcyjne niejednokrotnie pracują w bardzo niekorzystnych warunkach środowiskowych, co implikuje przyspieszone starzenie się materiału a co za tym idzie, zniszczenie całej konstrukcji [1]. Nie opracowano dotychczas efektywnej metody pozwalającej na przewidywanie trwałości produktów bez konieczności przeprowadzania długotrwałych i kosztownych testów laboratoryjnych. Chemomechanika – nauka zajmująca się wpływem obciążeń mechanicznych na zmiany chemiczne struktury [2], oraz wpływem reakcji chemicznych na właściwości mechaniczne materiałów, może uwzględnić takie zjawiska, co stanowić będzie doskonałe uzupełnienie współcześnie rozwijanych metod symulacji. W związku z wieloskalowością problemu oraz koniecznością uwzględnienia zjawisk chemicznych konieczne jest wykorzystanie wielu różnych metod modelowania [3], również tych, które ze względu na swoją czasochłonność, do tej pory nie były wykorzystywane (Rys. 1).



Rys. 1 Chemomechanika - koncept modelowania uwzględniającego reaktywność materiałów

Wyniki obliczeń Mechaniki Kwantowej służą, jako dane wejściowe do kalibracji modeli Reaktywnej Dynamiki Molekularnej [4], które z kolei stanowią dane wejściowe do symulacji w wyższych skalach. W prezentowanej pracy, autorzy przedstawiają wyniki modelowania degradacji materiałów polimerowych przy użyciu Reaktywnej Dynamiki Molekularnej, na przykładzie materiału Poli(tereftalan etylenu) - PET. Amorficzna struktura polimeru uzyskana z obliczeń Symulowanego Wyżarzania posłużyły za dane wejściowe do obliczeń reakcji chemicznych oraz ich wpływu na właściwości mechaniczne. Symulacje przeprowadzone zostały dla różnych warunków środowiskowych. Uzyskane wyniki odzwierciedlają ogromny wpływ zarówno temperatury użytkowania jak i ciśnienia na szybkość degradacji polimeru (Rys.2).



Rys. 2 Łańcuch poli(tereftalanu etylenu) przed degradacją (lewy), oraz po degradacji w temperaturze 50 °C pod ciśnieniem 50 MPa (prawy)

Materiał PET w wyniku degradacji zmienił strukturę molekularną, która wpłynęła na zmianę właściwości materiału takich jak lepkość czy też moduł sprężystości. Rezultaty te mogą zostać wykorzystane do budowy makroskopowego modelu degradacji materiału uwzględniającego zmianę szybkości starzenia się materiału w zależności nie tylko od temperatury użytkowania, ale również od stanu naprężeń.

#### LITERATURA:

- [1] BROUGHTON W.R, MAXWELLA.S., *Accelerated Environmental Ageing of Polymeric Materials*, National Physical Laboratory, Teddington 2007
- [2] VAN VLIET K.J., *Chemomechanics of complex materials: challenges and opportunities in predictive kinetic timescales*, Scientific Modeling and Simulation (2008) 15:67–80
- [3] YIP S., *Handbook of Materials Modeling*, New York, NY: Springer, 2005
- [4] VAN DUIN A.C.T. et al., ReaxFF: A Reactive Force Field for Hydrocarbons, J. Phys. Chem. A 2001, 105, 9396-9409

ANNA BLIM, LESZEK JARECKI, SŁAWOMIR BLONSKI

**MODELOWANIE PNEUMATYCZNEGO FORMOWANIA  
SUPERCIEŃKICH WŁÓKIEN W DYSZY LAVALA**

**MODELING OF PNEUMATIC MELT DRAWING OF SUPER-THIN  
FIBERS IN THE LAVAL NOZZLE**

Institute of Fundamental Technological Research, Polish Academy of Sciences  
Pawinskiego 5B, 01-106 Warsaw, Poland  
ablim@ippt.gov.pl

**słowa kluczowe: superthin fibers, air drawing, pneumatic melt spinning, Laval nozzle**

Melt spinning of the fibers by supersonic air jet in the Laval nozzle is a novel, efficient and energy saving method of formation of super-thin fibers. The technique is simpler and shows higher productivity in comparison with the melt blowing method which uses hot air blown from very narrow slot dies. The polymer melt extruded from a row of orifices in the symmetry plane of the air jet undergoes fast drawing by the pneumatic forces. In the supersonic process, thin polymer filaments are drawn by the air friction forces acting on their surface due to high difference in the air and polymer velocities, accumulating on the processing axis. In the process modelling, distributions of the air velocity, temperature and pressure, as well as the dynamic functions of the polymer stream are computed. Influence of inter-filament interactions in a single row of thin polymer streams is neglected. The air fields predetermined at the absence of the filaments are used in the modelling. The air velocity, temperature and pressure distributions are computed from the  $k-\omega$  aerodynamic model [1]. At long spinning beam, the air flow fields reduce to two-dimensional fields in the cross-section normal to the beam and is symmetrical with respect to the  $z$ -axis (Fig. 1). Then, the computational domain is a half-plane limited by the symmetry axis  $z$ . The simulations of the air fields are performed with the aid of the Fluent package using finite volume CFD method.

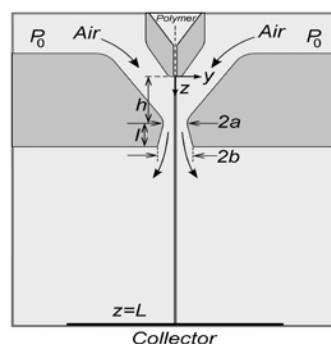


Fig. 1. Geometry of the die assembly in the process modelling.

The polymer stream is extruded to the air jet coaxially from the orifice located at the air jet symmetry axis where the highest air drawing forces are exerted on the filament. Computations of the polymer melt air drawing dynamics base on the fundamental mathematical model of melt spinning in single-, thin-filament approximation [2] adopted for the pneumatic process [3]. The stationary model of air drawing reduces to one dimension  $z$  and is valid in the range of  $z$ -axis where the air velocity exceeds velocity of the filament. Phan-Thien/Tanner non-linear viscoelasticity model is used. The polymer velocity  $V(z)$ , temperature  $T(z)$ , tensile stress  $\Delta p(z)$  and rheological extra-pressure  $p_{rh}(z)$  axial profiles are computed, considered as average values over the radial cross-section of the filament.

Example computations are performed for the process of nonwovens' formation from isotactic polypropylene at the fixed collector distance  $L=200\text{mm}$ , the melt extrusion temperature  $300^\circ\text{C}$ , the melt extrusion orifice diameter  $0.7\text{mm}$ , the polymer mass output  $0.04\text{g/s}$  and melt flow rate index  $\text{MFR}=12$  ( $M_w=250,000$ ).

Influence of the processing and material parameters involved in the technique such as geometry of the Laval nozzle, initial air compression, initial melt temperature, polymer mass output, diameter of the extrusion die is discussed. The role of the polymer molecular weight (melt flow rate index), the melt viscosity and relaxation time is considered. Example computations show influence of important processing and material parameters on the pneumatic process in the supersonic jet.

Steady-state profiles of the axial polymer velocity, temperature, tensile stress and rheological pressure are computed in the predetermined air velocity, temperature and pressure fields along the processing axis. The axial profiles of melt air drawing are computed using the Runge-Kutta fifth order method for solving the differential equations of the dynamic mathematical model of melt spinning adopted to the pneumatic process.

In the supersonic melt spinning process, high negative internal pressure is predicted in the polymer bulk which results under high elongation rates. The negative pressure may lead to cavitation and longitudinal burst splitting of the filaments into a high number of sub-filaments. A hypothetical number of the sub-filaments at the splitting is estimated from an energetic criterion. In the supersonic air jet, the diameter of the sub-filaments after the splitting may reach the range of nano-fibers. Burst splitting of the filaments was reported by Gerking [4] from an experimental research in the supersonic air jet where the average diameter of the sub-filaments after the splitting was observed in the range  $2\text{-}15\mu\text{m}$ . A hypothetical diameter of the polypropylene sub-filaments at the splitting is predicted to be in the range between  $10$  and  $5\mu\text{m}$ . The diameter decreases with increasing the air compression in the Laval nozzle inlet from one to 3 bars. Substantial influence of the Laval nozzle geometry is also predicted in the computations.

#### LITERATURA:

- [1]. WILCOX, D.C., *AIAA Journal*, 26, 1988, 1299-1320.
- [2]. ZIABICKI A., JARECKI L., WASIAK A., *Comput. Theoret. Polymer Sci.*, 8, 1998, 143-157.
- [3]. JARECKI L., ZIABICKI A., LEWANDOWSKI Z., BLIM A., *J. Appl. Polymer Sci.*, 119, 2011, 53-65.
- [4]. GERKING L., *Chem. Fibers Int.*, 54, 2002, 424-426

GUSTAVO C. ABADE<sup>1</sup>, BOGDAN CICHOCKI<sup>2</sup>, MARIA L. EKIEL-JEŻEWSKA<sup>3\*</sup>,  
GERHARD NÄGELE<sup>4</sup>, ELIGIUSZ WAJNRYB<sup>3</sup>

**DYFUZJA, SEDYMENTACJA I REOLOGIA  
GĘSTYCH ZAWIESIN CZĄSTEK Z TWARDYM RDZENIEM**

**DIFFUSION, SEDIMENTATION, AND RHEOLOGY  
OF CONCENTRATED SUSPENSIONS OF CORE-SHELL PARTICLES**

1 Departamento de Engenharia Mecânica Faculdade de Tecnologia, Universidade de Brasília,  
Campus Universitario Darcy Ribeiro, 70910-900 Brasília-DF, Brazil

2 Institute of Theoretical Physics, Faculty of Physics, University of Warsaw,  
Hoża 69, 00-681 Warsaw, Poland

3 Institute of Fundamental Technological Research, Polish Academy of Sciences,  
Pawińskiego 5B, 02-106 Warsaw, Poland

4 Institute of Complex Systems (ICS-3), Research Centre Jülich, D-52425 Jülich, Germany  
\* e-mail: mekiel@ippt.gov.pl

**Key words:** Stokes equations, Brinkman-Debye-Bueche equations, permeable particles, translational and rotational self-diffusion, sedimentation, effective viscosity

Short-time dynamic properties of concentrated suspensions of colloidal core-shell particles have been recently studied [1] using a precise force multipole method which accounts for many-particle hydrodynamic interactions (HIs). A core-shell particle is composed of a rigid, spherical dry core of radius  $a$  surrounded by an uniformly permeable shell of outer radius  $b$  and hydrodynamic penetration depth  $\kappa^{-1}$ . The solvent flow inside the permeable shell is described by the Brinkman-Debye-Bueche equation, and outside the particles by the Stokes equation. The particles are assumed to interact non-hydrodynamically by a hard-sphere no-overlap potential of radius  $b$ . Numerical results are presented for the high-frequency shear viscosity, sedimentation coefficient and the short-time translational and rotational self-diffusion coefficients. The simulation results cover the full three-parametric fluid-phase space of the composite particle model, with the volume fraction extending up to 0.45, and the whole range of values for  $\kappa b$ , and  $a/b$ . Many-particle hydrodynamic interaction effects on the transport properties are explored, and the hydrodynamic influence of the core in concentrated systems is discussed.



An essential result of our study is that for concentrated core-shell systems, the influence of the internal particle structure is significant. Even for hardly permeable or very thin shells, the core-shell systems are not accurately approximated by the hard-sphere model.

However, one of our findings is that for  $\kappa(b-a) > 5$ , the core is practically not sensed any more by the weakly penetrating fluid. In this case, the core-shell systems can be well-approximated using the uniformly permeable particles, as schematically illustrated in Fig. 1. In most cases, the influence of the core grows only weakly with increasing concentration.

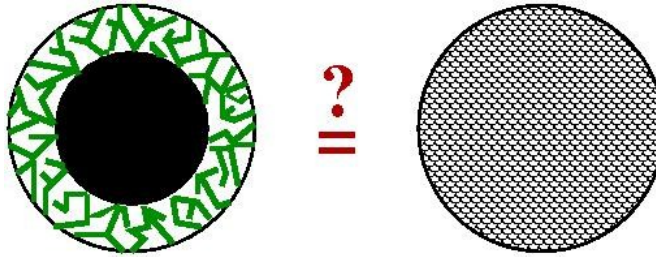


Fig. 1 Graphical abstract of the paper: Can core-shell particles in concentrated suspensions be well-approximated by uniformly permeable spheres with the same hydrodynamic penetration depth?

#### REFERENCES:

- [1] Abade G. C., Cichocki B., Ekiel-Jezewska M. L., Nägele G., Wajnryb E., *Diffusion, sedimentation, and rheology of concentrated suspensions of core-shell particles*, J. Chem. Phys., 2012, vol. 136, 104902.

KRZYSZTOF MIZERSKI

## AGGREGATION OF SPHERICAL PARTICLES IN SHEAR FLOW

Institute of Fundamental Technological Research, Polish Academy of Sciences,  
Pawinskiego 5B; 02-106 Warsaw, Poland  
E-mail: krzysztof.mizerski@gmail.com

**Key words: coagulation, shear flow, Brownian motion**

The problem of aggregation of Brownian particles in external shear flow is considered. The particles are spherical and the approximation for two particle interactions is used. The aim is to extend the study of Smoluchowski (1907) to include the effect of shear flow on the coagulation process with and without the hydrodynamic interactions. The results are obtained both for small and large Peclet numbers,  $Pe=Ud/\kappa$ , and the corrections to the total concentration flux are obtained – the shear is found to increase the coagulation rate. The limit of large Peclet numbers for the case without the hydrodynamic interactions turned out to be most singular with many different length-scales, such as  $Pe^{-1}$ ,  $Pe^{-2/3}$ ,  $Pe^{-1/2}$ ,  $Pe^{-1/3}$ , and a large variety of boundary layers with different structures not only at the sphere, but also behind it, i.e. on the side where the flow leaves the spherical particle.

### REFERENCES

- [1] SMOLUCHOWSKI M., *Versuch einer mathematischen Theorie der Koagulationskinetik kolloider Lösungen*, Z. Phys. Chem., 1917, vol.92, 129-168.



K. Zembrzycki, S. Błóński, T. A. Kowalewski.

## ANALIZA EFEKTU ŚCIANKI NA PROCES DYFUZJI NANOCZĄSTEK W MIKROKANALE.

### ANALYSIS OF WALL EFFECT ON THE PROCESS OF DIFFUSION OF NANOPARTICLES IN A MICROCHANNEL

Institute of Fundamental Technological Research, Polish Academy of Sciences,  
IPPT PAN, Pawińskiego 5B, 02-106 Warsaw

**keywords: diffusion, slip, nanoparticles, Brownian motion.**

Recently, the classical nonslip hypothesis for the tangential velocity of liquid adjacent to the solid surface became questioned for the flow in micro- and nanofluidic devices. The topic is of fundamental interest and has potential practical consequences in many areas of applied sciences. Hence, several experimental and numerical studies were performed to elucidate presence of the molecular-scale slip for the flow of Newtonian liquids in microchannels. It came out that in the most investigated configurations the slip velocity (or so called *slip length*) exists and can be measured.

However, values obtained for the slip length strongly vary from the experiment to experiment,

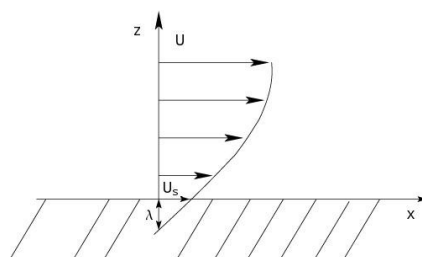


Fig. 1: Navier slip law.

$$\vec{U}_s = \lambda \dot{\gamma},$$

$$\dot{\gamma} = \frac{dU(z)}{dz},$$

$\vec{U}$  – fluid velocity,  
 $\vec{U}_s$  – fluid velocity at the wall,  
 $\dot{\gamma}$  – shear rate,  
 $\lambda$  – slip length.

covering range of several nanometers to several microns [1, 2, 3, 4, 5]. It is partly due to the experimental difficulties in performing accurate velocity measurements of flow at molecular distances from the wall. To avoid problems appearing in reconstructing flow velocity profile in nanometric layers, we propose to evaluate how the slip/non-slip boundary conditions affect behaviour of a Brownian particle performing its chaotic motion close to the wall. According to the theoretical model by E. Lauga and T. Squires [6] the diffusion coefficient of a single colloidal nanoparticle is directly related to the distance from the wall, and the slip velocity. In this work we apply this outcome to determine the slip length from measured and calculated variations of the diffusion coefficient of particles as a function of distance from the wall. For this purpose

the effect of the wall on the Brownian motion of nanoparticles suspended in water is examined both in the numerical simulations using molecular dynamics and in the experimental study.

The Brownian diffusion of  $24\text{ nm}$  nanoparticle suspended in water in an infinite channel formed between two quartz walls is simulated by the molecular dynamics code LAMMPS (Large-scale Atomic/Molecular Massively Parallel Simulator). The computations were performed for the square domain of  $310.5\text{ nm}$  size and periodic boundary conditions for the two side walls. All interactions between particles were described by the granular potential, which is a modification of the Lennard-Jones potential. Several simulations were performed to evaluate Brownian motion of colloidal particles placed at different distances from the wall. The outcome of the numerical analysis is still not quite clear, our preliminary results suggest absence of the slip velocity. However, due to the well known constrains of the numerical model (short physical simulation time, two-dimensional domain) it may be an artefact. The work is still in progress.

In the experimental study we analysed Brownian motion of fluorescent particles with a diameter of  $300\text{ nm}$  located between two walls of the microchannel. To obtain precise measurements very close to the wall evanescent wave was generated by total internal reflection of the illuminating laser beam. Fine adjustment of the laser illumination angle allowed us for a precise control of the penetration depth of the evanescent wave. The measurements were performed for particle located in the plane  $107\text{ nm}$  from the wall and in the middle plane of the channel. The temporary position of the particles was evaluated from the long sequences of acquired microscopic images by means of especially developed filtration and image analysis codes written in the MATLAB environment. The preliminary experiments resulted in the measured slip length of nearly  $300\text{ nm}$ . The work is continued using smaller particles ( $24\text{ nm}$ ) and taking into account modification of the wall properties (hydrophobic/hydrophilic).

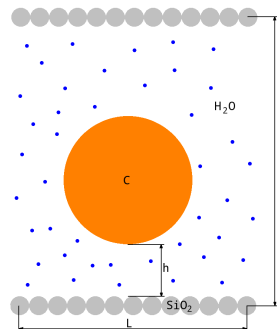


Fig. 2: MD simulation domain (not to scale) with one  $24\text{ nm}$  colloidal carbon particle suspended in water between to quartz walls.  $L=D=310.5\text{ nm}$ .

## References:

- [1] D. Lumma, A. Best, A. Gansen, F. Feuillebois, J. O. Radler, O. I. Vinogradova. Flow profile near a wall measured by double-focus fluorescence cross-correlation Physical Review E 67, 056313 (2003),
- [2] D.C. Tretheway, C.D. Meinhart. Apparent fluid slip at hydrophobic microchannel walls, Phys. Fluids 14, L9–L12 (2002),
- [3] D.C. Tretheway, C.D. Meinhart. A generating mechanism for apparent fluid slip in hydrophobic microchannels, Phys. Fluids 16, 1509–1515 (2004),
- [4] P. Joseph, P. Tabeling. Direct measurement of the apparent slip length, Phys. Rev. E 71, 035303 (2005),
- [5] C. Cottin-Bizonne, B. Cross, A. Steinberger, E. Charlaix. Boundary slip on smooth hydrophobic surfaces: Intrinsic effects and possible artifacts. Phys. Rev. Lett. 94, 056102 (2005),
- [6] E. Lauga, T. M. Squires. Brownian motion near a partial-slip boundary: A local probe of the no-slip condition. Physics of Fluids 17, 103102 (2005).

PIOTR PIECZYWEK, ARTUR ZDUNEK

**BUDOWA NUMERYCZNEGO MODELU TKANKI ROŚLINNEJ Z  
WYKORZYSTANIEM METODY ELEMENTÓW SKOŃCZONYCH**

**DEVELOPMENT OF THE NUMERICAL MODEL OF THE PLANT  
TISSUE USING FINITE ELEMENT METHOD**

Instytut Agrofizyki PAN  
Zakład Mikrostruktury i Mechaniki Biomateriałów  
Doświadczalna 4, 20-290 Lublin  
pieczywek@ipan.lublin.pl

**słowa kluczowe:** metoda elementów skończonych, tkanki roślinne

Związek pomiędzy mikrostrukturą tkanek roślinnych a ich właściwościami mechanicznymi do dziś nie został w pełni poznany. Głównym powodem tego jest fakt, że w przeciwieństwie do typowych materiałów inżynierskich, właściwości tkanek roślinnych wynikają z ich skomplikowanej budowy histologicznej, obserwowanej w mikroskali. Mechaniczne właściwości tkanek owoców i warzyw są w ścisłej relacji z cechami ich budowy, takimi jak rozmiar, przestrzenne rozmieszczenie oraz kształt komórek, frakcja przestrzeni międzykomórkowych, turgor, czy budowa ścian komórkowych. Znaczny postęp w dziedzinie mikromechaniki tkanek roślinnych może zostać dokonany poprzez zastosowanie numerycznych technik modelowania i symulacji takich jak metoda elementów skończonych.

W prowadzonych przez nas badaniach możliwości tej metody zostały wykorzystane do symulacji zachowania struktur komórkowych poddanych obciążeniom mechanicznym. Celem badań było utworzenie numerycznego modelu tkanki roślinnej uwzględniającego jej mikrostrukturę. Jako tkanka modelowa wykorzystana została epiderma cebuli. Geometryczne cechy budowy epidermy cebuli odtworzone zostały w środowisku obliczeniowym MES na podstawie obrazów mikroskopowych wykonanych z użyciem laserowego konfokalnego mikroskopu skaningowego.

Geometryczne modele tkanek utworzone dla środowiska MES uzupełnione zostały o definicję użytych elementów dyskretnych, właściwości materiałowe komponentów tkanki oraz warunki obciążenia. Budowa modelu uwzględniała trzy podstawowe komponenty tkanek: ściany komórkowe, protoplasty oraz przestrzenie międzykomórkowe. Modele posłużyły do symulacji testów mechanicznych przeprowadzonych na rzeczywistych tkankach.



ANNA MYŁYK, MARIA L. EKIEL-JEŻEWSKA

## **Dynamika układów wielcząstkowych opadających grawitacyjnie w lepkim płynie w pobliżu płaskiej pionowej ściany**

### **Dynamics of multi-particle systems falling gravitationally in a viscous fluid close to a vertical wall**

Pracownia Fizyki Płynów Złożonych, Zakład Mechaniki i Fizyki Płynów,  
Instytut Podstawowych Problemów Techniki, Polskiej Akademii Nauk,  
ul. Pawińskiego 5b, 02-106 Warszawa  
e-mail: amylyk@ippt.gov.pl

**słowa kluczowe: liczba Reynoldsa, model cząstek punktowych, równania Stokesa**

W niniejszej prezentacji zostanie pokazany wpływ płaskiej pionowej ściany na ewolucję kropli zawiesiny opadającej pod wpływem siły grawitacyjnej w lepkim płynie dla liczb Reynoldsa znacznie mniejszych od jedności. Płyn wewnątrz i na zewnątrz opadającej kropli był identyczny, a cząstki początkowo były przypadkowo rozmieszczone wewnątrz sferycznej objętości. Przeanalizowana zostanie ewolucja opadającej kropli złożonej z cząstek (patrz Rys. 1). Krople podczas opadania „gubiły” cząstki, które jako wolniejsze pozostawały z tyłu, tworząc ponad kroplą „ogon”, powoli spłaszczwały się i rozszerzały, a potem na



Rysunek 1. Kształt opadającej kropli A. Widok z boku z zaznaczonym na czerwono „ogonem”. B. Widok z góry („ogon” jest niewidoczny).  
gle dzieliły się na dwa lub więcej fragmentów. Średnia odległość przebyta przez opadającą kroplę zawieszony aż do rozpadu jest tym krótsza, im mniejsza jest odległość  $h$  od środka kropli do ściany. Badanie ewolucji kropli wykonane zostało za pomocą modelu cząstek punktowych w oparciu o funkcje Greena dla równań Stokesa.

#### **LITERATURA:**

1. Mylyk A., Meile M., Brenn G. and Ekiel-Jeżewska M. L., "Break-up of suspension drops sedimenting in a viscous fluid close to a wall", *Phys. Fluids*, **23**, 063302 (2011)
2. Mylyk A., Ekiel-Jeżewska M. L., "How walls influence destabilization of a suspension drop settling under gravity in a viscous fluid?", *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, **365**, 109-111 (2010)





TEODOR GOTSZALK<sup>1)</sup>, KONRAD NIERADKA<sup>1)</sup>, DANIEL KOPIEC<sup>1)</sup>,

PAWEŁ JANUS<sup>2)</sup>, ANDRZEJ SIERAKOWSKI<sup>2)</sup>, PIOTR GRABIEC<sup>2)</sup>

## **METODY AKTUACJI WYCHYLEŃ UKŁADÓW MIKROMECHANICZNYCH – STEROWANIE I POMIARY**

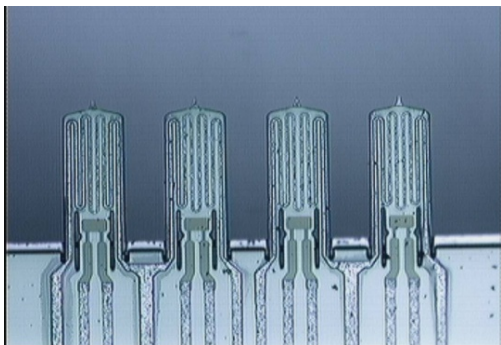
### **ACTUATION OF DEFLECTION OF MICROMECHANICAL DEVICES – CONTROL AND MEASUREMENTS**

<sup>1)</sup> Politechnika Wrocławska, Wydział Elektroniki Mikrosystemów i Fotoniki  
ul. Janiszewskiego 11/17, 50-372 Wrocław

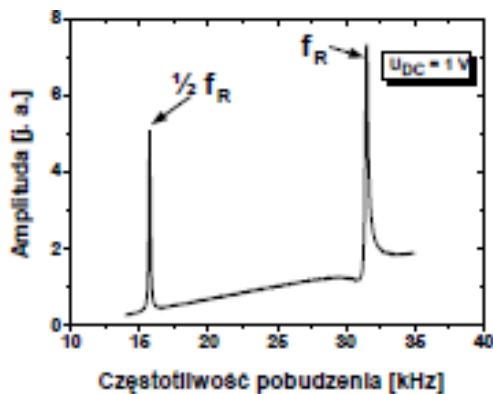
<sup>2)</sup> Instytut Technologii Elektronowej, Aleja Lotników 32/46, 02-668 Warszawa  
e-mail: [teodor.gotszalk@pwr.wroc.pl](mailto:teodor.gotszalk@pwr.wroc.pl)

**słowa kluczowe: Mikrosystemy, czujniki mikromechaniczne**

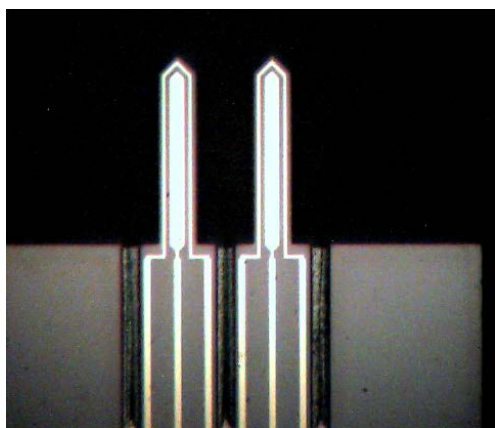
Istotą układów mikro- i nanoelektromechanicznych (ang. Micro-Electro Mechanical Systems – MEMS i Nano-Electro Mechanical Systems – NEMS) jest nie tylko obserwacja ale i sterowanie ruchem ustroju mechanicznego. Konsekwencją postępującej miniaturyzacji, jest zwiększająca się czułość i zdolność rozdzielcza obserwacji zjawisk fizycznych i chemicznych. Towarzyszą tej tendencji zwiększone wymagania co do układów elektronicznych przetwarzania sygnałów i coraz bardziej złożone algorytmy sterowania zapewniające efektywne, szerokopasmowe (w paśmie nawet do kilku MHz) i niskoenergetyczne funkcjonowanie w zakresie wychyleń rzędu setek nanometrów. W prezentacji przedstawione zostaną wybrane zagadnienia termicznego, elektromagnetycznego i piezoelektrycznego sterowania wychyleniem układów MEMS i NEMS. Przedstawimy zasadę działania elektronicznych układów sterujących i metody i techniki pomiaru odpowiedzi aktuatorów. Analizy przedstawimy dla pojedynczych i macierzowych dźwigni z implantowanymi i cienkowarstwowymi termicznymi oraz elektromagnetycznymi aktuatorami wychylenia. Przedstawimy również technologię wytwarzania układów ze zintegrowanymi aktuatorami wychylenia w konfiguracji matryc jedno i dwuwymiarowych.



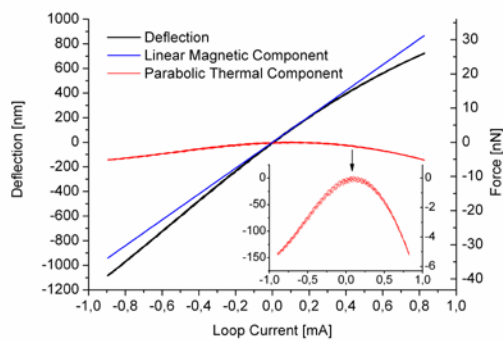
Rys. 1. Matryca dźwigni piezorezystywnych, z termicznymi aktuatorami wychylenia [1]



Rys. 2. Częstotliwościowa charakterystyka aktywacji termicznej dźwigni piezorezystywnych [1]



Rys. 3. Matryca dźwigni z elektromagnetyczną aktywacją wychylenia [2]



Rys. 4. Czulość elektromagnetycznej aktywacji wychylenia dźwigni sprężystych [2]

## LITERATURA

[1] RANGELOW I.W., SULZBACH T., Proceedings of the Integrated Project on Massively Parallel Intelligent Cantilever Probe Platforms for Surface Measurements PRONANO, ISBN 978-3-86991-177-9.

[2] NIERADKA K., GRABIEC P., KOPIEC D., KOWALSKA Z., PIOTROWICZ A., JANUS P., SIERAKOWSKI A., DO-MAŃSKA K., GOTSZALK T., Fabrication and characterization of electromagnetically actuated microcantilevers for biochemical sensing, parallel AFM and nanomanipulation, przyjęte do druku w Microelectronic Engineering w 2012 roku.

