

**Чейлях А.П.<sup>1</sup>, Давид Луенго Гарсія<sup>2</sup>**

**(<sup>1</sup>ГВУЗ «ПГТУ», г. Мариуполь; <sup>2</sup>Политехнический университет Мадрида, Испания)**

## **ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНЫЕ МАТЕРИАЛЫ В БИМЕДИЦИНСКОЙ ИНЖЕНЕРИИ – ВАЖНЕЙШАЯ КОМПОНЕНТА АКТИВНОСТЕЙ ПРОЕКТА “BIOART”**

Среди множества материалов, применяющихся в биомедицинской инженерии особое место для изготовления имплантов занимают интеллектуальные биоматериалы (ИБМ), способные адекватно реагировать на изменение внешних условий и самоулучшать свои свойства, ремонтировать себя или изменять свои функциональные характеристики в процессе эксплуатации [1]. Проектом BIOART (Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial Implants for Bio-Engineering BSc/MSc Degrees 586114-EPP- 1-2017- 1-ES-EPPKA2-SVNE- JP) предусмотрена модернизация учебных планов специальности «Биомедицинская инженерия» путем внедрения в учебный процесс новейших дисциплин, изучающих такие важные научные направления как медицинская имплантология, биомедицинское материаловедение, механотроника, информационные системы и it-технологии.

Среди металлических ИБМ для биомедицинской инженерии широкое применение получил сплав с эффектом памяти – нитинол (сплав титана и никеля), что обусловлено очень хорошей его биологической совместимостью с живыми тканями [12-14], а также простотой проектирования устройств, основанных на явлении суперупругости. Такая реакция организма, названная оссеинтеграцией, характеризуется надежной связью кости непосредственно с имплантатом, без образования защитной волокнистой капсулы. Это открытие привело к созданию бесклеевой фиксации искусственных суставов из металлического сплава Ti6Al4V и зубных протезов из чистого титана.

Среди неметаллических ИБМ для лечения зубов широко используют цветной цемент, называемый стеклоиономерным, который по цвету не отличается от соседних натуральных зубов, одновременно является источником фтора, который предупреждает дальнейшее развитие кариеса. Другой пример ИБМ – растворимые хирургические нити из полилактидной кислоты, которая исчезает (растворяется в организме) после выполнения своей функции.

Примерами использования ИБМ в биомедицинской инженерии можно считать искусственные клапаны сердца, «пластыри» тканей, контактные линзы, искусственные хрусталики и линзы, искусственные: слуховые косточки среднего уха, ушная улитка, суставы, костные пластины, внутрикостные стержни, костный цемент, кожа, мочевыводящие пути, вставные черепные пластины, шунты внутрочерепной жидкости, зубные пломбы и протезы и др.

Внедрение некоторых ИБМ в костную ткань стимулирует появление на их поверхности новой кости и эффект заживления области хирургического вмешательства. Примером таких ИБМ являются синтетический гидроксиапатит, биоактивные стекла и некоторые виды стеклокерамики. На поверхность такого материала из биологического окружения адсорбируются определенные белки, которые стимулируют рост костных клеток и сокращает процесс заживления. В некоторых ИБМ (например, типа биостекла) этому предшествуют ионообменные реакции на поверхности внедрения и появление слоя фосфата кальция, что способствует формированию прямых химических связей между биостеклом и минеральной фазой новообразованной костной ткани.

Среди керамических ИБМ замечательные свойства живляемости имеет фосфаткальциевая керамика, поскольку минеральная фаза костей подобна гидроксиапатиту  $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$ , но имеет меньшую степень кристалличности и содержит целый набор фосфатных микровключений, в том числе трикальцийфосфат, углеродапатит и различные ионные примеси типа фтора, магния и натрия. Фторапатит  $[Ca_{10}(PO_4)_6(F)_2]$  по химической структуре от гидроксиапатита отличается заменой

гидроксильних груп іонами фтора. Он устійчивее гидроксипатита при повышенных температурах и более стоек к действию кислот. Эти материалы способны образовывать непосредственную связь с живой костью без формирования защитной волокнистой ткани. Образование химической связи фосфаткальциевой керамики с костью состоит в частичном растворении приповерхностного слоя керамики и формировании кристаллов  $CO_3$ -апатита с включенными биомолекулами окружающей жидкости.

Возможным способом увеличения рабочей механической нагрузки на ИБМ является создание плазменным напылением металлической подложки и нанесение на нее слоя покрытия из керамического фосфата кальция [9]. В этом новом подходе металлическая подложка обеспечивает заданную прочность, а покрытие - биологическую реакцию совместимости организма и импланта.

Новым шагом в современном биоматериаловедении является создание ИБМ третьего поколения – интеллектуальных покрытий. Образование соединительной ткани является макропроцессом, но регулируется оно процессами наномасштаба, и реакция организма на биоматериал определяется свойствами его поверхности [15].

Один из таких методов состоит в химической модификации поверхности биоматериала для адсорбции определенных белков, а другой – в прививке биоактивных молекул на его поверхность. Особенности поверхностной биомодификации определяются характером требуемой реакции организма. Если имплантат подвергается воздействию бактерий, как, например, искусственные голосовые связки, адгезия клеток нежелательна. Напротив, для ортопедических имплантатов адгезия просто необходима. Установив факторы, определяющие взаимодействие поверхности внедрения и клетки, можно осознанно модифицировать поверхность ИБМ для изменения биохимической реакции организма.

