

Дослідження біомеханічних властивостей кісткової тканини та засобів лікування пошкоджень кінцівок людини.

Доповідь на науковому семінарі ММІ 28 грудня 2009 р.

СЛАЙД 1. ВСТУПИТЕЛЬНАЯ ЧАСТЬ.

Уважаемые коллеги!

К большому сожалению, мы, механики, обращаемся к врачам со своими проблемами намного чаще, чем врачи, в частности хирурги, обращаются за помощью к нам.

Мне представилась возможность оказать свою посильную помощь в решении некоторых технических задач, которые были поставлены перед нами хирургами.

СЛАЙД 2. ЦЕЛЬ РАБОТЫ И ЦЕЛЬ ДОКЛАДА.

В процессе работы с хирургами постепенно была сформулирована основная задача, которую кратко можно сформулировать так:

Разработать и практически реализовать методы измерения биомеханических характеристик костей конечностей и суставов при их взаимодействии с устройствами фиксации переломов и других устройств, применяемых при лечении травм.

СЛАЙД 3. БИОЛОГИЧЕСКИЕ ОБЪЕКТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.

Итак, какие же биологические объекты были подвергнуты исследованиям?

Естественно, что перечень элементов опорно-двигательного аппарата человека, наиболее важных с точки зрения травматологии, **определяли сами хирурги.**

На слайде показаны объекты, которые в той или иной степени **участвовали в испытаниях.**

Стрелками обозначены исследованные элементы, выбор которых определялись хирургами из соображений частоты травмирования.

СЛАЙД 4. БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ОБЪЕКТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.

Очень кратко перечислю основные объекты исследований.

1. Изучалось взаимодействие устройств для лечения переломов с костями конечностей, в частности бедренных, малоберцовых и большеберцовых костей и костей стопы.

2. Исследовалось взаимодействие механических шарнирных аппаратов с межфаланговыми, локтевыми и голеностопными суставами.

3. Исследовалось взаимодействие стандартных пластин и эндопротезов с отломками бедренных костей при фиксации сложных переломах.

4. Начаты работы по взаимодействию фиксирующих пластин с костью при переломах челюсти.

Все испытания проводили на трупных материалах.

СЛАЙД 5. ЧАСТЬ 1. МЕТОДИКИ ИССЛЕДОВАНИЙ.

Предлагаемый доклад я разделил на несколько частей.

На первой части я остановлюсь более подробно.

Остальные разделы я постараюсь показать менее детально, останавливаясь только на общих результатах.

СЛАЙД 6. ОБЩАЯ СХЕМА ИССЛЕДОВАНИЙ.

При выполнении исследований придерживались схемы, изображенной на этом слайде.

Далее я подробнее остановлюсь на наиболее важных и интересных этапах.

СЛАЙД 7. АНАЛИЗ ОБЪЕКТОВ ИССЛЕДОВАНИЯ.

Первый этап - анализ объектов. На этом этапе самым главным является активное сотрудничество со специалистами – хирургами.

Они являются, как говорится, «Заказчиками» работ, определяют номенклатуру испытываемых объектов и, прежде всего, должны объяснить нам, механикам, что они хотят получить в результате исследований.

Я в настоящее время даже не приступаю к первому этапу, пока не услышу от хирурга четко сформулированное задание.

Формулировка типа "вообще-то хотелось бы что-то такое получить..." не проходит.

СЛАЙД 8. ПРИМЕР 1. Анализ нагрузок, действующих на кости голени человека.

Специалистам – механикам крайне важно перед началом работы иметь наиболее полную информацию о действии на объект внешних и внутренних нагрузок.

При решении обычных задач механики мы, как правило, имеем дело с относительно простыми объектами.

В данном случае исследуются чрезвычайно сложные с точки зрения механики системамы.

Без их полного анализа не возможно даже приблизительно спланировать эксперимент, правильно выбрать способы нагрузки и измерительную аппаратуру.