GRZEGORZ MAŁOZIEĆ, KONRAD NIERADKA, DANIEL KOPIEC, YVONNE RITZ, EHRENFRIED ZSCHECH, TEODOR GOTSZALK

## UKŁAD DO POMIARU WŁAŚCIWOŚCI NANOMECHANICZNYCH PRZETWORNIKÓW POMIAROWYCH

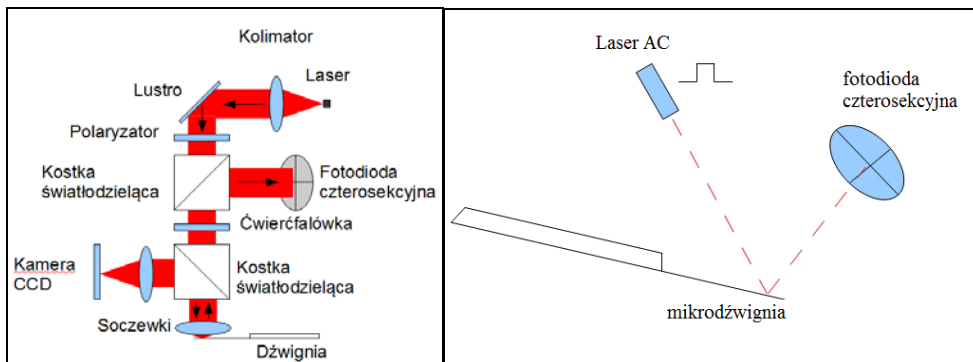
### MEASUREMENT SETUP FOR CHARACTERIZATION OF NANOMECHANICAL TRANSDUCERS

Wydział Elektroniki Mikrosystemów i Fotoniki, Politechnika Wrocławska,  
ul. Janiszewskiego 11/17, 50-372 Wrocław  
Fraunhofer Institute for Nondestructive Testing, Dresden branch (IZFP-D),  
Maria-Reiche-Strasse 2, 01109 Dresden  
e-mail: grzegorz.maloziec@pwr.wroc.pl

**słowa kluczowe: mikrodźwignia, mieszacz częstotliwości, modulacja, laser**

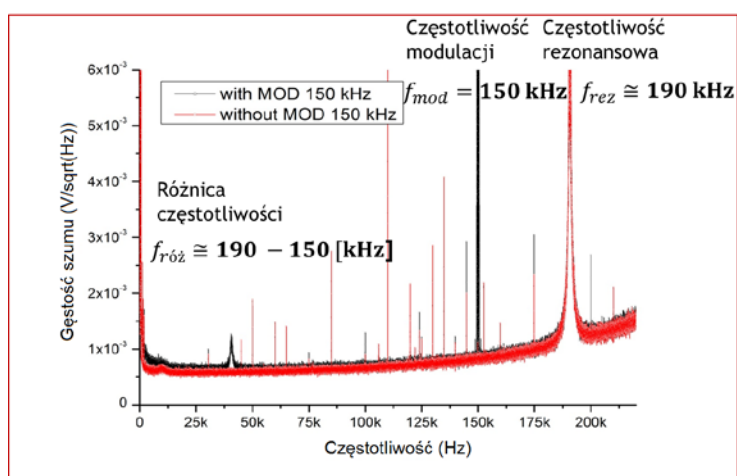
W prezentowanej pracy opisany zostanie układ do pomiaru charakterystyk rezonansowych dźwigni krzemowych. Stosowane obecnie coraz powszechniej układy z wykorzystaniem przetworników nanomechanicznych (ang. nano- electro- mechanical system – NEMS) umożliwiają detekcję zmian masy rzędu attogramów [1,2] oraz siły rzędu piko- i femtogramów [3]. Jest to konsekwencją coraz szybszego postępu w dziedzinie zaawansowanych technologii, co wiąże się również z wytwarzaniem i zastosowaniem układów o coraz mniejszych wymiarach. Zastosowanie tych czujników wymaga jednak zaprojektowania skomplikowanych i rozbudowanych systemów [4] oraz opracowanie nowych metod pomiarowych. Duże częstotliwości rezonansowe i nadzwyczaj małe wymiary przetworników NEMS (z których jeden z założeń musi być rzędu nanometrów) wymagają użycia specjalizowanych układów pomiaru i sterowania oraz zastosowania precyzyjnych układów optycznych do detekcji wychylenia. Opisana zostanie budowa specjalizowanego układu optycznego do detekcji ugięcia mikrobelki oraz zasada detekcji ugięcia. W celu rejestracji charakterystyk rezonansowych lub ugięcia statycznego dźwigni o bardzo małych wymiarach, potrzebny jest specjalizowany układ detekcyjny. W prezentowanej pracy wykorzystywany jest natężeniowy układ detekcji optycznej, ze względu na jego bardzo dobrą czułość ugięciową. Schemat systemu optycznego przedstawiono na rysunku 1. Przedstawiona zostanie również nowa metoda pomiarowa, polegająca na wykorzystaniu modulowanej wiązki światła do pomiaru parametrów przetworników o wysokich częstotliwościach rezo-

nansowych. Schemat ideowy układu detekcyjnego z modulacją wiązki laserowej przedstawiono na rysunku 2.



Rys. 1 Schemat optyki detekcyjnej

Rys. 2 Schemat układu z modulacją wiązki lasera



Rys. 3 Charakterystyki testowej dźwigni sprężystej zarejestrowane: standardową metodą detekcji bez modulacji wiązki laserowej (czerwona), zmodyfikowaną metodą pomiarową z modulacją (czarna)

## LITERATURA:

- [1] YANG Y.T., CALLEGARI C., FENG X.L., EKINCI K.L., ROUKES M.L., *Zeptogram-Scale Nanomechanical Mass Sensing*, Nano Letters, Vol. 6, No. 4, 2006
- [2] NAIK A.K., HANAY M.S., HIEBERT W.K., FENG, X.L, ROUKES M.L., *Towards single-molecule nanomechanical mass spectrometry*, Nature Nanotechnology, Vol. 4, 2009
- [3] ARLETT J.L., MALONEY J.R., GUDLEWSKI B., MULUNEH M., ROUKES M.L., *Self-Sensing Micro- and Nanocantilevers with Attonewton-Scale Force Resolution*, Nano Letters, Vol. 6, No. 5, 2006, pp. 1000-1006
- [4] EKINCI K.L., ROUKES M.L., *Nanoelectromechanical systems* Review of Scientific Instruments, 76, 061101, 2005

Marcin Maździarz<sup>1</sup>, Kinga Nalepka<sup>1,2</sup>

## ZMODYFIKOWANY POTENCJAŁ RGL DLA METALI ŚCIENNE CENTROWANYCH

### MODIFIED RGL POTENTIAL FOR FCC METALS

<sup>1</sup> Department of Computational Science, Institute of Fundamental Technological Research Polish Academy of Sciences, Pawińskiego 5B, 02-106 Warsaw, Poland, e-mail: mmazdz@ippt.gov.pl

<sup>2</sup> Department of Strength and Fatigue of Materials and Structures, Faculty of Mechanical Engineering and Robotics, AGH University of Science and Technology, Al.Mickiewicza 30, 30-059 Cracow, Poland, e-mail: knalepka@agh.edu.pl

**keywords: molecular dynamics, molecular statics, EAM, RGL potential**

#### **ABSTRACT**

The main goal of this paper is to examine a modification of the EAM (embedded atom model) type molecular potential by Rosato-Guillopo-Legrand (RGL) to improve description of mechanical properties of FCC structures ) [2]. The proposed potential correctly reproduces the crystal behavior not only in the range of small strains but also at finite deformations. In addition to correctly predicting the cohesive energy, elastic and lattice constants, the stacking fault energy also remains in good agreement with experiment.

A certain group of the EAM potentials is based on the Second Moment Approximation of the Tight-Binding Hamiltonian (TB-SMA) [2]. The approach is a result of the observation that a large set of properties of transition metals can be derived purely from the density of states of the outermost  $d$  electrons. From experiments it is known that the cohesive energy of metals is roughly proportional to the width of the density of states described by the square root of the second moment:  $(\mu_2)^{1/2}$ . This is the basis of the second-moment approximation.

According to the original RGL potential, the crystal energy per atom is a sum of the repulsive Born-Mayer term, and attractive square root operation - giving the embedding function  $F$ :

$$E_{at} = \sum_i A e^{-p\left(\frac{r_i}{r_0}-1\right)} - \left( \sum_i \zeta^2 e^{-2q\left(\frac{r_i}{r_0}-1\right)} \right)^{\frac{1}{2}}, \quad (1)$$

Here  $r_0$  is the equilibrium distance between the nearest atoms and  $A$ ,  $p$ ,  $\zeta$  and  $q$  are fitted parameters. Although the model has a simple functional form, it can be used to well describe the cohesive energy, elastic and lattice constants of a wide range of FCC- and HCP-metals (mainly transition).

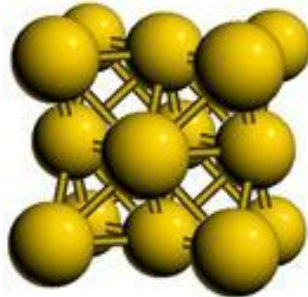


Figure 1: The Face-Centered Cubic (A1) Lattice.

The weakness of the original RGL potential is generally an underestimation of the stacking fault energy [1] and lower accuracy for non-transition metals. We modify the attractive part of the potential in Eq. (1) and utilizing a symmetry-based approach [1] and molecular statics calculations [3] we fit the parameters of the modified potential for copper and aluminium to reduce the weaknesses of the original one.

**Acknowledgments** The research was done within the framework of the Project N501 156638 founded by the Polish Ministry of Science and Higher Education

#### REFERENCES:

- [1] KINGA NALEPKA (2012). *SYMMETRY-BASED APPROACH TO PARAMETRIZATION OF EMBEDDED-ATOM-METHOD INTERATOMIC POTENTIALS*. COMPUTATIONAL MATERIALS SCIENCE, 56
- [2] F. CLERI V. ROSATO (1993). *TIGHT-BINDING POTENTIALS FOR TRANSITION METALS AND ALLOYS*. PHYS. REV. B, 48.
- [3] M. MAŹDZIARZ, T. D. YOUNG, G. JURCZAK (20102)., *A STUDY OF THE AFFECT OF PRERELAXATION ON THE NANOINDENTATION*, ARCH. MECH., 53, 5–6, 533–548, WARSZAWA

KONRAD PERZYŃSKI, ŁUKASZ MADEJ

### **Model numeryczny procesu nanoindentacji metaliczno-ceramicznych nanopowłok.**

### **Numerical model of nanoindentation test for multilayer metallic-ceramic coatings.**

Akademia Górniczo-Hutnicza, Wydział Inżynierii Metali i Informatyki Przemysłowej, Katedra Informatyki Stosowanej i Modelowania, Al. Mickiewicza 30, 30-059, Kraków, Polska  
e-mail: kperzyns@agh.edu.pl, lmadej@agh.edu.pl

**słowa kluczowe:** nanoindentacja, nanowarstwy, PLD, XFEM, automaty komórkowe

#### **Streszczenie:**

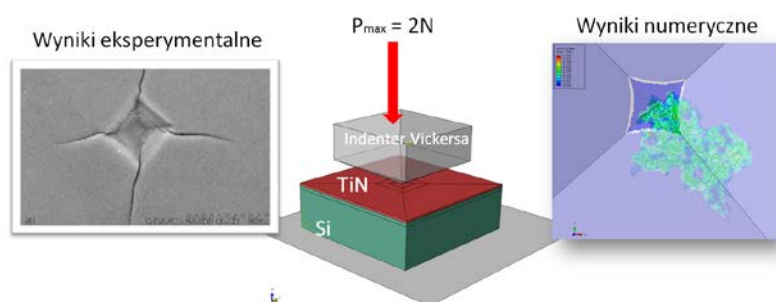
Poprawa własności mechanicznych materiałów często wymaga zastosowania specjalnych zabiegów podczas ich produkcji. Zmiana temperatury podczas przeróbki, złożony stan odkształcenia, zmiana parametrów technologicznych są niektórymi z wielu możliwych do wykonania form poprawy jakości wyrobu gotowego. Jednak istnieją metody pozwalające na modyfikację szeroko stosowanych materiałów poprzez dodanie cienkiej warstwy innego materiału o odmiennych właściwościach, które powodują wzrost zakresu ich wykorzystania. Są to metody nanoszenia, gdzie w specjalnych komorach dokonywane jest połączenie obu materiałów na poziomej skali atomowej.

Jedną z takich metod, coraz częściej używanych jest metoda PLD (ang. Pulsed Laser Deposition). Jest ona rozwinięciem metody PVD (ang. Pulsed Vapor Deposition), w której źródło generujące zjonizowane cząstki zamieniono na silnie skoncentrowane źródło lasera. Działanie metody PLD polega na tworzeniu warstw różnych materiałów na podłożach, których własności materiałowe oraz wytrzymałościowe mogą znacząco się różnić. W PLD laser wytrąca z materiału atomy, elektrony oraz jony, które następnie wędrują w komorze próżniowej na przygotowane podłoże. Cząstki uderzają z dużą siłą w cel, co powoduje osadzenie oraz wzrost powłok w sposób określony przez proces. Osadzone struktury przylegają na stałe do podłoża stanowiąc w rezultacie integralną całość [1,2]. Podłoże od tego momentu zmienia swoje właściwości i zostaje zabezpieczone przed warunkami środowiska zewnętrznego. Przykładem stosowania metody PLD jest napylenie warstw ochronnych na sztucznych zastawkach serca w pompie wspomagającej pracę ludzkiego narządu. W tym przypadku na stosunkowo miękkie podłoże, z którego zbudowana została sztuczna zastawka, a zatem poliuretanu (PU) napyła się naprzemiennie warstwy tytanu (Ti) oraz azotku tytanu (TiN). Taki zabieg powoduje dużą poprawę własności parametrów wytrzymałościowych oraz wzrost biokompatybilności z ludzkim organizmem. Prace nad wykorzystaniem takich komponentów są coraz bardziej zaawansowane, dlatego ze względu na ich miejsce pracy/eksploatacji Autorzy skupili się na problemie wydłużenia czasu ich funkcjonowania w organizmie człowieka, aby pacjent mógł jak najdłużej bezpiecznie z nich korzystać. W związku z tym istotnym aspektem jest analiza zjawiska pęknięcia takich złożonych struktur. Uszkodzenie powoduje często narastanie materiału organicznego, a co za tym idzie powstawanie zakrzepów powodujących niebezpieczne dla życia zatory. W celu wykrycia miejsc narażonych na uszkodzenia stosuje się różne testy wytrzymałościowe np.: ball-on-test, nanoindentacja. Jednak problem skali badanego materiału czyli skali nanometrycznej wymaga stosowania skomplikowanych urządzeń eksperymentalnych takich jak np.: mikroskop transmisyjny. Dlatego głównym celem pracy jest zaproponowanie podejścia numerycznego umożliwiającego analizę koncentracji naprężeń w materiałach o strukturze nanowarstwowej



przeznaczonych dla bioinżynierii. Jest to bardzo istotne w przypadku prowadzenia analizy zachowania się materiałów w warunkach eksploatacji ponieważ umożliwia zlokalizowanie miejsc szczególnie narażonych na uszkodzenia. Do przeprowadzenia szczegółowej analizy numerycznej konieczne jest uwzględnienie typowych cech nanowarstwowego materiału np. nieregularnego kształtu granicy pomiędzy warstwami. W tym celu Autorzy zastosowali model stworzony przy użyciu metody elementów skończonych sprzężony z cyfrową reprezentacją mikrostruktury.

W opracowanym w niniejszej pracy modelu uwzględniono wiele cech charakterystycznych materiałów nanoszonych metodą PLD: chropowatość powierzchni, pofalowanie na skutek procesu nanoszenia na miękkie podłoża, struktura kolumnowa jako wynik procesu napyłania. Tak opracowany cyfrowy model materiału nanoszonego został poddany analizie jego zachowania podczas procesu nanoindentacji w przestrzeni dwu oraz trójwymiarowej (Rys 1). Próba nanoindentacji jest rozwinięciem próby twardości do nanoskali. Zakres sił oraz odkształceń indentera jest jednak znacząco mniejszy niż w próbie dla skali mikro czy makro. Do modelowania wpływu koncentracji naprężeń na mechanizm powstawania i propagacji pęknięć wykorzystano metody eXtended Finite Element Method (XFEM) [5].



Rys. 1 Wyniki próby nanoindentacji z eksperymentu rzeczywistego oraz numerycznego.

Uzyskane wyniki symulacji numerycznej zostały w pracy porównane z wynikami literaturowymi z eksperymentów wykonanych na nanowarstwach TiN oraz Ti na podłożu Si [6].

#### LITERATURA:

- [1] RATSCHA C., VENABLES J. A., *Nucleation theory and the early stages of thin film growth*, JVST A - Vac., Surf., and Fil., 2003, vol. 21, 96-109.
- [2] MESSIER R., GIRI A. P., ROY R. A., *Revised structure zone model for thin film physical structure*, Journal of vacuum science and technology A, 1983, vol. 2, 500-503.
- [3] PERZYŃSKI K., MAJOR Ł., KOPERNIK M., MADEJ Ł., PIETRZYK M., *Analysis of the stress distribution in the nanogrid coatings based on digital representation of the structure*, Inżynieria materiałowa, 2010, vol. 31, 735-738.
- [4] PERZYŃSKI K., MAJOR Ł., MADEJ Ł., PIETRZYK M., *Analysis of the stress concentration in the nanomultilayer coating based on digital representation of the structure*, Archives of civil and mechanical engineering, 2011, vol. 56, 393-399.
- [5] LAWN B. R., EVANS A. G., MARSHALL D. B., *Elastic/plastic indentation damage in ceramics: the median/radial crack system*, Journal of the American ceramic society, 1980, vol. 63, 574-581.
- [6] QI Z., *Processing, microstructure and mechanical behavior of nanocomposite multilayers*, PhD Thesis, University of Science and technology Beijing, 1999, China.

#### UWAGI:

Praca została sfinansowana w ramach grantu dziekańskiego na rok 2012. Obliczenia MES zostały zrealizowane w ACK CYFRONET AGH w ramach grantu o numerze MNISW/IBM\_BC\_HS21/AGH/076/2010.

JAROSŁAW OPARA<sup>1</sup>, MONIKA PERNACH<sup>2</sup>, ROMAN KUZIĄK<sup>1</sup>, MACIEJ PIETRZYK<sup>2</sup>

**MODELOWANIE METODĄ AUTOMATÓW KOMÓRKOWYCH  
CYKLU PRZEMIAN FAZOWYCH W STALACH DWUFAZOWYCH DP**

**CELLULAR AUTOMATA MODEL OF PHASE TRANSFORMATIONS  
IN DP STEELS**

<sup>1</sup>Instituto Metalurgii Żelaza, Gliwice; <sup>2</sup>AGH Akademia Górniczo-Hutnicza, Kraków  
e-mail: jopara@imz.pl

**Keywords:** Cellular Automata, Phase transformations, DP steels

Application of the Cellular Automata (CA) method to modelling phase transformations in Advanced High Strength Steels (AHSS) is presented. A dual phase (DP) steel was considered. The model covers ferritic, bainitic and martensitic transformations. Scheme of the CA space and transition rules are described.

The model is composed of a discrete 2-dimensional space divided into cells. Each cell is characterized by its state and by internal variables, which can change in each time step according to transition rules. Basic information on CA modelling of the ferritic transformation [1,2] was used in the present work but the model was extended to three transformations. Fig. 1a shows scheme of the 2D CA space with different states characteristic for transformations and carbides precipitation, namely:  $\gamma$  - austenite,  $\gamma/\alpha$  - austenite-ferrite boundary,  $\alpha$  - ferrite, B - bainite, M - martensite,  $\gamma/B$  - austenite-bainite boundary,  $\chi$  - carbide.

The transition rules were formulated for each transformation. These rules define the new state of the cell at the time  $t+1$  depending on the state of this cell and its neighbours in the previous time step  $t$ , as follows:

$$Y_{i,j}^{t+1} = \begin{cases} \text{if } (\Lambda) \Rightarrow \text{newstate} \\ \text{else } \Rightarrow Y_{i,j}^t \end{cases} \quad (1)$$

where:  $Y_{i,j}^{t+1}$  - state of the  $i,j$  cell in the time step  $t+1$ ,  $Y_{i,j}^t$  - state of the  $i,j$  cell in the time step  $t$ ,  $\Lambda$  - logical function, which in a general form is  $\Lambda = F(Y_{i,j}^t, Y_{k,l}^t, P_{0..n})$ ,  $F$  - transition rule,  $Y_{k,l}^t$  - state of the neighbouring cells to the cell  $i,j$  in the time step  $t$ ,  $P_{0..n}$  - parameters, which characterize CA model.

Model accounts for diffusion of carbon and occurrence of carbides in bainite, when diffusion is slow. More details concerning mathematical formulation of the model can be found in [3-5].

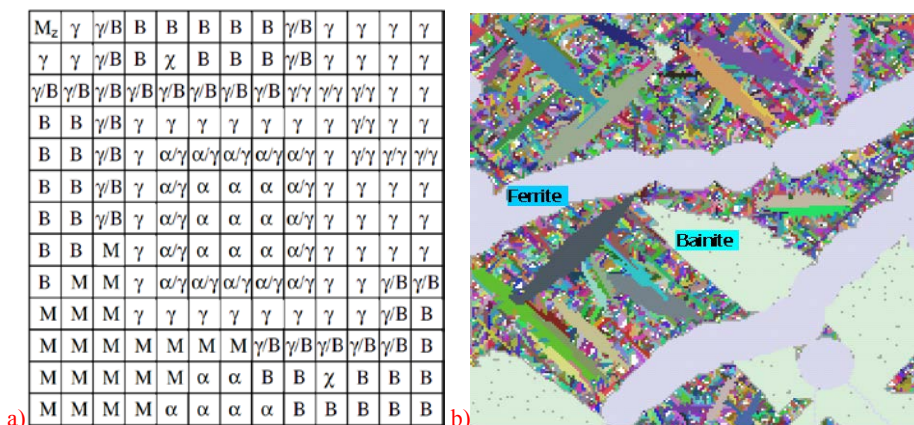


Fig. 1 Scheme of the 2D space of cells for the model, which accounts for 3 transformations and precipitation of carbides (a) and example of microstructure for cooling of steel with the cooling rate of 28°C/s.

Transition rules were formulated for nucleation and growth of ferrite, bainite and martensite. Numerical tests were performed for a constant cooling rate. Example of simulation of microstructure for cooling of steel with the rate of 28°C/s is shown in Fig. 1b. This cooling rate resulted in occurrence of all three phases. The model was further used for simulation of thermal profiles characteristic for the laminar cooling of DP steel strips after hot rolling. Such a profile is composed of fast cooling to the temperature of maximum rate of the ferritic transformation, maintaining at that temperature for the time necessary to obtain required volume fraction of the ferrite, followed by fast cooling to transform the remaining austenite into the martensite. Calculations of the kinetics of the phase transformations in these conditions were performed using the CA model. Typical microstructures obtained for the DP steel are presented in the paper. These microstructures are composed of ferrite (about 70%), martensite and small amounts of bainite. The results were compared with the micrographs obtained using optical and electron microscopy.

**LITERATURA:**

[1] LAN Y.J., LI D.Z., LI Y.Y., *Modeling austenite decomposition into ferrite at different cooling rate in low-carbon steel with cellular automaton method*, Acta Mater., 2004, vol. 52, 1721-1729.  
 [2] PIETRZYK M., MADEJ Ł., RAUCH Ł., GOŁĄB R., *Multiscale modelling of microstructure evolution during laminar cooling of hot rolled DP steel*, Arch. Civil Mech. Eng., 2010, vol. 10, 57-67.  
 [3] OPARA J., *Ocena możliwości zastosowania automatów komórkowych do modelowania przemiany austenit-ferryt*. Praca magisterska, AGH, Kraków, 2009.  
 [4] JABŁOŃSKI G., *Zastosowanie metody automatów komórkowych do modelowania przemian fazowych w stalach bainitycznych*, Praca magisterska, AGH, Kraków, 2011.  
 [5] RUDZKI D., *Zastosowanie automatów komórkowych do modelowania przemiany martenzytycznej w stalach*, Praca magisterska, AGH, Kraków, 2011.

## STRUKTURA FAL UDERZENIOWYCH W GĘSTYCH GAZACH I CIECZACH - SYMULACJA METODĄ DYNAMIKI MOLEKULARNEJ

### STRUCTURE OF SHOCK WAVES IN DENSE GASES AND LIQUIDS - MOLECULAR DYNAMICS SIMULATION

Institute of Fundamental Technological Research, Pawińskiego 5b, 02-106 Warszawa, Poland  
e-mail: [zwalenta@ippt.gov.pl](mailto:zwalenta@ippt.gov.pl)

**Key words:** shock structure, dense media, Molecular Dynamics.

The structure of shock waves in dense media has already been investigated by a number of authors. The method used most frequently was the Molecular Dynamics simulation. The molecules of the medium were usually modeled as hard spheres, or as points interacting with Lennard-Jones potential. In our earlier work [1] we presented some results for argon, showing that the shock thickness decreases with increasing density when it is related to the mean free path for a dilute medium and to the mean distance between centers of the molecules for a dense medium, provided that the shock Mach numbers are similar (Fig. 1). As shown there, the maximum slope shock thickness in argon at initial mass density equal to the density of water (mean distance between centers of the molecules  $\lambda = 4.048 \text{ \AA}$ ) and the shock Mach number  $M_s = 1.97$  (curve 5 in Fig. 1) is equal to only  $L = 2.9 \lambda$ , while for a dilute gas at similar Mach number and the mean free path  $\lambda = 0.9 \text{ mm}$  the shock thickness is  $L = 5 \lambda$  (curves 1 and 2 in Fig. 1).

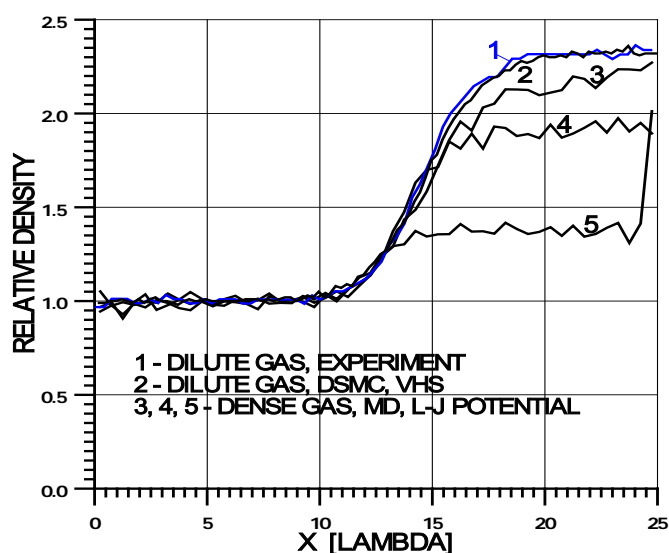


Fig. 1. Shock wave structures in argon

It seemed interesting to investigate the shock structure in more complex substances too. Water seemed appropriate for the first choice as its molecule was relatively complex and at the same time not too complex

to require excessive amount of computing time. Out of large number of the models of water molecule the TIP4P model was selected. This model consists of one oxygen atom, two hydrogen atoms, two positive electric charges placed at the centers of the hydrogen atoms and one negative charge placed close to the center of the oxygen atom. The molecules interact with each other with the Lennard-Jones potential and with Coulombic forces between the electric charges.

The Molecular Dynamics simulations were performed for two cases: full TIP4P model with electric charges taken into account and the same without electric charges. The shock wave was generated when a mass of water moving with velocity  $V = 620.86$  m/s collided with a plane, perpendicular, impermeable wall. The Mach number of this shock was equal to  $Ms = 1.80$ .

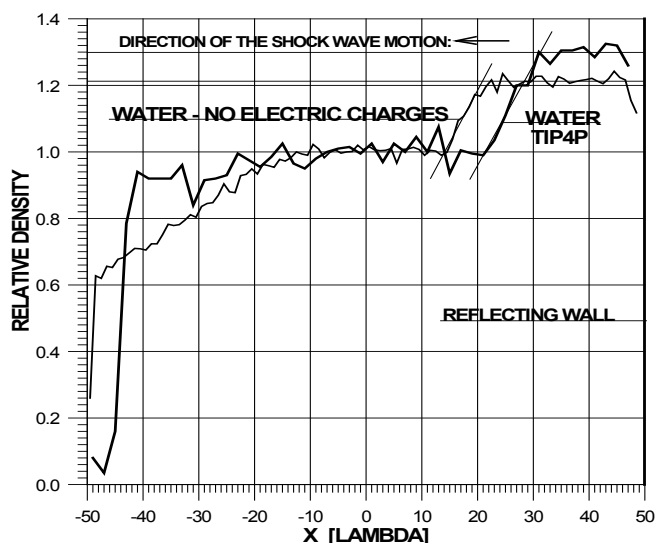


Fig. 2. Shock wave structures in water

Fig. 2 shows the density distributions along the axis perpendicular to the reflecting wall for the two simulated cases, for the same time after collision with the wall. It is evident, that lack of the electric charges makes water more “rigid” – the shock in such “water” moves faster than in real water and, at the same time, the amplitude of this shock is smaller. The thicknesses of the shocks in both cases are comparable, hence it may be concluded, that the electric charges do not influence them appreciably.

Comparing Fig. 2 with curve 5 of Fig. 1 one can conclude, that under comparable conditions the shock wave in water is much thicker than that in dense argon (in the case shown here about 3 times). This might suggest, that the thickness of the shock wave in dense medium is influenced mainly by the complexity of its molecules.

In the full paper some more results for molecular liquids will be presented. It seems interesting how the electric charges present in complex molecules influence the shock wave structure.

## References:

- [1] Walenta Z. A., Słowicka A. M., in: *Structure of shock waves in dense media*, Shock Waves, ed. K. Kontis, Heidelberg: Springer, 2012, ISBN:978-3-642-25687-5.

Zbigniew Peradzyński

## MODELOWANIE FAL KONCENTRACJI WAPNIA W KOMÓRKACH

## MODELING CALCIUM CONCENTRATION WAVES IN BIOLOGICAL CELLS

Institute of Applied Mathematics and Mechanics, Warsaw University,  
Banacha 2 , 02-097, Warsaw, and  
Institute of Fundamental Technological Research PAS ,  
Pawińskiego 5b, 02-106 Warsaw  
e-mail: [zperadz@mimuw.edu.pl](mailto:zperadz@mimuw.edu.pl)

### **słowa kluczowe:** fale wapniowe

We discuss the coupling between chemical and mechanical processes which are accompanying and influencing the diffusion of calcium in biological tissues. The increase of calcium concentration in the cell results in the appearance of mechanical forces – so called traction forces due to sol gel transition of the cytosol. The tissue as a whole, similarly as a single cell, can be treated as a visco-elastic medium. The diffusion of calcium is enhanced by the autocatalytic release of calcium, and modified by reaction with diffusing buffers. This sort of behavior makes possible that the diffusion of calcium can have a form of a travelling wave, described by reaction diffusion equation. In addition, as it follows from experiments, the mechanical strain can also influence the release of the cytosolic calcium. Therefore the whole process is governed by a system of reaction diffusion equations coupled with the mechanical equations of the viscoelastic medium. Different boundary conditions can be considered at the lateral boundary of the long cylindrical cell (e.g. myocytes). The simplest is to assume no mechanical load and zero flux of calcium at this boundary. There is however some evidence that in a variety of cells, the progressing wave in the cell can excite the calcium channels located at the membrane (due to the rearrangement of actomyosin filaments), causing an influx of calcium from outside of the cell. This may significantly accelerate the propagation of calcium wave. It seems that this rearrangement occurs mainly in the region where the concentration of calcium increases.

Developing certain asymptotic procedures with respect to the viscosity of the medium as well as with respect to its size (a thin cylinder as a model of a cell and a thin layer of tissue), and finally assuming the fast reaction terms in equations for buffers, we reduce the full system of equations (also in the case of nonzero flux at the boundary) to a single nonlinear reaction diffusion equation. The dimensionality of this equation corresponds to the dimensionality of the problem (a single space variable for the cell, two space variables for a thin layer of tissue, and three space variables in case of a bulk medium).

### **LITERATURA:**

- [1] B. Kaźmierczak, Z. Peradzyński, Calcium waves with fast buffers and mechanical effects, *J. Math. Biol.* (2011) 62: 1-38
- [2] Z. Peradzyński, Diffusion of calcium in biological tissues and accompanying mechanochemical effects, *Arch. Mech.*, 62, 6 pp. 423-440, 2010.



