



МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ  
МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТ  
МЕДИЧНИЙ ІНСТИТУТ

## МОРФОЛОГІЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ – ВИКЛИКИ СУЧАСНОСТІ

*Збірник тез доповідей*  
**Науково-практичної конференції**  
**(Суми, 23–24 квітня 2015 року)**

Суми  
Сумський державний університет  
2015

Наступним кроком до отримання та візуалізації тривимірної моделі є визначення на кожному використовуваному зрізі контурів утворень, будову і організацію яких в просторі необхідно визначити. У випадку з селезінкою ми досліджували такі елементи будови селезінки: зовнішню капсулу, периартеріальнілімфоїдні муфти, лімфоїдні вузлики, гермінативні центри, великі кровоносні судини. Якщо якийсь із названих елементів був присутній на реконструйованому зображенні гістологічного зрізу, то він обводився контуром в ручному режимі, і ці контури зберігалися.

Після обробки кожного гістологічного зрізу програма 3D-Reconstructor (розроблена авторами) відтворювала по введених контурах поверхні реконструйованих елементів, створюючи тривимірну модель, що мала ідентичну до реального органу будову.

**Основні результати дослідження.** Нами встановлено деякі особливості розташування лімфоїдної тканини всередині селезінки по поздовжній осі органу.

Виявлено, що лімфоїдні вузлики селезінки утворюють тяжі лімфоїдної тканини у вигляді скупчень багатьох вузликів, які розташовуються один за одним в поздовжньому напрямку. Ці тяжі можуть перериватися і мати вигляд монетних стовпчиків з декількох послідовних лімфоїдних вузликів, розмір яких варіює досить незначно один від одного в межах одного умовного сегменту органу. Також виявлено, що, як правило, лімфоїдні вузлики розташовуються на певній відстані від зовнішньої капсули органу, рівному не менше 100-150 мкм, і випадки, коли лімфоїдні вузлики знаходяться безпосередньо під капсулою, досить рідкі.

Судинний компонент селезінки має гарну вираженість, утворює розгалужену тривимірну сітку. Периартеріальнілімфоїдні муфти розташовуються, на відміну від лімфоїдних вузликів, розташованих переважно послідовно у виді монетних стовпчиків, в різних площинах, утворюючи розгалужені тяжі в просторі.

**Висновки:** Таким чином, результатами дослідження будови селезінки шурів за даними тривимірної реконструкції з використанням серійних гістологічних зрізів, встановлено особливості організації в просторі елементів будови паренхіми селезінки, отримані тривимірні моделі селезінки для подальшого морфологічного аналізу.

Надалі планується провести морфометрію просторових моделей селезінки з отриманням кількісних даних структур паренхіми в цілому органі.

## **CELL TOXICITY OF NEW CHITOSAN FILMS FOR SKIN REPLACEMENT**

*Pogorielov M., Oleshko A.*

Sumy State University, Sumy, Ukraine

**Background.** Chitosan is a linear, semi-crystalline polysaccharide composed of (1-4)-2-acetamido-2-deoxy-b-D-glucan (N-acetyl D-glucosamine) and (1-4)-2-amino-2-deoxyb-D-glucan (D-glucosamine) units. Chitosan is not extensively present in the environment – however, it can be easily derived from the partial deacetylation of a natural polymer –

the chitin (figure 1). To be named “chitosan”, the deacetylated chitin should contain at least 60% of D-glucosamine residues. Chitin and chitosan are biocompatible polymer but there are some evidences that chitosan is more cytocompatible in vitro than chitin. While the number of positive charges increases, the interaction between cells and chitosan increases as well, which tends to improve biocompatibility. Materials, based on chitosan have no allergic effect of living body and not toxic.

A lot of chitosan-based materials used as a regenerative agent for skin, bone vascular and dura mater replacement. Compare the old materials our films have some advantages as a low cost, simple manufacturing protocol and completely transparency.

The **aim** of current research was to study the possible cytotoxicity of new chitosan based materials for skin replacement.

**Materials and methods.** Cell culture experiment was made in Kroto Research Institute (University of Sheffield, UK). Before the cell culture, chitosan films, made from 200 kDa chitosan were cut using round knife to make a disk 1.2 cm and sterilize in 100% ethanol for 1 hour at room temperature. All grafts were washed by PBS and placed in 12-well plate. Dulbeccos Modified Eagles Medium (DMEM) was added to each graft and incubated at 37<sup>0</sup> C in a humidified environment with 5% CO<sub>2</sub>. After the 24 hours DMEM was removed and using the stainless steel rings, Oral Fibroblasts cells (passage 12) were seeded at 1.0 × 10<sup>5</sup> cells per one scaffold. After the 24 hours the rings were removed and 2 ml of DMEM (with 10% of fetal calf serum, 1% L-glutamine, 1% penicillin and streptomycin and 0.25% fungizone) was added to the scaffold. Scaffolds were incubated at 37<sup>0</sup> C with 5% CO<sub>2</sub>, media was changed every 3 days during 14-days period.

Alamar Blue (AB) assay was used for cell viability assessment 3, 7 and 14 days after seeding. Media was removed from each well and washed with PBS. 1 ml of Alamar Blue™ solution was added and incubated during 2 hours. 200 μl of Alamar Blue™ solution was collected and fluorescence was read in a fluorimeter.

**Results.** Cells were viable in all scaffolds on 3<sup>rd</sup> day after the seeding. There was no significant difference in AB fluorescence between scaffolds and tissue culture plastic (TCP) that suggest absence of toxicity. On 7<sup>th</sup> day after seeding there was significant increase in cell viability on all scaffolds compare the TCP. Cells viability on 14<sup>th</sup> day on seeding period is not significant difference from previous period.

**Conclusion.** Chitosan films, made from 200 kDa chitosan have no cell toxicity but stimulate fibroblast growth.