

**Запорожский государственный медицинский университет
ГУ «Запорожская медицинская академия последипломного образования
МЗ Украины»**

К.В. Миренков, И.И. Труфанов

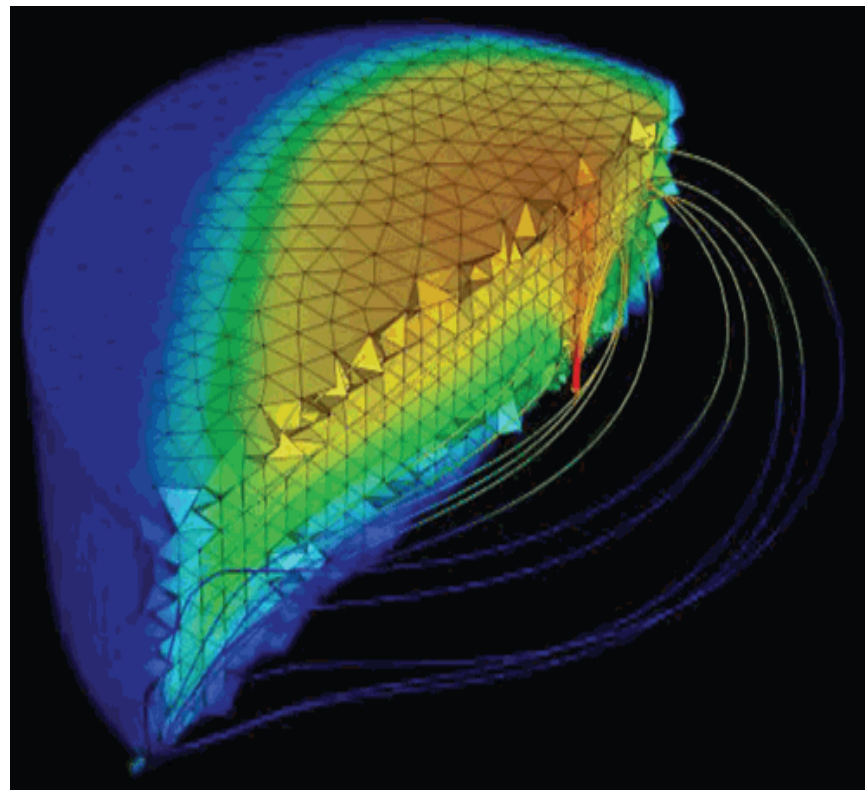


**ПЕРСПЕКТИВЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ
НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО
СОСТОЯНИЯ СЕГМЕНТОВ КОНЕЧНОСТЕЙ**

2014

В последней четверти 20-го столетия началось стремительное развитие научно-методологических исследований в области биофизических процессов в биологии и медицине.

НТП и развитие техники измерений позволили перейти от эмпирических умозаключений к количественным, и на их основе, к качественным оценкам.

