

с топографической термоасимметрией. Более высокая температура наблюдалась в проекции пупка и паховых складок. При этом температурный градиент между областями не превышал 1,0 °С.

Во второй группе термограммы передней поверхности живота отличались более дифференцированной картиной. Регистрировались участки гипертермии, расположение которых соответствовало проекции на переднюю стенку живота желудка, желчного пузыря, поджелудочной железы, червеобразного отростка придатков матки. Термоасимметрия у пациентов данной группы колебалась от 0,9 до 1,5 °С. Заключение тепловизионного исследования пациентов данной группы совпали с клиническим диагнозом: гастриты, холециститы, панкреатиты, аппендицит.

У пациентов третьей группы регистрировались участки гипертермии в средней и нижней трети передней поверхности живота, различные по числу, форме, размерам и интенсивности. Преимущественным расположением зон гипертермии во всех случаях являлись проекция пупка и область послеоперационного рубца. В 100% локализация участков гипертермии соответствовала локализации зоны максимальной болезненности. Размеры участков повышенной температуры изменялись в широких пределах. При этом в 79% наблюдений форма участков гипертермии была линейной и в 21% случаях – неопределенной. Разница температуры в сравнении с симметричными участками и окружающими тканями составила от 1,1 до 1,8 °С. При ультразвуковом исследовании у всех пациентов в области послеоперационного рубца, соответствующего зоне максимальной болезненности и установленной для них зоне гипертермии, определялись признаки спаечного процесса, заключающиеся в наличии гиперэхогенных тяжей, полипозиционном ограничении подвижности органов в проекции рубца.

Для повышения специфичности тепловизионной диагностики термография была дополнена нагрузочным тестом с глюкозой.

При этом у пациентов контрольной группы в 100% проба была отрицательной, т. е. изменений термограмм до и после проведения пробы не отмечено.

У больных 3-й группы в 78% случаях зарегистрировано достоверное отличие термограмм до и после пробы с глюкозой. Термоасимметрия у пациентов данной группы увеличивалась на 0,3–0,9 °С на 30–40-й минуте после глюкозной нагрузки. Существенным отличием данных термограмм являлось не только увеличение термоасимметрии, но и усиление интенсивности зон гипертермии. Участки гипертермии характеризовались четкой локализovanностью, соответствующей области максимальной болезненности и проекции послеоперационного рубца.

#### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. Полученные экспериментальные и клинические данные свидетельствуют об эффективности применения тепловизионных методов в диагностике и дифференциальной диагностике воспалительных процессов брюшной полости и болевых форм спаек брюшной полости после проведенных оперативных вмешательств.

2. Дополнение методики проведения тепловизионного исследования функциональной пробой с глюкозной нагрузкой позволяет улучшить его информативность за счет увеличения термоасимметрии, локализованности и интенсивности участков гипертермии, что оптимизирует применение тепловидения при диагностике адгезиогенного болевого синдрома.

3. Учитывая ряд преимуществ перед другими методами: отсутствие лучевой нагрузки, возможность получения функциональных характеристик области живота, проведение исследований в динамике для оценки адекватности лечебных мероприятий, – дает право рекомендовать тепловизионное исследование как метод, оптимизирующий и расширяющий спектр диагностических мероприятий при обследовании больных с подозрением на осложнения спаечного генеза.

© Коллектив авторов, 2006

УДК 611–018.4–003.9

## ИССЛЕДОВАНИЕ ПРОЧНОСТИ КОСТНОЙ ТКАНИ ПРИ ЕЕ РЕПАРАТИВНОЙ РЕГЕНЕРАЦИИ

О.Г. Тетерин, Д.А. Маланин, К.В. Гунин, Д.Ю. Петров

*Лаборатория экспериментальной и клинической ортопедии ВНЦ РАМН  
и Администрации Волгоградской области;  
кафедра травматологии, ортопедии и военно-полевой хирургии ВолГМУ*

В практической деятельности врачей травматологов-ортопедов исследование прочности сращения костей имеет большое значение, поскольку с данным

процессом напрямую связаны сроки лечения и восстановления трудоспособности больных [2].

В настоящее время в области практической ме-

дицины вопросы сокращения сроков лечения, медицинской и социальной реабилитации были и остаются определяющими и приоритетными вопросами государственного значения [1].