A. BARANOWSKA-KORCZYC, K. FRONC, B. SIKORA, I. KAMIŃSKA,  
A. RESZKA, K. SOBCZAK, Ł. KŁOPOTOWSKI, K. DYBKO, W. PASZKOWICZ,  
P. DŁUŻEWSKI, B.J. KOWALSKI, D. ELBAUM

## SENSORIC PROPERTIES OF ZnO AND ZnO/ZnS CORE/SHELL NANOFIBERS

*Institute of Physics, Polish Academy of Sciences, Warsaw, PL-02668, Poland*  
e-mail: akorczyc@ifpan.edu.pl

**keywords:** electrospinning, ceramic nanofibers, ZnO, ZnO/ZnS, FET

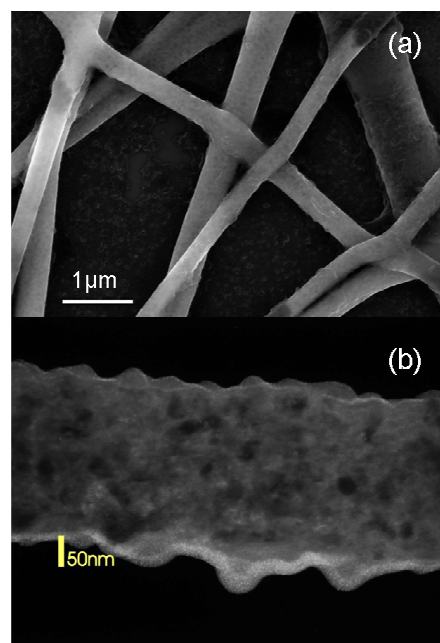
ZnO nanostructures are very promising chem- and bio-detectors due to low toxicity and sensing at room temperature. We obtain polycrystalline ZnO nanofibers by electrospinning followed by calcinations [1]. The electric conduction properties of ZnO nanofibers are applied to construct a light (UV), gas (air, nitrogen) and liquid (water, ethanol) sensors. ZnO nanofibers consist of grains which diameters are depend on temperatures of calcinations. Higher temperatures increase ZnO grain sizes and intensity of the exciton emission.

We prepare also ZnO/ZnS nanofibers for constructing a family of bio-sensors based on FETs. The synthesis ZnS shell on the ZnO nanofiber by the hydrogen sulphide treatment is a very simple way to prepare one-dimensional core/shell nanostructures and surface passivation against biologically relevant environment (Fig. 1) [2].

The research was supported by the European Union within European Regional Development Fund, through Grant Innovative Economy (POIG.01.01.02-00-008/08), and by the Ministry of Science and Higher Education (Poland) through Grant No. N518 424036.

### REFERENCES:

- [1] PARK J.Y., KIM S.S., *Journal Am. Ceram. Soc.* 2009, 92 (80) 1691–1694.
- [2] BARANOWSKA-KORCZYC A., FRONC K., ELBAUM D., *The application for a patent: Polish Patent Office* – P.396364, 16.09.2011 (2011)



**Fig. 1** SEM (a) and TEM (b) image of ZnO/ZnS nanofibers.





Karolina Błaszczyk, Michał Chudy, Zbigniew Brzózka, Artur Dybko

## **MIKROSYSTEM PRZEPIYWOWY Z BEZKONTAKTOWĄ DETEKCJĄ KONDUKTOMETRYCZNĄ**

### **MICROFLUIDIC DEVICE WITH CONTACTLESS CONDUCTIVITY DETECTION**

Zakład Mikrobioanalitiky, Wydział Chemiczny, Politechnika Warszawska, Noakowskiego 3,  
00-664 Warszawa  
kblaszczyk@ch.pw.edu.pl

**słowa kluczowe: konduktometria bezkontaktowa, PDMS,**

Wykonywanie pomiaru w przepływie jest jedną z najważniejszych cech mikroukładów typu Lab-on-a-chip. Ponadto zużywanie małej ilości odczynników jak również możliwość analizowania małej objętości próbki przyczyniło się do znacznego rozwoju analizatorów (bio)chemicznych. Prezentowany mikroukład służy do bezkontaktowej detekcji konduktometrycznej dokonywanej w przepływie.

Wśród elektrochemicznych metod detekcji, detekcja konduktometryczna jest bardzo często stosowana w mikroukładach. Istnieją dwa sposoby prowadzenia pomiaru konduktancji: gdy elektrody są zanurzone w roztworze i gdy nie ma bezpośredniego kontaktu pomiędzy badanym roztworem i elektrodami. W przypadku pomiaru gdy elektrody mają kontakt z roztworem możemy zauważyć pęcherze z gazowymi produktami reakcji elektrolizy, jak również powierzchnia elektrody może ulec pasywacji. Oba te czynniki mogą niekorzystnie wpłynąć na uzyskiwane wyniki.

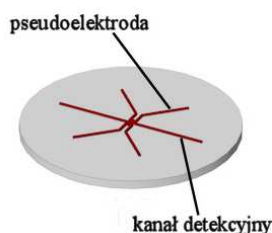
Elektrody bezkontaktowego detektora mogą być ułożone względem kanału na kilka sposobów, pod kanałem [1], w jednej linii z kanałem [2] lub cylindrycznie wokół kanału detekcyjnego [3]. Pomimo tak szerokiego zastosowania nadal pozostaje wiele nowych możliwości konstrukcyjnych. Szerokie pole do działania pozostaje również w dziedzinie konstrukcji samych elektrod jak i materiałów do nich używanych.

W niniejszej pracy elektrody usytuowano w jednej linii z kanałem detekcyjnym i były wykonywane w tym samym etapie technologicznym. Mikroukład przepływowy został wykonany z poli(dimetylosiloksanu), PDMS. Jest to elastyczny, przezroczysty materiał polimerowy. Przygotowuje się go bezpośrednio przed wykonaniem mikroukładu. Układ mikrokanalów odwzorowywany był w polimerze podczas sieciowania. Mikrokanaly uszczelniono drugim płaskim elementem z PDMS, po uprzednim aktywowaniu powierzchni w plazmie tlenowej. Wykonany mikroukład zaprezentowano na rysunku 1. Elektrode stanowił mikrokanal

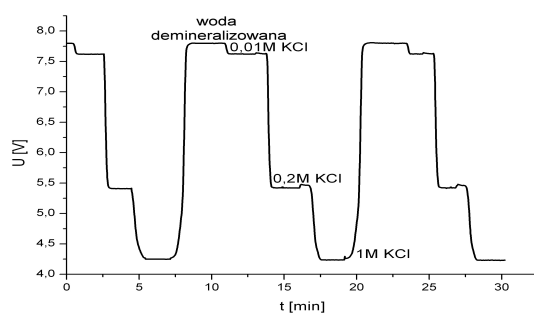
wypełniony elektrolitem, z uwagi na brak elementów metalowych budujących elektrody nazwano je pseudoelektrodami. Wypełnienie elektrod stanowił 1M roztwór KCl. Elektrolit został dobrany doświadczalnie na podstawie największej zmiany sygnału z detektora.

Układ pomiarowy składał się z generatora fali, podłączonego do jednej pseudoelektrody. Sygnał odbierany z drugiej pseudoelektrody przechodził przez wzmacniacz sygnału do miernika i następnie wyniki były zapisywane przy pomocy oprogramowania LabView (National Instruments) na dysku komputera.

Zaobserwowano stabilną zmianę sygnału pomiarowego w zakresie stężeń od 1M KCl do 0,01M KCl (rys. 2.). Elektrolity wprowadzano do mikroukładu za pomocą pompy strzykawkowej z prędkością 50  $\mu\text{l}/\text{min}$ . Prędkość przepływu dobrano doświadczalnie, tak aby zbyt duża prędkość nie przyczyniła się do rozszczelnienia mikroukładu, a zbyt mała prędkość nie wydłużyła niepotrzebnie analizy.



Rys. 1. Mikroukład z bezkontaktowym konduktometrem.



Rys. 2. Zmiany sygnału detektora dla różnych elektrolitów.

Prace prowadzono w ramach projektu MNS-DIAG finansowanego przez Unię Europejską z Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego – Program Operacyjny Innowacyjna Gospodarka 2007-2013 umowa nr No.UDA-POIG.01.03.01-00-014/08-01

#### LITERATURA:-

- [1] R. M. Guijt, E. Baltussen, G. van der Steen, , *Electrophoresis*, 22, 2537-2541 (2001)
- [2] J. Lichtenberg, N.F. de Rooij, E. Verpoorte, *Electrophoresis* 23, 3769–3780 (2002)
- [3] P. Tůma, F. Opekar, I. Jelínek, *Electroanalysis* 13, 989-992 (2001)

JANUSZ BYTNAR<sup>1</sup>, ANNA KUCABA-PIĘTAL<sup>2</sup>

## HOW TO SELECT APPROPRIATE INPUT PARAMETERS MD SIMULATIONS OF WATER NANOFLOWS?

<sup>1</sup>Institute of Technical Engineering PWSTE, Jaroslaw, Poland;

<sup>2</sup>Rzeszow University of Technology, The Department of Fluid Mechanics and Aerodynamic, Rzeszow, Poland

e-mail: janusz.bytnar@pwste.edu.pl

**key words:** Molecular Dynamics, computer simulations

Numerical modeling and simulation is widely used in the practice of scientific research, engineering design and industrial applications throughout the world. Physical prototype models are now being improved and sometimes replaced with computer models, which have made significant economical and social impact. In many numerical simulations, the fundamental problems usually occur at the contact of the continuous model, consisting of the initial system of differential equations and boundary conditions, and the discrete model.

The understanding of the water transport inside graphene flat nanochannels is highly desired in practice. The study of diffusion of water molecules through nanochannels can help to explain the operating mechanisms of water channels, which are responsible for many important biological processes in the cell [1].

When characteristic dimensions of the flow is less than approximately ten molecules, the continuum hypothesis breaks down and Molecular Dynamics method should be employed to simulate the atomistic behavior of such system. To simulate nanoflow by use MD, the atomistic description is necessary for liquids contained in nanochannels and material from which channel is made, moreover the computer simulations need specific input parameters characterizing systems in question, which either come from theoretical considerations or are provided by experiment.

The anomalies that exist in the bulk properties of water caused that a large number of atomistic models for water have been developed. It seems to be very important to properly understand the effect of various atomistic water models on MD results before they can be used for nanotechnology design.

Aim of the paper is to examine the effect of various molecular models on MD simulation of water nanoflows. A Poiseuille flow with constant force on each fluid molecule was used as prototypical problem. The simulations of water nanoflows in copper channels for three molecular models: TIP4P, PPC, TIP5P were performed.

The nanochannel walls were built from copper atoms and its width was equal to 5 diameters of the water molecule. The physical properties of materials and their electrostatic interactions were taken into account. The Lennard-Jones potential was assumed for interactions between water molecules and also between water molecules and wall (copper) atoms. All Lennard-Jones parameters ( $\delta$ ,  $\epsilon$ ) were taken from [2]. The program MOLDY [3], suitably modified, was used for this purpose. The Gaussian thermostat was applied to controlling the temperature of water molecules during the whole simulation. On the beginning this temperature was fixed as 300 K.

To drive the flow, a constant nondimensional force  $F_x$  was applied to the centre of mass of each water molecule.

Figure 1 shows the temperature of the system during the whole simulation. We observe that this temperature increases quickly when model PPC and TIP4P are used.

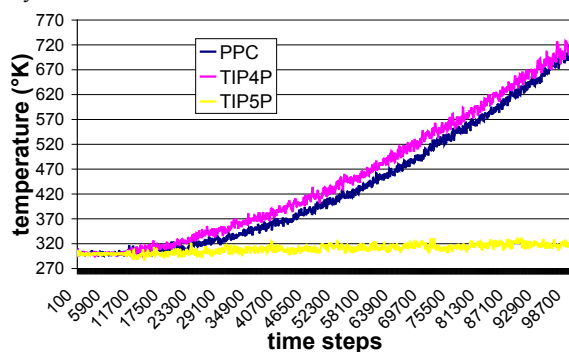


Fig. 1 Temperature of the system – Gaussian thermostat,  $F_x=5.0$

Corresponding Radial Distribution Functions (RDF) were presented in Figure 2. The radial distribution function (RDF) is a basic measure of the structure of matter, its shape is different for different states of matter, gases, liquids and solids. The RDF shape for TIP5P is typical for fluid state, RDF shape for PPC and TIP4P is typical for gases.

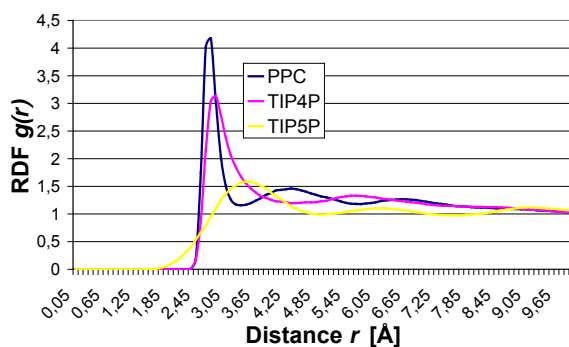


Fig. 2 Radial distribution function – Gaussian thermostat,  $F_x=5.0$

So we can conclude that during the nanoflows simulation by use water models, the water change state from liquid to gas.

Question is: can we choose the MD simulation input parameters for PPC and TIP4P molecular models of water to receive simulation of nanoflow of water in liquid state and how it should be done?

## LITERATURE:

- [1] KARNIADAKIS G., BESKOK A., ALURU N. (2005): *Microflows and Nanoflows – Fundamentals and Simulation*, Interdisciplinary Applied Mathematics, Springer
- [2] ALLEN, M.P., TILDESLEY D. J. (1987): *Computer simulations of Liquids*, Oxford University Press
- [3] REFSON K.: *Moldy User's Manual*. Chapter II, <ftp://ftp.earth.ox.ac.uk/pub>

Elżbieta Jędrych, Karolina Błaszczyk, Michał Chudy, Artur Dybko, Zbigniew Brzózka

## HEATING ELEMENT FOR APPLICATION IN THE MICRODEVICE DEDICATED TO CELL CULTURE

## ELEMENT GRZEJNY DO ZASTOSOWAŃ W MIKROUKŁADACH DEDYKOWANYCH DO HODOWLI KOMÓRKOWYCH

Zakład Mikrobioanalitki, Wydział Chemiczny, Politechnika Warszawska, Noakowskiego 3, 00-664 Warszawa  
ejedrych@ch.pw.edu.pl

**słowa kluczowe: przezroczysta grzałka, ITO replacement paste, mikro-bioreaktor, lab-on-a-chip**

W trakcie prowadzenia badań z wykorzystaniem komórek wyselekcjonowanych z organizmów stałocieplnych jednym z podstawowych warunków, zapewniających prawidłowy wzrost komórek, jest utrzymanie stabilnej temperatury (ok. 37 °C). Jedną z najnowszych metod wykorzystywanych do hodowli i analizy komórek są mikrosystemy [1]. Ich zastosowanie niesie za sobą konieczność utrzymania stabilnej temperatury, ponieważ jej wahania mogą wywołać stres i w konsekwencji śmierć komórek. Do utrzymania stabilnej temperatury najczęściej stosowane są płytki grzejne zintegrowane z mikroskopem. Są również dostępne elementy grzałki o odpowiednio dopasowanej geometrii, wykorzystujące np. element Peltiera, reakcje egzotermiczne lub materiały przewodzące takie jak: złoto, srebro, platyna czy miedź [2-4]. Jednak w przypadku mikroukładów do hodowli komórek wskazane jest zastosowanie grzałki przezroczystej umożliwiającej jednoczesną obserwację badanego materiału.

W niniejszej pracy podjęto próbę wytworzenia przezroczystego elementu grzejnego, przeznaczonego do integracji z mikroukładem do hodowli komórek. Wytworzona grzałka składa się ze szklanego podłoża (szkiełko mikroskopowe, 26 x 76 x 1 mm), komercyjnie dostępnej pasty ITO Replacement Paste (ELX-ITO-R) i atramentu silver nanoInk (Amepox). Procedura wytworzenia mikrosystemu rozpoczynała się od wytworzenia ścieżek przewodzących wzdłuż płytki szklanej (atrament nanoInk, rozwirowanie 2000 RPM). Po nałożeniu atramentu silver nanoInk wygrzano płytki w temperaturze 200°C przez 4 h. Następnie, całą powierzchnię płytki pokryto rozcieńczoną w etanolu (w stosunku 3:1) pastę ELX-ITO-R (3000 RPM) i ponownie wygrzano płytkę przez 30 minut w 80 °C. Za pomocą mikroskopu LEXT (Olympus) zmierzono grubość nałożonego materiału ELX-ITO-R, która wynosiła ok.  $2 \pm 0,04 \mu\text{m}$ . Pracę grzałki połączonej z czujnikiem Pt-100 sterowano za pomocą oprogramowania LabView. W ten sposób uzyskano gotowy element grzejny, przedstawiony na Rys. 1.



Rys. 1. Zdjęcie wykonanej grzałki.

Opracowana grzałka została zintegrowana z wcześniej opracowanym mikroukładem przeznaczonym do hodowli i analizy komórek adherentnych [5]. Wykazano, że do uzyskania 37 °C - optymalnej temperatury zapewniającej prawidłowy wzrost komórek, grzałka wymaga zastosowania napięcia ok. 9 V. Z wykorzystaniem kamery termowizyjnej (FLIR P620) przeprowadzono analizę rozkładu temperatury na powierzchni płytki szklanej (Rys. 2). Zaobserwowano równomierny rozkład temperatury na całej powierzchni płytki.



Rys. 2. Rozkład temperatury w prezentowanej grzałce.

W wyniku badań uzyskano przezroczystą grzałkę, wykonaną z zastosowaniem nowych materiałów i technologii. Dodatkowo możliwe jest integrowanie grzałki z innymi mikroukładami, w których istotne jest prowadzenie pomiarów przy stałej temperaturze. Możliwość zmiana rozmiarów szkiełka będącego podstawą grzałki, jest dodatkowym atutem prezentowanego urządzenia.

#### Podziękowania

Prace prowadzono w ramach projektu MNS-DIAG finansowanego przez Unię Europejską z Europejskiego Funduszu Rozwoju Regionalnego – Program Operacyjny Innowacyjna Gospodarka 2007-2013 umowa nr No.UDA-POIG.01.03.01-00-014/08-01

#### LITERATURA:

- [1] YOUNG E.W.K., BEEBE D.J, *Fundamentals of microfluidic cell culture in controlled microenvironments*, Chem. Soc. Rev., 2010, 39, 1036–1048
- [2] WYZKIEWICZ I., GRABOWSKA I., CHUDY M., BRZOZKA Z., JAKUBOWSKA M., T. WISNIEWSKI, DYBKO A., *Self-regulating heater for microfluidic reactors*, Sens Actuat, B, 2006, 114 893–896
- [3] YIN Z., TAO S.C. , CHEONG R., ZHU H., LEVCHENKO A. *An integrated micro-electro-fluidic and protein arraying system for parallel analysis of cell responses to controlled microenvironments*, Integr Biol, 2010, 2, 416-23
- [4] ZIOLKOWSKA K., JEDRYCH E., KWAPISZEWSKI R., LOPACINSKA J., SKOLIMOWSKI M., CHUDY M., *Sens. Actuators A* 145 (2010) 533–542.

MAREK DZIUBIŃSKI GRZEGORZ RÓŻYCKI PIOTR DOMAGALSKI

## **TECHNIKI POMIAROWE MIKROREOLOGII OPTYCZNEJ MEASUREMENT TECHNIQUES OF OPTICAL MICRORHEOLOGY**

Politechnika Łódzka, Wydział Inżynierii Procesowej i Ochrony Środowiska Politechniki Łódzkiej, Katedra Inżynierii Chemicznej, ul. Wólczańska 213, 90-924 Łódź  
e-mail: dziubin@wipos.p.lodz.pl; grzeg.rozycki@gmail.com; pdomagal@wipos.p.lodz.pl.

**słowa kluczowe: mikroreologia, pęseta optyczna, lepkość płynu.**

Charakteryzacja materiałów w mikroskali to nowy, złożony i interdyscyplinarny problem badawczy niosący wyzwania dotyczące zarówno samej fizyki próbek, analizy wyników, a także samych technik pomiarowych [1]. W obrębie reologii, nauki zajmującej się zachowaniem substancji rzeczywistych, które poddane odkształcaniu wykazują więcej niż jedną podstawową właściwość reologiczną jak sprężystość lub lepkość, istotność problemów skali mikro i ich znaczenie praktyczne [2-4] doprowadziło do wyodrębnienia się mikro i nanoreologii.

Głównymi wyzwaniami i ograniczeniami pomiarów reologicznych w konwencjonalnej skali są przede wszystkim zakresy możliwych do osiągnięcia częstotliwości deformacji próbki, a także duże wymagane objętości próbek. Nie są to jednak przeszkody dla pomiarów reologicznych w skali mikro, które umożliwiają pomiary lokalnych deformacji próbek płynów o bardzo małych objętościach (kilka rzędów wielkości mniejszych w porównaniu do pomiarów wykonywanych technikami klasycznej reologii), znaczące rozszerzenie zakresu pomiarowego, a dodatkowo dają możliwość badań właściwości płynów w bezpośredniej bliskości granic powierzchni międzyfazowych (reologia cienkich filmów cieczy i membran), wgląd w mikrostrukturę płynu (pomiary lokalnych właściwości płynu) oraz badanie zagadnień anizotropii i homogeniczności płynów o złożonych właściwościach reologicznych (żeli, koloidów, zawiesin) [5]. Badania takie są szczególnie przydatne w obszarze analityki medycznej i biochemicznej oraz zagadnieniach nanotechnologii [6].

W prezentowanej pracy przedstawiono ogólne zasady pomiarów właściwości reologicznych płynów w mikroskali na przykładzie zbudowanego w naszym laboratorium stanowiska doświadczalnego oraz zaprezentowano wstępne wyniki pomiarów mikroreologicznych wykonane w naszym zespole.

Realizowane badania oparte są na aktywnej mikroreologii optycznej, łączącej optyczną mikroskopię z aktywną manipulacją pojedynczymi cząstkami za pomocą pęsety optycznej (ang. optical tweezer), a także



na metodzie pasywnej, polegającej na analizie przemieszczeń znaczników poruszających się chaotycznie w medium pod wpływem termicznych ruchów cząstek rozpuszczalnika bądź fazy rozpraszającej.

Wyniki tak przeprowadzonych badań będą porównywane z wynikami badań reologicznych w skali makro wyznaczanych za pomocą wysokiej klasy sprzętu będącego na wyposażeniu Katedry Inżynierii Chemicznej Półtechniki Łódzkiej (reometry rotacyjne firmy Bohlin i Anton Paar).

Celem realizowanego projektu jest stworzenie bazy dla mikroreologii optycznej w Katedrze Inżynierii Chemicznej Politechniki Łódzkiej co uzupełni i rozszerzy zakres badań i kompetencje jednostki – głównego ośrodka badań reologicznych w Polsce.

Projekt jest finansowany ze środków Narodowego Centrum Nauki - projekt N N209 764640.

#### LITERATURA:

- [1] GAD-EL-HAK M. ED., THE MEMS HANDBOOK, CRC PRESS 2005
- [2] DZIUBIŃSKI M., KILJAŃSKI T., SĘK J., Podstawy reologii i reometrii płynów, Wydawnictwo Politechniki Łódzkiej, Łódź 2009, ISBN:978-83-7283-316-7
- [3] KILJAŃSKI T., DZIUBIŃSKI M., SĘK J., Wykorzystanie pomiarów właściwości reologicznych płynów w praktyce inżynierskiej, Wyd. EKMA, Warszawa 2009
- [4] Lepkość w skali nano: rozwiązano zagadkę intrygującą od półwiecza, informacje prasowe Instytutu Chemii Fizycznej PAN, Warszawa, 24 czerwca 2010, <http://ichf.edu.pl/press/2010/06/index.html>
- [5] WAIGH T.A., Microrheology of complex fluids, Rep. Prog. Phys. 2005, 68:685–742
- [6] PFOHL T., MUGELE F., SEEMANN R., HERMINGHAUS S., Trends in Microfluidics with Complex Fluids, Chem. Phys. Chem. 2003, 4:1291-1298.

FILIP DUTKA, PIOTR GARSTECKI

**ONLINE IN TIME CONTENT CONTROL OF THE TRAPPED MICRO-DROPLET IN A MICROFLUIDIC CHIP**

**KONTROLA W CZASIE SKŁADU UWIĘZIONEJ  
MIKROKROPLI W MIKROCHIPIE**

Institute of Physical Chemistry, Polish Academy of Sciences,  
Department of Soft Condensed Matter and Fluids  
ul. Kasprzaka 44/52, 01-224 Warszawa, Poland

e-mail: [fdutka@gmail.com](mailto:fdutka@gmail.com), [garst@ichf.edu.pl](mailto:garst@ichf.edu.pl)

**słowa kluczowe: microfluidics, trapped droplets, lab-on-chip**

We demonstrate an integrated microfluidic system fabricated in a stiff polymeric (polycarbonate) chip which enables to trap in place the microdroplets, which content can be controlled in time by the addition and release of its components. To show the application potential of the designed device we encoded the RGB coloured test picture into the sequence of the content changes of the trapped microfluidic droplet comprised of the dissolved in water red, green, and blue dyes.



ANNA MORAWIAK, MAREK DZIUBIŃSKI, PIOTR DOMAGALSKI, ADAM GWIAZDA

**UDZIAŁ FAZ W PRZEPLYWIE DWUFAZOWYM CIECZ-CIECZ W  
MIKROKANALE  
PHASE FRACTION DURING TWO-PHASE LIQUID-LIQUID FLOW IN  
MICROCHANNEL**

Politechnika Łódzka, Wydział Inżynierii Procesowej i Ochrony Środowiska Politechniki Łódzkiej, Katedra Inżynierii Chemicznej, ul. Wólczańska 213, 90-924 Łódź  
e-mail: a\_morawiak@o2.pl; dziubin@wipos.p.lodz.pl; pdomagal@wipos.p.lodz.pl; adam0775@o2.pl.

**słowa kluczowe: mikrokanal, udział faz, przepływ dwufazowy ciecz-ciecz.**

Zagadnienie hydrodynamiki przepływu mieszanin dwufazowych ciecz-ciecz należy do bardzo słabo opracowanych w literaturze przedmiotu. Do chwili obecnej opublikowano jedynie wstępne prace dotyczące struktur przepływu mieszanin ciecz-ciecz w mikrokanalach oraz prace dotyczące określania oporów przepływu dla bardzo wąskiego zakresu parametrów przepływu mieszanin ciecz-ciecz [1].

Celem pracy było wykonanie szerokiego zakresu badań doświadczalnych dotyczących udziału faz w przepływającej w mikrokanale mieszaninie ciecz-ciecz oraz próba opisu matematycznego uzyskanych danych.

Badania wykonano w mikrokanalach o średnicy 0,5 i 1,0 mm, stosując dwie geometrie doprowadzenia cieczy do mikrokanalu w kształcie litery T i Y. Jako media doświadczalne stosowano wodę demineralizowaną (faza ciągła), zaś fazę rozproszoną stanowiły krople oleju silikonowego lub oleju wrzecionowego. Lepkości stosowanych w badaniach olejów zmieniały się od 2,5 do 95,5 mPas, zaś wartość napięcia powierzchniowego od 20,8 do 27,2 mN/m. W trakcie pomiarów filmowano przepływ mieszanin ciecz-ciecz w mikrokanale kamerą cyfrową. Stosując program Virtual Dub Mod wykonano komputerową analizę obrazu filmowanego przepływu.

Przeanalizowano wpływ właściwości reologicznych cieczy, geometrii mikrokanalu oraz sposobu doprowadzenia cieczy do mikrokanalu na udział faz w przepływającej mieszaninie ciecz-ciecz. Zaobserwowano występowanie zjawiska poślizgu faz we wszystkich przypadkach analizowanego przepływu.

Podjęto próbę opisu danych doświadczalnych dotyczących udziału faz w przepływie dwufazowym ciecz-ciecz w mikrokanale równaniami modelowymi opublikowanymi w literaturze przedmiotu. Dotyczyły

one przepływu mieszanin ciecz-ciecz, ale w przewodach o znacznie większej średnicy niż mikrokanały stosowane w badaniach.

Jedynymi metodami zadowalająco opisującymi uzyskane dane doświadczalne dla przepływu mieszanin ciecz-ciecz w mikrokanałach były: zmodyfikowane przez autorów pracy równanie Sowińskiego, Dziubińskiego i Fidosa [5] – opracowane oryginalnie dla przepływu ciecz-gaz w mikrokanałach oraz model Zuber-Findlaya [4]. Prędkość dryftu dla wszystkich danych doświadczalnych miała wartość zbliżoną do zera.

Zaproponowano równanie korelacyjne opisujące wartość stałej w modelu Zuber-Findlaya. Maksymalny błąd opisu własnych danych doświadczalnych za pomocą modelu Zuber-Findlaya wynosił  $\pm 30\%$ .

Projekt jest finansowany ze środków Narodowego Centrum Nauki - projekt N N209 764640.

#### LITERATURA:

- [1] M. DZIUBIŃSKI, J. PRYWER, MECHANIKA PŁYNÓW DWUFAZOWYCH, WNT, WARSZAWA 2010
- [2] J. HAPANOWICZ, PRZEPLÝW CIEKŁYCH UKŁADÓW DYSPEKSYJNYCH – STUDIA I MONOGRAFIE, OFICyna WYDAWNICZA POLITECHNIKI OPOLSKIEJ, OPOLE 2007
- [3] JIN N.D., FLOW MEASUREMENT AND INSTRUMENTATION 14, 177 (2003)
- [4] ZUBER N., FINDLAY J.A., J. HEAT TRANSFER TRANS. ASME87, 453 (1965)
- [5] SOWIŃSKI J., DZIUBIŃSKI M., FIDOS H., ARCHIVES OF MECHANICS, Vol. 61 no. 1, 29 (2009)

AGNIESZKA GÓRSKA<sup>1,2</sup>, MAŁGORZATA HERMANOWSKA-YOUNG<sup>2</sup>, STEFAN MEYER<sup>1</sup>, BEATE KLÖSGEN<sup>2</sup>, ALEKSANDER BALTER<sup>1</sup>

## **Spektroskopowe i mikroskopowe badania wielowarstw polielektrolitowych zbudowanych z chitozanu i heparyny**

### **Investigation of chitosan - heparin polyelectrolyte multilayers by optical spectroscopy and microscopy**

<sup>1</sup> Uniwersytet Mikołaja Kopernika

Wydział Fizyki, Astronomii i Informatyki Stosowanej, Zakład Biofizyki i Fizyki Medycznej, Zespół Biofizyki Doświadczalnej

<sup>2</sup> University of Southern Denmark

Institute of Physics and Chemistry and MEMPHYS – Center for Biomembrane Physics

e-mail: [agorska@fizyka.umk.pl](mailto:agorska@fizyka.umk.pl)

**słowa kluczowe: PL:** biomateriały, biopolimery, wielowarstwy polielektrolitowe, chitozan, heparyna

**ENG:** biomaterials, biopolymers, polyelectrolyte multilayers, chitosan, heparin

The aim of our work is to provide a detailed description of the molecular arrangement and interactions in model biomimetic membranes on a soft polyelectrolyte support. There is a variety of biomolecules - starting from polyelectrolytes, that can be used to form diverse structures, from single fibres up to multilayered films, through lipids, forming vesicles of different size and planar membranes on various substrates, up to the DNA, which can be used as a nanosensor or to form networks and matrices for many applications in the basic biophysical research.

The idea of the project is to investigate biomolecules under conditions resembling their natural environment, using polyelectrolyte multilayered films (PEM) as a support for partially charged model lipid membranes, and then as a matrix for studying interactions between biomolecules such as DNA and proteins.

Here we present the results on the investigation on the polyelectrolyte multilayers structure (conducted by atomic force microscopy (AFM) imaging in liquid) and Raman and UV-VIS spectroscopy of the polyelectrolytes of interest.

