цитотоксического воздействия на культуры ММСК, выделенные из жировой ткани. Однако для культур SHED-клеток на 1-е и 3-е сут. эксперимента было показано цитотоксическое воздействие материалов «Индост (гранулы)» и «Bio-Oss», к 4-м и 7-м сут. эксперимента слабое (не ниже 80% относительной выживаемости клеток). На всех сроках наблюдения исследуемый материал «Колладентс» и «Индост-Гель» не показывали статистически значимого цитотоксического воздействия на относительную выживаемость клеток. Все исследуемые материалы способствовали клеточной адгезии.

Финансирование исследования: *Бюджет.*

**Васильев А.В.[1], Кузнецова В.С.[1], Загоскин Ю.Д.[2], Бухарова Т.Б.[3], Григорьев Т.Е.[2], Чвалун С.Н.[2], Гольдштейн Д.В.[3], Кулаков А.А.[1]**

*[1] ФГБУ «Центральный научно-исследовательский институт стоматологии и челюстно-лицевой хирургии» Минздрава России*
*[2] НИЦ «Курчатовский институт»*
*[3] ФГБНУ «Медико-генетический научный центр»*
vav-stom@yandex.ru

## СРАВНЕНИЕ КИНЕТИКИ ВЫСВОБОЖДЕНИЯ ИМПРЕГНИРОВАННОГО БЕЛКА ИЗ ПОЛИЛАКТИДНЫХ И ХИТОЗАНОВЫХ ГРАНУЛ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ИХ РАЗМЕРА В СОСТАВЕ ТЕРМОТРОПНОГО ОТВЕРЖДАЕМОГО ХИТОЗАНОВОГО ГИДРОГЕЛЯ

АКТУАЛЬНОСТЬ. Для нужд стоматологии, травматологии и ортопедии активно разрабатываются активированные костно-пластические материалы. Они представляют собой матрицу-носитель, выполняющую роль наполнителя объёма с импрегнированным фактором роста. Возможность задавать пик кинетики высвобождения лекарственного препарата из таких материалов является важной задачей современной фармакологии и биоинженерии, т.к. неконтролируемое высвобождение факторов роста в первые часы после имплантации материала не обеспечивает эффективную дифференцировку клеток: большая часть факторов роста будет потрачена впустую, заставляя существенно увеличивать концентрацию дорогостоящего остеоиндуктора. Комбинация хитозанового гидрогеля с гранулами хитозана и полилактида является перспективной основой для проектирования активированных костно-пластических материалов.

ЦЕЛЬ. Определить зависимость кинетики высвобождения белков от размера полилактидных и хитозановых частиц, включенных в термоотверждаемый хитозановый гидрогель.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ. Пористые частицы хитозана и полилактида получали с применением сублимационной сушки замороженных эмульсий полимера, полученных распылением. Импрегнацию белка проводили как после получения частиц в случае полилактида, так и in situ при получении частиц хитозана. Для получения наполненных гидрогелей частицы постепенно добавляли к раствору хитозана с β-глицерофосфатом при температуре 4°С. Для отверждения гидрогеля раствор нагревали до 37°С и выдерживали 40 мин. Оценку кинетики высвобождения модельного белка (BSA) в десятикратную по объёму среду, представленную физраствором, проводили колориметрически. Результаты. Пик кинетики высвобождения BSA из частиц с хитозаном был отмечен на 2-е сут., в то время как полилактидные гранулы показывали пик высвобождения BSA к 3-м суткам и 6-м сут.. Так, крупные хитозановые частицы ко 2-м сут. высвобождали 84+5% от всего импрегнированного белка, а мелкие — 68+7%. Статистически значимая разница в кинетике высвобождения BSA между крупными и мелкими частицами из полилактидных гранул не была выявлена. К 3-м сут. из крупных гранул в окружающую среду выделилось 45+12% от всего количества импрегнированного BSA, а из мелких — 49+8%.

Финансирование исследования: *Исследование выполнено при поддержке Российского научного фонда (проект No 16-15-00298).*

**Васильев В.С.[1], Еремин И.И.[2], Васильев С.А.[1], Важенин А.В.[3], Терюшкова Ж.И.[4], Васильев Ю.С.[1], Васильев И.С.[1], Карпов И.А.[1], Семенова А.Б.[3], Димов Г.П.[1], Димова Е.В.[5], Батурина И.Л.[1]**

*[1] ФГБОУ ВО «Южно-Уральский медицинский университет» Минздрава России*
*[2] ООО «Селлтера Фарм»*
*[3] Челябинский областной клинический центр онкологии и ядерной медицины*
*[4] МБУЗ ГКБ № 8*
*[5] ГБУЗ «Челябинский областной клинический терапевтический госпиталь для ветеранов войн»*
b_b_c_@mail.ru

## МЕХАНИЗМЫ ПРИЖИВЛЕНИЯ ЖИРОВОГО ТРАНСПЛАНТАТА И ВОЗМОЖНОСТИ ЛИПОГРАФТИНГА В РЕКОНСТРУКТИВНОЙ ХИРУРГИИ РАЗЛИЧНЫХ АНАТОМИЧЕСКИХ ЗОН

ВВЕДЕНИЕ. Липографтинг является эффективным инструментом реконструктивной хирургии, позволяющим устранять контурные дефекты различных локализаций с минимальным повреждением донорской зоны. Этапное инъекционное введение жирового трансплантата позволяет воссоздавать значительные объемы жизнеспособных тканей, что дает возможность использовать данный метод как альтернативу стандартным методам реконструкции (лоскутная пластика, применение искусственных имплантатов). Помимо возможности формирования объема инъекции аутологичного жирового трансплантата оказывают регенераторный эффект на патологически измененные ткани при рубцовых и постлучевых повреждениях, что значительно расширяет возможный спектр применения липографтинга.

МЕТОДЫ. С 2010 г. липографтинг с целью устранения контурных дефектов был применен у 178 пациентов. Распределение пациентов по локализации было следующим: 77 (43,3%) — область молочной железы, 63 (35,4%) — область головы и шеи, 38 (21,3%) — туловище и конечности. В зависимости от требуемого объема и степени повреждения реципиентной зоны требовалось от одного до 9 этапов липографтинга. Общее количество проведенных операций составило 412. Забор жировой ткани осуществлялся путем вакуумной липосакции канюлями диаметром 2,5 мм. С целью подготовки липоаспирата применялось центрифугирование в двух режимах: 50 gx 2 минуты и 1200 gx 3 минуты. Для введения очищенной жировой ткани использовались канюли