СЛАЙД 9. ПРИМЕР 2. Анализ нагрузок, действующих на челюсть человека.

На этом слайде показан анализ действий мышц, управляющих челюстью, и нагрузки, действующие на данный объект в процессе "эксплуатации".

СЛАЙД 10. УПРОЩЕННАЯ СХЕМА НАГРУЗКИ ОБЪЕКТА.

Второй, подготовительный, этап состоит в упрощенном испытании при нагрузках, которые могут быть реализованы достаточно просто, без создания усложненных систем.

Мы не обращаем внимание на несовершенства упрощенного крепления объекта и на возможные значительные деформации, которые возникают в этом случае в месте крепления.

Измерение деформаций и определение наиболее "проблемных" мест на этом этапе производится с применением как можно более простых средств.

Самое главное – это выбор реперных точек и их правильное размещение.

СЛАЙД 11. ПРИМЕР 3. Упрощенная схема нагрузки малоберцовой кости и предварительный анализ перемещений.

На этом слайде в качестве примера дана упрощенная схема испытаний малоберцовой кости на изгиб. На фотоснимках видно развитие или раскрытие перелома, скрепленного фигурной пластиной.

На основании такого упрощенного испытания делается вывод о рациональном размещении реперных точек. В качестве реперных элементов в данном случае использовали хирургические шурупы.

СЛАЙД 12. ВЫБОР СПОСОБОВ ЗАКРЕПЛЕНИЯ ПРЕПАРАТА.

Следующий этап – выбор средств испытаний.

Это выбор способа крепления объекта, выбор устройства передачи нагрузки и выбор систем для измерения перемещений.

Разработка и изготовление средств закрепления биологических объектов в испытательном устройстве является наиболее **трудоемкой** частью всего процесса.

Самое главное - это обеспечить малые деформации самой системы крепления.

Далее идут другие, не столь существенные требования, но в целом их невыполнение может привести к **существенным ошибкам** при измерениях.

СЛАЙД 13. АПРОБИРОВАННЫЕ СПОСОБЫ ЗАКРЕПЛЕНИЯ ПРЕПАРАТОВ.

Наиболее часто применяемые в наших исследованиях системы крепления препаратов приведены на этом слайде.

Следует отметить, что нельзя создать универсальную систему крепления, способной одинаково хорошо работать при растяжении, сжатии, изгибе и кручении различных биообъектов.

Это связано с особенностями поверхности костей, с разнообразием профилей их поверхностей и с отличиями в геометрии не только различных анатомических объектов, но и с вариациями их размеров у разных людей.

СЛАЙД 14. АНАЛИЗ СПОСОБОВ ЗАКРЕПЛЕНИЯ ПРЕПАРАТОВ.

Проведен сравнительный анализ способов крепления.

Наиболее хорошие результаты при статических и циклических нагрузках показало четырехточечное закрепление (при изгибе) и опирание на профильную платформу (при сжатии).

СЛАЙД 15. ВЫБОР СПОСОБА НАГРУЗКИ. ОСНОВНЫЕ ТРЕБОВАНИЯ К СИСТЕМАМ.

Для специалистов, работающих в области экспериментальной механики, выбор и подготовка системы нагрузки объектов не вызывает особых затруднений.

Естественно, что эта система должна отвечать определенным требованиям.

Они сформулированы на этом слайде.

Особенностями систем, которые могут быть использованы для биомеханических испытаний - это большие перемещения и существенные размеры испытываемых объектов.

СЛАЙД 16. ПРИМЕНЕНИЕ СИСТЕМЫ TIRA-test.

Практически все работы выполнены с помощью испытательных установок серии ТИРА-тест производства Германии.

Специального оборудования для подобных исследований в нашем распоряжении нет, поэтому использованы установки и инструмент, имеющийся на кафедре сопротивления материалов.

Нагружающая и измерительная системы машин этой серии позволяют записывать диаграммы деформирования при растяжении, сжатии и изгибе, создавать **циклические нагрузки**, регистрировать изменение сил и перемещений **во времени** и многое другое.