В мировой и отечественной медицине при исследовании состояния костной ткани после травм, хирургических вмешательств и заболеваниях опорно-двигательной системы человека используются, как правило, неинвазивные, малотравматичные, безболезненные и безопасные способы [5]. Наиболее широко применяют различные варианты лучевого исследования (рентгенография, рентгеноскопия, томография), реже – более дорогостоящие и наукоемкие – компьютерная томография, ядерно-магнитно-резонансная томография, ультразвуковые, денситометрические и другие методы исследования. Однако при всем при этом основным и ведущим остается способ клинического наблюдения и исследования [3].

Все вышеуказанные способы исследования костной ткани дают определенную информацию, которая позволяет прямо или косвенно судить о состоянии костной мозоли, регенерата, определять необходимость продления или завершения лечения, предотвращать такие осложнения, как вторичные деформации, смещения отломков, образование ложных суставов и другие [7].

Репаративная регенерация костной ткани является сложным процессом, механизмы регуляции которого остаются не полностью исследованными. Достаточно глубоко изучены морфологические, рентгенологические, клинические и другие изменения, происходящие на протяжении всего периода перестройки костной ткани, связанной с нарушением целостности при травмах, заболеваниях или хирургических вмешательствах [6]. Однако многие из существующих методов исследования состояния костной ткани являются малодоступными для практического врача и не способны с достаточной точностью определить те узкие временные рамки в процессе лечения, когда возникает возможность безопасного перехода к полноценной статико-динамической нагрузке на конечность. Это связано с тем, что известные методы исследования, будучи высокоинформативными, все же не позволяют определить всего многообразия динамики качеств костной ткани в отдельные периоды перестройки, а именно: момента возникновения достаточной резистентности-устойчивости регенерата к статико-динамической нагрузке у данного пациента с индивидуальным весом в конкретный временной период лечения и при наличии индивидуальных особенностей уровня, механизма повреждения кости, особенностей кровообращения, гормонального фона, метаболизма, возраста, пола и других факторов [4].

Следовательно, дальнейшее изучение изменения прочности костной ткани в процессе репаративной регенерации, с использованием новых способов исследования открывает широкие возможности оптимизации лечебного процесса реального сокращения

сроков реабилитации пациентов и снижения материальных затрат на лечение в практике травматологии, ортопедии, ортопедической косметологии и других разделах остеологии.

#### ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Провести исследование изменения микроподвижности костных отломков при репаративной регенерации у пациентов с осевыми деформациями нижних конечностей.

Необходимость данного исследования была обусловлена поиском путей снижения сроков и сокращения материальных затрат на лечение. Ортопедия не отличается малыми сроками послеоперационного периода, поскольку сращение костей требует определенного времени. Тем более актуально снижение сроков реабилитации при коррекции малых осевых деформаций нижних конечностей, поскольку в данном случае пациенты тратят время и средства, не пользуясь никакими социальными льготами.

При исследовании микроподвижности костных отломков на различных этапах лечения были поставлены следующие задачи:

- 1) разработать методику исследования микроподвижности костей и необходимые устройства для ее осуществления;
- 2) определить факторы, влияющие на микроподвижность костных отломков в различных условиях остеосинтеза;
- 3) выявить закономерность изменения микроподвижности отломков костей при репаративной регенерации;
- 4) оценить научную и прикладную значимость выявленной закономерности.

#### МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

При разработке методики определения микроподвижности отломков наметилось два возможных направления действий. Первый вариант связан с непосредственным закреплением датчиков на костных отломках, а второй – с возможностью опосредованного определения микроподвижности через элементы, составляющие конструкцию аппарата внешней фиксации. Первый вариант был отклонен, поскольку связан с дополнительным травмированием тканей конечности, которое неизбежно при имплантации элементов датчика микроподвижности.

Дальнейшая работа была направлена на реализацию второго варианта, связанного с определением микроподвижности спиц в аппарате внешней фиксации, которые находятся в плотном контакте и связи с отломками и при смещении последних под воздействием статической нагрузки в точности повторяют их колебания.

Исследование микроподвижности костных отломков проводилось у пациентов по одному поводу – коррекции формы нижних конечностей с использованием аппаратов внешней фиксации единой конструкции. Оперативное вмешательство осуществля-

лось по разработанной методике все пациенты были женского пола и молодого возраста.

Все время остеосинтеза аппаратом мы разделили на три основных периода в связи с тем, что в каждом из них условия остеосинтеза однотипно изменялись.

