

*Сахаревич А.В.*

## **МОДИФИЦИРОВАННЫЕ МАТЕРИАЛЫ НА ОСНОВЕ ПОЛИЭФИРЭФИРКЕТОНА ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ 3D ИМПЛАНТАТОВ И ИХ ВЛИЯНИЕ НА ОСТЕОИНТЕГРАЦИЮ И МОДУЛЬ УПРУГОСТИ**

*Научный руководитель: ст. преп. Чеботарёва О.А.*

*Кафедра ортопедической стоматологии и ортодонтии  
Белорусский государственный медицинский университет, г. Минск*

В настоящее время продолжается поиск «идеального» материала для изготовления дентальных имплантатов. Титан считается «золотым стандартом» благодаря высокой биосовместимости и прочности. Однако, имея высокий модуль упругости (около 110 ГПа), значительно превышающий значения костной ткани челюсти (кортикальная кость – 14-18 ГПа, губчатая кость – 1–5 ГПа), титан приводит к эффекту «экранирования напряжений», при котором имплантат принимает на себя всю нагрузку, а окружающая костная ткань атрофируется, приводя к потере имплантата. Также титан может не соответствовать эстетическим требованиям, вызывать периимплантит и выделять ионы металлов, вызывая аллергию. Полиэфирэфиркетон (далее - PEEK) рассматривается в качестве альтернативы благодаря модулю упругости, близкому к костной ткани (3-4 ГПа), эстетической привлекательности, устойчивости к высоким температурам, химической стойкости, радиопрозрачности. Однако клиническое применение его ограничено гидрофобностью и биоинертностью: он не обладает osteoconductive свойствами и хуже стимулирует дифференцировку остеобластов по сравнению с титаном. Методы модификации позволяют создавать имплантаты с необходимым модулем упругости и высокой остеоинтеграцией.

Аналитический обзор 23 научных статей проводился с помощью нескольких источников (PubMed, Scopus, Web of Science). Выполнен поиск по ключевым словам: "PEEK dental implants", "osseointegration PEEK modification", "elastic modulus dental implants", "stress shielding PEEK", "3D printed PEEK composites", "bioactive PEEK coating". Также выполнена группировка данных по типу модификации и их влиянию на исследуемые параметры.

Анализ литературных источников показал, что различные методы модификации позволяют изменять модуль упругости. Введение углеродных волокон повышает данный параметр до 15–20 ГПа, стекловолокно достигает значений 12 ГПа, что приближает модуль упругости к костной ткани и обеспечивает достаточную прочность в зонах высокой нагрузки. Добавление гидроксиапатита незначительно повышает модуль упругости – 5–8 ГПа, сохраняя биосовместимость. Чистый PEEK является биоинертным материалом, что успешно преодолевается различными модификациями. Добавление гидроксиапатита, наногидроксиапатита, наночастиц диоксида титана стимулирует образование кости вокруг имплантата, фторированный наногидроксиапатит обладает антибактериальными свойствами. Плазменная обработка повышает гидрофильность и создает наношероховатость. Сульфирование, лазерная абляция создают пористую структуру, а 3D печать позволяет контролировать её. Пескоструйная обработка и ускоренный пучок нейтральных атомов создает микрошероховатость. Биоактивные покрытия (гидроксиапатит, титан, диоксид титана) также повышают гидрофильность. В результате стимулируется адгезия, пролиферация, регенерация остеобластов, повышается остеоинтеграция.

Модификация PEEK позволяет создавать дентальные имплантаты с управляемым модулем упругости для применения в различных клинических ситуациях. Это позволяет минимизировать эффект (экранирования напряжений). Объемная, поверхностная, топологическая модификации, биоактивные покрытия превращают PEEK в osteoconductive материал. Некоторые модификации позволяют снизить вероятность периимплантита. Разработка гибридных материалов, градиентной пористости, комбинирование методов модификации, использования покрытий с контролируемым высвобождением являются перспективными направлениями.