СЛАЙД 17. ВЫБОР СПОСОБОВ ИЗМЕРЕНИЯ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ. ОСНОВНЫЕ ТРЕБОВАНИЯ К СРЕДСТВАМ ИЗМЕРЕНИЯ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ.

Измерение деформаций - это **наиболее ответственный** этап исследований.

Вывод о надежности работы систем фиксации переломов производится, как правило, на основе анализа **взаимных перемещений** точек кОсти при нагрузках.

При этом возникают **проблемы с размещением** измерительного средства и крепления его к объекту испытаний.

Здесь основную роль играют особенности поверхности кОсти и необходимость позиционирования датчика для измерения перемещения разных точек объекта.

СЛАЙД 18. ИЗМЕРЕНИЕ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ

На этом слайде показаны используемые нами технические средства измерений деформаций (индикаторы, штангенциркули, катетометры).

Все они обладают рядом недостатков, на которых я не буду останавливаться.

СЛАЙД 19. ПРИМЕР 4. РАСЧЕТ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ И ВЗАИМНЫХ СМЕЩЕНИЙ ТОЧЕК БЕДРЕННОЙ КОСТИ.

Один из наиболее трудоемких этапов при использовании указанных средств измерений- это обработка первичных данных испытаний.

Нами использованы способы определения перемещений на основе **сложения векторов** в пространстве (обычное геометрическое суммирование).

Упрощающим является то обстоятельство, что наибольшие перемещения точек кОсти возникают в **плоскости действия векторов нагрузки**.

Перемещения в направлениях, перпендикулярных этой плоскости, в этом случае **можно не учитывать**.

СЛАЙД 20. ПРИМЕР 5. ОПРЕДЕЛЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК СИСТЕМ "СУСТАВ – ШАРНИРНЫЙ АППАРАТ».

Для определения оптимальных усилий необходимо прежде всего знать **жесткостные характеристики ША и сустава**.

Эту задачу решали **поэтапно**, по схеме, изображенной на слайде.

Из экспериментов, проведенных по схемам 1 - 4 легко **определить жесткость каждой составляющей**.

Далее решается задача **выбора оптимальных с точки зрения хирурга нагрузок и определяются необходимые размеры элементов ША**.

СЛАЙД 21. ИЗМЕРЕНИЕ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ с помощью цифровой фотокамеры.

В последнее время нами применяются методы регистрации перемещений точек биологических объектов с помощью **цифровых** фото- и вебкамер.

Перед объектом жестко закрепляется фотокамера и производится съемка **препарата, включая реперные точки**.

Изображения в цифровом виде перемещаются на компьютер.

Используя обычную систему управления цифровым изображением, реперные точки **совмещаются с границами управляющей рамки**, определяются высота и ширина рамки (то есть расстояния между реперными точками по вертикали и горизонтали).

СЛАЙД 22. ПРИМЕР 6. Измерение перемещений с помощью цифровой фотокамеры.

На этом слайде приведен пример определения взаимного смещения отломков малоберцовой кОсти при изгибе.

Приведены результаты сравнения с измерением этого же перемещения индикатором часового типа.

Весьма существенным преимуществом этого способа является возможность регистрации **временных** процессов, например развитие деформаций при действии длительных нагрузок, включая **циклически изменяющиеся** (имитация ходьбы).

СЛАЙД 23. Анализ способов измерения перемещений

СЛАЙД 24. ЧАСТЬ 2. ИССЛЕДОВАНИЕ И УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЕ СИСТЕМ ФИКСАЦИИ ПЕРЕЛОМОВ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА.

Наиболее важная, по крайней мере с точки зрения хирургов - травматологов, часть работы: **оптимизация систем фиксации переломов, применяемых в зонах чрезвычайных ситуаций** (т. наз. Level 2) особенно с большим потоком пострадавших.