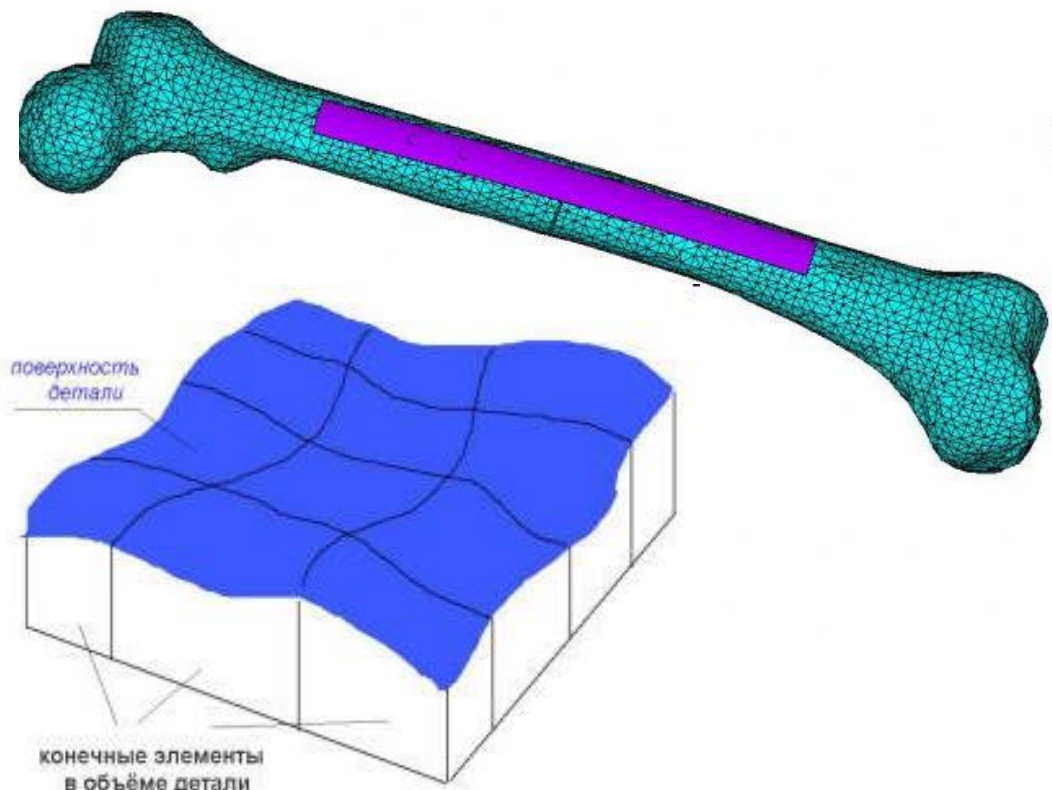


Сопоставление эмпирических умозаключений и физических оценок свойств нормальных и патологических измеренных свойств тканей и биологических жидкостей человека позволяет использовать аппарат аналитических зависимостей высшей математики, **механики сплошной среды**, электротехники, электроники и других отраслей человеческого знания для целей изучения на научной основе биофизических свойств элементов тела самого человека.

При разработке математических моделей нагруженного состояния тканей человека исходят из того, что реальная ткань человеческого организма обладает бесконечным многообразием свойств, поэтому при построении теоретических выкладок (положений) реальные тела заменяются идеальными (гипотетическими, обладающими лишь важными свойствами для конкретного случая).



В качестве основного метода моделирования применяется **метод конечных элементов**, адаптированный для исследования биомеханических систем на основе авторских теоретических разработок.



Таким образом, для разработки научно-обоснованных рекомендаций по оперативному лечению патологии и, в частности, травм голеностопного сустава, требуется проведения комплекса исследований реакции элементов биомеханической системы на действие механической нагрузки, а также на изменение физико-механических характеристик материалов, вызванных травматическими повреждениями, а также внедрением имплантатов, элементов внутренней и внешней фиксации.