The polyelectrolyte film can be formed using a layer-by-layer deposition method of two biopolymers – chitosan and heparin, taking advantage of their alternating negative and positive charge densities from layer to layer. The build-up of such films on solid supports has been described by several groups [1 – 4]. The deposition process was monitored by means of AFM imaging, conducted in water. Our results have shown that the electrostatic interactions between the solid support (piranha-etched glass) are important up to 5 bilayers (the term bilayer here refers to one layer of chitosan and one layer of heparin) deposited – the polyelectrolytes form a mesh covering the solid support. When the full coverage is obtained, the interactions between the charged molecules are stronger than the impact of the support, therefore the structure of the PEM changes. PE molecules in the top layer of the PEM film rearrange themselves to form globular aggregates.

The optical properties of the PEM supports have been investigated by means of nondestructive Raman spectroscopy in the visible light range. One has to remember that many biomolecules give decent Raman signals only if excited by the UV light (resonance Raman effect). The main disadvantage of using the UV light is its destructive effect on the macromolecules. Application of the SERS substrates, being colloidal silver, shall increase the intensity of Raman signal. In our project we combine Raman spectroscopy, AFM and fluorescence microscopy in order to characterize the system of interest, being PEM, and monitor the deposition of lipid membranes onto the polyelectrolyte support.

#### REFERENCES:

- [1] DECHER G.: Fuzzy Nanoassemblies: *Toward Layered Polymeric Multicomposites*, Science 1997: 277 (5330), 1232-1237
- [2] YOO D., SHIRATORI S. S. and RUBNER M. F.: *Controlling Bilayer Composition and Surface Wettability of Sequentially Adsorbed Multilayers of Weak Polyelectrolytes*, Macromolecules 1998 31 (13), 4309-4318
- [3] LADAM G., SCHAAD P., VOEGEL J. C., SCHAAF P., DECHER G., CUISINIER F.: *In Situ Determination of the Structural Properties of Initially Deposited Polyelectrolyte Multilayers*, Langmuir 2000: 16 (3), 1249-1255
- [4] MENDELSON J. D., BARRETT C. J., CHAN V. V., PAL A. J., MAYES A. M. and RUBNER M. F.: *Fabrication of Microporous Thin Films from Polyelectrolyte Multilayers*, Langmuir 2000: 16 (11), 5017-5023

Ilona Grabowska-Jadach, Elżbieta Jędrych, Michał Chudy, Artur Dybko, Zbigniew Brzózka

## MICROFLUIDIC SYSTEM FOR CELL MIGRATION AND INTERACTION STUDIES

### MIKROSYSTEM PRZEPLYWOWY DO ANALIZY MIGRACJI I INTERAKCJI KOMÓRKOWYCH

Politechnika Warszawska, Wydział Chemiczny, Zakład Mikrobioanalitiky  
Noakowskiego 3, 00-664 Warszawa  
ilona@ch.pw.edu.pl

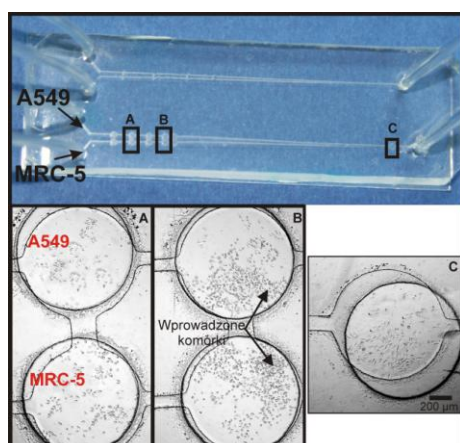
**słowa kluczowe: mikrosystemy, kokultury, migracja, interakcje komórkowe**

W inżynierii tkankowej, biologii komórkowej a także inżynierii biomedycznej szczególnie ważną rolę odgrywają hodowle komórkowe, które naśladują warunki *in vivo*. W żywym organizmie systemy komórek pozostają we wzajemnych interakcjach przestrzennych i molekularnych a nie w postaci monowarstw pojedynczych kultur. Ze względu na ten fakt, hodowle kokultur są coraz częściej wykorzystywane jako alternatywny model badań, który wierniej naśladuje warunki panujące w żywej tkance [1,2]. Badania prowadzone na kokulturach pozwalają uzupełnić dotychczasową wiedzę na temat rozwoju nowotworów i ich odpowiedzi na stosowane terapie. Zaletą prowadzenia hodowli kokultur jest możliwość badania funkcji i reaktywności poszczególnych typów komórek, w warunkach możliwie najbardziej przypominających żywy organizm [3]. Kokultury dają także możliwość bezpośredniej obserwacji interakcji poszczególnych typów komórek i wewnątrzkomórkowych mechanizmów ich różnicowania się. Szczególnie cenny obszar badań stanowią kokultury zawierające komórki nowotworowe i zdrowe, gdyż mogą być wykorzystywane do opracowywania skutecznych terapii przeciwnowotworowych. W ostatniej dekadzie pojawiło się bardzo wiele mikroukładów do prowadzenia hodowli kokultur. Nowo opracowywane mikroukłady mogą być z powodzeniem wykorzystywane do naśladowania i badania systemów biologicznych *in vivo* poprzez kontrolowane zmiany różnych parametrów hodowli. U podstaw doświadczeń prowadzonych na kokulturach leży zrozumienie mechanizmów interakcji pomiędzy badanymi komórkami.

Zaproponowano nową konstrukcję mikrosystemu do prowadzenia obserwacji migracji i badania interakcji w kokulturach. Mikroukład wykonano ze szkła i poli(dimetylosiloksanu). Zaprojektowana geometria kanału dla struktury PDMS ma kształt litery V, dwa kanały wlotowe (o szerokości 200  $\mu\text{m}$  i głębokości 30  $\mu\text{m}$ ) umożliwiają jednoczesne wprowadzanie dwóch różnych linii komórkowych. Wspólna komora



znajdująca się na końcu kanału wylotowego pozwala obserwować interakcje komórek w trakcie prowadzonych testów. Na każdym podłożu szklanym znajdują się dwa identyczne wzory różniące się jedynie średnicą komór (Rys. 1). Zaprojektowano różne odległości pomiędzy komorami ( $300\ \mu\text{m} - 25\ \mu\text{m}$ ), co umożliwia podczas jednego eksperymentu prowadzenie obserwacji migracji dwóch różnych linii komórkowych, wówczas gdy komórki obu linii znajdują się w różnych odległościach. Przeprowadzono wstępne badania, w których do układu wprowadzono linię komórek nowotworowych (A549) i prawidłowych (MRC-5) pochodzących z płuc człowieka. Wzrost komórek był monitorowany przez 72 godziny. Najwcześniej zaobserwowano migrację komórek w parze mikrokomór, które znajdowały się w najmniejszej odległości od siebie (po 24h). Uzyskane wyniki potwierdzają, że mikrosystem z powroźdzeniem może być wykorzystany do prowadzenia analizy migracji komórek w kokulturze, a także może stanowić wygodne narzędzie do badania interakcji między komórkami.



Rys. 1 Zdjęcie mikroukładu do obserwacji migracji i badania interakcji komórkowych.

#### Podziękowania

Niniejsza praca jest współfinansowana przez Unię Europejską w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego, projekt „Program Rozwojowy Politechniki Warszawskiej” realizowany przez Centrum Studiów Zaawansowanych.

#### LITERATURA:

- [1] J.Y. CHENG J.Y. WEI C.W., YOUNG T.H., *Elucidating in vitro cell-cell interaction using a microfluidic coculture system*, Biomed. Microdevices, 2006, 8, 65-71
- [2] TSAI S.H., WU L.W., LIN Y.C., YEH C.H., *Using co-culture microsystem for cell migration under fluid shear stress*, Lab Chip, 2011, 11, 2583-2590
- [3] PARK J., KOITO H., LI J., HAN A., 14th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences, 3-7 October 2010, Groningen, The Netherlands, 860-862

JACEK HOFFMAN<sup>1</sup>, ARTUR MAŁOLEPSZY<sup>2</sup>, MARTA MAZURKIEWICZ<sup>2</sup>,  
LESZEK STOBIŃSKI<sup>3</sup>, ZYGMUNT SZYMAŃSKI<sup>1</sup>

## **CARBON NANOTUBES SYNTHESIS BY THE Nd:YAG LASER ABLATION PROCESS**

<sup>1</sup>Institute of Fundamental Technological Research, Polish Academy of Sciences,  
Pawinskiego 5<sup>B</sup>, 02-106 Warsaw, Poland

<sup>2</sup>Faculty of Materials Science and Engineering, Warsaw University of Technology,  
Wołoska 141, 02-507 Warsaw, Poland

<sup>3</sup>Institute of Physical Chemistry, Polish Academy of Sciences, Kasprzaka 44/52, 01-224 Warsaw, Poland

**e-mails:** jhoffman@ippt.gov.pl; artur.malolepszy@gmail.com;  
marmazurkiewicz@gmail.com; lstob50@hotmail.com; zszym@ippt.gov.pl

**key words:** laser ablation, carbon nanotubes, graphite target

Laser ablation is a well-established method of obtaining a wide variety of carbon-containing materials, such as diamond-like carbon thin films [1], fullerene carbon molecules [2] and carbon nanotubes [3]. In this work we present preliminary results of synthesis of carbon nanotubes by the Nd:YAG laser vaporization method.

The reactor for synthesis of carbon nanotubes assembled in the Institute of Fundamental Technological Research is shown in Fig.1. The ablation of the target occurs in a background gas – argon at a pressure of 660 Pa slowly flowing in a quartz tube 50 mm in diameter. The quartz tube is mounted inside a cylindrical furnace operating at 1000° C. The target is situated in the centre of the furnace. Graphite target irradiation was performed using the pulsed Nd :YAG laser (Quantel, 981 E). The laser was operated at a wavelength of 1064 nm with fluence below 3 J cm<sup>-2</sup> and 10 ns pulse duration with a repetition rate of 10 Hz. The argon flow rate was 200 sccm. The graphite target contained cobalt and nickel nanoparticles used as carbon nanotubes synthesis catalysts. Graphite target was fabricated using graphite powder (GP, 99,9%, Korea) vigorously mixed with a water solution of (CH<sub>3</sub>COO)<sub>2</sub>Ni and CoCl<sub>2</sub> precursors. Solution of NaBH<sub>4</sub> (1 M) was used as reducer of Ni and Co salts. Metallic nanoparticles (with diameter of 10-40 nm) were successfully deposited on the GP surface in a ratio: 0.5 at% Ni and 0.5 at% Co. The mixture was pressed under high pressure at room temperature into tablet 25 mm in diameter. The carbon soot containing nanotubes was collected from the surface of the brass water-cooled collector located at the exit of the furnace. Fig.2 shows the SEM image of the collected soot with carbon nanotubes.

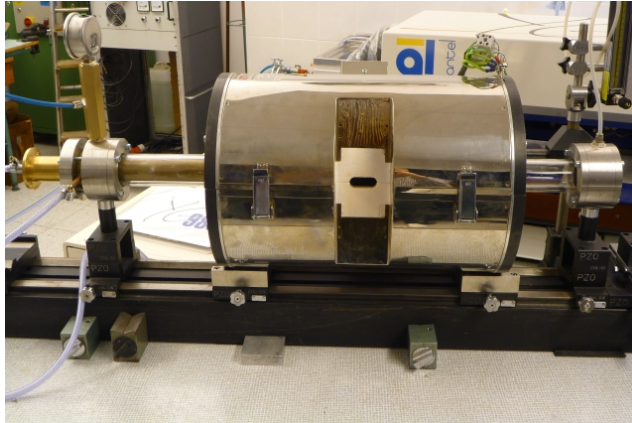


Fig.1 Reactor for synthesis of carbon nanotubes. In the centre of the furnace - inspection window. On the left side of the furnace the brass collector and the mechanism for target rotation.

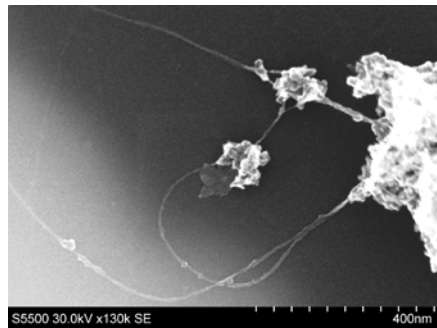


Fig.2 The SEM image of the collected soot with carbon nanotubes.

#### LITERATURE:

- [1] YOSHITAKE T, NISHIYAMA T, AOKI H, SUIZU K, TAKAHASHI K, NAGAYAMA K, *The effects of substrate temperature and laser wavelength on the formation of carbon thin films by pulsed laser deposition*. *Diamond and Related Materials*, 1999, vol. 8: 463–467
- [2] HUNTER J, FYE J, JARROLD MF, *Annealing C60+: Synthesis of Fullerenes and Large Carbon Rings*. *Science*, 1993, vol. 260: 784-786T.
- [3] PURETZKY A, SCHITTENHELM H, FAN X, LANCE MJ, ALLARD JR. FL, GEOHEGAN DB, *Investigations of single-wall carbon nanotube growth by time-restricted laser vaporization*. *Phys.Rev.B*, , 2002, vol.65: 245425

ELŻBIETA JĘDRYCH<sup>1</sup>, SYLWIA FLIS<sup>2</sup>, ALEKSANDRA RAKOWSKA<sup>1</sup>, ZENON JASTRZĘBSKI<sup>2</sup>, MICHAŁ CHUDY<sup>1</sup>, ARTUR DYBKO, ZBIGNIEW BRZÓZKA<sup>1</sup>

**OCENA CYTOTOKSYCZNOŚCI ZWIĄZKÓW O DZIAŁANIU PRZECIWNOWOTWOROWYM W MIKROPRZEPLYWOWYM SYSTEMIE**

**CYTOTOXICITY TESTS OF ANTICANCER DRUGS IN THE MICROFLUIDIC SYSTEM**

<sup>1</sup>Wydział Chemiczny, Zakład Mikrobioanalitiky, ul. Noakowskiego 3, 00-664 Warszawa

<sup>2</sup>Narodowy Instytut Leków, Zakład Farmakologii, ul. Chełmska 30, 00-725 Warszawa

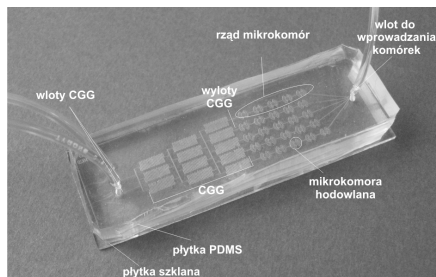
e-mail: [ejedrych@ch.pw.edu.pl](mailto:ejedrych@ch.pw.edu.pl)

**słowa kluczowe:** *lab-on-a-chip*, cytotoksyczność, komórki adherentne, nowotwór, terapia wielolekowa

Podczas opracowywania nowych leków ważne jest określanie ich negatywnego lub toksycznego działania na organizmy żywe [1]. W celu uniknięcia kumulacji tego samego czynnika wpływającego toksycznie na komórki prawidłowe często stosowana jest również terapia wielolekowa. Istotnym zadaniem stawianym przed inżynierami jest poszukiwanie nowych metod, które umożliwią prowadzenie badań na komórkach w warunkach zbliżonych do warunków *in vivo*, jednocześnie zapewniając skrócenie oraz zautomatyzowanie tego typu badań [2]. Jednym z rozwiązań pozwalającym na usprawnienie badań biologicznych jest ich miniaturyzacja, a w zasadzie opracowanie alternatywnych narzędzi typu *Lab-on-a-chip* stosowanych w badaniach *in vitro* [3]. Miniaturowe systemy do oceny cytotoksyczności związków mogą służyć m.in. do zoptymalizowania dawek, czasu i częstości podawania leków na poziomie badań komórkowych [4].

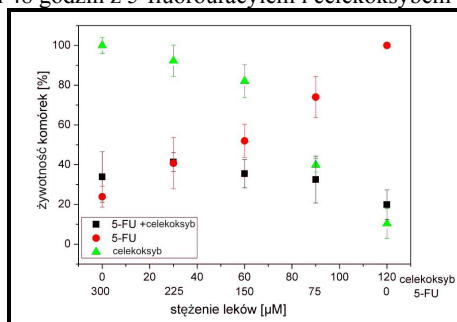
Celem badań było wykorzystanie opracowanego mikrosystemu do hodowli komórek adherentnych oraz prowadzenia w nim analizy cytotoksyczności związków o potencjalnym działaniu przeciwnowotworowym. Materiałami konstrukcyjnymi mikroukładu były: biokompatybilne szkło oraz poli(dimetylosiloksan) – PDMS. W płytce szklanej wykonano macierz 5x5 mikrokomór hodowlanych (o średnicy 1mm). W płytce PDMS wykonano sieć mikrokanalów w ten sposób, aby struktury wielokanałowe pokrywały się z mikrokomorami wytworzonymi w płytce szklanej. Geometria tych mikrokanalów, otaczających komorę hodowlaną, zapewniała równomierne dozowanie badanych związków do wnętrza mikrokomory. Istotnym elementem mikroukładu był generator gradientu stężeń – CGG. Jest to mikroprzepływowa struktura mikrokanalów (o szerokości 100 μm) posiadająca dwa wloty i pięć wylotów połączonych z mikrokomorami hodowlanymi. Z dwóch roztworów wprowadzanych do wlotów generatora, na jego wylocie uzyskiwane jest pięć roztworów o różnych stężeniach. Zaplanowana długość jednego meandra CGG (50 mm) pozwala na wymieszanie dwóch strumieni substancji. W wytworzonym mikroukładzie przeprowadzono hodowle różnych linii komórkowych A549 (nowotwór płuc), HT29 (nowotwór jelita grubego) oraz, Balb/3T3 (prawidłowe mysie fibroblasty). Następnie, wzrastające w mikrokomorach komórki poddano działaniu 5-fluorouracylu oraz

celekoksybu – związków wykazujących działanie przeciwnowotworowe. Inkubowano je z komórkami pojedynczo oraz w kombinacji tzw. terapii wielolekowej.



Rys. 1 Mikrosystem do hodowli komórek adherentnych i analizy cytotoksyczności związków

Wyznaczono cytotoksyczność powyższych związków. Na Rys. 2 przedstawiono przykładowe wyniki dla komórek A549 inkubowanych 48 godzin z 5-fluorouracylem i celekoksybem (pojedynczo i w kombinacji).



Rys. 2 Wyniki cytotoksyczności związków (5-fluorouracylu oraz celekoksybu) w testach przeprowadzonych pojedynczo oraz w kombinacji. Na osi x stężenie 5-fluorouracylu maleje a celekoksybu rośnie. Żywotność komórek bez podania związków wynosiła ok. 100%.

Uzyskane wyniki potwierdzają możliwość wykorzystania wykonanego systemu do badań cytotoksyczności. Zasadniczą zaletą wytworzonego mikroukładu było zmniejszenie skali eksperymentów, stosowanie małych objętości próbek oraz ilości materiału biologicznego. Zastosowanie mikrosystemu w analizie biologicznej pozwala również na wyeliminowanie błędów wykonywania pracy laboratoryjnej i może stać się elementem wspomagającym badania prowadzone w wyspecjalizowanych laboratoriach biologicznych.

#### Podziękowania

Praca została zrealizowana w ramach projektu 505G/1022/0037, finansowanego przez NCN.

#### LITERATURA:

- [1] JANIEC W., *Kompendium farmakologii*, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2006
- [2] YOUNG E.W.K., BEEBE D.J., *Fundamentals of microfluidic cell culture in controlled microenvironments*, Chem. Soc. Rev. 2010, 39, 1036-1048
- [3] ANDERSSON H., BERG A.B., *Microfluidic devices for cellomics: a review*, Sens. Actuat. B 2003, 92, 315-325
- [4] YEO L.Y., CHANG H.Ch., CHAN P.P.Y., FRIEND J.R., *Microfluidic devices for bioapplications*, Small 2011, 7, 12-48

Toby D. Young, Grzegorz Jurczak, Paweł Dłużewski

## **Wpływ Defektów Struktury Krystalicznej na Elektromechaniczne Własności Nanostruktur**

### **Influence of Crystal Defects on Electromechanical Properties of a Nanostructures**

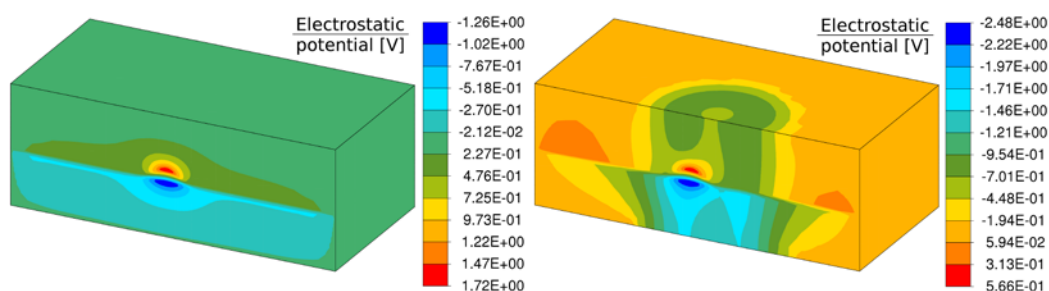
Zakład Metod Komputerowych, IPPT PAN, Warszawa, ul. Pawińskiego 5b

e-mail: [gjurcz@ippt.gov.pl](mailto:gjurcz@ippt.gov.pl)

**Słowa kluczowe: Piezoelektryczność, Mechanika Ośrodków Ciągłych, Metoda Elementów Skończonych, Nanostruktura**

Epitaksjalne struktury azotkowe (GaN, AlN, InN) zawierają ogromną liczbę defektów struktury krystalicznej, wśród których na szczególną uwagę zasługują tzw. threading dislocations, czyli dyslokacje przebijające na wskroś warstwy półprzewodnikowe [1]. Obserwacje eksperymentalne potwierdzają ścisły związek pomiędzy wzajemnym położeniem dyslokacji i położeniem nanostruktur kwantowych. Dodatkowa płaszczyzna krystalograficzna wyznaczająca dyslokację krawędziową wprowadza do struktury krystalicznej źródłowe pole dystorsji tworząc tym samym geometrycznie preferowane miejsca zarodkowania nanostruktury kwantowej [2]. W dalszej kolejności zakotwiczona na krawędzi kropki kwantowej dyslokacja wpływa na odkształcenia sprężyste istniejące w kropce, a zgromadzony wzdłuż linii dyslokacyjnej ładunek ma wpływ na własności elektryczne nanostruktury. Obecny w kryształach o strukturze wurcytu efekt polaryzacji spontanicznej powoduje w heterostrukturach silną tendencję do lokalizacji potencjału elektrostatycznego na kierunku równoległym do osi  $c$  kryształu [3]. Efekt ten, dominujący w strukturach hodowanych na kierunkach polarnych (wzrost zgodnie z kierunkiem osi  $c$ ), wraz z efektem piezoelektrycznym determinują własności elektryczne i optoelektroniczne izolowanych kropek kwantowych [4]. Obecność w bliskim otoczeniu nanostruktury dyslokacji, wraz z jej polem przemieszczeń i ujemnym ładunkiem elektrycznym (niedomieszkowany GaN) o zasięgu dziesiątek nanometrów [5,6], prowadzi do poważnych zmian własności fizycznych kropek kwantowej. Wartość i rozkład potencjału elektrostatycznego wokół dyslokacji może być zmierzony za pomocą holografii mikroskopowej. Dla dyslokacji śrubowej jego wartość znacznie przekracza  $-1V$ , a rozkład przypomina rozkład normalny. Uwzględniając obecność naładowanej elektrycznie dys-

lokacji wyznaczamy jej wpływ na wartość i rozkład pól mechanicznych i elektrycznych w kropce kwantowej. Pomimo obszernych badań w tej dziedzinie, ilościowa ocena wpływu dyslokacji na własności mechaniczne, elektryczne i kwantowe (w tym optoelektryczne) nanostruktur jest ciągle sprawą otwartą. W celu określenia wpływu defektów struktury na własności fizyczne nanostruktur zbadano za pomocą metody elementów skończonych model heksagonalnej kropki kwantowej GaN/AlN wyhodowanej w okolicy dyslokacji krawędziowej. Zagadnienie brzegowe rozwiązano metodą elementów skończonych uwzględniając wzajemne oddziaływanie mechaniczno-elektryczne dla niejednorodnego chemicznie materiału piezoelektrycznego. Wyniki wskazują jakościowe i ilościowe różnice w stosunku do izolowanej nanostruktury bez dyslokacji.



Rys. 1 Rozkład potencjału elektrostatycznego w izolowanej, nanometrowej kropce kwantowej GaN/AlN oraz w kropce kwantowej wyhodowanej przy dyslokacji przebiegającej o składowej śrubowej.

Zgodnie z otrzymanymi wynikami dyslokacja przebiegająca o składowej śrubowej ma największy degradujący wpływ na własności elektryczne kropki kwantowej przy zanedbywalnie małym wpływie na własności mechaniczne kropki. Wynika to z względnie wysokiej wartości indukowanego potencjału elektrostatycznego, Rys.1. Specyfika rozkładu potencjału generowanego przez ładunki elektryczne zlokalizowane wzdłuż linii dyslokacji powodują, że potencjał elektrostatyczny kropki w porównaniu do niezdefektowanej struktury jest przesunięty w kierunku ujemnych wartości o stałą zależną od odległości od rdzenia dyslokacji. Z kolei, dyslokacja przebiegająca o składowej krawędziowej, ze względu na małą gęstość ładunku elektrycznego wzdłuż linii dyslokacji, ma umiarkowany wpływ na własności elektryczne kropki przy znacznym wpływie na własności mechaniczne kropki. Dyslokacja o składowej mieszanej, ze względu na swój charakter, znacząco modyfikuje zarówno pola mechaniczne jak i elektryczne obecne w kropkach.

#### LITERATURA:

- [1] P. DŁUŻEWSKI ET AL., INT. J. MULTISCALE COMP. ENG. **8**(3), 331-342. (2010).
- [2] J. L. ROUVIERE ET AL., APPL. PHYS. LETT. **75**, 2632. (1999).

- [3] A. D. ANDREEV ET AL., PHYS. REV. B. **62**, 15851. (2000).
- [4] T. D. YOUNG ET AL., PHYS. STAT. SOLIDI (C). **6, S2**, 557. (2009).
- [5] J. CAI ET AL., PHYS. STAT. SOL. (A) **192**, No. 2, 407–411. (2002).
- [6] P. DŁUŻEWSKI ET AL., COMPUT. MATER. SCI. **29**, 379. (2004).





Dawid Kałuza, Wojciech Adamiak, Martin Jönsson-Niedziółka, Marcin Opałło

### **Badanie procesów przeniesienia jonów w układzie mikroprzepływowym**

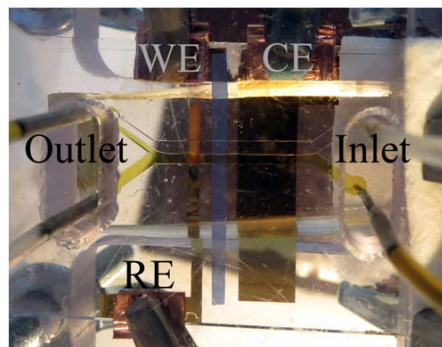
#### **Studies of ion transfer processes in microfluidic system**

Instytut Chemii Fizycznej PAN  
Zakład Procesów Elektrodoowych  
ul. Kasprzaka 44/52  
01-224 Warszawa  
e-mail: dkaluza@ichf.edu.pl

**słowa kluczowe: układ mikroprzepływowy, przeniesienie jonów, granica faz ciecz|ciecz**

Obecnie układy mikroprzepływowe cieszą się dużą popularnością w wielu dziedzinach nauki, w których operuje się z ogromną dokładnością małymi objętościami odczynników, m.in. zaletą układów mikroprzepływowych wykorzystywanych jako reaktory chemiczne jest to, że pozwalają na przeprowadzenie wielu reakcji chemicznych przy użyciu małych ilości reagentów w krótkim czasie.

Głównym celem tej pracy było zbadanie reakcji elektrochemicznych, które zachodzą na granicy faz pomiędzy roztworami dwóch elektrolitów [1] pozostającymi w kontakcie z elektrodą pokrytą tlenkiem indu domieszkowanego tlenkiem cyny (ITO). Rys. 1 przedstawia układ mikroprzepływowy, który został użyty przy realizacji niniejszej pracy. Część eksperymentalna pracy składała się z doświadczeń wstępnych, których głównym celem było zrozumienie reakcji, które zachodzą w warunkach laminarnego przepływu dwóch faz ciągłych: fazy organicznej (N-oktylo-2-pirolidonu) oraz fazy wodnej [2]. W kolejnej części pracy badano procesy przeniesienia jonów pomiędzy dwiema przepływającymi fazami ciekłymi w zależności od parametrów zadanego przepływu oraz stężenia jonów obecnych w fazie wodnej.



Rys. 1 Schemat przedstawiający układ mikroprzepływowy, w którego kanale (o szerokości 2 mm) znajduje się przepływająca faza organiczna (widoczna poprzez dodanie porfiryiny manganu (III)) oraz faza wodna. Na rysunku widoczne są także chlorosrebrna elektroda odniesienia (RE) oraz złota elektroda pomocnicza (CE) o długościach odpowiednio 1 mm oraz 5 mm. W celu lepszej wizualizacji pracująca elektroda ITO (WE) została przedstawiona na schemacie w kolorze niebieskim.

#### LITERATURA:

- [1] Girault H. H., *Electrochemistry at Liquid-Liquid Interfaces*, Journal of Electroanalytical Chemistry, 2010, vol.23, 1-104.
- [2] MacDonald S. M., Watkins J. D., Gu Y., Yunus K., Fisher A. C., Shul G., Opallo M., Marken F., *Electrochemical processes at a flowing organic solvent/aqueous electrolyte phase boundary*, Electrochemistry Communications, 2007, vol.9, 2105-2110.

IZABELA KAMIŃSKA, KRZYSZTOF FRONC, BOŻENA SIKORA,  
ANNA BARANOWSKA - KORCZYC, KAMIL SOB CZAK,  
TOMASZ WOJCIECHOWSKI, ANNA RESZKA, BOGDAN J. KOWALSKI,  
WOJCIECH PASZKOWICZ,<sup>1)2)</sup>KAMIL KOPER,<sup>1)2)</sup>PIOTR STĘPIEŃ,  
<sup>3)</sup>BOHDAN PATERCZYK, DANEK ELBAUM

**OPTYMALIZACJA BIO-SENSORA OPARTEGO  
NA NANOCZĄSTKACH  $ZnAl_2O_4$  DOMIESZKOWANYCH  
LANTANOWCAMI OTRZYMANÝCH ZA POMOCĄ SYNTEZY  
AEROZOŁOWEJ**

**OPTIMIZATION OF A BIO-SENSOR BASED ON  
LANTHANIDE-DOPED  $ZnAl_2O_4$  NANOPARTICLES  
PREPARED BY AEROSOL SYNTHESIS**

Institute of Physics PAN , al. Lotników 32/46, 02 - 668 Warsaw, Poland

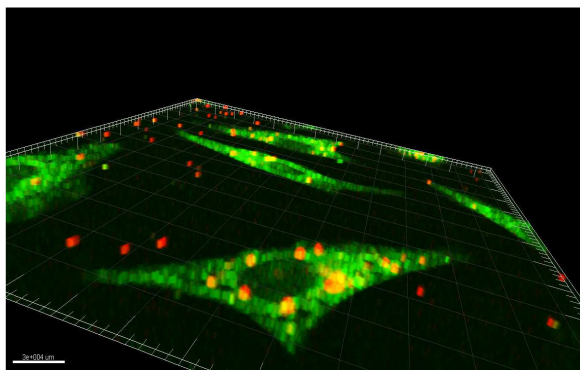
1) Institute of Biochemistry and Biophysics PAN, ul. Pawińskiego 5a, 02 - 106 Warsaw, Poland

2) Institute of Genetics and Biotechnology, University of Warsaw,  
ul. Pawińskiego 5a, 02 - 106 Warsaw, Poland

3) Faculty of Biology, University of Warsaw, ul. Ilji Miecznikowa 1, 02 - 096 Warsaw, Poland  
e-mail: ikaminska@ifpan.edu.pl, fronc@ifpan.edu.pl, sikorab@ifpan.edu.pl, akorczyc@ifpan.edu.pl,  
ksobczak@ifpan.edu.pl, reszka@ifpan.edu.pl, kowab@ifpan.edu.pl, paszk@ifpan.edu.pl,  
k.k.koper@student.uw.edu.pl, stepien@ibb.waw.pl, bataki@biol.uw.edu.pl, elbaum@ifpan.edu.pl

**słowa kluczowe: spinel, rare-earth, biosensor, nanoparticles**

The research is aimed to obtain biosensors for imaging processes in the cells of living organisms. For this purpose, we apply semiconductor nanoparticles from a few to several hundred nanometers in diameter, which when appropriately functionalized bind to designated places on the cell surface or penetrate the cell membrane and interact with selected organelles. We have developed a technology of zinc-aluminum spinel ( $ZnAl_2O_4$ ), co-doped with rare-earth metals such as  $Er^{3+}$  and  $Yb^{3+}$ . The nanoparticles are chemically inert, stable and are not toxic to biological cells. When excited with 980 nm light, which is only weakly absorbed by water and biological tissues, the spinels emit a green (540 nm) and a red (650 nm) light resulting from the upconversion. In addition, application of the near infrared light significantly reduces biological structures autofluorescence.