Здесь должны быть решены две взаимосвязанные задачи:

- **быстрая фиксация** переломов для обеспечения безопасной **транспортировки** пострадавшего;

- максимальная возможность **использования приспособлений, установленных в полевых условиях**, для дальнейшего лечения в стационарных условиях.

СЛАЙД 25. ИССЛЕДОВАННЫЕ СИСТЕМЫ ОСТЕОСИНТЕЗА НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА.

Кратко покажем обзор работ, выполненных по изложенным методикам.

Результаты этих исследований в основном опубликованы и использованы при подготовке нескольких кандидатских работ по медицинской тематике.

На этом слайде показана **часть исследованных систем фиксации.**

Работа состояла в определении **оптимального типа и размера** для конкретного вида перелома.

Прочностные характеристики этих систем не рассматривались, поскольку предполагали, что пострадавший с закрепленными АФ не будет, по крайней мере, заниматься экстремальными видами спорта.

СЛАЙД 26. СРАВНИТЕЛЬНЫЕ ИСПЫТАНИЯ СИСТЕМ «ЭФ – БЕДРЕННАЯ КОСТЬ».

На этом слайде приведены результаты, полученные в опытах с **бедренными костями.**

Исследованы ЭФ в виде **стандартных пластин и эндопротезов.**

Наиболее интересным, на наш взгляд, в этой работе является исследование деформирования при **циклически прикладываемых** нагрузках.

Установлено, что степень деформирования при циклических нагрузках является **более чувствительным** показателем качества фиксации перелома, чем деформации при статических нагрузках.

СЛАЙД 27. СРАВНИТЕЛЬНЫЕ ИСПЫТАНИЯ АППАРАТОВ ФИКСАЦИИ ПЕРЕЛОМОВ БЕРЦОВЫХ КОСТЕЙ.

Испытаны системы внешней фиксации для лечения травм **большеберцовой кости.**

Испытания проводили **при изгибающих, сжимающих и скручивающих** нагрузках.

Наиболее надежными показали себя **двухсторонний одноплоскостной и треугольный** аппараты фиксации.

СЛАЙД 28. СРАВНИТЕЛЬНЫЕ ИСПЫТАНИЯ СИСТЕМ ФИКСАЦИИ ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ СТОПЫ.

Для лечения повреждений костей стопы применяются, в основном, ЭФ в виде **самонарезных винтов и зубчатых пластин.**

Основная нагрузка на стопу - **компрессионная.** Поэтому и испытания проводили только при этих нагрузках.

На слайде отмечены **оптимальные с точки зрения жесткости** аппараты.

СЛАЙД 29. ЧАСТЬ 3. ИССЛЕДОВАНИЕ ШАРНИРНЫХ АППАРАТОВ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ СУСТАВОВ.

Исследованы некоторые типы шарнирно - дистракционных аппаратов.

Это довольно сложные с точки зрения механики конструкции и расчетные методы для них применить довольно сложно.

Поэтому в настоящее время используются экспериментальные методики.

СЛАЙД 30. ИСПЫТАНИЯ СИСТЕМ «СУСТАВЫ КИСТИ – КОМПРЕССИОННО-ДИСТРАКЦИОННЫЕ АППАРАТЫ».

Один из последних результатов - определение характеристик жесткости ША для лечения **межфаланговых и пястно-фаланговых суставов.**

На этом слайде отдельно показаны два типа ША и этапы измерений.

СЛАЙД 31. ХАРАКТЕРИСТИКИ СИСТЕМ «СУСТАВЫ КИСТИ – КОМПРЕССИОННО-ДИСТРАКЦИОННЫЕ АППАРАТЫ».

Здесь показаны **результаты испытаний** и рекомендованные для конкретных нагрузок **диаметры спиц**, применяемые для закрепления ША на кости.

Минимизация размеров спиц является весьма важной проблемой, поскольку при закреплении аппаратов спицами происходит наибольшее повреждение кости.

С другой стороны должна быть обеспечена **прочность спиц**, работающих на изгиб, что достигается выбором соответствующих диаметров этих спиц.

