

ИССЛЕДОВАНИЕ ТОНКОЙ СТРУКТУРЫ ДЕТОНАЦИОННЫХ БИОСОВМЕСТИМЫХ ПОКРЫТИЙ ИЗ ГИДРОКСИАПАТИТА КАЛЬЦИЯ

А. А. Ситников, В. И. Яковлев, М. Н. Сейдуров, А. А. Попова
Алтайский государственный технический университет им. И. И. Ползунова,
г. Барнаул, Россия

При создании биосовместимых покрытий особое внимание уделяется формированию определенного рельефа (шероховатости) на поверхности имплантата. Идет поиск новых технологических решений создания биосовместимой шероховатой поверхности на дентальных имплантатах, обеспечивающей надежную интеграцию имплантата в костной ткани, так как существующие технологии не удовлетворяют в полной мере современным медицинским требованиям. Наиболее перспективным решением этой проблемы является нанесение биоактивных кальций-фосфатных покрытий, приближающих создаваемые имплантаты к классу биомиметических материалов для костной ткани.

Наиболее изученными методами формирования кальций-фосфатных покрытий на поверхности металлов являются: шликерный (золь-гель), микродуговое оксидирование, магнетронное распыление, плазменное напыление. Основная проблема заключается в том, что с увеличением толщины кальций-фосфатного покрытия (в диапазоне до 100 мкм) возрастает его биоактивность, способность к остеоиндукции и остеокондукции, но падает механическая прочность и адгезия к подложке. Кроме того, в настоящее время нет однозначных данных о том, какими физико-химическими свойствами (фазовый и элементный составы, структура, кристалличность, шероховатость, растворимость и т. д.) должна обладать поверхность имплантата, обеспечивающая его остеоинтеграцию.

Цель работы – изучение тонкой структуры и фазового состава детонационных биосовместимых покрытий из гидроксиапатита кальция в зависимости от их рельефа.

Кальций-фосфатные покрытия наносились на титановую основу при помощи установки детонационно-газового напыления порошковых материалов «Катунь-М». Для нанесения покрытий был использован порошок гидроксиапатита различных фракций: от 1 до 20 мкм и от 50 до 350 мкм.

Установлено, что при напылении частиц гидроксиапатита в диапазоне от 1 до 20 мкм

формируются покрытия неоднородные по толщине (10...20 мкм) и фазовому составу, наблюдается локальное отсутствие покрытия на подложке. Шероховатость таких покрытий составляет 3,5 мкм, а толщина – до 20 мкм. В покрытии наблюдаются лишь единичные поры, которые формируются при оплавлении частиц. Однородные по толщине и фазовому составу покрытия формируются при напылении частиц гидроксиапатита размером в интервале от 50 до 300 мкм (рисунок 1). Шероховатость покрытий характеризуется величиной от 5,5 до 6,5 мкм, а толщина достигает 100 мкм.

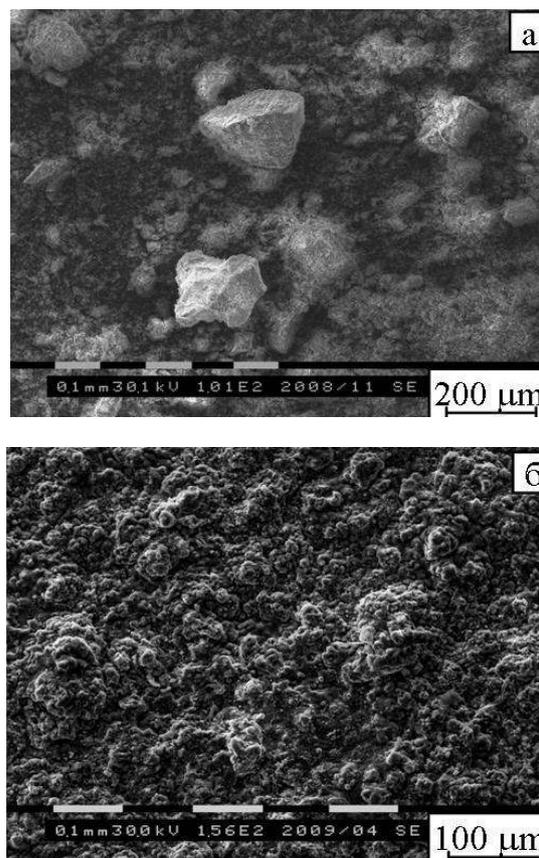


Рисунок 1 – Порошок гидроксиапатита (а) и покрытие на его основе, полученное детонационно-газовым напылением (б), РЭМ

В тоже время результаты исследования адгезионной прочности покрытий показали, что она не превышает 5 МПа, что недостаточно для их эксплуатации.