**Figure 1.** Confocal microscopy image of  $\text{ZnAl}_2\text{O}_4$  co-doped  $\text{Er}^{3+}$ ,  $\text{Yb}^{3+}$  inside living HeLa cells. Green pixels: autofluorescence (excitation: 488 nm). Red pixels: luminescence nanoparticles (excitation: 980 nm).

Obtained by us nanomaterials were characterized using scanning electron microscopy (SEM), transmission electron microscopy (TEM), X-ray diffraction (XRD) and X-ray microanalysis (EDX). The optical properties were determined using photoluminescence measurements and by confocal microscope. The results show that the spinels could be visualized in HeLa cells.

**Acknowledgements:** The research was supported by the European Union within European Regional Development Fund, through grant Innovative Economy (POIG.01.01.02-00-008/08), and by the Ministry of Science and Higher Education (Poland) through Grant No. N518 424036 and Center of Excellence. The Polish National Centre for Research and Development NR13004704 and Center of Excellence.

MAŁGORZATA KMIOTEK<sup>1</sup>, ANNA KUCABA-PIĘTAL<sup>1</sup>, SŁAWOMIR BŁOŃSKI<sup>2</sup>,  
PIOTR GARSTECKI<sup>3</sup>

## JAK KSZTAŁT I GEOMETRIA PRZESZKODY UMIESZCZONEJ NA ŚCIANCIE MIKROKANALU ZMIENIAJĄ PRZEPIYW?

## HOW THE SHAPE AND GEOMETRY OF OBSTACLES IMMERSSED ON THE MICROCHANNEL WALL AFFECTS THE FLOW?

<sup>1</sup>Politechnika Rzeszowska, Wydział Budowy maszyn i Lotnictwa, Zakład Mechaniki Płynów i Aerodynamiki, Rzeszów, ul. Powstańców Warszawy 12,

<sup>2</sup>Instytut Podstawowych Problemów Techniki PAN, Zakład Mechaniki i Fizyki Płynów, Warszawa, ul. Powińskiego 8,

<sup>3</sup>Instytut Chemii Fizycznej PAN, Zakład Fizykochemii Płynów i Miękkiej Materii, Warszawa, ul. Kasprzaka 44/52 PAN,

e-mail : [kmimal \(at\)prz.edu.pl](mailto:kmimal(at)prz.edu.pl)

**słowa kluczowe:** mikro i milikanaly,  $\mu$ PIV -Mikro Particle Image Velocimetry

Miniaturyzacja urządzeń i wprowadzanie nowych technologii stwarza konieczność stosowania małych przekrojów przewodów. Stąd rosną wymagania i zapotrzebowanie na stosowanie mini- oraz mikrokanaly. Modele przepływowe i dotyczące wymiany ciepła opracowane i sprawdzone dla makrokanaly nie uwzględniają specyficznych zjawisk charakterystycznych dla mikrokanaly. Wynika stąd konieczność bliższego poznania zjawisk zachodzących w mini i mikrokanalach.

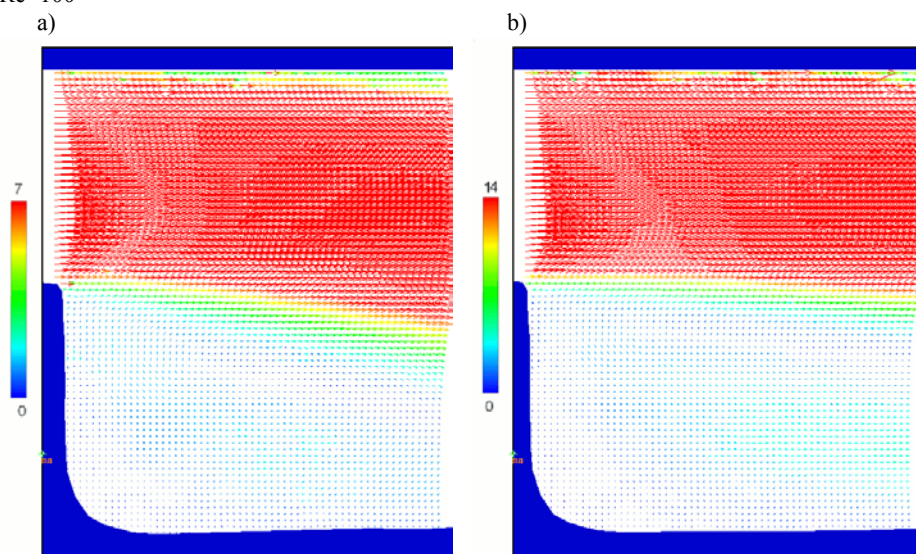
W większości urządzeń mikro przepływowych występuje przepływ laminarny, a poszczególne warstwy płynu oddziałują na siebie na drodze dyfuzji masy, pędu czy energii. Stosowanie przeszkód w mikrokanalach powoduje, że występuje dodatkowy ruch płynu co wpływa pozytywnie na transport masy płynu, przepływ ulega turbulizacji, zwiększa się proces mieszania i może pośrednio wpływać na efektywność wymiany ciepła płyn-ścianka kanału.

Konstrukcje mikrokanaly z przeszkodami jako turbulizatory przepływu mogą być stosowane w urządzeniach i systemach np. mikrowymienniki ciepła, systemy ogrzewania słonecznego i geotermicznego, wymiana ciepła w procesach przemysłowych, lotnictwie, skraplacze i parowniki w mikropompach ciepła, do chłodzenia urządzeń elektronicznych zwłaszcza procesorów komputerów, w systemach mieszania paliwa w mikrosilnikach, czy mieszania w mikrosystemach analizy chemicznej i biologicznej.

Badania numeryczne z wykorzystaniem solwera Adina-F dotyczące określenia wpływu optymalnego kształtu przeszkód w mikro i milikanalach wykazały że dopiero przy  $Re=100$  powstają zawirowania za przeszkodą. Największe za prostokątną [2,3].

Celem badań eksperymentalnych było uzyskanie informacji na drodze doświadczalnej, aby porównać i zweryfikować wyniki uzyskane wcześniej na drodze numerycznej. Badania eksperymentalne przepływów zostały wykonane metodą wizualizacji przepływu  $\mu$ PIV ( Mikro Particle Image Velocimetry) opartą na mikroanaometrii obrazowej w ramach współpracy w zakładzie Mechaniki i Fizyki Płynów Instytutu Podstawowych Problemów Techniki w Warszawie Zaprojektowany układ milikanaly został wykonany metodą frezowania w Instytucie Chemii Fizycznej Polskiej Akademii Nauk. Do opracowania wyników (zdjęć) z  $\mu$ PIV wykorzystano komercyjny program do analizy obrazów PIVview2C [1] firmy PIVTEC GmbH.

Badano kanały z przeszkodami o kształcie prostokątnym, trójkątnym i owalnym dla różnej geometrii Kanały użyte do doświadczeń miały szerokość 2mm. Badano przepływy dla dwóch liczb Reynoldsa: 50 i 100. Na rys 1 przedstawiono przykładowe rozkłady prędkości dla dwóch wartości liczb Reynoldsa:  $Re=50$  oraz  $Re=100$



Rys 1. Wektory prędkości  $v[m/s]$  za przeszkodą owalną w kanale o szerokości  $200\mu$ . Liczba Reynoldsa przepływu (a) $Re=50$ , b)  $Re=100$ .

Wyniki badań eksperymentalnych pokazują, że kształt przeszkody i jego geometria wpływają na obraz przepływu. Wzrost liczby Reynoldsa wydłuża strefę bezpośrednich zaburzeń za przeszkodą. Uzyskane wyniki są zbieżne ze rezultatami badań numerycznych[2,3].

#### LITERATURA:

- [1] PIVview2C/3C Documentation: <http://www.pivtec.de/>
- [2] Kmiotek M., Kucaba-Piętal A.: *Flow in the microchannel with an obstacle of triangular and rectangular shape*, 19th Polish National Fluid Dynamics Conference Poznan, 05-09.09.2010
- [3] Kmiotek M., Kucaba-Piętal A.: *Preliminary calculations of a flow in a channel with triangle and rectangle obstacle*, TASK Quarterly Quarterly, No 4/2010, 329–337

DOROTA KOŁBUK<sup>1</sup>, PIOTR DENIS<sup>1</sup>, EMILIA CHOIŃSKA<sup>2</sup>, PAWEŁ  
SAJKIEWICZ<sup>1</sup>

**BADANIA MIESZNEK POLIKAPROLAKTON/ŻELATYNA POD  
WZGLĘDEM MIESZALNOSCI  
INVESTIGATIONS OF POLYCAPROLACTONE/GELATINE BLENDS  
IN TERMS OF THEIR MISCIBILITY**

<sup>1</sup>Institut Podstawowych Problemów Techniki, Polska Akademia Nauk; Pawińskiego 5B 02-106 Warszawa; [dkolbuk@ippt.gov.pl](mailto:dkolbuk@ippt.gov.pl), [pdenis@ippt.gov.pl](mailto:pdenis@ippt.gov.pl), [psajk@ippt.gov.pl](mailto:psajk@ippt.gov.pl).

<sup>2</sup>Wydział Inżynierii Materiałowej, Politechnika Warszawska; Wołoska 141 02-507 Warszawa; [choinska.emilia@gmail.com](mailto:choinska.emilia@gmail.com).

**Keywords: blends, compatibility, miscibility, polycaprolactone, gelatin**

Addition of some peptides like collagen or its denatured form - gelatin, is a well known route for improving cell adhesion in tissue engineering through introduction of amino-acid RGD sequence (Arginine-Glycine-Aspartic acid). A lot of papers describe electrospinning of nano- and submicron fibres from a mixture of synthetic polymers with biopolymers, most of them focusing on the practical aspects of scaffold effectiveness for cell cultures in vitro conditions. Some of the papers show unexpected results related to phase content and hence some properties of such blended fibers without any attempt of physical interpretation. Quantitative analysis of miscibility between the polymeric components in such systems is critical for understanding physical properties in this type of mixtures.

The aim of the work is to analyse miscibility of polycaprolactone and gelatine. There is a lack of literature data on this topic.

#### Materials

Polycaprolactone (PCL) ( $M_w = 80.000$ ) and gelatin (Ge) type A from porcine skin were used. Blends were prepared by making solutions using common solvent – hexafluoroisopropanol (HFIP) at room temperature. Total concentration was 5% and the ratio of PCL/Ge was varied. After complete mixing, solvent was evaporated. During solvent evaporation, solutions remained either undisturbed (evaporation under vacuum) (samples U) or were electrospun (samples E).

#### Methods

Differential scanning calorimetry (DSC) was applied for investigations of glass transition temperature,  $T_g$ , and melting temperature,  $T_m$ , for PCL amorphous phase and crystals, respectively. Melting temperature was determined at the maximum of the peak. DSC Pyris-1 (Perkin-Elmer) and DSC Q2000 (TA Instruments) calorimeters were used. Sample mass ranged between 7-9 mg were used. Polarizing-interference microscope MPI 5 was used for the analysis of morphology.

#### Results

The analysis of superstructures by MPI for samples U indicates clearly spherulitic structure without any traces of phase separation up to PCL/Ge ratio of 70/30 (Fig. 1).



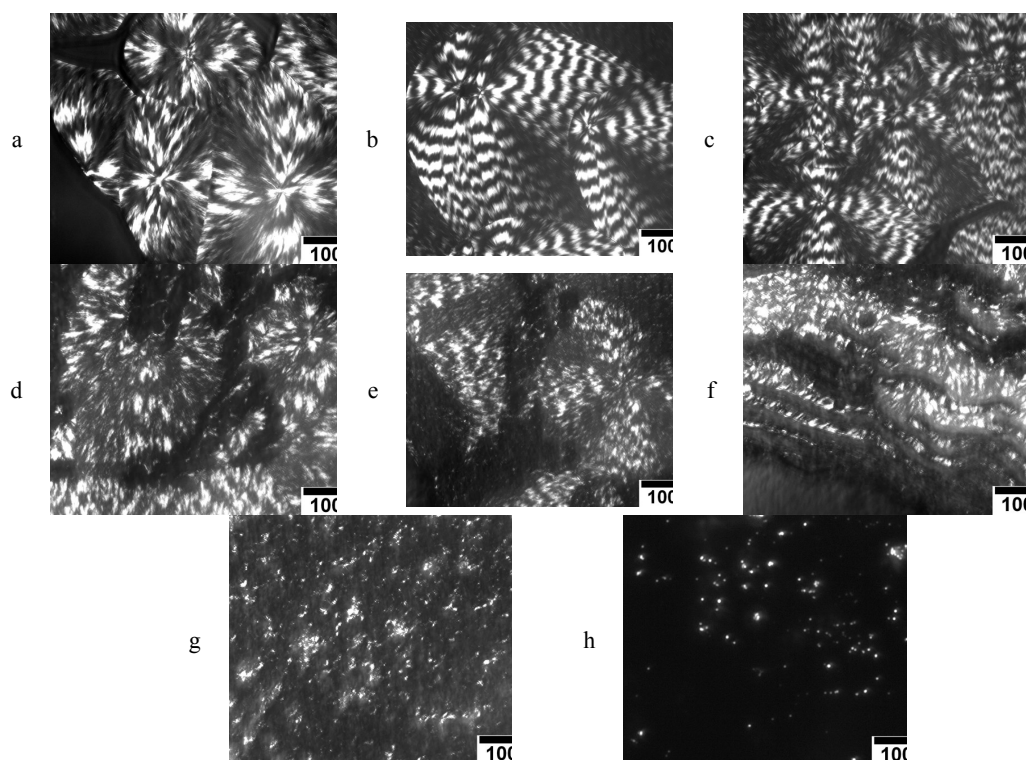


Fig. 1. Optical micrographs at crossed polarizers of PCL/Ge blends. PCL/Ge: (a) 100/0, (b) 95/5, (c) 90/10, (d) 80/20, (e) 70/30, (f) 60/40, (g) 50/50, (h) 20/80

It is evident from Fig. 1 that addition of Ge changes the morphology of spherulites into ring-banded structure compared to non-ringed spherulites in pure PCL. According to Woo et al. [ 1 ], formation of ringed spherulites in PCL blends is an evidence of miscibility. In our opinion, this observation can be only treated as an evidence of incorporation of gelatin molecules into a structure of PCL spherulites. It is known that gelatin remains amorphous while PCL is a crystallizing component. At higher Ge content there is phase separation (Fig. 1f, g), most probably into two phases, PCL rich phase and Ge rich one. At very high Ge content (above PCL/Ge 20/80), there is again one phase structure. On the contrary, this structure is practically not birefringent or very weakly birefringent, being an evidence of dominating amorphous gelatine with PCL molecules scattered within amorphous gelatin without or very weak formation of crystallites.

Fig. 2 shows the dependence of  $T_g$  from DSC measurements on PCL/Ge ratio for samples U. This type of dependence as seen in Fig. 2 indicates the there is no molecular miscibility of both substances which should be manifested by more or less linear dependence of measured  $T_g$  on blend content. Instead of this nonlinear dependence is seen, typical for compatible systems [2], e.g. there are two  $T_g$  values which depend in a specific way on composition. Compatibility, being intermediate state between miscibility and immiscibility is caused by sufficiently strong interactions between the components. The analysis of  $T_g$  for E samples is not so informative in terms of miscibility because of complex effect of external fields during solvent evaporation during electrospinning.

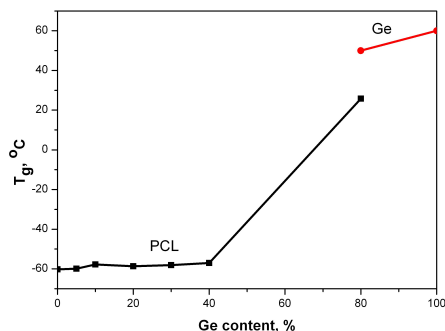


Fig. 2. DSC glass transition temperatures for PCL/Ge blends (U samples)

Additional conclusions regarding miscibility can be drawn from the analysis of PCL crystal melting. Both types of samples (U and E) in the range of composition up to 70/30 PCL/Ge ratio show during heating one endothermic peak related to melting of PCL crystals; the changes of melting temperatures are rather small. For higher Ge content endothermic effect splits into two peaks. At the content of Ge > 80% there is practically no traces of PCL crystallinity as observed during DSC heating. The existence of two endothermic peaks can be interpreted at the moment as an evidence of formation of two phases, differing in PCL content and hence in size and perfection of crystals.

Additional result which needs further physical explanation is related to changes of PCL crystallinity. It was observed that PCL crystallinity in samples both U and E containing relatively small content of Ge (up to 10%) increases over the value for pure registered for PCL samples.

#### Conclusions

The data obtained recently indicate that the system of PCL/gelatin belongs to type of s.c. compatible system, being intermediate between miscible and immiscible systems. Strong molecular interactions between PCL and gelatin which are responsible for existence of compatibility are evidenced by FTIR results [3]. In terms of morphology, it is concluded that the phase separation occurs in the range of gelatin content between ca. 30 and 80%.

#### References

- [1] WOO E. M., MANDAL T. K., LEE S. C.; Relationship between ringed spherulitic morphology and miscibility in blends of poly( $\epsilon$ -caprolactone) with poly(benzyl methacrylate) versus poly(phenyl methacrylate). *Colloid Polymer Science* 278 (2000).1032-1042.
- [2] BROSTOW W., CHIU R., KALOGERAS I. M., VASSILIKOU - DOVA A.; Prediction of glass transition temperatures: Binary blends and copolymers. *Materials Letters* 62 (2008) 3152 – 3155.
- [3] KOŁBUK D., SAJKIEWICZ P., LISCHER S., MANIURA K., FORTUNATO G.; The effect of some biopolymers on a structure of electrospun polycaprolactone- in preparation



**Piotr M. Korczyk,<sup>a</sup> Sławomir Jakiela,<sup>b</sup> Ladislav Derzsi,<sup>b</sup> Piotr Garstecki<sup>b</sup>**

## MICROFLUIDIC TRAPS FOR PRECISE OPERATIONS ON DROPLETS

<sup>a</sup>*Institute of Fundamental Technological Research, Polish Academy of Sciences,  
ul. Pawińskiego 5B, 02-106 Warsaw (Poland)*

<sup>b</sup>*Institute of Physical Chemistry, Polish Academy of Sciences,  
ul. Kasprzaka 44/52, 01-224 Warsaw (Poland)*

E-mail: [piotr.korczyk@ippt.gov.pl](mailto:piotr.korczyk@ippt.gov.pl), [garst@ichf.edu.pl](mailto:garst@ichf.edu.pl)

**Key words: droplets, microfluidics**

Techniques operating on droplets and treating them as single reactors are very promising due to their advantages: i) lack of dispersion, ii) fast mixing, iii) superior control on kinetics of reactions, iv) easy to parallelization v) small volume<sup>1</sup>. The challenge is to control the size and content of each droplet simultaneously.

We present concept of microfluidic modules that taking advantage of the capillary back-pressure, allow to trap, dose and realize precise portion of liquid. The precision is encrypted in the geometry of the device and a large mismatch of shear stresses and capillary forces. This mismatch guarantees reproducibility over a wide range of rates of flow that need not be controlled precisely. We also demonstrate that these modules allow to build systems that perform complicated protocols precisely while not precise control.

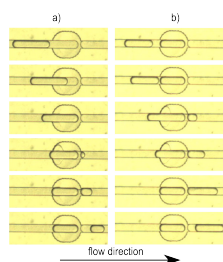


Fig. 1: Example of metering trap. a) – filling the trap by the flow of long droplet, b) – droplet passing the filled trap.

## REFERENCES

- [1] H. Song, D. L. Chen, and R. F. Ismagilov, *Angewandte Chemie International Edition*, 2006, **45**, 7336–7356.



KATARZYNA KOŚLA<sup>1</sup>, MICHAŁ CICHOMSKI<sup>1</sup>, WITOLD KOZŁOWSKI<sup>2</sup>

## WYTWARZANIE ORAZ CHARAKTERYSTYKA TRIBOLOGICZNA WARSTW KRZEMOORGANICZNYCH NA POWIERZCHNI GLINU

## PREPARATION AND TRIBOLOGICAL CHARACTERIZATION OF THE ORGANOSILANES ON ALUMINUM SURFACE

Uniwersytet Łódzki, Katedra Technologii i Chemii Materiałów, ul. Pomorska 163, 90-236 Łódź  
[kosla.kasia@uni.lodz.pl](mailto:kosla.kasia@uni.lodz.pl)

Uniwersytet Łódzki, Katedra Fizyki Ciała Stałego, ul. Pomorska 149/153, 90-236 Łódź

**słowa kluczowe: mikroskopia sił atomowych, tribologia, związki krzemooorganiczne, glin**

W ciągu ostatnich lat nanotechnologia stała się jedną z najbardziej dynamicznie rozwijających się dziedzin nauki, pozwalającą na kontrolę struktury w skali nanometrowej oraz otrzymywanie nowych materiałów o specyficznych właściwościach a w konsekwencji na miniaturyzację urządzeń. Konstruowanie urządzeń o coraz mniejszych rozmiarach, rzędu mikro- i nanometrów spowodowało konieczność poszukiwania substancji zabezpieczających ich powierzchnie, które charakteryzowałyby się doskonałymi właściwościami tribologicznymi oraz wysokim stopniem uporządkowania [1]. Do substancji pełniących rolę środka smarowego w tego typu aplikacjach zaliczyć można monowarstwy organiczne, których cząsteczki pozwalają na modyfikację własności fizykochemicznych pokrytych nimi materiałów [2].

Prezentowana praca przedstawia metodę chemicznej modyfikacji z fazy gazowej powierzchni glinu związkami krzemooorganicznymi. Modyfikacja podłoża została przeprowadzona za pomocą związków różniących się budową strukturalną. Kontrolę procesu osadzania przeprowadzono za pomocą techniki XPS. Wytworzone warstwy scharakteryzowano poprzez badania wykonane za pomocą mikroskopii sił atomowych oraz mikrotribometru a także analizę wartości swobodnej energii powierzchniowej wyznaczonej na podstawie pomiarów kąta zwilżania. Na podstawie otrzymanych wyników przedstawiono wpływ związków krzemooorganicznych na właściwości tribologiczne wytworzonych warstw.

### LITERATURA:

- [1] BHUSHAN B., *Handbook of nanotechnology*, 3th edition Springer, Heidelberg 2007
- [2] CICHOMSKI M., KOŚLA K., GROBELNY J., KOZŁOWSKI W., KOWALCZYK P.J., BUSIAKIEWICZ A., SZMAJA W., BALCERSKI W., *Nano- and microtribological characterization of silanes deposited on cobalt substrate*, *Jornal of Alloys and Compounds* 2010, vol. 507, 273-278



Andrzej Kubit<sup>(1)</sup>, Łukasz Zych<sup>(2)</sup>, Władysław Zielecki<sup>(1)</sup>

## INFLUENCE OF CERAMIC NANOFILLERS ON STATIC STRENGTH OF ADHESIVE JOINTS SUBJECTED TO PEEL.

<sup>(1)</sup> Politechnika Rzeszowska im. I. Łukasiewicza

al. Powstańców Warszawy 12 35-959 Rzeszów, Wydział Budowy Maszyn i Lotnictwa, Katedra Technologii Maszyn i Organizacji Produkcji

<sup>(2)</sup> Akademia Górniczo-Hutnicza im. Stanisława Staszica w Krakowie

al. A. Mickiewicza 30, 30-059 Kraków, Wydział Inżynierii Materiałowej i Ceramiki, Katedra Ceramiki Specjalnej

Adresy e-mail: [kubit.andrzej@gmail.com](mailto:kubit.andrzej@gmail.com), [lzych@agh.edu.pl](mailto:lzych@agh.edu.pl), [wziel@vp.pl](mailto:wziel@vp.pl)

**Keywords:** nanocomposites, nanofillers, adhesive joint, epoxy resin, ceramic nanopowders

### Abstract:

This paper describes influence of ceramic nanofillers on static strength of adhesive joints subjected to peel. Three different types of epoxy resin were considered. As a fillers were used nanopowders of ceramic materials. Static strength tests were conduct on universal mechanical testing machine – ZWICK Z100 which was equipped with shackle holder in order to obtain peel loading. Four variants of weigh contain of nanopowders in epoxy resin were considered: 0%, 2%, 5%, 8%. On the grounds of results were construct strength curves with dependence of filler content (fig. 1). Improvement of adhesion features of epoxy resin in some variants with nanofillers were observed. On the basis of scanning electron microscopy (SEM) images (fig. 2) reveals some differences on the failure surfaces.

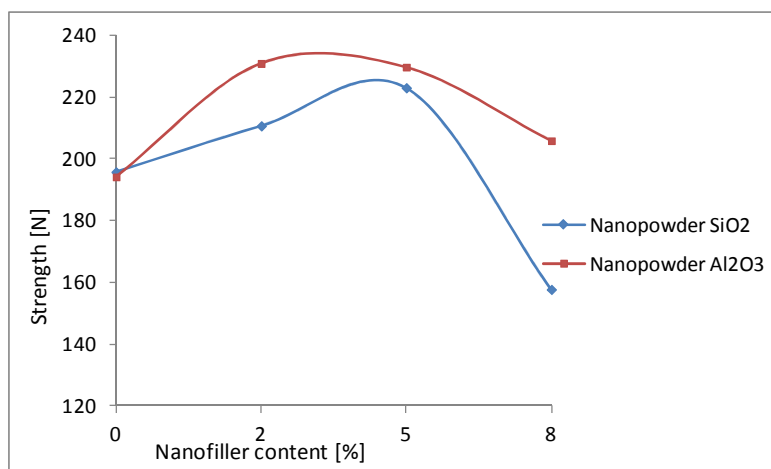
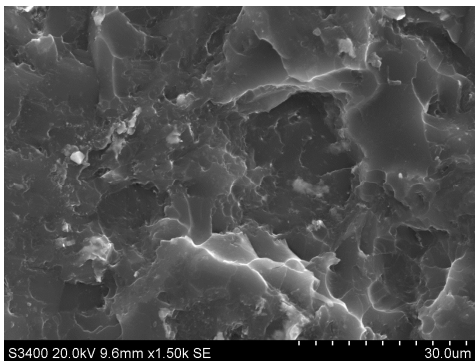


Fig. 1 Dependence strength of adhesive joint on nanofiller contain in epoxy resin.



a)



b)



Fig. 2 SEM images of fracture surfaces, epoxy resin without filler a) and epoxy resin with nanofiller b)

### LITERATURA:

- [1] Meguid S.A., Sun Y. *On the tensile and shear strength of nano-reinforced composite interfaces*. Materials and Design 25 (2004) 289–296
- [2] Y. Sun Y., Meguid S.A., Liew K.M., Ong L.S.: *Design and development of new nano-reinforced bonds and interfaces*. NSTI - Nanotech 3/2004.
- [3] Khoe S., Hassani N. *Adhesion strength improvement of epoxy resin reinforced with nanoelastomeric copolymer*. Materials Science and Engineering A 527 (2010) 6562–6567.
- [4] F. Marcq F., Demont P, Monfraix P., Peigney A., Laurent Ch., Falat T., Courtade F., Jamin T. *Carbon nanotubes and silver flakes filled epoxy resin for new hybrid conductive adhesives*. Microelectronics Reliability 51 (2011) 1230–1234
- [5] Gołębiewski J. *Nanokompozyty polimerowe Struktura, metody wytwarzania i właściwości*.
- [6] Olejnik M.: *Nanokompozyty polimerowe – rola nanododatków*. Techniczne Wyroby Włókiennicze, Łódź 2008.

**ZMIANA TEMPERATURY NA DRODZE TARCIA DLA KOMPOZYCJI  
OLEJ BAZOWY SN-150-PREPARAT EKSPLOATACYJNY MIND M****TEMPERATURE VARIABILITY DURING FRICTION FOR  
COMPOSITION BASE OIL SN-150 – EXPLOATATIONAL  
PREPARATION MIND M**

Uniwersytet Technologiczno-Przyrodniczy, Wydział Inżynierii Mechanicznej, Bydgoszcz, ul. S. Kaliskiego  
e-mail: waleria21@gazeta.pl

**słowa kluczowe: preparaty eksploatacyjne, właściwości tribologiczne, własności smarne, struktura geometryczne powierzchni**

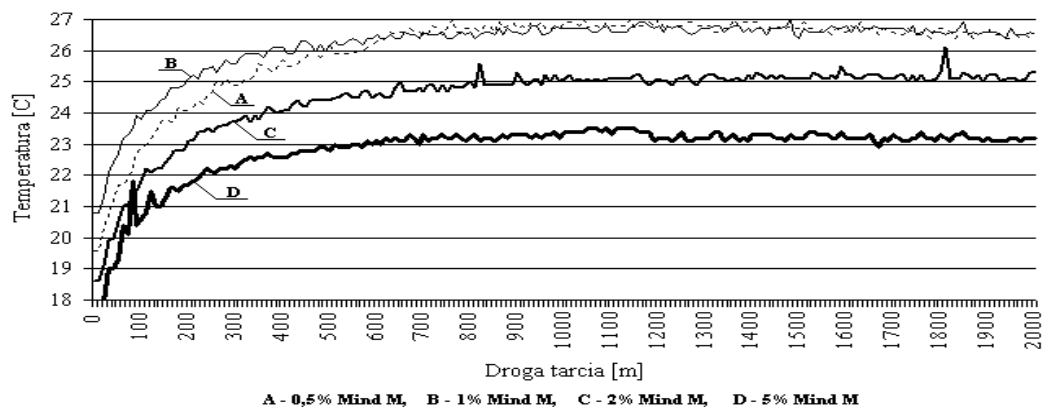
**Metodyka badań**

W badaniach jako materiał próbek wykorzystano stal C45 o twardości 40HRC, przeciwpróbka wykonana była ze stali 102Cr6 zahartowanej do twardości 60 HRC. Twardość przeciwpróbki zdecydowanie przewyższa (o 50%) twardość próbek, aby zmiany stanu SGP występowały przede wszystkim w warstwie wierzchniej próbek. Próbki z przeciwpróbką współpracowały przy obciążeniu zewnętrznym wynoszącym 600 N, co przy powierzchni styku próbek z przeciwpróbką wynoszącą 300 mm<sup>2</sup>, odpowiada teoretycznym naciskom w strefie styku 2,0 MPa.

