

Ряд классов болезней не имел значимых изменений патологической пораженности за изученный период. Это болезни системы кровообращения, болезни костно-мышечной системы и соединительной ткани, новообразования, болезни уха и сосцевидного отростка. Болезни системы кровообращения составили 30,3 случая за 2009 год; 30,8 случая на 1000 подростков за 2012 год ( $R^2=0,06$ ). За годы исследования выявлено снижение уровня распространенности болезней кожи и подкожной клетчатки - с 17,3 до 11,5 случаев ( $R^2=0,83$ ); некоторых инфекционных и паразитарных болезней - с 6,7 до 6 случаев ( $R^2=0,95$ ), теснота связи по шкале Чеддока составила 0,95 и 0,83, что характеризует весьма высокую силу связи показателей.

Таким образом, наше исследование позволило выявить ухудшение состояния здоровья подростков 15-17 лет по г.Казани и Республике Татарстан за исследуемые годы, которое характеризуется высокими показателями заболеваемости.

## **ОЦЕНКА МЕДИЦИНСКОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ В ВОПРОСАХ ПРИМЕНЕНИЯ БИОМАТЕРИАЛОВ**

*Ситдикова И.Д., Вахитов Б.И., Вахитов И.Х., Мешков А.В.*

*ФГАОУ ВПО «Казанский (Приволжский) федеральный университет»*

*Институт фундаментальной медицины и биологии (Казань)*

*ГБОУ ВПО «Казанский государственный медицинский университет»*

*Министерства здравоохранения Российской Федерации»*

*Филиал №1 ФГБУ «3 ЦВКГ им. А.А. Вишневого» МО РФ*

В настоящее время вопросы, связанные с применением биоматериалов, являются актуальными научными изысканиями, прежде всего с позиции оценки биосовместимости материалов. Механизм прикрепления тканей к имплантатам связан с тканевым откликом на границе раздела имплантата. Выделяют четыре основных типа биокерамических материалов, различающихся между собой по характеру взаимодействия с костной тканью. Так, биоинертные материалы не образуют прочной связи с костью. Если механическая нагрузка на такой имплантат вызывает его движение, то он, как правило, достаточно быстро

расшатывается. Это приводит к развитию различного рода клинических осложнений, вплоть до перелома имплантата или окружающей его кости (Мюллер и др., 1996).

Для предотвращения расшатывания имплантатов были разработаны пористая керамика 2-го типа и ГА покрытия. Вростание кости в поры обеспечивает большую площадь границы раздела между имплантатом и его хозяином. Этот метод прикрепления часто называют биологической фиксацией. Она способна противостоять более сложному состоянию напряжений, чем имплантаты 1-го типа, которые обеспечивают только «морфологическую фиксацию». Ограничением для применения пористых имплантатов 2-го типа является необходимость иметь размеры пор, по меньшей мере, более 100 мкм диаметром. Предполагается, что такой размер пор необходим для того, чтобы капилляры могли обеспечить подачу крови к костной соединительной ткани. Без крови и питания кость умрет. Сосудистая ткань не появится в порах < 100 мкм. Ряд авторов считает, что если на границе раздела пористого имплантата происходят микродвижения, то капилляры могут быть обрезаны. Это приведет к смерти ткани, воспалению и нарушению стабильности границы раздела. По-видимому, микродвижения не всегда играют ключевую роль в этом процессе. Полученные нами данные на модели, исключаящей какое-либо микродвижение, показали, что костная ткань не образуется даже при наличии микрососудов, если диаметр пор был менее 70 мкм. Если диаметр пор был более 400 мкм, то они заполнялись соединительной тканью. Следовательно, есть строго определенная биологическая закономерность, определяющая соответствие между диаметром пор и остеогенезом. Биоактивные имплантаты 3-го типа взаимодействуют с костью через формирование химических связей (3-й тип в таблице) и предлагают другой подход к достижению прикрепления на границе раздела материал/кость. Они вступают в реакции с тканью только на границе раздела между имплантатом и костью. Поверхностные реакции приводят к образованию между ними химической связи. Они включают в свой состав: биостекла типа Bioglass®, биоактивную стеклокерамику (A/W

стеклокерамика), плотный синтетический гидроксиапатит, биоактивные композиты (полиэтилен-ГА), биоактивные покрытия (ГА на пористом титановом сплаве) и ряд других материалов. Все они образуют связь с костью посредством границы раздела. Для разных материалов такие параметры, как механизм и временная зависимость образования связи, ее прочность, вязкость и другие характеристики, различны. Резорбируемый материал постепенно замещается костной тканью за счет процессов растворения и лизиса имплантата и построения на его месте новой кости. Резорбируемые имплантаты (тип 4 в таблице) разрабатываются для того, чтобы постепенно деградировать со временем и замещаться естественными тканями. Конечным результатом является очень тонкая граница раздела или ее отсутствие. Такой подход приводит к утилизации материала и регенерации тканей. Однако этот механизм практически не управляем, зависит от многих факторов, в том числе состояния тканей и организма. Скорость резорбции может быть слишком быстрой или, напротив, медленной. Кроме того, в пределах одного материала этот процесс может существенно различаться по своей интенсивности (Deculsi, 1999). Все это может привести к нестабильности связи между материалом и костью, а также нарушению механических характеристик со стороны имплантата и кости. Вот почему существуют серьезные ограничения на использование резорбируемых материалов в медицине.

### **ЗЛОКАЧЕСТВЕННЫЕ НОВООБРАЗОВАНИЯ НАСЕЛЕНИЯ УДМУРТСКОЙ РЕСПУБЛИКИ В РАЗРЕЗЕ ТЕРРИТОРИЙ ТЕХНОГЕНЕЗА**

*Ситдикова И.Д., Иванова М.К., Шайфутдинова Г.М., Бакшаева А.Н.  
ФГАОУ ВПО «Казанский (Приволжский) федеральный университет»  
Институт фундаментальной медицины и биологии (Казань)  
Ижевская государственная медицинская академия*

Клинико-эпидемиологический анализ злокачественных новообразований за период 2002-2014 г.г. установил достоверный рост уровня онкозаболеваемости на 47,6%, болезненности на 86,5%, смертности на 7,9%, прогнозирование