

АНАЛИЗ МЕТОДОВ СТРУКТУРИРОВАНИЯ МАТЕРИАЛОВ, ПРИМЕНЯЕМЫХ В МЕДИЦИНЕП.В. Никитюк

Научный руководитель: доцент каф. ТиЭФ, к.ф.-м.н Р.А. Сурменев
Национальный исследовательский Томский политехнический университет,
Россия, г. Томск, пр. Ленина, 30, 634050

E-mail: baitiane@list.ru**ANALYSIS OF STRUCTURING METHODS FOR MATERIALS, WHICH ARE USED IN
MEDICINE**P.V. Nikityuk

Scientific Supervisor: Associate Professor, Ph.D. R.A. Surmenev
Tomsk Polytechnic University, Russia, Tomsk, Lenin str., 30, 634050

E-mail: baitiane@list.ru

***Annotation.** In this paper, structuring methods for materials, which are used in medicine, are analyzed. A comparison of obtained structures (surface's parameters) and biological tests' results is shown.*

Биоматериалы, удовлетворяющие требованиям по химическому составу и механическим характеристикам, дают основу для создания протезов, искусственных органов: сосудов, кожи, кости. Биоматериалы, с точки зрения материала, можно разделить на четыре класса: металлы, керамики, полимеры и их композиты. По шкале биологической переносимости у имплантатов можно наблюдать увеличение биологической активности. Например, чистый металл титан хорошо переносится организмом, однако механического соединения с окружающей тканью (костью) не происходит. Решением этой проблемы является шероховатая поверхность металла для достижения механического сцепления [1].

Поэтому актуальной является задача получения структур с параметрами поверхности (высота, ширина, глубина неровностей), которые способствуют адгезии, пролиферации и дифференцировки клеток.

Цель данной работы заключается в анализе методов структурирования поверхности материалов на микроуровне, с помощью которых создают определенные структуры поверхностей.

Анализ был проведен на основе четырех различных методов микроструктурирования поверхностей. В работе [2] представлены микрофотографии поверхностей материалов с указанными размерами неровностей, полученные с помощью трех различных методов структурирования. Материалами выступали титан, фоторезист SU-8 и кремний; последние два покрывали 100 нм слоем титана. Биологические тесты проводили на клетках MG 63 (табл. 1).

Клетки размещаются преимущественно в направлении микровыступов. При высоком увеличении микрофотографий наблюдаются различия в морфологии клеток в зависимости от технологии модифицирования поверхности образцов (рис. 1) [2].

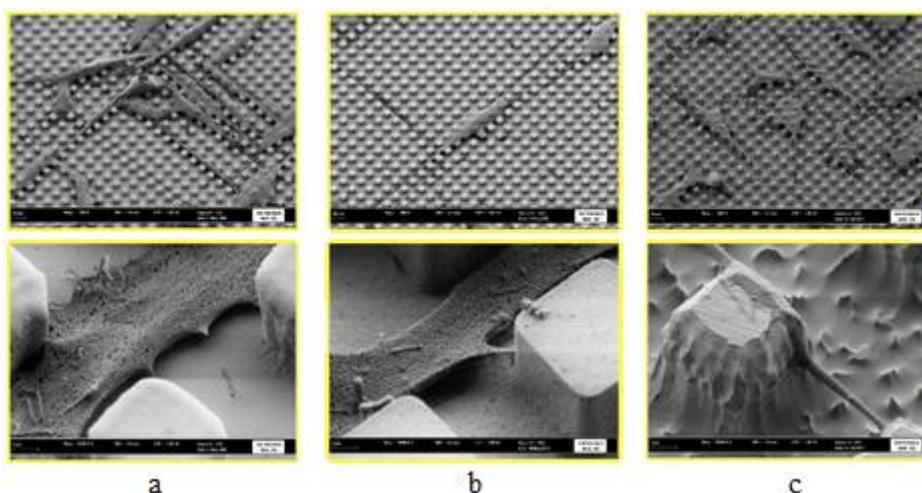


Рис. 1. SEM микрофотографии остеобластов, выращенных в течение двадцати четырех часов на образцах: а) структурированный фоторезист, покрытый слоем титана; б) структурированный кремний, покрытый слоем титана; в) структурированный титан; в двух увеличениях, соответственно.