СЛАЙД 32. ИСПЫТАНИЯ СИСТЕМ «ЛОКТЕВОЙ СУСТАВ – ШАРНИРНО-ДИСТРАКЦИОННЫЕ АППАРАТЫ».

По аналогичной методике проведены испытания шарнирно-дистракционных аппаратов для лечения **локтевых суставов**

СЛАЙД 33. ИСПЫТАНИЯ СИСТЕМ «ГОЛЕНОСТОПНЫЙ СУСТАВ – ШАРНИРНО-ДИСТРАКЦИОННЫЕ АППАРАТЫ».

и голеностопных суставов.

Для этих аппаратов определены **жесткости систем**, выбраны **оптимальные нагрузки** и рассчитаны **размеры конструктивных элементов**.

СЛАЙД 34. ИССЛЕДОВАНИЕ СТАБИЛЬНОСТИ ГОЛЕНОСТОПНОГО СУСТАВА ПРИ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНЫХ ПОВРЕЖДЕНИЯХ.

Одной из интересных работ явилось исследование **стабильности голеностопного сустава** при последовательных повреждениях.

Испытания проводили при действии **компрессионных нагрузок**.

При этом измеряли взаимные перемещения **отдельных точек стопы**, закрепленной при разных углах **наклона подошвы**.

СЛАЙД 35. ЧАСТЬ 4. ИССЛЕДОВАНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ И СТРУКТУРНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ СРАЩИВАНИЯ ПЕРЕЛОМОВ НИЖНЕЙ ЧЕЛЮСТИ.

Одно из направлений наших работ - **исследование процессов сращивания костных тканей**.

До сих пор среди хирургов ведутся **дискуссии** о том, в каких случаях **нужно применять определенные типы фиксирующих элементов** и нужно ли в определенных случаях **вообще применять оперативное вмешательство**.

Прочность сращивания - один из важнейших показателей, который необходимо учитывать при выборе рекомендаций для конкретного метода лечения.

Цель исследований - изучение **прочностных и структурных особенностей костного регенерата**, т.е. костной ткани, образованной в месте повреждения.

СЛАЙД 36. ПОДГОТОВКА ОБРАЗЦОВ И ПРОВЕДЕНИЕ ИСПЫТАНИЙ.

Отломки челюстей фиксировали в **полиакриловом полимере** так, чтобы граница полимера совпадала с регенератом.

Разрушение образца производили **торцом стальной пластины** в зоне сращения.

Анализ кинетики разрушения производили с **учетом наличия нескольких слоев кости**.

За активную зону, воспринимающую **основную нагрузку**, принимали **кортикальный (компактный) слой**.

СЛАЙД 37. ОСНОВНЫЕ ТИПЫ ДИАГРАММ ДЕФОРМИРОВАНИЯ И РАЗРУШЕНИЯ ОБРАЗЦОВ КОСТНОЙ ТКАНИ

Записывали диаграммы деформирования, по которым определяли условный предел прочности и условную жесткость регенератора.

При **некоторой условности** эти характеристики позволили **анализировать** процесс сращения отломков с учетом их смещения.

Кроме механических характеристик получены данные и **сканирующей электронной микроскопии**, которая проведена в Институте проблем материаловедения АНУ.

СЛАЙД 38. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ ОСОБЕННОСТЕЙ КОСТНОЙ ТКАНИ В МЕСТЕ СРАЩЕНИЯ ПЕРЕЛОМОВ

Кратко полученные результаты можно интерпретировать так:

- регенерация **существенно зависит от точности сопоставления отломков** (чем точнее, тем лучше, тем выше как общая, так и условная прочность);

- регенерат по структуре **существенно отличается от неповрежденной ткани** (меньше анизотропия, остеоны располагаются более хаотично).

СЛАЙД 39. ЧАСТЬ 5. ИССЛЕДОВАНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ КОСТНОЙ ТКАНИ НА МИКРООБРАЗЦАХ

В настоящее время нами проводятся исследования биомеханических характеристик костной ткани на микрообразцах.

