

УДК 616-003.3+616.71

В.А. Маланчук¹, член-корр. АМН Украины д-р мед. наук, профессор

Н.С. Шидловский², канд. техн. наук. доцент

Д.Ю. Шпак², канд. техн. наук. доцент

А.В. Копчак¹, канд. мед. наук

1 – Национальный медицинский университет им А.А. Богомольца, г. Киев.

2 – Национальный технический университет Украины "КПИ", г. Киев.

Экспериментальное исследование биомеханических и структурных особенностей костного сращения при переломах нижней челюсти

Целью исследования было разработать методику изучения биомеханических и структурных свойств костного сращения при экспериментальном переломе нижней челюсти у крыс и оценить ее информативность и достоверность в зависимости от величины и характера смещения отломков.

Материалы и методы исследований. Экспериментальные исследования были выполнены на 60 белых лабораторных крысах, разделенных на 4 группы.

В I группе (контрольной) неповрежденные челюсти крыс выделяли для изучения их нормальных биомеханических характеристик. В трех других группах животным под наркозом моделировали перелом нижней челюсти в области угла. Костные отломки фиксировали специально разработанной наkostной титановой пластиной. Во II группе отломки фиксировали в правильном положении. В III группе - при небольшом смещении (на ширину наружной кортикальной пластинки). В IV группе воспроизводили значительное смещение отломков, которое превышало 1/2 толщины челюсти при одновременном сохранении контакта между отломками. Крыс выводили из эксперимента в срок 28 суток после травмы.

Для изучения биомеханических характеристик костного регенерата применяли разработанную нами методику. Схема устройства для изучения деформации и определения усилия, при котором происходит разрушение образца в зоне сращения костных отломков, представлена на рис.1.

Фрагмент нижней челюсти (1) фиксировали с помощью полимерного материала. Элемент затвердевшего полимера в виде параллелепипеда (2) с помощью губок (3) и сжимающих винтов (4) струбины закрепляли на подвижной траверсе универсальной машины TIRATEST-2151 (5), скорость перемещения которой равнялась 20мм/мин. Резец (6), выполненный из инструментальной легированной стали, крепился в зажиме (7). Усилие среза измеряли динамометром (8), электрический сигнал с которого поступал на микрокомпьютер машины TIRATEST-2151. Динамометр позволял измерять усилие среза до 1000Н с точностью 0,01Н.

По окончании исследования полученная информация фиксировалась в виде диаграммы среза в координатах P-ΔS, где P – усилие, при котором происходит деформация с разрушением образца; ΔS – перемещение резца в направлении, перпендикулярном продольной оси фрагмента челюсти.

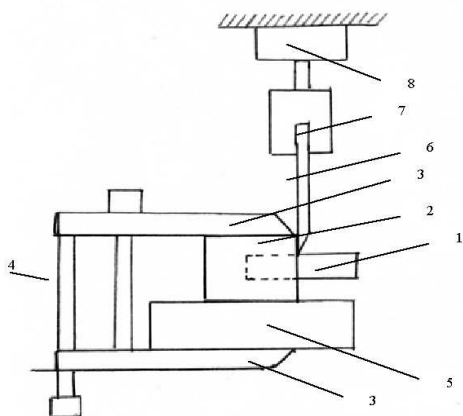


Рис. 1. Схематическое изображение устройства для изучения прочности.

При анализе полученных результатов учитывали величину упругой и пластической деформаций, а также усилие среза, при котором происходило полное разрушение образца. В дальнейшем проводили измерение площади поперечного сечения фрагмента челюсти в месте разрушения. Для этого образец фотографировали при стандартном светооптическом увеличении в 15 раз, изображение оцифровывали и вычисляли искомую площадь с помощью компьютерной техники. В ходе исследования определяли механическую прочность при срезе (Н) и удельную прочность (Н/мм²) как отношение усилия среза к площади полученного сечения кости в месте разрушения.

Для изучения структурных особенностей поверхности излома применяли электронно-зондовый метод с использованием растрового электронного микроскопа “Super probe 733”, (Япония).

Результаты исследования прочности костного сращения при переломе нижней челюсти приведены в табл.1.

Таблица 1. Механическая прочность костного сращения отломков при экспериментальном переломе нижней челюсти у крысы (срок наблюдения 28 суток).

| Показатель | I группа (контроль) | II группа (перелом без смещения) | III группа (перелом с незначительным смещением) | IV группа (перелом со значительным смещением) |
|---|---------------------|----------------------------------|---|---|
| Механическая прочность (Н) | 116±8,5 (9) | 109± 13,2 (7) | 121± 20 (7) | 73,4 ± 9,25* (5) |
| Удельная прочность (Н/мм ²) | 8,02±0,9 (9) | 5,55± 0,9 (7) | 4,76±1,1* (7) | 1,83 ± 0,32* (5) |

Примечание: В скобках указано количество наблюдений

* различия с контрольной группой достоверны с $p < 0,05$

Было установлено, что в срок 28 суток после травмы механическая прочность костного сращения отломков в II и III группах достоверно не отличалась от среднего показателя контрольной группы, в то время, как в IV группе этот показатель был в среднем на 37% ниже. Удельная прочность была снижена во всех группах, причем ее величина достоверно зависела от степени смещения. Уменьшение удельной прочности костного сращения компенсировалось увеличением его поперечного сечения, в том числе за счет периостальных регенератов, которые муфтообразно охватывали концы отломков. Этот компенсаторный механизм при значительных смещениях (IV группа) оказывался недостаточно эффективным.