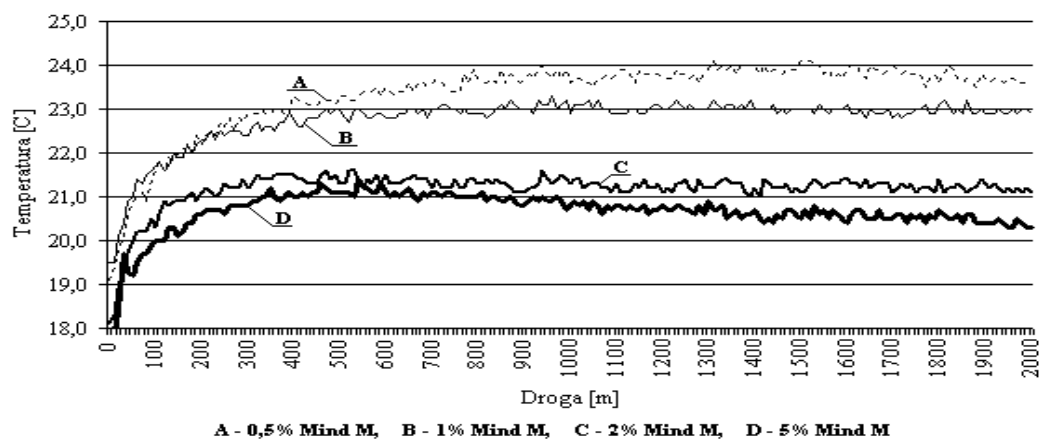
Do przeprowadzania badań tribologicznych wykorzystano stanowisko badawcze zaprojektowane i wykonane na Wydziale Inżynierii Mechanicznej UTP w Bydgoszczy.

**Wyniki badań i ich dyskusja**

Poniżej przedstawiono zmiany temperatur w komorze olejowej, w której zanurzone są współpracujące powierzchnie – rysunki 1, 2. Badania wykonano dla dwóch prędkości obrotowych napędu wrzeciona: 500 oraz 1000 obr/min dla stężeń : 0,5; 1; 2 i 5 % dodatku Mind M w oleju bazowym SN-150.



Rys. 1 Zmiana temperatury na drodze tarcia dla kompozycji Mind M + SN-150 przy obrotach wrzeciona napędu 1000 obr/min. Próbkowanie co 1 minutę



Rys. 2 Zmiany temperatury na drodze tarcia dla kompozycji Mind M + SN-150 przy obrotach wrzeciona napędu 500 obr/min. Próbkowanie co 1 minutę

Zwiększenie dodatku Mind M z 0,5% na 5% powoduje zmniejszenie wartości temperatury w komorze olejowej z ok. 26,5°C na ok. 23°C oraz z 23,7°C na 20,5°C odpowiednio dla prędkości obrotowej wrzeciona 1000 i 500 obr/min. W zakresie drogi tarcia od 1000 do 2000 metrów temperatura praktycznie jest stała. (Rys. 1 i 2).

W zakresie badanych stężeń dodatek Mind M korzystnie wpływa na obniżenie temperatury w komorze olejowej zarówno dla prędkości obrotowej wrzeciona 500 jak i 1000 obr/min dla drogi tarcia równej 2000 metrów.

G.S.MITYURICH<sup>1</sup>, M.ALEKSIEJUK<sup>2</sup>, G.V.KULAK<sup>3</sup>, A.N.SERDYUKOV<sup>4</sup>

## **PHOTOACOUSTIC DIAGNOSTICS OF DENSE LAYERS OF CARBON ABSORBING NANOTUBES USING BESSEL LIGHT BEAMS**

1Belarusian Trade and Economics University, Gomel, Belarus;  
e-mail: george\_mityurich@mail.ru

2Institute of Fundamental Technological Research Polish Academy of Sciences, Warsaw, Poland; e-mail: maleks@ippt.gov.pl

3I.P.Shamyakin Mozyr State Pedagogical University, Mozyr, Belarus;  
e-mail: g.kulak@mail.ru

4Gomel State University named after F.Skoryna, Gomel, Belarus  
e-mail: serdyukov@gsu.by

**Key words: carbon nanotubes, photoacoustic effect, amplitude of photoacoustic signal, energy dissipation speed, resonant gas-microphone cell, absorption coefficient, photoacoustic spectroscopy, Bessel light beam**

Abstract– The development of modern scientific methods enables to form actively such an area as nanoelectronics in the recent years. It is caused by achievements of nanoindustry at the present stage and its enormous value for the present and the future [1, 2]. Rather perspective nanostructures with wide potential of application are carbon nanotubes [3, 4]. The experimenters [5] take an interest in research of the photoacoustical effect in layers of carbon nanotubes. The authors [5] mark, that intensity of a sound signal, arising in the dense layers of nanotubes, depends on coefficient of absorption and on parameter of volumetric of thermal expansion and specific heat  $c_p$  at constant pressure. It is shown that amplitude of the photoacoustic signal from nanotubes layer and an absorber is proportional to released heat with practically identical factor of proportionality [5]. Development of various modelling representations of photoacoustic transformation in carbon nanoobjects and nanostructures is necessary for single-valued and adequate interpretation of experimental measurements of photoacoustic signal depending on the value of optical, thermal, dissipative parameters of a carbon nanotubes block. This investigation suggests an analytical model of conductivity of carbon zigzag, armchair and chiral nanotubes. It is found the expression for energy dissipation speed and the relation for amplitude of the resultant signal in the case of its registration with help of resonant gas-microphone cell. It is showed a possibility for the definition of the carbon nanotubes absorption coefficient with the laser photoacoustic spectroscopy method using different modes of Bessel light beams.

**REFERENCES**

- [1] N. KOBAYASI, *Introduction in Nano-Technology*, M.Binom, 1987.
- [2] A.A.SHCHUKA, *Nano-Electronics*, M.Physmathbook, 2007.
- [3] O.V. KIBIS, "Superlattice of New Type: Chiral Carbon Nano-Tubes in the Transverse Electric Field", *the VIth Russian Conference on Physics of Semiconductors*, St.-Petersburg, 27<sup>th</sup> - 31<sup>st</sup> of October, 2003.
- [4] L.A.GOLOVAN, "Optical Properties of Nano-Composites on the Basis of Porous Systems", *Successes of Physical Sciences*, 177(6), 619-638 (2007).
- [5] I.S.GRUDZINSKAYA, "Optoacoustical Effect in Dense Layers of the Focused Carbon Nano-Tubes: its Use for the Measurement of the Absorption Factor of Light and Thickness of Films", *Acoustic Journal*, 52 (3), 330-334 (2006).

PAWEŁ NAKIELSKI, TOMASZ KOWALCZYK, TOMASZ A. KOWALEWSKI  
**EKSPERYMENTALNA ANALIZA UWALNIANIA LEKÓW Z  
 ELEKTROPRZĘDZONYCH NANOWŁÓKIEN**  
**EXPERIMENTAL STUDY OF DRUG RELEASE SYSTEM BASED ON  
 ELECTROSPUN NANOFIBERS**

Department of Mechanics and Physics of Fluids, Institute of Fundamental Technological Research, Polish Academy of Sciences, IPPT PAN, 02-106 Warsaw, Poland  
 e-mail: pnakiel@ippt.gov.pl

**Keywords: drug delivery, electrospinning, nanofibers**

Nanofibers produced by electrospinning of biologically active substances became attractive material for encapsulating living cells, bacteria, and drugs for targeted therapy. Here, we aim to use nanofiber matrices as neurosurgery protective membranes and drug carriers. Proper administration of drugs requires precise control of the diffusion process during the time of release of days or even weeks. Construction of such system is a tedious experimental task. To avoid hundreds of tests it is aimed to build a numerical model including essential information about composition, process conditions, and fibers geometry necessary to construct suitable polymer matrices for dedicated drug delivery systems.

*Dye release from a single nanofiber*

Even though the release kinetics were studied experimentally for a number of substances, the physicochemical mechanisms of drug release have not been fully elucidated. Hence, we commence our study with a simple geometry of single nanofiber spanned in a cuvette filled with selected liquid (Fig. 1). Spatial and temporal variation of the fluorescent light intensity is measured using a CCD camera and spectrophotometer. It allows to evaluate variation of concentration profiles and access diffusion parameters for selected configurations and compositions of liquids/polymers.

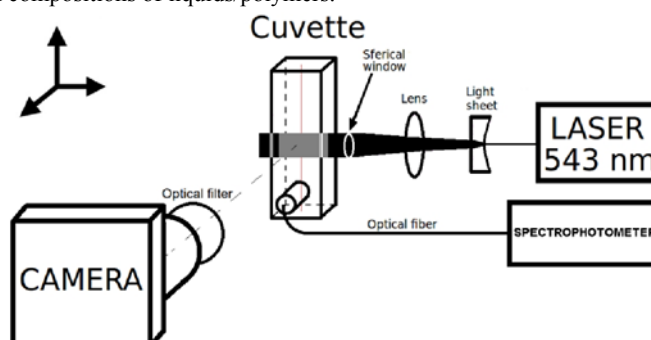


Figure. 1 Experimental setup. Laser with excitation wavelength  $\lambda = 532$  nm, light-sheet optics, disposable cuvette with single fibre spanned along the central axis, CCD camera, optical filter  $600 \text{ nm} \pm 15 \text{ nm}$  and spectrophotometer.

Synthetic nanofibers of poly ( $\epsilon$ -caprolactone) blended with rhodamine B were produced in the electrospinning process. For the single fiber experiments rotating disk was used as a collector. Two methods of loading nanofibers with dye were investigated: simple fiber with uniformly distributed dye and core-shell nanofiber with encapsulated dye.

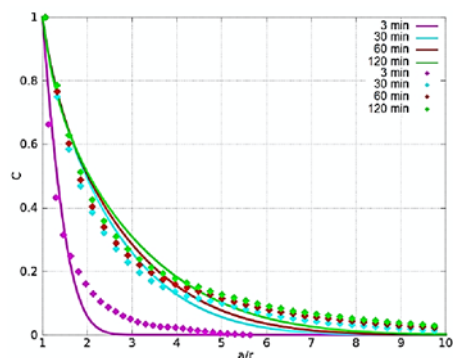


Figure 2. Dimensionless concentration – distance profile for uniform nanofiber. The measured concentration profiles (points) fitted by the analytical model (lines). Apparent diffusion coefficient is  $D = 1.3 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2/\text{s}$ .

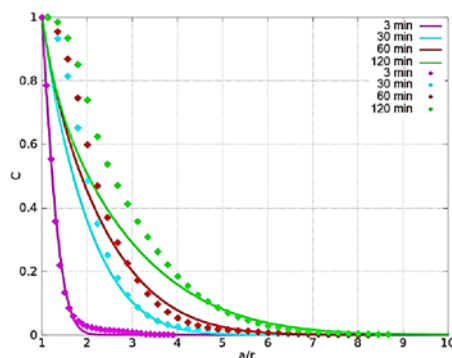


Figure 3. Dimensionless concentration – distance profiles for core-shell nanofiber. The measured data (points) and the fitted analytical model (lines). Apparent diffusion coefficient is  $D = 0.6 \cdot 10^{-11} \text{ m}^2/\text{s}$ .

Figure 2 presents concentration profiles of released dye (colored markers) obtained at several time steps for uniform nanofiber. They are compared with analytical solutions obtained for infinite cylinder with constant surface concentration. Evidently this simple model is far from physical reality. Beside molecular complications of the diffusion process it is necessary to include variation of internal and external diffusion in time and space.

Figure 3 demonstrates different behavior of the release characteristics obtained for the core-shell nanofiber. The sigmoid behavior of the concentration profiles at higher concentrations can be explained as the effect of delayed diffusion through the shield of already washed out core. The apparent diffusion constant changes by two orders of magnitude giving perspectives for constructing delayed drug release system.

#### *Dye release from a polymer matrix*

Recently our electrospun nanofibrous mats appeared to be affordable to prevent excessive cicatrisation after neurosurgical procedures (patent pending, 2011). Additional functionality of these mats is tested for controlled administration of the drugs. This should help to avoid brain neurodegeneration frequently present after traumatic injury. Various factors have a significant effect on the release profile of a drug substance. Comparing with a single nanofiber the diffusion from mats strongly depends on their structure and porosity. This nonlinear behavior of the release process is additionally biased by environmental changes.

The construction of the targeted drug release mats is supported by single nanofiber studies. The data obtained for individual nanofibers are related with drug release measurements from nanofibrous mats. The intention of our present research is to find parameters which allow for optimization of drug release process, so that the administered dose allows for the maintenance of drug levels in the desired therapeutic window, while not causing any systematic damage.

**Acknowledgments.** This research is supported by Ministry of Science and Higher Education, NCBiR grant no. R13008110. The first author has been supported with a scholarship from the European Social Fund, Human Capital Operational Program.

Presented research is described in: Polish patent pending nr 395894. Authors: Andrychowski J., Frontczak-Baniewicz M.M., Czernicki Z.M., Gołąbek-Sulejczak D.A., Kowalczyk T., Kowalewski T.A.

**Michał Nawrot, Piotr Wasylczyk**

IFD UW, Hoża 69, 00-681 Warszawa

### **3D two-photon photolithography as a rapid fabrication technique in microscale**

We will present the fundamentals and preliminary results of the three-dimensional, two-photon photolithography technique recently developed in the Photonic Nanostructure Facility (PNaF) at the Faculty of Physics, University of Warsaw.

With a beam of femtosecond infrared laser pulses focused within a volume of photosensitive monomer resin with a high-NA microscope objective, we are able to reach light intensities where two-photon absorption comes into play. Thus, a small volume of the resin is polymerised – a voxel. In principle, any 3D free-form structure can be fabricated with the technique as long as it: 1. fits within the working area (300x300x100 microns) and 2. has no features smaller than the voxel size (about 0.5 micron). The latter limit can be circumvented by appropriate geometry design, e.g. working with a negative mould.

A range of recently fabricated structures will be presented: SERS substrates, micro-piramids to be integrated into the microfluidic channels, and various photonic structures designed to work in the visible and near infrared.





Urszula Narkiewicz<sup>ac</sup>, Katarzyna Owodzin<sup>ad</sup>, Jarosław Kaszewski<sup>ae</sup>, Ewa Mijowska<sup>a</sup>,  
Sergey Yatsunenکو<sup>bf</sup>, Marek Godlewski<sup>bg</sup>

### **Właściwości strukturalne i luminescencyjne kompozytu ZrO<sub>2</sub>/CNTs**

### **Structural and luminescent properties of the ZrO<sub>2</sub>/CNTs composites**

<sup>a</sup> Zachodniopomorski Uniwersytet Technologiczny w Szczecinie, Instytut Technologii Chemicznej Nieorganicznej i Inżynierii Środowiska, ul. Pułaskiego 10, 70-322 Szczecin  
e-mail: <sup>c</sup>urszula.narkiewicz@zut.edu.pl, <sup>d</sup>kowodzin@zut.edu.pl, <sup>e</sup>jaroslavuss@wp.pl  
<sup>b</sup> Instytut Fizyki PAN, al. Lotników 32/46, 02-668 Warszawa  
e-mail: <sup>f</sup>yatsun@ifpan.zut.edu.pl, <sup>g</sup>godlew@ifpan.zut.edu.pl

#### **słowa kluczowe: nanokompozyty, nanorurki węglowe, nanocząstki**

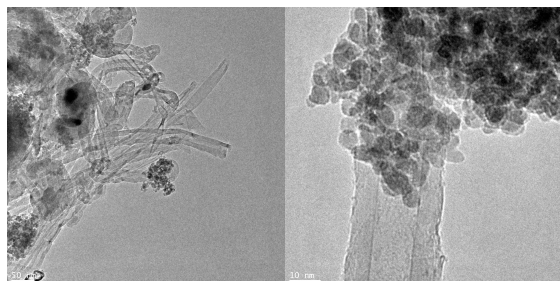
Nanorurki węglowe, ze względu na swoje unikalne właściwości, takie jak bardzo dobra wytrzymałość mechaniczna, wysokie przewodnictwo elektryczne i ciepłe, są obiecującym dodatkiem do ditlenku cyrkonu, umożliwiającym otrzymanie nowych, interesujących dla wielu zastosowań nanokompozytów.

Z nielicznych dotychczas doniesień literaturowych na temat kompozytów na bazie ditlenku cyrkonu z dodatkiem nanomateriałów węglowych wynika, że zastosowanie nanowłókien powoduje zmniejszenie gęstości otrzymanego kompozytu w porównaniu z wyjściowym ditlenkiem cyrkonu oraz zmniejsza oporność materiału[1]. Dodatkowo nanowłókna utrudniają spiekanie ziaren ZrO<sub>2</sub>, dzięki czemu materiał pozostaje drobnokrystaliczny, pogarszają się jednak jego twardość i ciągliwość. Z kolei dodatek nanorurek węglowych zwiększa odporność na uszkodzenia[1,2], na pękanie[2], zwiększa wytrzymałość na zginanie[2] oraz również zwiększa przewodnictwo materiału[1]. Stwierdzono, że dodatek nanorurek węglowych zapobiega agregacji cząstek ditlenku cyrkonu[3,4]. Zaglomerowane nanorurki węglowe pogarszają wytrzymałość kompozytu, dlatego ważne jest dobre ich rozproszenie w materiale[2,4]. Do otrzymywania nanokompozytów CNTs/ZrO<sub>2</sub> stosuje się różne metody, jak np. mieszanie proszków[5], synteza z roztworów wodnych[6], procesy z użyciem środków powierzchniowo czynnych[1,3,7] lub procesy hydrotermalne[4]. We wszystkich metodach stosowano komercyjne nanorurki węglowe.

W niniejszej pracy materiał węglowy syntezowano w wyniku rozkładu etylenu w temperaturze 700°C na katalizatorze żelazowym [8,9]. Otrzymany produkt oprócz nanorurek węglowych zawierał również węgiel amorficzny oraz cząstki katalizatora, dlatego utleniano go w atmosferze powietrza w 500°C, następnie oczyszczano z cząstek metalu za pomocą 5-molowego roztworu kwasu chlorowodorowego przez 60 minut w temperaturze wrzenia kwasu [10].

Dyskutowano dodatek nanometrycznego ditlenku cyrkonu do nanorurek węglowych w świetle badań strukturalnych i spektroskopowych. Przedstawiono dane proszkowej dyfrakcji rentgenowskiej (XRD) oraz mikrostrukturę obserwowaną transmisyjnym mikroskopem elektronowym (TEM). Badano także fotoluminescencję materiału i dokonano próby jej korelacji z właściwościami strukturalnymi materiału.

Na poniższych rysunkach przedstawiono obrazy TEM otrzymanych kompozytów. Widoczne są nanorurki węglowe o średnicy około 30 nm oraz kuliste ziarna ditlenku cyrkonu wielkości poniżej 10 nm.



Rys. 1. Zdjęcia TEM otrzymanego kompozytu.

#### LITERATURA:

1. Annamaria Duszova, Jan Dusza, Karel Tomasek, Jerzy Morgiel, Gurdial Blugan, Jakob Kuebler, *Zirconia/carbon nanofiber composite*, Scripta Materialia, 2008, vol. 58, 520-523.
2. Ji Ping Zhou, Qian Ming Gong, Ke Yi Yuan, Jian Ju Wu, Yi Fang Chen, Chen Sha Li, Ji Liang, *The effects of multiwalled carbon nanotubes on the hot-pressed 3 mol% yttria stabilized zirconia ceramics*, Materials Science and Engineering A, 2009, vol. 520, 153-157.
3. T.Y. Luo, T.X. Liang, C.S. Li, *Stabilization of cubic zirconia by carbon nanotubes*, Materials Science and Engineering A, 2004, vol. 366, 206-209.
4. F. Lupo, R. Kamalakaran, C. Scheu, N. Grobert, M. Ruhle, *Microstructural investigations on zirconium oxide-carbon nanotube composites synthesized by hydrothermal crystallization*, Carbon, 2004, vol. 42, 1995-1999.
5. A. Maitre, P. Lefort, *Solid state reaction of zirconia with carbon*, Solid State Ionics, 1997, vol. 104, 109-122.
6. T.Y. Luo, T.X. Liang, C.S. Li, *Addition of carbon nanotubes during the preparation of zirconia nanoparticles: influence on structure and phase composition*, Powder Technology, 2004, vol. 139, 118-122.
7. Yue-Feng Zhu, Lei Shi, Ji Liang, David Hui, Kin-tak Lau, *Synthesis of zirconia nanoparticles on carbon nanotubes and their potential for enhancing the fracture toughness of alumina ceramics*, Composites: Part B, 2008, vol. 39, 136-141.
8. U. Narkiewicz, M. Podsiadły, R. Jędrzejewski, I. Pelech I., *Catalytic decomposition of hydrocarbons on cobalt, nickel and iron catalysts to obtain carbon nanomaterials*, Applied Catalysis A: General, 2010, vol. 384(1-2), 27-35.
9. I. Pelech, *Preparation of carbon nanotubes using CVD method*, Polish Journal of Chemical Technology, 2010, vol. 12, 45-49.
10. I. Pelech., K. Owodzień, U. Narkiewicz, *Decomposition of ethylene on iron catalyst to obtain carbon nanotubes and the way of their purification*, Annales UMCS, Chemistry, 2010, vol. 65, 20-30.

PIOTR PROKARYN<sup>1</sup>, KRZYSZTOF DOMAŃSKI<sup>1</sup>, MAGDA  
EKWIŃSKA<sup>1</sup>, DOROTA PIJANOWSKA<sup>2</sup>, PIOTR GRABIEC<sup>1</sup>

## PROCESY ELEKTROCHEMICZNE W TECHNOLOGII WYTWARZANIA MIKROELEKTROD

### ELECTROCHEMICAL PROCESSES FOR MICROELECTRODES FABRICATION

<sup>1</sup> Instytut Technologii Elektronowej Al. Lotników 32/46 02-668 Warszawa

<sup>2</sup> Instytut Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej PAN, ul. Ks. Trojdena 4 02-109  
Warszawa

e-mail: [prokaryn@ite.waw.pl](mailto:prokaryn@ite.waw.pl); [kdoman@ite.waw.pl](mailto:kdoman@ite.waw.pl); [ekwinska@ite.waw.pl](mailto:ekwinska@ite.waw.pl); [grabiec@ite.waw.pl](mailto:grabiec@ite.waw.pl);  
[dpijanowska@ibib.waw.pl](mailto:dpijanowska@ibib.waw.pl)

**słowa kluczowe: elektrochemia, czujniki chemiczne, mikroelektrody, metale szlachetne, polianilina**

Wytwarzanie nowych przyrządów wymaga stosowania specjalistycznych technik, nierzadko odbiegających od standardowych procesów wykorzystywanych w technologii MEMS. Materiały charakteryzujące się specjalnymi właściwościami takimi jak: biokompatybilność, dobre przewodnictwo elektryczne, zdolność do trwałego łączenia z innymi materiałami, bądź reaktywność chemiczna z wybranym medium, mogą być osadzane metodami elektrochemicznymi, które umożliwiają kontrolowanie takich parametrów jak grubość warstwy, jej ziarnistość i skład chemiczny [1-3].

Niniejsza praca opisuje metody elektrochemicznego wytwarzania warstw używanych przy produkcji mikroelektrod w laboratorium Instytutu Technologii Elektronowej oraz ich przykładowe zastosowania.

Metody elektrochemiczne takie jak elektroforming warstw metalicznych, czy elektropolimeryzacja materiałów wielkocząsteczkowych, pozwalają na lokalne otrzymywanie aktywnych warstw o parametrach nieosiągalnych innymi metodami takimi jak np. naporowanie lub napylenie metali, czy nakładanie polimerów metodą natryskową lub metodą rozwirowania.

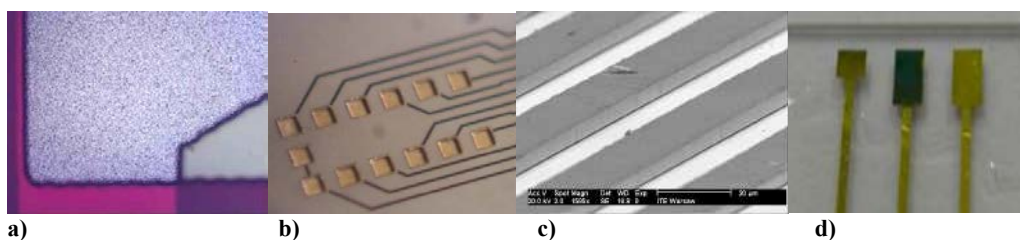
Rodzina materiałów służących do wytwarzania mikroelektrod o szerokim zakresie zastosowań, od czujników chemicznych do implantów medycznych, są metale szlachetne. W laboratorium ITE prowadzone są prace z takimi metalami jak:

-srebro – wykorzystywane między innymi do produkcji mikroelektrod chlorosrebrowych, będących częścią trójelektrodowych układów do oznaczeń amperometrycznych (Rys. 1a);

-złoto – stosowane jako materiał do produkcji elektrod oraz pól montażowych (Rys. 1b);

-platyna – dzięki biokompatybilności stosowana najczęściej jako materiał w implantach medycznych, zarówno do wytwarzania elektrod bezpośrednio stykających się z ludzkim ciałem, jak i do wytwarzania grubych ścieżek metalicznych, które muszą wykazywać się bardzo niską rezystancją (Rys. 1c).

Kolejnymi materiałami możliwymi do wykorzystania przy produkcji mikroelektrod są polimery przewodzące. Przykładem procesu elektrochemicznego, w którym na podłożu metalicznym wytwarza się aktywną warstwę polimeru, jest elektropolimeryzacja polianiliny na podłożu złotym. Syntezowane tą metodą polimery tworzą warstwę receptorową w czujnikach chemicznych np.: amperometrycznych czujnikach do oznaczania kwasu askorbinowego w roztworach wodnych (Rys. 1d).



Rys. 1 Przykłady struktury wytwarzanych w ITE: a) platyna, b) złoto, c) srebro, d) polianilina

#### **PODZIĘKOWANIA:**

PRACE PROWADZONE BYŁY W RAMACH PROJEKTU MNS -DIAG WSPÓŁFINANSOWANEGO ZE ŚRODKÓW EUROPEJSKIEGO FUNDUSZU ROZWOJU REGIONALNEGO W RAMACH PROGRAMU OPERACYJNEGO INNOWACYJNA GOSPODARKA.

#### **LITERATURA:**

- [1] MUNOZ A.G., LAWRENZ H.J., *Platinum deposition onto silicon single-crystal surfaces, mechanistic Aspects of the growth of Pt islands*, *Jurnal of Electrochemical Society*, 156, 2009, 242-247
- [2] GREEN T.A., *Gold electrodeposition, for microelectronic, optoelectronic and microsystem applications*, *Gold Bulletin*, 2007, 40/2
- [3] JAMADADE V.S., DHAWALE D.S., LOKHANDE C.D., *Studies on electrosynthesized leucoemeraldine, emeraldine and pernigraniline forms of polyaniline films and their supercapacitive behavior*, *Synthetic Metals* 160 (2010) 955–960

ANDRZEJ SIERAKOWSKI<sup>1</sup>, DANIEL KOPIEC<sup>2</sup>, PAWEŁ JANUS<sup>1</sup>,  
TEODOR GOTSZALK<sup>2</sup>, PIOTR GRABIEC<sup>1</sup>

## Mikromechaniczna dźwignia piezorezystywna do pomiaru geometrii mikro- i nano struktur

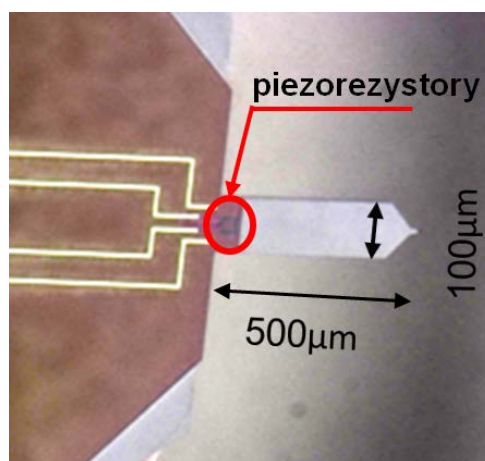
### Piezoresistive cantilever for characterization of micro and nanostructures

<sup>1</sup>Instytut Technologii Elektronowej, Warszawa

<sup>2</sup>Politechnika Wrocławska, Wydział Elektroniki Mikrosystemów i Fotoniki  
e-mail: asierak@ite.waw.pl

**słowa kluczowe:** Mikroskopia sił atomowych, pomiar geometrii mikro- i nanostruktur

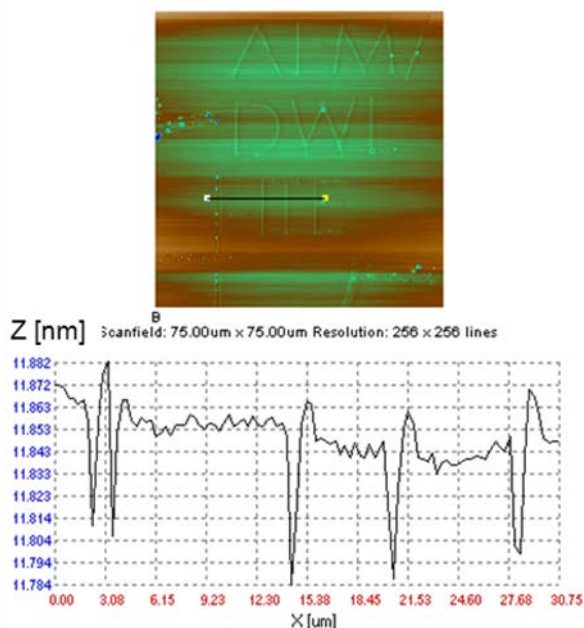
W prezentowanej pracy przedstawiono koncepcję metody pomiarowej bazującej na mikroskopie sił atomowych (ang. Atomic Force Microscope - AFM) z piezorezystywną dźwignią sprężystą pracującym trybie sił ścinających (ang. Shear force) [1]. W badaniach tych mikro-dźwignia sprężysta, przedstawiona na rys. 1, mocowana jest prostopadle do powierzchni badanej próbki. W konsekwencji, ostrze drgające w rezonansie, przesuwa się równoległe nad powierzchnią próbki.



Rys. 1 Dźwignia mikroskopu AFM z piezorezystywnym detektorem ugięcia.

Dzięki odpowiedniej technologii trawienia ostrzy wiązką skupionych jonów (ang. Focus Ion Beam - FIB) ostrze to efektywnie penetruje strukturę preparatu o wysokiej smukłości (ang. high aspect ratio). Mikro-

dźwignie sprężyste wykonane są w technologii mikro-mechanicznej z zintegrowanym w strukturze piezorezystywnym detektorem ugięcia. Detekcja wychylenia końcówki (siła działająca na jej nasadę) rejestrowana jest w zewnętrznym układzie elektronicznym, co istotnie upraszcza konstrukcję głowicy pomiarowej i ułatwia integrację tego typu systemów pomiarowych w urządzeniach przemysłowych, np. takich jak systemy do bezmaskowego naświetlania wzoru (ang. Direct Writing Lithography - DWL). Dzięki elektronicznemu schematowi przetwarzania sygnałów i przy założeniu niezmienności jego parametrów, możliwe jest również precyzyjne kalibrowanie detektora siły naciskującej na ostrze [2,3]. W pracy opisano sposób wyznaczania stałej sprężystości i czułości detekcji wychylenia dźwigni metodą interferometryczną oraz przedstawiono wstępne wyniki pomiarów topografii powierzchni mikro- i nanostruktur (rys. 2).



Rys. 2 Obraz AFM struktury testowej oraz profil zmierzony wzdłuż zaznaczonej linii.