Основная цель - исследовать биомеханические свойства костной ткани для создания средств оперативной диагностики состояния этих тканей.

Решение последней проблемы даст в руки хирургов **информацию о состоянии костной ткани**, которая может быть использована для обоснованного выбора методов лечения, в частности, для выбора наиболее подходящих к определенному виду перелома типа крепления, усилий закрепления, мест размещения элементов фиксации переломов и т.д.

Дам лишь совсем краткий обзор исследований.

СЛАЙД 40. СТРУКТУРА КОСТИ.

МИКРООБРАЗЦЫ, ИСПОЛЬЗУЕМЫЕ В НАШИХ ОПЫТАХ.

Наши исследования проведены **при сжатии микрообразцов**, вырезанных из осколков костной ткани, удаляемых во время операций.

Исследования проводятся совместно с кафедрой челюстно-лицевой хирургии НМУ.

Соответственно в опытах использованы образцы костной ткани нижней челюсти.

СЛАЙД 41. МЕТОДИКА ИЗГОТОВЛЕНИЯ ОБРАЗЦОВ И ПРОВЕДЕНИЕ ИЗМЕРЕНИЙ

На этом слайде показаны некоторые **подробности изготовления образцов** и приведены **типичные диаграммы деформирования**, полученные при сжатии микрообразцов.

СЛАЙД 42. МОДУЛИ УПРУГОСТИ, ИЗМЕРЕННЫЕ ПРИ СЖАТИИ.

Следующий слайд иллюстрирует данные, полученные при испытаниях образцов, вырезанных **из различных участков** челюсти человека.

Видна существенная неоднородность модулей упругости.

Отмечено уменьшение модуля в процессе регенерации костной ткани.

Наибольшие значения модулей упругости наблюдаются у неповрежденной кортикальной ткани, наименьшее - у спонгиозной ткани, восстановленной после перелома.

Отмечается снижение модуля упругости при увеличении влажности ткани.

СЛАЙД 43. МОДУЛИ УПРУГОСТИ (продолжение)

Из диаграмм, представленных на этом слайде видно, что наибольшие значения модулей упругости наблюдаются у неповрежденной кортикальной ткани, наименьшее - у спонгиозной ткани, восстановленной после перелома.

Отмечается снижение модуля упругости при увеличении влажности ткани.

СЛАЙД 44. ОПРЕДЕЛЕНИЕ МОДУЛЕЙ УПРУГОСТИ ПРИ ПОСЛОЙНОМ СРЕЗЕ.

Важным фактором, который необходимо учитывать при диагностике костных тканей, - это ее неоднородность.

Нами использована очень простая методика определения модулей упругости посредством послойного среза образцов костной ткани.

Данные очевидны - приведен пример для образца, сочетающего кортикальный и спонгиозные слои.

СЛАЙД 45. ТВЕРДОСТЬ КОСТНОЙ ТКАНИ, РЕЛАКСАЦИЯ НАПРЯЖЕНИЙ.

Создание новых диагностических методов анализа состояния костной ткани - один из путей повышения качества лечения пострадавших.

На наш взгляд, установление **корреляционных связей между модулями упругости и твердостью ткани** - это один из перспективных методов диагностики.

В настоящее время в стадии разработки находится приспособление для определения **твердости (будем пока пользоваться этим, в некоторой степени условным, термином)** дифференциальным методом проникновения в ткань концентрически расположенных индентеров.

При этом устраняется самый, на наш взгляд главный, недостаток измерения твердости - зависимость показаний прибора от силы прижатия, что важно при проведении диагностики во время операции.

Второе направление диагностики, которое разрабатывается в нашей лаборатории - **определение реологических характеристик костной ткани** во время операций.

Показано, что состояние костной ткани в большей степени сказывается на скорости релаксации напряжений, чем, например, на модуль упругости.

Это явление можно с успехом использовать при разработке методов оперативной диагностики.