Предварительная обработка поверхности титана перед нанесением покрытий, включающая пескоструйную обработку и химическое травление позволяет повысить адгезионную прочность покрытия к подложке до 20 МПа. По сравнению с микродуговым методом нанесения, покрытия, полученные детонационно-газовым напылением, имеют преимущества по фазовому составу, поскольку он идентичен напыляемому материалу и представлен гидроксиапатитом (рисунок 2). Соотношение Са/P = 1,67, и оно близко к соотношению в костной ткани.

Таким образом, в результате использования различных методов модификации поверхности получены кальций-фосфатные покрытия с вариацией: по соотношению Са/P от 0,7 до 1,67; фазовому составу – рентгеноаморфное состояние, бета-трикальций-фосфат (β -ТКФ), гидроксиапатит (ГАП); пористости – от безпористых до 40%; толщине – от 10 до 100 мкм.

В результате проведенных исследований в ИФПМ СО РАН (г. Томск) было установлено, что все кальций-фосфатные покрытия независимо от их физико-химических свойств индуцируют рост тканевых пластинок со 100 % вероятностью, что свидетельствует о приемлемости их поверхностного рельефа для прикрепления и созревания клеток.

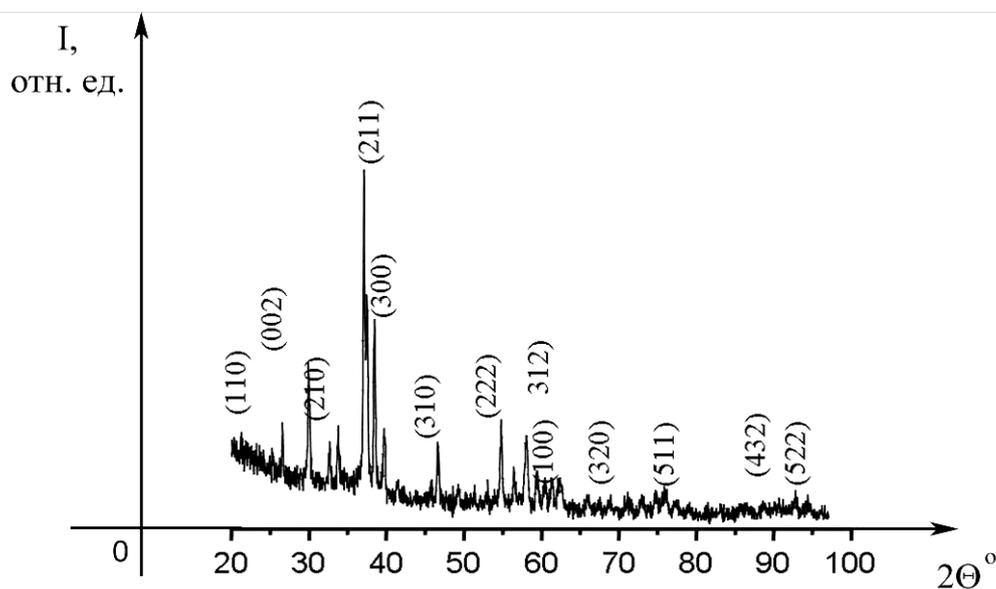


Рисунок 2 – Рентгеновская дифрактограмма покрытия на основе гидроксиапатита, полученного детонационно-газовым напылением

На основе полученных данных сделано предположение о том, что фазовый состав и кристалличность покрытий являются менее значимыми и определенными факторами контроля биоинженерии костной

ткани по сравнению с его рельефом. Полученные покрытия представляют интерес для использования в медицинской практике в качестве биопокрытий на титановых имплантатах.