Таблица 1

Параметры структурированных поверхностей и результаты биологических тестов [2]

Метод структурирования	Материал поверхности	Параметры поверхности	Результаты биологических тестов
Процесс фотолитографии	Фоторезист SU-8 покрытый 100 нм слоем титана	Ширина, длина и высота микровыступов - 5 мкм, расстояние между микровыступами - 5 мкм	Клетки MG 63 распространились на верху микронеровностей и росли в два основных направления параллельно боковым стенкам микровыступов.
Метод реактивного ионного травления	Кремний покрытый 100 нм слоем титана		
Процесс сухого травления	Титан		

Полимерные пленки PLGA покрывали предварительно пептидом L8, затем структурировали с помощью эксимерного лазера. Микроструктуры поверхностей получились в виде параллельных прямых микровпадин. Биологические тесты структурированных поверхностей проводили на клетках феохромацитомы крысы линии PC12 [3]. Таблица 2 показывает параметры полученных структур поверхностей и биологические тесты клеток.

В течение трех дней клетки линии PC12 дифференцировали и наблюдались короткие нейриты. Очевидной ориентации клеток, растущих на PLGA пленках без структурирования, покрытых пептидом L8, не наблюдалось, в то время как на структурированных PLGA пленках, с предварительно нанесенным пептидом L8, происходил параллельный рост нейритов [3].

В течение трех дней нейриты показали параллельный рост внутри микровпадин. В течение семи дней нейриты удлинились и расположились параллельно микронеровностям на структурированных пленках PLGA. Нейриты на микроструктурных пленках с шириной микровыступов 5 мкм росли преимущественно вдоль микроструктур, чем на пленках с шириной микровыступов 10 мкм (рис. 2) [3].

Таблица 2

Параметры структурированных поверхностей и результаты биологических тестов [3]

Параметры поверхности				Результаты биологических тестов
Рисунок 2	Глубина борозд, мкм	Ширина борозд, мкм	Расстояние между бороздами, мкм	Наблюдался рост нейритов, расположенных параллельно микровпадинам
С и D	2.85 ± 0.23	5.52 ± 0.34	4.95 ± 0.34	
Е и F	2.55 ± 0.27	9.63 ± 0.46	10.10 ± 0.52	

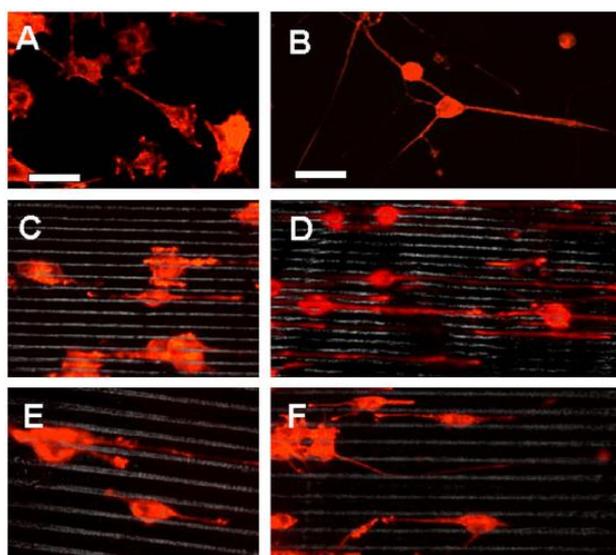


Рис. 2. Направление роста нейритов на пленках PLGA, покрытых пептидом L8. А и В – нейриты клеток линии PC12 случайно расположенные на ровных пленках PLGA. С и D – параллельный рост нейритов на впадинах размером 5 мкм. Е и F - параллельный рост нейритов на впадинах размером 10 мкм.

В заключение необходимо отметить, что выбор различных методов структурирования поверхностей материалов медицинского назначения определяет поведение клеток в экспериментах *in vitro*.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Эппле М. Биоматериалы и биоминерализация. – Томск: «Ветер», 2007. – 137 с.
2. Structured titanium surfaces with regular geometry prepared with different technologies and their influence on MG-63 cell morphology / R.Lange, R.Loffler, S.Stahlke et al. [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.igs.uni-rostock.de/fileadmin/IGS/Grenzflaechen/Poster__Vortraege/Lange_MC2011_red.pdf. – 28.02.15.
3. Effect of functionalized micropatterned PLGA on guided neurite growth / L.Yao, S.Wang, W.Cui et al. // Acta Biomaterialia. – 2009. – №5. – P.580-588.