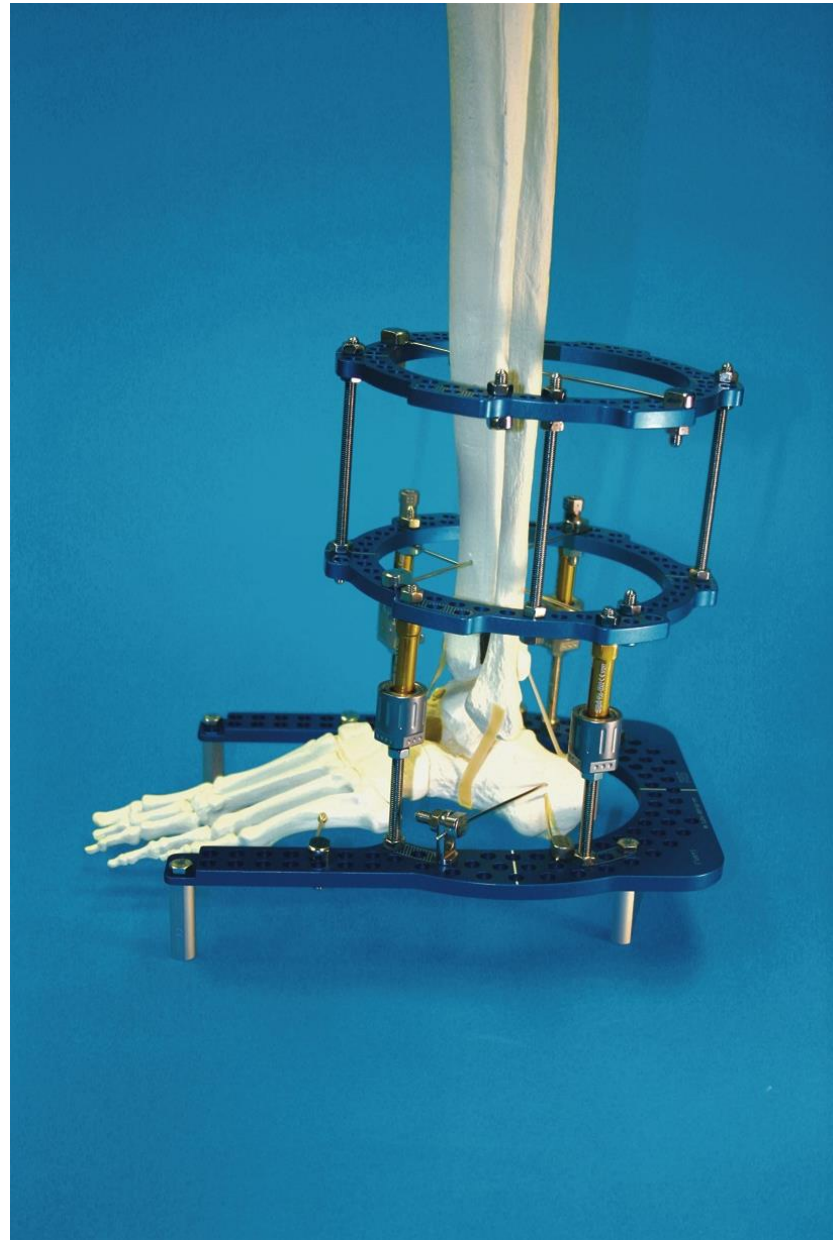


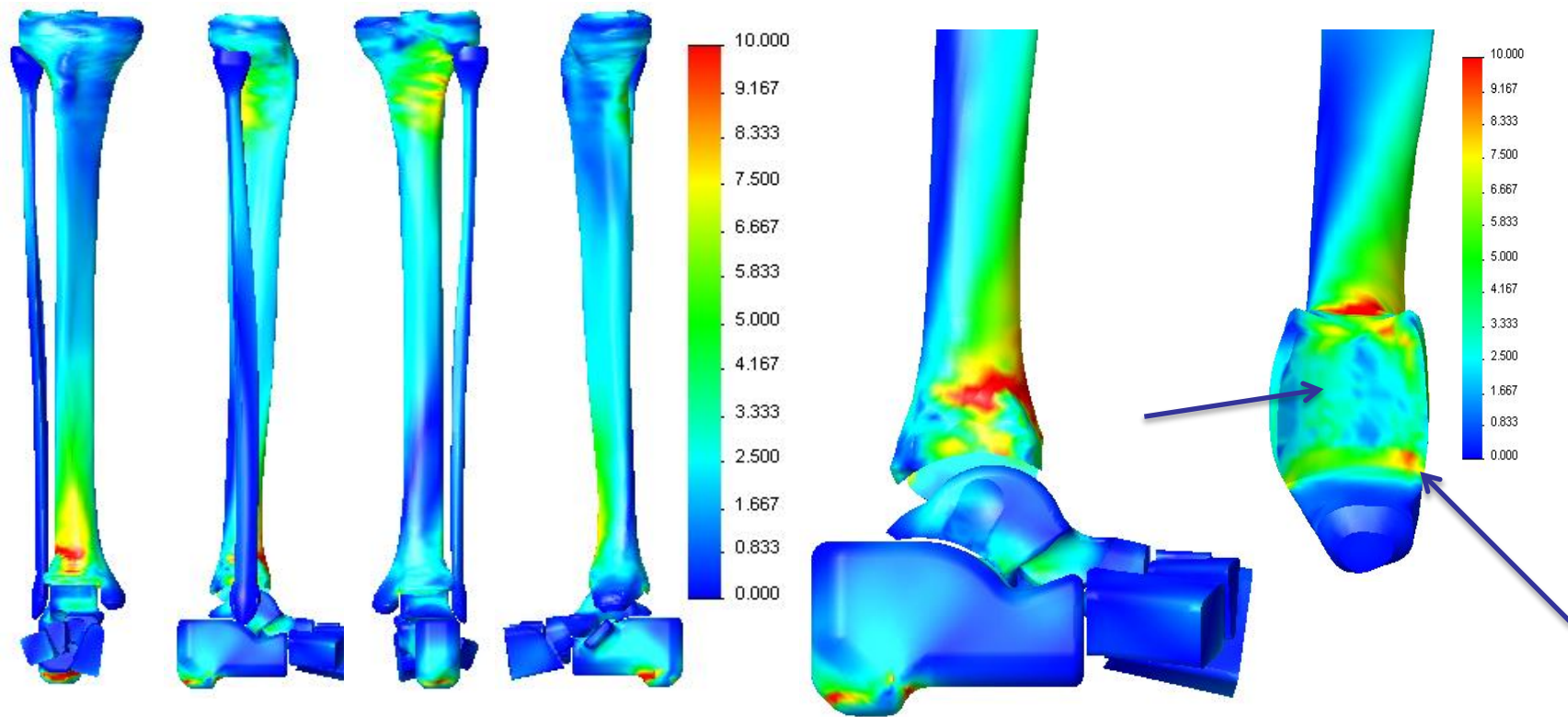


Переломы «пилона» являются наиболее тяжелым повреждением голеностопного сустава и характеризуются большими сроками временной нетрудоспособности и высокими цифрами инвалидизации пострадавших

