

ПОРИСТЫЕ СИТАЛЛЫ КАК ОСНОВА БИОИМПЛАНТАТОВ ДЛЯ ЧЕЛЮСТНО-ЛИЦЕВОЙ ХИРУРГИИ

Созданию биосовместимых неорганических пористых материалов для изготовления искусственных имплантатов уделяется значительное внимание исследователей. К этой группе материалов относятся преимущественно закристаллизованные стекла и ситаллы кальциево-фосфатного профиля в сочетании с корректирующими свойствами оксидами. Основными кристаллическими фазами в биосовместимых материалах являются кальцийфосфаты, дополнительно с целью придания стеклу определенных физико-химических и механических свойств могут присутствовать апатит, диопсид, волластонит и др. фазы.

Пористые имплантаты, изготовленные из биоактивных материалов, обеспечивают высокопрочное соединение с костью за счет врастания в поры костной и соединительной тканей, а биоактивность имплантата, связанная с его химическим и фазовым составом, исключает его отторжение и стимулирует процесс образования новой костной ткани.

На основании обзора литературы и имеющихся методов получения пористых материалов нами выбран метод губчатых технологий. Использование этого наиболее экономичного простого метода дает возможность получить пористые материалы с размерами пор более 100 мкм, обеспечивая достаточно высокую механическую прочность и чистоту конечному продукту. Достоинством губчатой технологии является то, что структура порового пространства материала тесно связана и практически идентична структуре используемого органического ячеистого полимера. В качестве выгорающей основы была использована пенополиуретановая губка.

Сущность метода состоит в нанесении на поверхность сетчатого ячеистого полимера стекольной суспензии, избыток которой удаляют, затем сушат и обжигают заготовку в условиях, обеспечивающих постепенное выгорание полимерной основы и сохранение формы изделий.

Изучение влияния структурных факторов на химические и механические свойства пористых имплантатов осуществлялось на оптимальном составе стекла системы $\text{Na}_2\text{O}-\text{K}_2\text{O}-\text{CaO}-\text{SiO}_2-\text{P}_2\text{O}_5-\text{F}$. Стекла варились при 1500°C в газо-пламенной печи, затем подвергались помолу до прохождения через сито № 0056. Формование пористых образцов производилось по губчатой технологии путем пропитки пенополиуретановой губки стекольной суспензией и последующей термообработкой. Этот состав обладает хорошими технологическими свойствами, необходимой химической устойчивостью и кристаллизуется с выделением в качестве основных кристаллических фаз фторапатита и трикальцийфосфата. Использовали два вида пенополиуретановой губки с различным диаметром пор - 500-600 и 900-1000 мкм.

Установлено, что пористость исследуемых образцов составила 50-60 % в зависимости от размера пористой основы.

Прочность пористых ситаллов со средним размером пор 300-400 мкм составляет в среднем 8-12 МПа, а для образцов с размером пор 600-700 мкм эта величина - 3-8 МПа.

Образцы, полученные с использованием пенополиуретановой губки с меньшим размером пор, более прочные и обладают меньшей пористостью, чем образцы на основе более крупной пористой основы, что очевидно связано с тем, что такие образцы легче спекаются. Так как размер пор небольшой, поры легче зашлюпают, что приводит к снижению пористости. Материал превращается в большей степени монолит, и его прочность повышается. С другой стороны, снижение пористости отрицательным образом сказывается на способности прорасти в поры такого материала костной ткани.

Результаты исследования были подтверждены предварительными медико-биологическими исследованиями. Костная ткань лучше прорастает в имплантаты, изготовленные из пористого биоситалла с размерами пор 600-700 мкм, чем материалы с более мелкими порами (300-400 мкм).

Таким образом, проведенные исследования показали, что при использовании губчатой технологии можно регулировать структуру полученных пористых материалов. При этом структурные факторы влияют на физико-химические и механические свойства пористых имплантатов.