Модифицированные поверхности способны влиять на поведение клетки, управляя природой белкового слоя, высаживающегося на поверхность в биосреде. Клетки способны «чувствовать» высадившиеся белки с помощью рецепторов. Как правило, желателно осаждение определенных клеток на поверхность внедрения, их рост и быстрое деление.

Пространственное изменение химического состава поверхности является очень интересным направлением развития инженерии живых тканей. Например, напыленные азотсодержащие полимеры стимулируют осаждение нервных клеток и рост нейронов. Влияние химического состава поверхности на осаждение определенных клеток можно использовать для управления высаживанием нужных клеток в определенных областях.

Возможности биомодификации поверхности ИБМ имплантов могут быть разнофункциональными: антибактериальными, обеспечивающими надежную связь с костью, кровью.

Новой философией разработки современных ИБМ стала инженерия живых тканей, как одной из наиболее быстро развивающихся областей науки. Она состоит в биологических и технических методах создания функциональных тканей, заменяющих или улучшающих работу больных и патологических частей организма. Практически эту идею реализуют путем выращивания живых клеток на биоматериале в присутствии биоактивных молекул. После этого живые клетки и производимую ими внеклеточную матрицу вместе с подложкой вводят в организм как единую клеточно-биоматериальную структуру.

Одним из перспективных направлений исследований является разработка биологически модифицированных биоматериалов, поверхность которых несет некую информацию для живых клеток, взаимодействующих с этой поверхностью. Информация может состоять в определении того, где клетки должны и где не должны высаживаться, в определении их ориентации или дифференциации.

Создание истинно интеллектуальных подложек – это задача будущего. В настоящее время для выращивания определенных тканей не часто удается создать правильную морфологическую и биохимическую окружающую среду для высаживания клеток, их

роста и дифференцирования. Для того чтобы использование биоинженерных тканей стало рутиной, необходимо дальнейшее совместное, комплексное развитие биоматериаловедения, биологии и медицины.

Разработка новых медицинских устройств, биоматериалов и тканей, несомненно, будет играть все более важную роль в лечении болезней. Будущее развитие биоматериалов явится результатом совместных усилий материаловедов, биологов и врачей. Вероятно, новые ИБМ будут значительно отличаться от биоматериалов прошлого. Они станут намного более интеллектуальными в том смысле, что будут взаимодействовать с биологической средой, способствуя восстановлению физиологических функций организма и живых тканей. Окончательной целью лечения будет восстановление здоровой ткани с одновременным исчезновением остатков имплантированного биоматериала.

#### Литература:

1. Уорден К. Новые интеллектуальные материалы и конструкции. Свойства и применение – М.: Техносфера, 2006. – 224 с. (ISBN 5-94836-065-2)
9. Klein, C. P. A. T., Patka, P., van der Lubbe, H. B. M., Wolke, J. G. C. and de Groot, K. (1991) *J. Biomed. Mat. Res.*, 25, 53.
12. Hench, L. L. (1991) / *Am. Ceramic Soc.*, 74, 1487. 13. Vogel, W. and Holland, W. (1987) *Angew. Chem. Int. UK*, 26, 527.
14. Wilson, J. (1985) «Clinical Application of Bioglass», *Glass: Current Issues* (ed. A. F. Wright and J. Dupuy), pp. 662-669.
15. Ikada, Y. (1994) *Biomat.*, 15, 725. 31. Sittinger, M. (1996) *Biomat.*, 17, 237.

**Чернявський В.В., Матвеев О.М., Юркова О.І.**

**(КПІ ім. Ігоря Сікорського, м. Київ)**

## **БАГАТОКОМПОНЕНТНІ Al-Ni-Co-Fe-Cr-Si-Ti ВИСОКОЕНТРОПІЙНІ ПОКРИТТЯ НА СТАЛІ**

E-mail: alexmatveev1994@gmail.com; vadikv13@gmail.com;

Проблема підвищення надійності та довговічності деталей машин та механізмів шляхом цілеспрямованої зміни структури та властивостей поверхні є актуальним напрямком сучасної науки та техніки. Помітне місце у вирішенні вказаної проблеми належить методам та технологіям зміни властивостей поверхневого шару шляхом нанесення захисних зміцнювальних покриттів з нових перспективних матеріалів, до яких відносяться високоентропійні сплави (ВЕС) [1, 2]. Висока ентропія змішування різних металевих елементів з концентрацією, близькою до еквіатомної, може значно зменшити вільну енергію Гіббса і стабілізувати тверді розчини з простою кристалічною структурою і хорошою комбінацією властивостей [1-3]. ВЕС виявляють унікальне поєднання високої міцності, корозійної тривкості, радіаційної стійкості, тощо [1-3], що відкриває перспективи для їх потенційного використання в умовах підвищених температур, ударних, динамічних навантажень, тертя, та інших екстремальних експлуатаційних умовах. Використання ВЕСів в якості покриттів є перспективним та економічно обґрунтованим.

Метою роботи є дослідження формування фазового складу, структури та механічних властивостей покриттів системи Al-Ni-Co-Fe-Cr-Si-Ti, отриманих методом електронно-променевого наплавлення на сталеву підкладку.

Для отримання рівномірного розподілу вихідних компонентів у шихті змішування проводили у планетарному млині протягом 5 хв. Нанесення покриттів проводили на електронно-променевій установці ЕЛА-6 в середовищі вакууму ( $10^{-3}$  Па) зі швидкістю наплавлення 1 мм/с.