#### LITERATURA:

- [1] WOSZCZYNA M. et al., *Tunneling/shear force microscopy using piezoelectric tuning forks for characterization of topography and local electric surface properties*, Ultramicroscopy ,2010, vol. 110, 877-880
- [2] GOTSZALK T. et al., *Calibration and examination of piezoresistive Wheatstone bridge cantilevers for scanning probe microscopy*, Ultramicroscopy, 2003, vol 97, 385–389
- [3] RANGELOW W. I. et al., *Piezoresistive SXM sensors*, Surface and Interface Analysis, 2002, vol. 33, 59–64

BOŻENA SIKORA, KRZYSZTOF FRONC, IZABELA KAMIŃSKA, ANNA BARANOWSKA-KORCZYC, KAMIL KOPER<sup>[1][2]</sup>, KAMIL SOBCZAK, JAKUB WŁODARCZYK<sup>[3]</sup>, TOMASZ WOJCIECHOWSKI, GRZEGORZ WILCZYŃSKI<sup>[3]</sup>, WOJCIECH PASZKOWICZ, PIOTR STĘPIEŃ<sup>[1][2]</sup>, BOHDAN PATERCZYK<sup>[4]</sup>, DANIEK ELBAUM

**FLUORESCENCYJNY REZONANSOWY TRANSFER ENERGII  
MIĘDZY NANOCZĄSTKAMI ZnO/MgO A BARWNIKIEM  
ORGANICZNYM DO ZASTOSOWAŃ W BIOLOGII I MEDYCYNIE**

**FLUORESCENCE RESONANCE ENERGY TRANSFER BETWEEN  
ZnO/MgO NANOPARTICLES AND ORGANIC DYE FOR  
BIOLOGICAL AND MEDICINE APPLICATION**

Institute of Physics PAN, al. Lotników 32/46, 02-668 Warsaw,

<sup>[1]</sup> Institute of Biochemistry and Biophysics PAN ul. Pawinskiego 5a, 02-106 Warsaw,

<sup>[2]</sup> Institute of Genetics and Biotechnology, University of Warsaw ul. Pawinskiego 5a, 02-106 Warsaw,

<sup>[3]</sup> Nencki Institute of Experimental Biology PAN ul. Pasteur 3, 02-093 Warsaw

<sup>[4]</sup> Faculty of Biology, University of Warsaw, ul. Miecznikowa 1, 02-096 Warsaw

e-mail: Sikora@ifpan.edu.pl

**keywords: nanoparticles, FRET, biosensing.**

Neurodegenerative diseases are a group of progressive congenital or acquired diseases of the nervous system, in which the primary pathological phenomenon results from cellular dysfunctions. The first behavioral symptoms appear when a significant number of neurons are damaged. The lack of effective drugs is predominantly associated with unavailability of diagnostic tools for an early stage of neurodegenerative disease development.

Our aim was to synthesize nanoparticle with potential diagnostic capability. We synthesize ZnO/MgO core/shell nanoparticles with about 6 nm diameter. In the first phase, we covered ZnO/MgO nanoparticles by carboxymethyl-beta-cyclodextrin (CMCD). The interior of cyclodextrin is hydrophobic thus it can form inclusion complexes with hydrophobic molecules. The energy transfer between ZnO/MgO coated beta-cyclodextrin nanoparticles and organic dye Nile Red built into the holes of cyclodextrin was examined. The effect of temperature on the FRET system was observed, what could be of importance for diagnostics.

We introduced the FRET complex into HeLa cells. The emission maxima of the FRET nanoparticles inside the cells was 630 nm, while outside the cells was observed to be 610 nm. Thus, we were able to design a prototype of a biosensor sensitive to the local cellular environment. In the next stage, we intend to introduce the FRET complex into neurons.



Acknowledgements: The research was partially supported by the European Union within European Regional Development Fund, through grant Innovative Economy (POIG.01.01.02-00-008/08) and was partially supported by the Ministry of Science and Higher Education (Poland) through Grant No. N N518 424036 , and grant from the Polish National Centre for Research and Development NR13004704.

ARKADIUSZ T. SOBCZYK<sup>1)</sup>, ANATOL JAWOREK<sup>1)</sup>, MAREK KLEIN<sup>2)</sup>,  
ADRIANA ZALESKA<sup>2)</sup>

## **SYNTEZA MIKROPOROWATEJ WARSTWY TiO<sub>2</sub> W MIKROPLAZMIE WYŁADOWANIA BARIEROWEGO**

## **SYNTHESIS OF MICROPOROUS TIO<sub>2</sub> FILM IN MICROPLASMA GENERATED BY DIELECTRIC BARRIER DISCHARGE**

1) Instytut Maszyn Przepływowych Polskiej Akademii Nauk, ul. Fiszer 14, 80-231 Gdańsk

2) Wydział Chemiczny, Politechnika Gdańska, ul. Gabriela Narutowicza 11/12, 80-233 Gdańsk

e-mail: sobczyk@imp.gda.pl

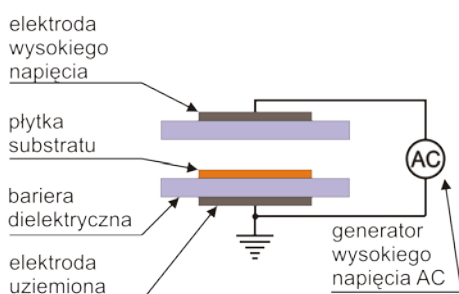
**słowa kluczowe: fotokataliza, wyładowanie barierowe, plazma, wyładowanie przy ciśnieniu atmosferycznym, tlenek tytanu**

W pracy przedstawiono metodę syntezy mikroporowatej warstwy TiO<sub>2</sub> w mikroplazmie wyładowania barierowego. Warstwa utworzona na substracie z Cu lub szkła składała się z nanocząstek TiO<sub>2</sub> otrzymanych z rozkładu prekursora, którym był izopropanolan tytanu(IV), w atmosferze powietrza i argonu. Otrzymana warstwa przeznaczona jest do fotokatalitycznej konwersji CO<sub>2</sub>.

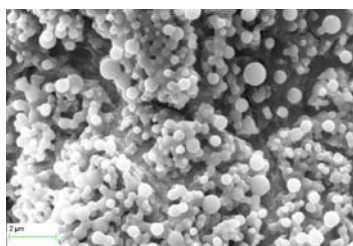
Wyładowanie barierowe (ang. *Dielectric Barrier Discharge*) wytworzone było w obecności bariery dielektrycznej pomiędzy dwiema elektrodami płasko-równoległymi zasilanymi napięciem zmiennym o częstotliwości od 0.5 do 10 kHz. Amplituda napięcia zmieniana była w przedziale od 2 do 10 kV. Schemat reaktora plazmowego przedstawiono na rys. 1. W wyładowaniu barierowym

gęstość elektronów może zmieniać się w przedziale od  $10^{14}$  do  $10^{15} \text{ cm}^{-3}$  a średnia energia elektronów wynosi od 1 do 10 eV (Yu-feng et al. [2006]).

W przeprowadzonych eksperymentach barierę dielektryczną stanowiły płytki szklane o grubości 1.8 mm umieszczone na obu elektrodach. Na dolnej barierze dielektrycznej umieszczony był substrat. Odległość między płytkami, pomiędzy którymi przepływał gaz roboczy, wynosiła 0.6 mm. Badania powstawania warstwy  $\text{TiO}_2$  poprzedzone zostały badaniami laboratoryjnymi procesu formowania się wizualnie jednorodnej i niejednorodnej plazmy w tym samym układzie elektrod w atmosferze argonu i powietrza. Przed i po wyżarzaniu warstwy w piecu o temperaturze  $450^{\circ} \text{C}$  została wykonana analiza morfologii (SEM), analiza składu pierwiastkowego (EDX) i struktury krystalograficznej (spektrometr Ramana). Zdjęcie SEM otrzymanej warstwy przedstawiono na rys. 2. Warstwa otrzymana po 20 minutach składała się ze spieczonych ze sobą nanocząstek  $\text{TiO}_2$  o średnicy od ok. 200 nm do ok. 1000 nm.



Rys. 1. Schemat reaktora DBD.



Rys. 2. Zdjęcie SEM przykładowej warstwy  $\text{TiO}_2$  zsyntezowanej w reaktorze DBD dla napięcia zasilania 5 kV i częstotliwości 2 kHz. Prąd wyładowania wynosił 2.37 mA

## LITERATURA:

- [1] YU-FANG G., DAI-QI Y., KE-FU CH., YA-FENG T., *Humidity Effect on Toluene Decomposition in a Wire-plate Dielectric Barrier Discharge Reactor*, Plasma Chem Plasma Process, 2006, Vol. 26,237–249

JAROSŁAW SOWIŃSKI, MAREK DZIUBIŃSKI, MAREK KRAWCZYK

## **ROZKŁAD PRĘDKOŚCI I UDZIAŁ FAZ W PRZEPIŹYWIE DWUFAZOWYM CIECZ-GAZ W MINIKANALE**

### **VELOCITY AND VOID FRACTION DISTRIBUTION IN TWO PHASE FLOW IN MINICHANNEL**

Politechnika Łódzka, Wydział Inżynierii Procesowej i Ochrony Środowiska, Łódź ul. Wólczajska 213  
e-mail: sowinski@wipos.p.lodz.pl

**słowa kluczowe: void fraction, numerical simulation, minichannel.**

Udział faz podczas przepływu mieszaniny dwufazowej ciecz - gaz jest jedną z podstawowych wielkości charakteryzujących przepływ dwufazowy. Znajomość tej wielkości jest niezbędna do opisu procesów wymiany pędu ciepła i masy [1]. Wartość udziału faz charakteryzowana jest jako parametr uśredniony w pewnej objętości kontrolnej, decydują o tym stosowane w badaniach eksperymentalne metody wyznaczania tej wartości [1,2]. Jednakże podczas przepływu mieszaniny dwufazowej w minikanalach i szczelinach istotne jest dla jakości opisu udziału faz znajomość jej wartości lokalnej. Dlatego przy opisie udziału gazu w mieszaninie dwufazowej należy uwzględnić takie wielkości jak: profil prędkości mieszaniny dwufazowej, profil udziału fazy gazowej i lokalną względną prędkość między fazami. W oparciu o powyższe wielkości został zaproponowany przez Zuberą i Findlaya model przepływu mieszaniny dwufazowej zwany modelem dryftu [3,4]. Model ten pozwala określić udział faz w przepływie dwufazowym [4,5]. Zakłada on występowanie podwójnych profili krzywoliniowych czyli niezależnego profilu dla prędkości przepływu i udziału faz. W modelu tym parametrem uwzględniającym odmienny kształt tych profili jest parametr dystrybucji. W pracy podjęto próbę wyznaczenia wartości parametru dystrybucji na podstawie przeprowadzonych symulacji CFD i porównania ich z danymi doświadczalnymi [6]. Wyniki obliczeń numerycznych pozwoliły na wyznaczenie przebiegu profili krzywoliniowych dla prędkości dwufazowej i udziału faz. Przebieg wyznaczonych profili pozwolił także ocenić jakość opisu obliczeń numerycznych [7,8].

Do przeprowadzenia symulacji numerycznych zastosowano oprogramowanie Ansys 12: Ansys Meshing 12 oraz Ansys Fluent 12. Do opisu przepływów dwufazowych użyto modelu VOF (ang. Volume of Fluid) [9]. Symulacji numerycznej poddano przepływ dwufazowy woda - powietrze w pionowym kanale o wymiarach 15x0,8 mm i wysokości 320 mm. Wykonano 4 warianty obliczeń uwzględniające zmiany strumieni maso-

wych fazy gazowej i ciekłej oraz budowy siatek obliczeniowych. W obliczeniach wykorzystano dwie trójwymiarowe siatki zbudowane w oparciu o heksagonalne elementy. Pierwsza siatka była regularna i zawierała 208 węzłów, natomiast druga siatka zbudowana była z 3607 węzłów i w obszarze przyściennym została zagęszczona. Na podstawie otrzymanych wyników symulacji wyznaczono teoretyczne wartości współczynników w modelu Zuber-Findlaya.

W wyniku porównania wartości doświadczalnych parametru dystrybucji  $C_0$ , oraz prędkość dryftu  $v_{dr}$  z wyznaczonymi na podstawie symulacji numerycznych stwierdzono, że dokładność symulacji zależy przede wszystkim od gęstości siatki obliczeniowej. Najlepszą jakość opisu otrzymano dla siatki obliczeniowej zbudowanej z 3607 węzłów. Uzyskano to dzięki odpowiedniemu zagęszczeniu siatki w obszarze przyściennym, gdzie występuje największy gradient prędkości.

## LITERATURA:

- [1] Dziubiński M., Hydrodynamika przepływu mieszanin dwufazowych ciecz – gaz, Politechnika Łódzka, Łódź 2005.
- [2] Sowiński J., Dziubinski M., Fidos H., Velocity and gas-void fraction in two-phase liquid-gas flow in narrow mini-channels, Archives of Mechanics, Polish Academy of Sciences, Warszawa 2009
- [3] Armand A.A.M.: Izv. ATI, 15(1), 16, 1956
- [4] Zuber N., Findlay J.A., J. Heat Transfer, Trans. ASME, 87, 453, 1965
- [5] Mishima, K., Hibiki, T., Some characteristics of air-water two-phase flow in small diameter vertical tubes, Int. J., Multiphase flow, 22, 703, 1996
- [6] Tomczak Ł., Sowiński J., Application of image analysis to determine two-phase liquid-gas flow parameters in narrow minichannels. Inżynieria Chemiczna i Procesowa, 28, 1134, 2007
- [7] Pohorecki, R., and Kula, K., A simple mechanism of bubble and slug formation in Taylor flow in microchannels, Chemical Engineering Research and Design, 86, 997, 2008
- [8] Qian, D., and Lawal, A., Numerical study on gas and liquid slugs for Taylor flow in a T-junction microchannel, Chemical Engineering Science, 61, 7609, 2006
- [9] FLUENT 6.1 documentation. Lebanon: Fluent Incorporated, 2003.

WOJCIECH J. STEPNIOWSKI<sup>1</sup>, AGATA NOWAK-STEPNIOWSKA<sup>2</sup>, MARTA MICHALSKA-DOMAŃSKA<sup>1</sup>, MAŁGORZATA NOREK<sup>1</sup>, ZBIGNIEW BOJAR<sup>1</sup>

## WBUDOWYWANIE ANIONÓW METALI D-ELEKTRONOWYCH W ANODOWYM TLENKU ALUMINIUM

### INCORPORATION OF D-ELECTRONIC ANIONS IN ANODIC ALUMINUM OXIDE

<sup>1</sup>Wojskowa Akademia Techniczna, Wydział Nowych Technologii i Chemii, Katedra Zaawansowanych Materiałów i Technologii, ul. Kaliskiego 2 00-908 Warszawa

<sup>2</sup>Wojskowa Akademia Techniczna, Instytut Optoelektroniki, Samodzielna Pracownia Biochemii i Spektroskopii, ul. Kaliskiego 2 00-908 Warszawa  
e-mail: wstepniowski@wat.edu.pl

**słowa kluczowe: anodyzacja, nanopory, inkorporacja jonów, związki chelatowe, materiały fotoluminescencyjne**

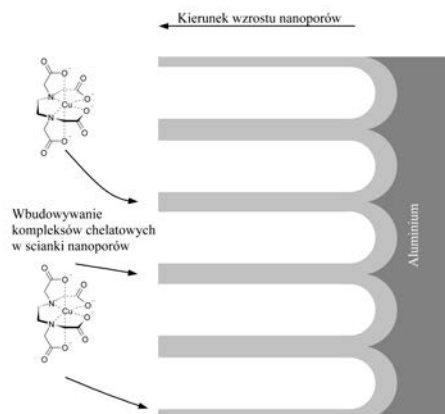
Anodowy tlenek aluminium jest szeroko stosowanym materiałem podczas otrzymywania całej gamy nanostruktur [1]. Nanoporowaty tlenek aluminium to heksagonalnie uporządkowane, równoległe do siebie, kapilary [2]. Za pomocą parametrów procesu anodyzacji, czyli rodzaju, stężenia i temperatury elektrolitu, napięcia i czasu trwania procesu, można sterować cechami geometrycznymi nanoporów (średnia średnica porów, średnia odległość pomiędzy porami, grubość warstwy anodowego tlenku). Co więcej, materiał ten znalazł również zastosowania jako materiał luminescencyjny. Właściwości luminescencyjne materiał ten zawdzięcza wakansom tlenkowym występującym w ściankach porów, a także faktowi iż podczas wzrostu nanoporowatego tlenku, część anionów elektrolitu wbudowuje się w ścianki nanoporów.

W przedstawionych badaniach przedstawiono dwa podejścia odnośnie wbudowywania anionów metali d-elektronowych w ścianki nanoporowatego tlenku aluminium. Znany jest fakt, iż możliwa jest skuteczna anodyzacja aluminium w kwasie chromowym. W przedstawionych badaniach aluminium było anodyzowane w 0.3 M kwasie chromowym w zakresie temperaturowym od 20 do 50 °C i napięciowym od 20 do 50 V. Zgodnie z tym podejściem, celem jest bezpośrednie wbudowywanie anionów elektrolitów w anodowy tlenek. Stwierdzono wbudowywanie się anionów chromianowych (VI) w ścianki nanoporów. Zauważono, że im większa szybkość wzrostu nanoporowatego tlenku (czyli wyższa temperatura i wyższe napięcie podczas anodyzacji), tym więcej anionów jest wbudowywanych w tlenek. Co więcej, za pomocą ilościowej analizy uporządkowania, wykonanej za pomocą szybkich transformat Fouriera (FFT) stwierdzono znacznie

niższy poziom uporządkowania nanoporów tak uzyskiwanego tlenku, co paradoksalnie, jest pożądane w aplikacjach luminescencyjnych. Niski poziom uporządkowania nanoporów świadczy o wysokiej zawartości różnego typu wakansów tlenkowych (w tym F i F<sup>+</sup> centrów), będących źródłem luminescencji. Co więcej, wbudowany chrom w formie anionów chromianowych (VI) również ma szansę poprawić właściwości luminescencyjne tak uzyskanego materiału.

Zgodnie z drugim podejściem, wbudowywanie metali d-elektronowych można realizować za pomocą kompleksów chelatowych dodanych do właściwego elektrolitu. W przedstawionych badaniach do 2%-ego H<sub>2</sub>SO<sub>4</sub> wprowadzono 0.02 M CuSO<sub>4</sub> i 0.02 M EDTA (wersenianu dwusodowego). W elektrolicie znajdował się stabilny związek chelatowy, co potwierdziły badania spektrofotometryczne. Co więcej, odnotowano, że podczas wzrostu nanoporów związek ten wbudowywał się w ścianki nanoporów. W tym przypadku również stwierdzono niski poziom uporządkowania nanoporów, a także obecność związanych za pomocą EDTA jonów Cu<sup>2+</sup>, dzięki czemu tak uzyskiwany anodowy tlenek również jest obiecującym materiałem luminescencyjnym (Rys. 1).

Reasumując, w ścianki nanoporów anodowego tlenku aluminium można wbudowywać metale d-elektronowe w formie jonów zarówno stosując pożądany metal w formie anionu, jak i kompleksu chelatowego, uzyskując w ten sposób obiecujące materiały luminescencyjne.



Rys. 1 Schemat wbudowywania związków chelatowych w ścianki nanoporów anodowego tlenku aluminium

## LITERATURA

- [1] SULKA G.D., ZARASKA L., STEPNIOWSKI W.J., *Anodic porous alumina as a template for nanofabrication*, Encyclopedia of nanoscience and nanotechnology, American Scientific Publishers, 2011, vol.11, 261-349
- [2] SULKA G.D., *Highly ordered anodic porous alumina formation by self-organised anodising and template-assisted fabrication of nanostructured materials*, Nanostructured Materials in Electrochemistry, Wiley-VCH, 2008, 1-116

AN-BANG WANG\* AND MING-CHE HSIEH

## DISCOVERING THE MISSING TRANSPORT MECHANISM INSIDE THE VALVELESS MICROPUMP

Institute of Applied Mechanics, National Taiwan University, No. 1, Sec. 4, Roosevelt Road, Taipei, 10617  
Taiwan, Republic of China  
E-mail: [abwang@spring.iam.ntu.edu.tw](mailto:abwang@spring.iam.ntu.edu.tw)

**Key words:** valveless micropump, vibration chamber, vortex dynamics, flow guide

There has been long since a misleading that the rectifier is the only decisive element for the design of fluid transportation in a valveless micropump [1]. We revealed here that the pump performance also critically depends on the design of the vibration chamber, a neglected element in a micropump that has drawn almost no attention in the past, except for [2,3]. The efficiency of fluid transportation was found to be highly related to the hydraulic coupling of two asymmetric vortex pairs inside the vibration chamber as shown in Fig. 1. Moreover, the generally used in-line design for inlet and outlet rectifiers has surprisingly the lowest efficiency! Based upon the discovered flow mechanism, a novel design concept of flow guides inside the vibration chamber, which was inspired from an ancient fish trap, has shown its extraordinary improvement of pump performance. It could be potentially integrated with most existing designs of reciprocating micropumps for a further breakthrough of pumping efficiency.

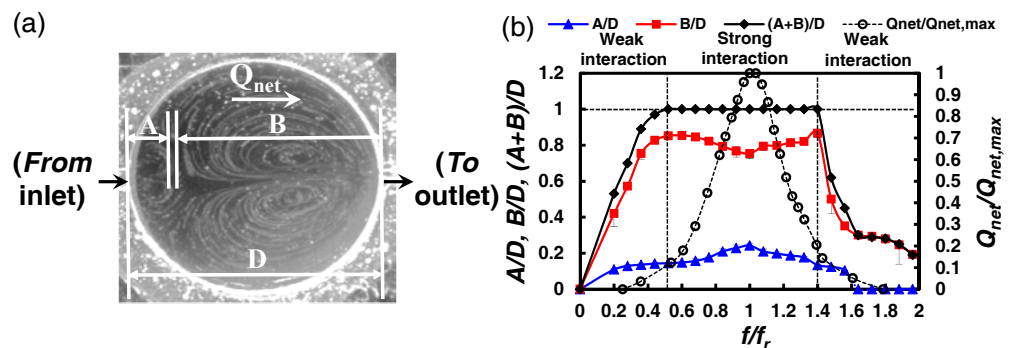


Fig. 1 Quantitative analysis of vortex dynamics inside the vibration chamber. (a) Flow pattern inside the vibration chamber by the long-time exposure technique. (b) The relationship of characteristic lengths of vortex pairs inside the chamber and the normalized net flow rate ( $Q_{net}/Q_{net,max}$ ) with respect to dimensionless operation frequencies ( $f$  and  $f_r$  are operation frequency and resonance frequency, respectively).



**REFERENCES**

- [1] NABAVI M., *Steady and unsteady flow analysis in microdiffusers and micropumps: a critical review*, Microfluid. Nanofluid., 2009, **7**, 599-619.
- [2] ANDERSSON H. et al., *A valve-less diffuser micropump for microfluidic analytical systems*, Sensor. Actuat. B-Chem., 2000, **72**, 259-265.
- [3] YAMAHATA C. et al., *Pumping of mammalian cells with a nozzle-diffuser micropump*, Lab Chip, 2005, **5**, 1083–1088.

R. WOJNAR

## BUDOWA KOLAGENU: GEOMETRIA I FIZYKA

### COLLAGEN STRUCTURE: GEOMETRY AND PHYSICS

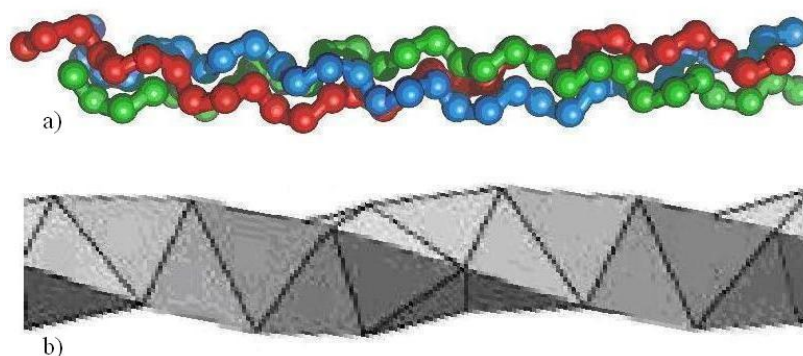
IPPT PAN/ZTOC, Pawińskiego 5b, 02-106 Warszawa, Poland

e-mail: rwojnar@ippt.gov.pl

**słowa kluczowe:** biocząstka, helisa potrójna, upakowanie, białko, kompleks DNA+RNA, konformacja, dysklinacja, piezoelektryczność

#### WSTĘP

Wiele ważnych składników komórek i tkanek ma postać cienkich (grubości rzędu 2 nm), bardzo wydłużonych cząstek. Są to białka takie jak kolagen, miozyna, proteina aksonu nerwowego, kwasy nukleinowe, cukry złożone (celuloza, kwas hialuronowy). Wiele z tych substancji jest polimerami, które polimeryzują wielokrotnie tworząc struktury włókniste wyższych rzędów. Tkanka łączna u zwierząt jest ściśle upakowaną wiązką białek, a jej głównym składnikiem jest kolagen. Schmitt *et al.* (w r. 1953) podali, że tropokolagen, makrocząsteczka kolagenu ma wymiary *ca*  $1,4 \times 280$  nm.



Rys. 1 Potrójna helisa kolagenu (a) i helisa B-C (b)

## KOLAGEN

Helisa kolagenu (gr. ἑλιξ – skręt) jest ważnym przykładem struktury drugiego rzędu. Jest to helisa potrójna (superhelisa), zbudowana wg powtarzalnego następstwa aminokwasów: glicyna – X –Y; przy tym X i Y oznaczają najczęściej prolinę lub hydroksyprolinę. Skok helisy wynosi 0,29 nm. Każdy z trzech łańcuchów potrójnej helisy jest stabilizowany dzięki pierścieniom pirolidinowym.

Po tym, jak Linus Pauling ze współpracownikami podali model helisy  $\alpha$  wykryto sposoby upakowania tych helis, tzn. reguły powstawania wtórnych struktur łańcuchów polipeptydowych [1]. Wyjaśniono, że układy białek wyższego rzędu tworzą się skutkiem oddziaływania wypadkowego sił przyciągających i przestrzennego odpychania grup białek. Zagadnienie budowy helis biologicznych wiąże się ściśle z zagadnieniem gęstego upakowania i zrozumieniem wtórnej i trzeciorzędowej budowy białek, a także ich klasyfikacji konformacji cząsteczkowych.

Ważną figurą geometryczną dla wyjaśnienia budowy helis biologicznych jest helisa Boerdijka-Coxetera (helisa B-C), powstała przez złożenie czworościanów foremnych w jednym kierunku. Tak powstały łańcuch nie jest okresowy, ponieważ skok potrójnej helisy nie jest współmierny z odległością między środkami sąsiednich czworościanów, rys. 1. Czworościan można uważać za jednostkę elementarną 4 gęsto upakowanych kul. Upakowanie helisy można rozważać na siatce sześciokątnej nawiniętej na powierzchni walca, podobnej do rozważanej w botanicznych zagadnieniach ulistnienia.

## PIEZOELEKTRYCZNOŚĆ KOLAGENU

Struktury biologiczne mają kształt helis. Helisy nie mają środka symetrii i dlatego mogą mieć własności piezoelektryczne. Dwie typowe makrocząsteczki biologiczne, celuloza (u roślin) i kolagen (u zwierząt) są piezoelektrykami.

## TEZY REFERATU

1. Powstanie dyslokacji prowadzi do zmiany budowy łańcucha kolagenu. Wskutek ruchu dyslokacji zachodzą zmiany konformacji helisy kolagenu w czasie.
2. Piezoelektryczność kolagenu ułatwia krystalizację hydroksylapatytu w tkance kostnej..

## LITERATURA

- [1] Chothia, C., M. Levitt and D. Richardson. Structure of proteins: packing of  $\alpha$ -helices and pleated sheets. *Proc. Nat. Acad. Sci. USA*, 1977, vol. 74 (10) 4130-4134.
- [2] Rivier, N., & J. F. Sadoc, The transverse structure of collagen. *Philosophical Magazine*, 2006, vol. 86 (06-08), 1075-1083.
- [3] Monastyrsky, M. I. (ed.), *Topology in molecular biology DNA and proteins*, Springer, Berlin 2007.
- [4] Pasteris, J.D., B. Wopenka, E. Valsami-Jones, Bone and tooth mineralization: Why apatite? *Elements*, 2008, vol. 4 (2) 97-104.
- [5] R. Wojnar, Piezoelectric phenomena in biological tissues, in: *Piezoelectric nanomaterials for biomedical applications*, pp. 173-185, ed. G. Ciofani and A. Menciassi, Springer 2012.

Kamil Żukowski, Michał Chudy, Artur Dybko, Zbigniew Brzózka

## **ZAUTOMATYZOWANY MIKROSYSTEM PRZEPLYWOWY DO OZNACZANIA STĘŻENIA GLUKOZY W ROZTWORACH WODNYCH**

### **AUTOMATED, FLOW MICROSYSTEM FOR DETERMINATION OF GLUCOSE CONCENTRATION IN AQUEOUS SOLUTIONS**

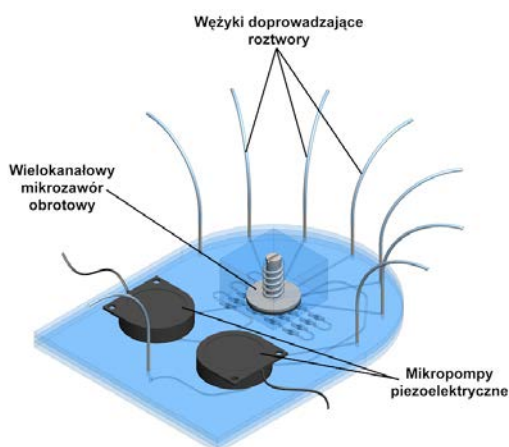
Politechnika Warszawska, Wydział Chemiczny, Zakład Mikrobioanalitki,  
ul. Noakowskiego 3, 00-664 Warszawa  
e-mail: [kzukowski@ch.pw.edu.pl](mailto:kzukowski@ch.pw.edu.pl)

**słowa kluczowe: spektrofluorymetria, mikroprzepływ, kwasy boronowe, oznaczanie glukozy**

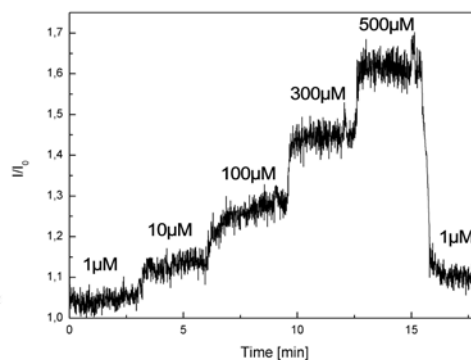
Oznaczanie biologicznie ważnych związków takich jak węglowodany (D-glukoza, D-fruktoza, D-galaktoza i inne) ma duże znaczenie w medycynie i w przemyśle [1]. Możliwość oznaczania takich substancji jest ważne ze względu na ich powiązanie z różnego rodzaju chorobami. Jednak obecnie stosowane metody ich oznaczania wykazują szereg niedoskonałości i ograniczeń. Są to najczęściej metody pośrednie, w których oznaczane jest stężenie produktu powstającego w wyniku przekształcenia np. cukru na drodze określonej reakcji chemicznej. Dlatego prowadzone są badania nad stworzeniem metody bezpośredniej oznaczania cukrów, w której można byłoby dokonać pomiaru w sposób nieinwazyjny (czyli nienaruszający ciągłości tkanek). Możliwości takie dają kwasy boronowe, które w wyniku reakcji z cukrami prostymi tworzą pięcio- lub sześcioczłonowe estry cykliczne [2]. Dodatkowo, ze względu na dużą łatwość w modyfikowaniu struktury tych związków, można je w łatwy sposób połączyć z detekcją spektrofluorymetryczną, która to daje największe możliwości stworzenia metody nieinwazyjnej. Innym wyzwaniem jest szybkie i tanie przeprowadzenie oznaczenia tego typu analitów. Z tego względu w ostatnim czasie nastąpił szybki rozwój układów typu Lab-on-a-chip, które minimalizują ilość użytych reagentów i tym samym skracają czas oraz redukują koszty analizy.

Celem prezentowanej pracy było wykonanie automatycznego, zintegrowanego mikroukładu do nieenzymatycznego oznaczania cukrów prostych w roztworach wodnych. Układ taki powstał na mikroprzepływowej platformie wykonanej w poli(metakrylanu metylu) metodą mikrofrezowania i bondowania termicznego.