Начало первого периода считали от момента операции до начала коррекции кривизны конечностей. После операции создавали легкое компрессионное напряжение между опорами аппарата. Данную манипуляцию выполняли с целью усиления жесткости фиксации и стабилизации концов отломков в месте остеотомии, что снижало болевые ощущения и позволяло пациентам самостоятельно передвигаться с умеренной нагрузкой. Заданное компрессионное напряжение увеличивало натяжение спиц в опорах аппарата внешней фиксации и способствовало снижению их подвижности в процессе ходьбы по отношению к состоянию нейтрального остеосинтеза, когда напряжение компрессии и растяжения в системе "аппарат-кость" – отсутствует.

Второй период остеосинтеза длился от начала коррекции деформации до ее окончания. Сущность коррекции состояла в том, что сначала устранялось компрессионное напряжение и аппарат переводился в режим дистракции, которая осуществлялась по внутреннему контуру голени. В начале коррекции появлялся небольшой клиновидной формы диастаз между отломками, который по мере продолжения коррекции увеличивался, основание треугольной формы клина при этом было обращено кнутри. Очевидно, что подвижность отломков и спиц аппарата при нагрузке была максимальной также в зоне наибольшего расхождения отломков – по внутреннему контуру, поэтому датчик микроподвижности также устанавливался по внутренней стороне аппарата.

Было установлено, каким образом начало, продолжение и окончание коррекции влияет на микроподвижность костных отломков при осевой статической нагрузке. В начале коррекции осуществляли сброс компрессионного напряжения, и аппарат переводили в режим дистракции, микроподвижность возрастала и увеличивалась в незначительных пределах в процессе коррекции. По завершении коррекции, которая в среднем продолжалась 8–12 дней, показатели микроподвижности стабилизировались, а в некоторых случаях несколько снижались по сравнению с началом дистракции, что было связано с возрастающим дистракционным напряжением и некоторым увеличением натяжения спиц. Это наблюдалось в случаях, когда имелось исходное недостаточное натяжение спиц в опорах аппаратов внешней фиксации.

Третий период остеосинтеза начинался с окончания процесса коррекции и продолжался до момента завершения остеосинтеза и снятия аппарата. В начале этого периода происходила стабилизация показателей микроподвижности, что было связано с прекращением дистракции. Показатели микроподвижности оставались на высоком уровне, поскольку но-

вообразованная костная ткань, заполняющая сформированный клиновидный диастаз, в этот период оставалась малопрочной и не оказывала значительного сопротивления, препятствующего сближению концов отломков.

В третьем периоде с началом фиксации низкодифференцированная остеогенная ткань, представляющая регенерат, начинала превращаться в полноценную и прочную костную ткань, которая выполняет опорную функцию. Рентгенологическая картина этого процесса (усиление плотности костной ткани) менялась постепенно.

Далее, после первичной стабилизации микроподвижности, связанной с началом фиксации, наблюдался процесс незначительной динамики по уменьшению микроподвижности отломков, который заканчивался резким скачкообразным снижением показателей микроподвижности, связанной с увеличением прочности костного регенерата к статической нагрузке. Такое существенное изменение прочностных характеристик костной ткани нарастало в течение 2–3 дней и определялось нами путем исследования динамики микроподвижности спиц.

Определение момента значительного увеличения прочности костной ткани являлось принципиально важным, поскольку открывало путь к реальной возможности сокращения срока лечения пациентов.

#### РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Было проведено определение величины микроподвижности отломков костей большеберцовой кости у 121 пациентки в возрасте от 18 до 32 лет, лечившихся по поводу варусной деформации нижних конечностей. Деформация представляла собой косметический однотипный дефект в виде отклонения продольной оси нижних конечностей во фронтальной плоскости на величину от 5 до 15°. Условия коррекции: уровень проведения спиц через сегмент конечности и остеотомии были стандартными для всех пациентов.

Необходимые специальные средства исследования представляли собой устройство для определения микроподвижности спиц в аппарате внешней фиксации и способ для его осуществления.

Пациенту предлагали перейти в вертикальное положение и перенести вес тела полностью на исследуемую конечность (встать на одну ногу). Спицы в момент наибольшей нагрузки прогибались, величина их смещения фиксировалась стрелкой прибора. Для исключения погрешностей, связанных с колебанием силы нагрузки, делали 3–4 замера и в случае наличия разницы показателей за основу брали средний результат. В таблице 9 приведены показатели микроподвижности спиц по периодам остеосинтеза у 121 пациента.