Изучение поверхности излома после разрушения образца выявило следующее. В контрольной группе отмечали линейные переломы, которые проходили косо, под углом к поверхности челюсти. В компактном костном веществе линия излома проходила перпендикулярно остеонам или по промежуточным костным пластинкам, формируя характерные уступы. В губчатой кости излом обычно проходил косо, распространяясь вдоль поверхности костных трабекул, ориентированных под углом к „линиям напряжения”, при этом формировалась поверхность со сложным микрорельефом.

Во II группе разрушение образцов происходило по типу линейного излома, который во всех случаях проходил чуть в стороне от щели перелома и пересекал зону периостальной регенерации, компактное и губчатое вещество одного из костных отломков. Такой тип разрушения свидетельствовал о большей прочности интермедиальной костной мозоли по сравнению с тканью костных отломков, а также о значительной степени интеграции регенератов и подлежащих костных структур, которые в этот срок образовывали целостную биомеханическую систему.

В III группе излом образца был линейным и проходил через структуры костных отломков или по границе отломок-регенерат. При этом рельеф поверхности был сложным и характеризовался наличием больших уступов или впадин. Разрушение костных регенератов наблюдали лишь на отдельных участках, чаще всего в месте непосредственного действия резца (оно проходило по типу среза). Ориентация костных балочек и остеонов регенерата не совпадала с физиологичными линиями напряжения и на некоторых участках была достаточно хаотичной. Такое строение регенерата определяло его меньшую, по сравнению со здоровой костью, анизотропию и рассматривалось нами как компенсаторный механизм, связанный с изменениями биомеханики челюсти в посттравматическом периоде. Оно определяло более

высокую устойчивость регенерата к нефизиологичным для челюсти крысы напряжениям, в том числе, направленным перпендикулярно ее поверхности, что соответствует условиям, воспроизведенным в нашем эксперименте.

В IV группе регенерат характеризовался меньшей зрелостью и соответственно меньшей прочностью. Разрушение образца сопровождалось деструкцией регенерата по всему объему, после чего его фрагменты выкрашивались с поверхности костных отломков. На поверхности излома отмечали остатки костных регенератов разной степени зрелости, в большинстве наблюдений отмечали большие трещины, распространяющиеся вглубь костных отломков. Это свидетельствовало о снижении их механической прочности и было связано с процессом посттравматической перестройки кости вблизи щели перелома. Таким образом, в этой серии „слабым местом” костного сращения оказывался костный регенерат, который не достигал соответствующей степени зрелости. Характер его разрушения свидетельствовал о неомогности его пространственной структуры с точки зрения механических свойств.

Выводы. Результаты проведенных исследований свидетельствуют, что разработанная методика позволяет с высокой точностью определить предел прочности и особенности деформирования кости в зоне сращения, а также точно задавать место приложения силы и ее направление даже на малых по размеру объектах, к которым относится челюсть крысы. Деструкция образца при этом в основном происходит по типу линейного излома, что не исключает возможности его последующего исследования с использованием разнообразных морфологических методик, в том числе классического гистологического анализа или растровой электронной микроскопии. Преимущество последней, по нашему мнению, заключается в том, что она дает более полное представление о характере разрушения образца на микроуровне и о трехмерной структуре поверхности излома, что позволяет выявлять „слабые места” костного сращения.

Проведенные исследования позволяют выделить два основных биомеханических показателя, которые характеризуют костное сращение – его общая механическая прочность и удельная прочность. Другие параметры, в частности величина упругой и пластической деформаций, модуль Юнга и т.п. имеют меньшее биологическое значение и, кроме того, являются достаточно условными, поскольку при деформации кости на микроуровне одновременно происходят пластические и упругие деформации, растрескивание и микропереломы отдельных структур.

При изучении механической прочности костного сращения в разных группах нами подтверждено, что смещение отломков является фактором, который в значительной мере влияет на темпы консолидации отломков. Наиболее показательным является уменьшение удельной прочности сращения, которая даже при условии фиксации перелома в правильном анатомическом положении, была на 30% меньше чем удельная прочность непораженной челюсти. Этот показатель определяется главным образом степенью зрелости костных регенератов и уменьшением прочности концов отломков в посттравматическом периоде.

Одновременно, как было установлено, меньшую по сравнению с интактной костью, удельную прочность регенерата на этапах созревания, организм компенсирует за счет увеличения его объема. При этом возрастает площадь поперечного сечения кости в зоне сращения и его общая механическая прочность.

Библиографический список.

1. Бранков Г. Основы биомеханики.- М.: 1981.-254 с.
2. Маланчук В.А., Воловар О.С. Сравнительное изучение прочности метатарзальных костей, мышечкового отростка нижней челюсти, суставных поверхностей плюсне-фалангового и височно-нижнечелюстного сустава // Вестник стоматологии.- 1996, №2, с. 103-106.
3. Матрос-Таранец И.Н. Биомеханические исследования в экспериментальной стоматологии.- Донецк: 1998.-122 с.
4. Практическая биомеханика / А.Н.Лапутин, В.В.Гамалий, А.Л.Архипов и др. Под общ. ред. А.Н. Лапутина.- К.: Науковий світ, 2000.-298 с.