Platforma integruje trzy podstawowe elementy: wielokanałowy mikrozwór obrotowy, mikromieszalnik oraz dwie mikropompy piezoelektryczne. Mikrozwór, w sposób zautomatyzowany, steruje kolejnością wprowadzanych roztworów kalibracyjnych do mikromieszalnika. Oddzielnym mikrokanalem wpływa do mikromieszalnika roztwór kwasu boronowego (kwas 8-kuinilinoboronowy). W prezentowanym mikroukładzie zastosowano trójwymiarowy mikromieszalnik pasywny, w którym zachodzi reakcja kwasu boronowego z cukrem. W wyniku tej reakcji tworzy się ester cykliczny, którego roztwór wykazuje mniejszą intensywność fluorescencji niż roztwory wyjściowe. Dodatkowo, w prezentowanym systemie, jako oddzielny moduł zastosowano mikrokuwetę przepływową. Mikrokuweta została wykonana z czarnego poli(metakrylanu metylu) w celu odseparowania strefy detekcji od światła zewnętrznego, co w znacznym stopniu poprawiło stabilność sygnału.



Rys. 1 Schemat wytworzonego mikrosystemu



Rys. 2 Wynik oznaczania glukozy

## LITERATURA:

- [1] Ratner D., Adams E., Disney M., Seeberger P., *Tools for Glycomics: Mapping Interactions of Carbohydrates in Biological Systems*, ChemBioChem, 2004, vol. 5, 1375 – 1383
- [2] Fang H., Kaur G., Wang B., *Progress in Boronic Acid-Based Fluorescent Glucose Sensors*, Journal of Fluorescence, 2004, Vol. 14, 481 – 489
- [3] Novak L., Neuzil P., Pipper J., Zhang Y., Lee S., *An integrated fluorescence detection system for lab-on-a-chip applications*, Lab Chip, 2007, vol. 7, 27–29

Gaweł Żyła, Marian Cholewa

**Lepkość zawiesin nanoproszków ceramicznych tlenku itru ( $Y_2O_3$ ) i spinelu magnezowo-aluminiowego ( $MgAl_2O_4$ ) w alkoholu etylowym.**

**Viscosity of Yttrium Oxide ( $Y_2O_3$ ) and Magnesium-Aluminum spinel ( $MgAl_2O_4$ ) nanopowder suspensions in ethyl alcohol**

Politechnika Rzeszowska im Ignacego Łukasiewicza, Wydział Matematyki i Fizyki Stosowanej, Katedra Fizyki  
e-mail: gzyła@prz.edu.pl, mcholewa@prz.edu.pl

**słowa kluczowe: rheology, rheo-NMR, viscosity, nanopowder, nanoparticles, nanofluids**

Nanofluids have a wide application in many industries [1]. The production of nanofluids is complicated and difficult, there are many problems such as sedimentation and agglomeration of particles [2]. Especially interesting seem to be the thermal conductivity in these materials and its mechanical properties, e.g viscosity [3-5]. We report results of rheological experiments on suspensions of nanopowders. The ceramic nanopowders such as Magnesium-Aluminum spinel (S30CR Baikowski -  $MgAl_2O_4$ ) and Yttrium Oxide ( $Y_2O_3$ ) suspended in ethyl alcohol were investigated. Rheological studies have been carried out using Haake Mars 2 rheometer and Bruker Rheo-NMR system. The study was conducted in a wide range of shear rates ( $0,01 \text{ s}^{-1}$  to  $2000 \text{ s}^{-1}$ ) and temperature interval from  $-15^\circ\text{C}$  to  $20^\circ\text{C}$ . Most of the samples shows non-Newtonian behavior.

**LITERATURA:**

- [1] Saidur R, Leong K, Mohammad H: A review on applications and challenges of nanofluids. Renewable and Sustainable Energy, Reviews 2011, 15(3):1646 – 1668.
- [2] Li Y, Zhou J, Tung S, Schneider E, Xi S: A review on development of nanofluid preparation and characterization. Powder Technology 2009, 196(2):89 – 101.
- [3] Yu W, Xie H, Li Y, Chen L: Experimental investigation on thermal conductivity and viscosity of aluminum nitride nanofluid. Particuology 2011, 9(2):187 – 191.
- [4] Prasher R, Song D, Wang J, Phelan P: Measurements of nanofluid viscosity and its implications for thermal applications. Applied Physics Letters 2006, 89(13):133108.
- [5] Pastoriza-Gallego M, Lugo L, Legido J, Pineiro M: Thermal conductivity and viscosity measurements of ethylene glycol-based  $Al_2O_3$  nanofluids. Nanoscale Research Letters 2011, 6:221.



# **CePT Seminar**





SEYED M. MOGHIMI

## TRANSLATIONAL NANOMEDICINE

University of Copenhagen, Nanomedicine Laboratory, Centre for Pharmaceutical Nanotechnology and Nanotoxicology, and NanoSCience Centre, DK-2100 Copenhagen Ø, Denmark  
e-mail: [momo@farma.ku.dk](mailto:momo@farma.ku.dk)

Advances in design and engineering of nanoscale delivery systems with distinct physical and biochemical properties are beginning to positively impact clinical practice at many levels. These include disease diagnosis and imaging, detection of molecular changes responsible for disease pathogenesis and site-specific targeting of therapeutic agents with triggered-release mechanisms. Indeed, research into targeting of pharmaceutical, therapeutic, and diagnostic agents via intravenous and interstitial routes of administration with multifunctional nanoparticulate entities and nanoconstructs is at the forefront of projects in nanomedicine, but the biological performance of such nanosystems still requires optimization as well as reducing their toxicity at and off target sites. The underlying processes of toxicity are also complex, multifaceted and have had limited investigations at intracellular environments.

We are engaged in tailor-made engineering of nanopharmaceuticals and advanced nucleic acid-based constructs. Here, we design and fully characterize a wide range of lipid, peptidic, polymeric and inorganic nanomaterial libraries and apply a multidisciplinary approach to unravel the molecular basis of nanocarrier/nanomaterial performance and toxicity on the basis of "structure-activity" assessments at cellular and subcellular (single-cell, single-organelle and real-time microscopy) as well as biological fluid levels in combination with and by improving/optimizing the performance of the state-of-the-art bio-nanotechnology techniques. Through such approaches, we have made significant advances in understanding of key mechanistic processes that regulate lipid fusion processes as well as interactive forces between macromolecular cargo and the nanocarrier in terms of stability optimization and developing new extra- and intracellular release mechanisms. Furthermore, our integrated and interdisciplinary approaches have allowed for rational design, nanoengineering and tuning of safer advanced functional nanomedicines (e.g., polymersomes, liposomes and polymeric nanoparticles, and peptidic complexes) applicable to parenteral administration and particularly for CNS disorders, cancer, cardiovascular diseases and inflammatory conditions. Some of our recent breakthroughs include design of peptidic-based nanoparticles/therapeutics exhibiting high specificity for the human brain cerebral endothelial cells and applicable to the Alzheimer's disease, and development of safe polymer-killer gene complexes tagged with camelid antibody fragments (VHH) for selective destruction of colon and breast cancers cells.

Our efforts are further beginning to provide 'bench-mark' protocols for toxicity evaluation of nanomedicines and polyplexes at different levels, as the sensitivity and precision of standard toxicological procedures are of arguable value in nanomedicine research as it is limited to spotting extreme toxicity. One key finding was realization of the role of polymer conformation in different triggering the first line of the innate immune defence system, also known as the complement system. This observation has important bearings in



INNOWACYJNA  
GOSPODARKA  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI



UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI FUNDUSZ  
ROZWOJU REGIONALNEGO



design of safe stealth nanocarriers and for prevention of nanomedicine-mediated infusion reactions. Accordingly, our findings have raised further challenges for safe engineering of nanoparticle surfaces with polymers that was previously considered to be inert and safe. We are now paying attention to the role of other physical parameters, such as the shape and the extent of nanoparticle deformability to overcome problems with the immune system.

## LITERATURE

- [1] MOGHIMI, S. M., HUNTER, A. C. AND ANDRESEN, T. L. (2012) Factors controlling nanoparticle pharmacokinetics: an integrated analysis and perspective. *Ann. Rev. Pharmacol. Toxicol.* 52: 481–503.
- [2] MOGHIMI, S. M., PEER, D. and LANGER R. (2011) Re-shaping the future of nanopharmaceuticals: ad iduicium. *ACS Nano* 5: 8454–8458.
- [3] MOGHIMI, S. M., ANDERSEN, A. J., AHMADVAND, D., WIBROE, P., ANDRESEN, T. L. and HUNTER, A. C. (2011) Material properties in complement activation. *Adv. Drug. Deliv. Rev.* 63: 1000–1007.
- [4] SADEQZADEH, E., RAHBARIZADEH, F., AHMADVAND, D., RASAEI, M. J., PARHAMIFAR, L. and MOGHIMI, S. M. (2011) Combined MUC1-specific nanobody-tagged PEG-polyethylenimine polyplex targeting and transcriptional targeting of tBid transgene for directed killing of MUC1 over-expressing tumour cells. *J. Control. Rel.* 156: 85–91.
- [5] HAMAD, I., AL-HANBALI, O., HUNTER, A. C., RUTT, K. J., ANDRESEN, T. L. and MOGHIMI, S. M. (2010) Distinct polymer architecture mediates switching of complement activation pathways at nanosphere-serum interface: implications for stealth nanoparticle engineering. *ACS Nano* 4: 6629–6638.

ANDRZEJ DRUKIER

## APPLICATIONS OF MAGNETIC MESO-TECHNOLOGY IN CARDIOLOGY

BioTraces Inc. and George Mason University, Fairfax, Va., USA

We argue that for diagnostic and predictive cardiology, the crucial notion is "stable" and "unstable" plaque. The miniaturization of thermometers permitted catheter based measurement of the temperature of unstable plaque: they are about 1-2 °C warmer than blood. We describe how the new modality of LEMF- MRI permits reliable detection/imaging of unstable plaque.

Due to high risk of heart attack/stroke, the detection of large unstable plaques is usually followed with the angioplasty and placement of stents in stenosis site. Currently, the stents are either naked or drug eluting. However, they are not "individualized" and the drug eluting properties can not be triggered/controlled from exterior. We propose the use of "magnetic knife" and "magnetic micro-syringe" to implement the "pharmacy on stent" concept.

The angioplasty is a complex , man-power intensive *ergo* very expensive operation (In USA ca. \$20-50,000). We propose how the modern material sciences can lead to much simpler and less costly (< \$5,000) angioplasty. The concepts such as:

- a) self- inflating balloons;
- b) self-deploying stents;
- c) magnetic navigation based angioplasty;
- d) Archimedes forces angioplasty are introduced.

ERHAN PIŞKIN

## TISSUE ENGINEERING STRATEGIES FOR BONE AND CARTILAGE REPAIR

Hacettepe University, Chemical Engineering Department and Bioengineering Division  
and Bioengineering R&D Center – Biyomedtek, Ankara, Turkey.

Tissue engineering is one of the recent therapeutic approaches for both soft and hard tissue repair. Healthy cells taken from the host own tissues or from other sources are used together with scaffolds. Target specific (eg., osteoblasts, chondrocytes, etc.) or preferentially stem cells are isolated, differentiated (in the case of stem cells), or even genetically modified (for instance to express growth factors, eg., BMPs) and are used in two different approaches. In the first approach, they are just loaded into the scaffolds (as seeds) and apply as biohybrid implants. Alternatively, cells are propagated within the pores of scaffolds within bioreactors (*in vitro*) to form tissue-like structures and then they are implanted for tissue replacement. Scaffolds have large and interconnected pores which allows 3D-cell ingrowth are used. They have to be degradable *in vivo*, means that they should degrade such a rate that the new forming tissues to replace them properly. Of course both they and their degradation products must be biocompatible. They are produced several techniques, such as moulding/salt extraction, electrospinning, cryogelation, etc. They are made of several natural polymers (e.g., collagen and its denaturated form gelatin, dextran) and synthetic polymers (e.g., lactides, glycolide and  $\epsilon$ -caprolactone). Several bioactive agents (e.g., growth factors, etc.) may be also incorporated (usually as controlled release formulations) to trigger the regeneration rate and proper new tissue formation. After careful *in vitro* biocompatibility test, tissue engineering scaffolds (loaded with cells) or biohybrid implants are applied *in vivo* in proper animal models. Critical size defects (means that the defects do not recover by themselves) are created in animals. In the maxillofacial applications, cranium, cleft palate, zygoma, mandibula, etc. models have been used for bone tissue engineering. Ear defects are created to study cartilage repair. Several macro-, histological, molecular techniques are used to investigate tissue regeneration. This talk briefly reviews the topics mentioned above by using the experience of the author's group in this field.

MAREK KIMMEL

## Modeling the NF- $\kappa$ B Signaling Pathway and its Neighbors: An International Collaborative Effort

Rice University, Houston, TX

Over the past decade, a group of researchers from 4 institutions, Institute of Fundamental Technological Research of the Polish Academy of Sciences, Silesian University of Technology, University of Texas Medical Branch, and Rice University, have developed multidisciplinary research in experimentation, computational modeling and bioinformatic analysis of the NF- $\kappa$ B signaling module and its neighbors, the p53 and interferon  $\beta$  pathways. The techniques employed range from cell and molecular biology experiments, high-content microscopy and DNA microarrays, through stochastic simulation, bioinformatics and paper-and-pencil mathematics. Collaboration involves exchanges with researchers from Stanford University, Los Alamos Laboratory, and the Universities of Warwick, Manchester and Heidelberg. It has been funded by grants from Polish and US funding agencies. In the talk, I will present basic information about the NF- $\kappa$ B, its role in innate immunity and connections with other pathways. This will be followed by a brief discussion of novel stochastic, deterministic and spatial models of response to pathogens that were developed based, among other, on single-cell experiments. Evolutionary studies helped in understanding the promoter structure of the NF- $\kappa$ B dependent genes and the temporal patterns of their response. In particular, I will discuss the model of the NF- $\kappa$ B and RIG-I-MAVS cross-talk, which is currently under development.



INNOWACYJNA  
GOSPODARKA  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI



UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI FUNDUSZ  
ROZWOJU REGIONALNEGO



PIERO TORTOLI**ELECTRONICS AND ULTRASOUND RESEARCH:  
A PERFECT COUPLE**

University of Florence, Electronics and Telecommunications Dept., Italy

In this talk, the experience made at the University of Florence in combining ultrasound research with electronics skill will be reviewed. Custom systems in which the emphasis is on the low noise of the input amplifier (so that the ultrasound echoes from individual microbubbles of few microns diameter are clearly detected), or in the computational power (so that key functionalities such as Doppler spectral analysis can be extended to several hundred sample volumes, or the elastic tissue properties can be estimated, in real time) will be reported as examples. Side benefits such as favoring the approach of young enthusiast electronics students to the world of ultrasound research will also be discussed.

EYAL ZUSSMAN**BIO-HYBRID MATERIALS BY ELECTROSPINNING**

Faculty of Mechanical Engineering Technion -Israel Institute of Technology,  
Haifa 32000, Israel  
e-mail: meeyal@tx.technion.ac.il

Cell encapsulation aims to entrap cells within the confines of semi-permeable membranes. While the membranes are needed to be permeable to allow the passage of molecules, they need to be able to prevent the transport of molecules larger than a desired critical size. Encapsulated cells are useful for a variety of biotechnological applications such as microbial fuel cell (MFC) systems, bioremediation, particle biofilm reactors, phage therapy, and regenerative medicine transplant cells among others. However, the longevity of functional bacteria is limited once they have been isolated from their native environment. The goal is to find both appropriate immobilization methods and biocompatible environments. Electrospun polymeric nanofibers have been widely used in biological applications as host capsules for viruses and bacteria. The versatile use of such fibers is attributed to the size of the fibers which range from about 100 nm to several micrometers in diameter, the accompanying large surface area of such nanofibers, and the large variety of polymers from which they can be spun from aqueous based solution at room temperature. In this lecture, biohybrid materials comprised of encapsulated cells in electrospun polymer fibers are presented. Such bioencapsulation allows for the protection of cells from harsh environments as well as the control of the physico-chemical properties in the cell's immediate surroundings, and control of the mass-transfer mechanisms and kinetics of molecules of interest in/out of the electrospun fibers. This lecture presents the preparation methods of these "living materials" and their potential applications using examples of the encapsulation of bacterial cells in various electrospun fibers configuration which can be monolithic, core-shell or hollow. Their utilization in functional-nanofiber based nonwovens could generate materials with novel structure-property profiles acting as thin-film catalyst, or engineered bio-film.



INNOWACYJNA  
GOSPODARKA  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI



UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI FUNDUSZ  
ROZWOJU REGIONALNEGO





ALEXANDER YARIN**NANOTUBES: FORMING AND MEDICAL APPLICATIONS**

University of Illinois at Chicago, Mechanical and Industrial Engineering, Chicago, USA

Carbon nanotubes are synthesized and self-assembled via co-electrospinning, emulsion electrospinning, or template electrospinning and subsequent carbonization. Then, controlled flows through macroscopically long (~1 cm) carbon nanotubes are demonstrated. It is shown that a higher flow rate of liquid in a bi-layer gas-liquid system can be achieved as compared to the case when the same liquid flows through the same tube subjected to the same pressure drop and occupies the whole bore. This means that it is possible to release more liquid than predicted by the Poiseuille law, even though in the bilayer flow liquid does not occupy the whole cross-section. This paradoxical result is related to the fact, that the less viscous gas layer can flow much faster than the underlying liquid layer and entrain the latter via a significant shear stress. This quasi-giant-slip phenomenon occurs in relatively large nanotubes (of the order of 500 nm dia.) where the no-slip condition holds with sufficient accuracy. This phenomenon can be beneficial in reverse osmosis systems. In addition, parallel bundles of these carbon nanotubes are used as nanoreactors to polymerize sufficiently monodisperse thermo-responsive nanoparticles of the order of 400 nm dia. at the rate of 107 particles per sec. Nanoparticles of this size are therapeutically beneficial and can be used as drug carriers. Controlled release from them modulated by temperature variation was demonstrated. Application of the solution blown soy protein monolithic and core-shell nanofibers will be described.



**INNOWACYJNA  
GOSPODARKA**  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI



UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI FUNDUSZ  
ROZWOJU REGIONALNEGO



ANNA KUCABA-PIETAL**BLOOD. RHEOLOGY AND MODELING**

Rzeszów University of Technology , 35-959 Rzeszów, Powstańców Warszawy 12  
 e-mail: anpietal@prz.edu.pl

**key words: biological fluids, biorheology, blood rheology, microstructure**

All biofluids are homogeneous at the macroscopic scale but possess very complicated microstructures and nanostructures over a microscopic scale, which vary each time and depend on living and health conditions. Blood is the most complicated biofluid which during flow interacts both mechanically and chemically with vessel walls. Blood is highly concentrated complex suspension of polydisperse cells. The cells are flexible, chemically and electrostatically active. They are suspended in an electric fluid (plasma) of a critical PH in which there are numerous active proteins and organic substances. The modelling of complex suspensions of flexible particles presents a difficult task to scientists and engineers. Whereas the homogeneous fluid flow is determined by the way in which the fluid is acted upon by its boundaries, the multi-component fluid flow is affected additionally by the individual suspended particles interacting with each other and with the boundaries of the flow. Under normal conditions, the body regulates the microstructure concentration of biological fluids very closely. Variations in the concentration are linked to a variety of functions and diseases both at the cellular level and at the organismal level, it can be reflected in the change of value of viscosity coefficients.

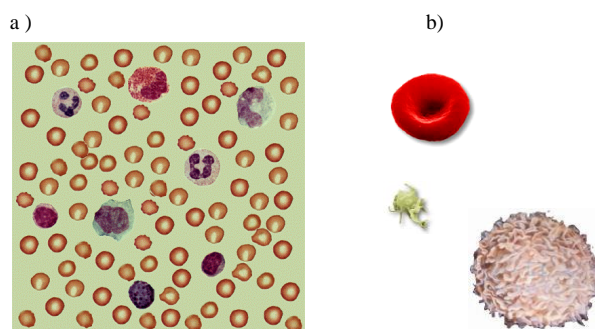


Figure 1. Microscopic view of a) whole blood, b) red blood cells c) platelet and d) white blood cell

Many fundamental issues concerning blood have still to be fully understood, for instance blood rheology and modelling. The rheological parameters of blood can be used in diagnostics of clinical disorders. The main factors affecting the rheology of blood are:

- hematocrit ( volume percentage of red blood cells in the whole blood)
- deformation and the phenomenon of aggregation of red blood cells
- biochemical properties of plasma
- temperature
- geometry and flow parameters.

Many fundamental issues concerning blood have still to be fully understood, for instance blood rheology and modelling. The rheological parameters of blood can be used in diagnostics of clinical disorders, to maintain nonbiological fluids that has rheological properties comparable to blood. Moreover the knowledge of the rheological parameters is necessary in mathematical modelling of the blood circulation due to the formulation of the blood flow equations. Rheological analysis and modelling of the blood is still incomplete.

The viscosity changes up to many pathologic conditions, but its importance has not been fully investigated because the current methods of measurement are poorly suited for clinical applications. Therefore, the study on rheological properties of blood can be helpful in detecting human diseases as well as designing suitable treatments and modeling. Obtained results in this fields can be helpful in our better understanding of diseases and in medical diagnosis and therapy. In this paper, current problems with modelling blood will be presented. The physiology of blood composition and hemorheology of blood and theirs determinants will be studied. At the end of the paper the most popular constitutive models of blood will be presented and their applicability range will be discussed.

## LITERATURE

- [1] KUCABA-PIĘTAL A.: Micromechanics of biological fluids, In: *Editor R. Bedzinski*, Biomechanics, PAS Technical Engineering Sciences Series, Volume XII, Warsaw, IPPT PAN, 2011, 179-222
- [2] BEDZINSKI R. Biomechanika inżynierska. OWPW, Wrocław 1998
- [3] MACOSKO, C.W., Rheology; Principles, Measurements, and Applications, Wiley-VCH, New York, 1994
- [4] KUCABA-PIĘTAL A.: A Blood Flow Modelling and Diagnostics, In: *Editor T. Kowalewski*, ABIOMED Lecture Notes 6, Warsaw, IPPT PAN, 2006, 1-32.
- [5] MILNOR W.R. Hemodynamics, William and Wilkins, Baltimore Maryland, 1989



INNOWACYJNA  
GOSPODARKA  
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI



UNIA EUROPEJSKA  
EUROPEJSKI FUNDUSZ  
ROZWOJU REGIONALNEGO



# Contents

<b>Invited lectures</b>	5
T. Lipniacki <b>Innate immune responses at single cell level</b>	7
D. Elbaum <b>ZnO biosensing</b>	11
A. Niedźwiecka <b>Nucleic acids degradation by proteins</b>	13
J. Grzyb <b>De novo designed iron-sulfur cluster proteins: redox characteristics</b>	15
K. Kempa <b>Plasmonics of nanostructures</b>	17
M. Giersig <b>Electromagnetic waves interaction with various metallic nanomaterials</b>	19
S.M. Moghimi <b>Immune sensing of nanomedicines and triggered responses</b>	21
A. L. Yarin <b>Nanofibers: Mechanics of Forming and Some Applications</b>	23
A. K. Drukier <b>Use of magnetic nano-technology in Life Science applications, including Low Magnetic Field MRI</b>	25
P. Garstecki <b>Automated droplet microfluidics</b>	27

<b>Contributed</b>	29
R. Kwapiszewski et al. <b>Lab-on-a-chip as a tool for laboratory diagnostics of lysosomal storage disorders</b>	31
K. Ziólkowska et al. <b>Three-dimensional cancer tumor model in a microfluidic device</b>	33
M. Ekwińska et al. <b>BCS ISFET as transcutaneous blood capnometry sensor</b>	35
W. Kubicki <b>Lab-on-a-chip instrument for electrophoretic analysis of genetic material</b>	37
T. Kowalczyk et al. <b>Application of nanofibers as drug delivery systems</b>	39
K. Awsiuk et al. <b>Methods using biotin-streptavidin system to immobilize oligonucleotide probes on biosensor surfaces evaluated with microscopy and spectroscopy</b>	41
E. Postek <b>A survey of tensegrity models of cells with design sensitivity analysis</b>	43
R. Hołyst <b>Biologistics and physics of complex liquids at the nanoscale</b>	45
J. Dąbrowski et al. <b>Influence of stretching rate on the elasticity of a single <math>\alpha</math>-helix</b>	47
P. Grabiec et al. <b>Micromechanical sensors for biochemical diagnostics</b>	49
P. Śniadek et al. <b>Veterinary microcytometr for parametric quality assessment of animal embryos</b>	51
A. Ptak et al. <b>Dynamic force spectroscopy: how to interpret the results?</b>	53
S. Jakiela et al. <b>The speed of droplets in square cross-section microchannels</b>	55
D. Jasińska et al. <b>Contact problem of a graphene membrane</b>	57
I. Augustyniak et al. <b>Concept of silicon-glass high dose energy radiation MEMS sensor</b>	59

M. Wielgus et al. <b>Sensitivity enhanced AFM nano-moiré method</b>	61
O. Cybulski <b>Spontaneous ordering of droplets in a microfluidic loop</b>	63
G. Maciejewski <b>Change of a crystal density caused by dislocations</b>	65
A. Kordos et al. <b>Some aspects of nanoflows in chromatographic columns</b>	67
A. Jaworek et al. <b>Multinozzle electrospinning method for the production of nanofibrous filtration mats</b>	69
A. Słowicka et al. <b>Migration of microfibers entrained by Poiseuille flow in a microchannel</b>	71
K. Adamiak et al. <b>Corona assisted fabrication of liquid dielectric nanolayers</b>	73
A. Młyniec et al. <b>Chemomechanical modelling of the polymeric materials aging</b>	75
A. Blim et al. <b>Modeling of pneumatic melt drawing of super-thin fibers in the Laval nozzle</b>	77
M. L. Ekiel-Jeżewska et al. <b>Diffusion, sedimentation, and rheology of concentrated suspensions of core-shell particles</b>	79
K. Mizerski <b>Aggregation of spherical particles in shear flow</b>	81
K. Zembrzycki et al. <b>Analysis of wall effect on the process of diffusion of nanoparticles in a microchannel</b>	83
P. Pieczywek et al. <b>Development of the numerical model of the plant tissue using Finite Element Method</b>	85
A. Myłyk et al. <b>Dynamics of multi-particle systems falling gravitationally in a viscous fluid close to a vertical wall</b>	87

T. Gotszalk et al. <b>Actuation of deflection of micromechanical devices-control and measurements</b>	89
G. Małozieć et al. <b>Measurement setup for characterization of nanomechanical transducers</b>	91
M. Maździarz et al. <b>Modified RGL potential for FCC metals</b>	93
K. Perzyński et al. <b>Numerical model of nanoindentation test for multilayer metallic-ceramic coatings</b>	95
M. Pietrzyk et al. <b>Cellular Automata model of phase transformations in DP steels</b>	97
Z. Walenta et al. <b>Structure of shock waves in dense gases and liquids - Molecular Dynamics simulation</b>	99
Z. Peradzynski <b>Modeling calcium concentration waves in biological cells</b>	101
A. Baranowska-Korczyc et al. <b>Sensoric properties of ZnO and ZnO/ZnS core/shell nanofibers</b>	103
K. Błaszczuk et al. <b>Microfluidic et al.device with contactless conductivity detection</b>	105
J. Bytnar et al. <b>How to select appropriate input parameters MD simulations of water nanoflows?</b>	107
M. Chudy et al. <b>Heating element for application in the microdevice dedicated to cell culture</b>	109
P. Domagalski et al. <b>Measurement techniques of optical microrheology</b>	111
F. Dutka et al. <b>Online in time content control of the trapped microdroplet in a microfluidic chip”</b>	113
M. Dziubiński et al. <b>Phase fraction during two-phase liquid-liquid flow in microchannel</b>	115

A. Górska et al. <b>Investigation of CHIT/HEP polyelectrolyte multilayers by optical spectroscopy and microscopy</b>	117
I. Grabowska-Jadach et al. <b>Microfluidic system for cell migration and interaction studies</b>	119
J. Hoffman et al. <b>Carbon nanotubes synthesis by the Nd:YAG laser ablation process</b>	121
E. Jędrych et al. <b>Cytotoxicity tests of anticancer drugs in the microfluidic system</b>	123
G. Jurczak et al. <b>Influence of crystal defects on electromechanical properties of a nanostructures</b>	125
D. Kałuża et al. <b>Studies of ion transfer processes in microfluidic system</b>	129
I. Kamińska et al. <b>Optimization of bio-sensor based on lanthanide-doped ZnAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub> nanoparticles prepared by aerosol synthesis</b>	131
M. Kmiotek et al. <b>How the shape and geometry of obstacles immersed on the microchannel wall affects the flow?</b>	133
D. Kołbuk et al. <b>Investigations of polycaprolactone/gelatine blends in terms of their miscibility”</b>	135
P. M. Korczyk et al. <b>Microfluidic traps for precise operations on droplets</b>	139
K. Kośła et al. <b>Preparation and tribological characterization of the organosilanes on aluminum surface</b>	141
A. Kubit et al. <b>Influence of ceramic nanofillers on static strength of adhesive joints subjected to peel</b>	143
J. Mikołajczyk et al. <b>Temperature variability during friction for composition base oil SN-150 - exploitational preparation mind M</b>	145
G. Mityurich et al. <b>Photoacoustic diagnostics of dense layers of carbon absorbing nanotubes using Bessel light beams</b>	147



P. Nakielski et al. <b>Experimental study of drug release system based on electrospun nanofibers</b>	149
P. Wasylczyk et al. <b>3D two-photon photolithography as a rapid fabrication technique in microscale</b>	151
K. Owodziń et al. <b>Structural and luminescent properties of the ZrO<sub>2</sub>/CNTs composites</b>	153
P. Prokaryn et al. <b>Electrochemical processes for microelectrodes fabrication</b>	155
A. Sierakowski et al. <b>Piezoresistive cantilever for characterization of micro and nanostructures</b>	157
B. Sikora et al. <b>Fluorescence resonance energy transfer between ZnO/MgO nanoparticles and organic dye for biological and medicine application</b>	159
A. Sobczyk et al. <b>Synthesis of microporous TiO<sub>2</sub> film in microplasma generated by dielectric barrier discharge</b>	161
J. Sowiński et al. <b>Velocity and void fraction distribution in two phase flow in minichannel</b>	163
W. Stępniewski et al. <b>Incorporation of d-electronic anions in anodic aluminum oxide</b>	165
An-Bang Wang et al. <b>Discovering the missing transport mechanism inside the valveless micropump</b>	167
R. Wojnar <b>Collagen structure: geometry and physics</b>	169
K. Żukowski et al. <b>Automated, flow microsystem for determination of glucose concentration in aqueous solutions</b>	171
G. Żyła et al. <b>Viscosity of Yttrium Oxide (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) and Magnesium-Aluminum spinel (MgAl<sub>2</sub>O<sub>4</sub>) nanopowder suspensions in ethyl alcohol</b>	173

<b>CePT Seminar</b>	175
Seyed M. Moghimi <b>Translational nanomedicine</b>	177
Andrzej Drukier <b>Applications of magnetic meso-technology in cardiology</b>	179
Erhan Pişkin <b>Tissue engineering strategies for bone and cartilage repair</b>	180
Marek Kimmel <b>Modeling the NF-κB Signaling Pathway and its Neighbors: An International Collaborative Effort</b>	181
Piero Tortoli <b>Electronics and ultrasound research: a perfect couple</b>	182
Eyal Zussman <b>Bio-hybrid materials by electrospinning</b>	183
Alexander Yarin <b>Nanotubes: forming and medical applications</b>	184
Anna Kucaba-Piętal <b>Blood. Rheology and models</b>	185