В первый период остеосинтеза определение показателей производилось один раз, поскольку в данный отрезок времени (3–5 дней) манипуляций с

аппаратом не происходило, и показатели не менялись. Средний показатель микроподвижности в первый период составил 0,21 мм, что соответствовало режиму умеренного компрессионного напряжения между опорами аппарата. Минимальные и максимальные величины микроподвижности колебались от 0,06 до 0,52 мм. Минимальные значения микроподвижности в первом периоде соответствовали случаям максимального компрессионного напряжения, а максимальные значения микроподвижности наблюдались в случаях отсутствия компрессионного напряжения на стыке отломков и наличия определенного диастаза между отломками.

Второй период остеосинтеза – период коррекции – продолжался от 8 до 12 дней и составлял в среднем 10 дней. Этот период характеризовался появлением и увеличением диастаза между отломками, поэтому показатели микроподвижности, по сравнению с таковыми первого периода, резко увеличивались и оставались примерно на одном уровне весь период коррекции. Замеры микроподвижности в данный период проводились в его начале, середине и конце. Средние показатели трехкратных замеров микроподвижности во втором периоде остеосинтеза составили соответственно 0,43, 0,49 и 0,46 мм.

В третий период остеосинтеза фиксировались три средних показателя микроподвижности. Первый замер показателей проводили через 2–3 дня после начала фиксации, поскольку конец коррекции и начало фиксации мало отличались по каким-либо параметрам. Показатель микроподвижности в конце второго периода составлял 0,46 мм, а в начале третьего периода – 0,43 мм. Второй замер показателей в третьем периоде остеосинтеза проводили через 10–12 дней после его начала, что соответствовало середине периода. Судя по динамике показателей микроподвижности, которая имела заметную тенденцию к снижению, в этот период происходило некоторое увеличение прочности костного регенерата. Показатели микроподвижности отломков от начала до середины третьего периода снижались в среднем с 0,43 до 0,26 мм.

Начиная с середины третьего периода и до его окончания, замеры осуществлялись один раз в два дня, чтобы не пропустить момент резистентности регенерата к статической нагрузке. Окончание третьего периода остеосинтеза фиксировались с 18 по 24 день с момента начала фиксации, в среднем с 21 дня. Это момент резкого снижения микроподвижности отломков.

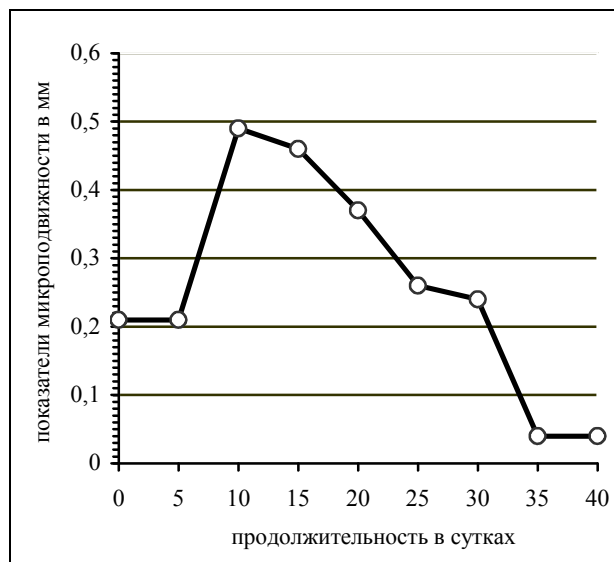


Рис. 1. Динамика микроподвижности отломков костей в I–III периодах остеосинтеза

Период резкого снижения показателей и последующей стабилизации начинался, как указано выше, с 18 по 24 день фиксации, а продолжался 1–3 дня от начала снижения до стабилизации показателей микроподвижности. Средний показатель микроподвижности в конце третьего периода фиксации составил 0,04 мм, что в 10 и более раз меньше показателя начала второго периода остеосинтеза и в 6 раз меньше середины третьего периода остеосинтеза.

Наиболее существенное (скачкообразное) увеличение резистентности костного регенерата к статической нагрузке происходило в третьем периоде остеосинтеза, а именно – в момент его окончания. Характерно, что рентгенологические данные окончания третьего периода остеосинтеза не отличались какой-либо заметной динамикой по сравнению с предшествующим и последующим временем, они изменялись постепенно. Динамика микроподвижности отломков в различных периодах остеосинтеза отражена на рис. 1.

#### ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Таким образом, установлена неизвестная ранее "Закономерность изменения микроподвижности отломков костной ткани при ее репаративной регенерации", заключающаяся в многократном (в 10 и более раз по сравнению с исходными величинами) резком снижении (1–3 дня от начала снижения до стабилизации) микроподвижности отломков на заключительном этапе остеосинтеза, признанная научным открытием № 218 на основании результатов научной экспертизы заявки на открытие № А-260 от 12 ноября 2002 года (Тетерин О.Г., Егоров М.Ф., Некрасов М.С., 2002).

Использование данного открытия в практике травматологии, ортопедии и ортопедической косметологии открывает новые возможности оптимизации лечебного процесса, реального сокращения сроков

реабилитации больных и снижения материальных затрат.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Барабаш А.П., Соломин Л.Н. // Травматол. и ортопед. России. – 1995. – № 4. – С. 52–56.
2. Берко В.Г., Чепижный Ю.А., Лопатина М.А. // Ортопед., травматол. и протезир. – 1987. – № 2. – С. 38–40.
3. Егоров М.Ф. // Анн. травматол. и ортопед. – 1998. – № 1. – С. 7–8.

4. Егоров М.Ф., Чернов А.П., Некрасов М.С. Ортопедическая косметология. – М.: Издательский центр "Федоров", 2000. – 192 с.

5. Корнилов Н.В., Грязнухин Э.Г., Остапенко В.И. и др. Травматология. – М.: Гиппократ, 1999. – 237 с.

6. Шевцов В.И., Попков А.В. Оперативное удлинение нижних конечностей. – М.: Медицина, 1998. – 192 с.

7. Zilber S., Larrouy M., Sedel L., et al. // Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot. (France). – 2004. – Vol. 90, № 7. – P. 659–665.

© Коллектив авторов, 2006

УДК 611+681.3

## ДОСТОВЕРНОСТЬ РЕЗУЛЬТАТОВ ВИРТУАЛЬНОЙ АНТРОПОМЕТРИИ В СРАВНЕНИИ С КЛАССИЧЕСКИМИ МЕТОДАМИ ИЗУЧЕНИЯ АНАТОМИИ

А.А. Воробьев, Н.Ф. Фомин, М.Е. Егин, А.Х. Ахмедов, А.С. Баринов, С.В. Поройский

*ВНЦ РАМН и Администрации Волгоградской области,  
Военно-медицинская академия им. Кирова, Санкт-Петербург*

Первые шаги в реализации моделирования анатомических структур относятся к 90-м годам XX века, когда появились методики реконструкции с затененной наружной поверхностью и метод прозрачных объемных изображений, основанные на использовании данных компьютерной томографии [3]. В России данное направление появилось в 1997 году, когда были предприняты попытки 3-D реконструкций, носящих сугубо топографо-анатомический характер, на автономной рабочей станции Easy Vision (Philips) [2].

#### ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Сопоставить результаты виртуальной антропометрии с результатами классической антропометрии.

#### МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

Для реализации поставленной цели был сформирован индивидуализированный электронный архив анатомического строения голени живого человека, разработана компьютерная программа для индивидуального компьютерного моделирования голени, учитывающая индивидуальные особенности анатомического строения пациента. Рассчитаны основные коэффициенты анатомических структур голени живого человека, выявлена прижизненная топография сосудисто-нервных пучков голени и определена достоверность прижизненного анатомического исследования в сравнении с классическими анатомическими методами.

Для увеличения эффективности неинвазивных методов исследования нами разработана совместно с

Волгоградским государственным техническим университетом компьютерная программа, которая позволяет формировать 3D изображения (на основе их синтеза из упорядоченных комплектов проекций двумерных сечений, полученных с помощью неинвазивных интроскопических исследований), анализ (включающий в себя, в частности, операции автоматических и интерактивных измерений), модификации (как ручной так и автоматизированной), а также презентационное представление с управляемыми (задаваемыми пользователем) параметрами визуализации.

#### РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

С целью оценки достоверности проведенного исследования нами совместно с кафедрой оперативной хирургии и клинической анатомии Военно-медицинской академии им. Кирова (г. Санкт-Петербург) было проведено экспериментальное исследование поперечных распилов голени у 10 трупов. Разработанная методика морфометрии нижней конечности (Фомин Н.Ф., Ахмедов А.Х., г. Санкт-Петербург) дает возможность тщательным образом изучить гистотопографию сосудисто-нервных пучков голени, проанализировать полученные данные, продемонстрировать в мельчайших деталях анатомическое строение среза на любом уровне, сравнить пластинатый препарат с результатом исследования рентгеновской компьютерной или магнитно-резонансной томографии.

*Таблица*