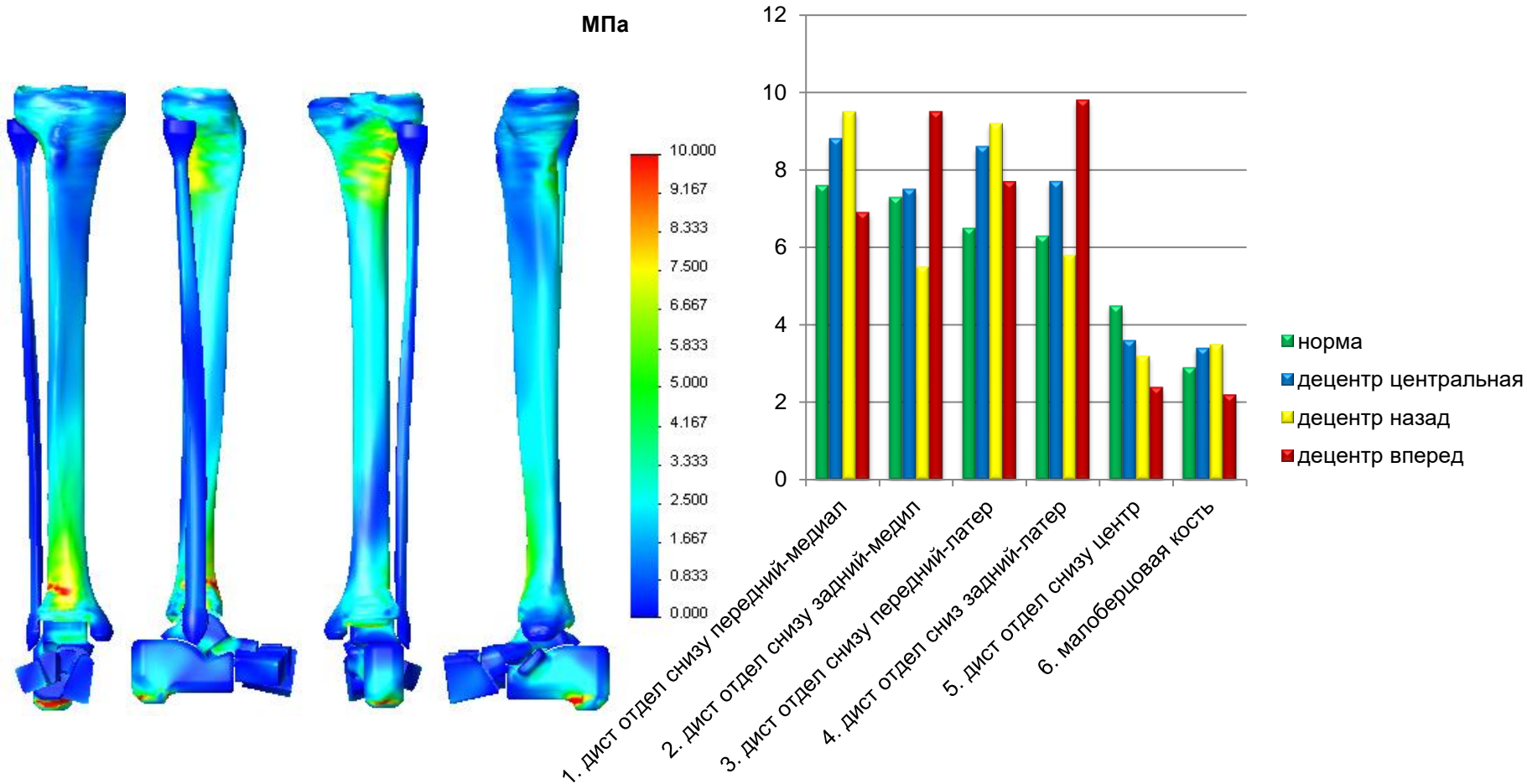
Сохраняет актуальность поиск новых способов и подходов к фиксации фрагментов.

Широкое распространение получило исследование напряженно-деформированного состояния биомеханической системы «костная система голеностопного сустава – импланты»





Метод математического моделирования внутренних напряжений в элементах опорно-двигательного аппарата выявляет закономерности их распределения при нормальном функционировании системы и при различных нарушениях, что позволяет подтвердить правильность выбора лечебной тактики.



Для оценки прогностического значения применяемых способов фиксации, совместно с сотрудниками кафедры «Теория и системы автоматизированного проектирования механизмов и машин» НТУ «ХПИ» проведены теоретические исследования.



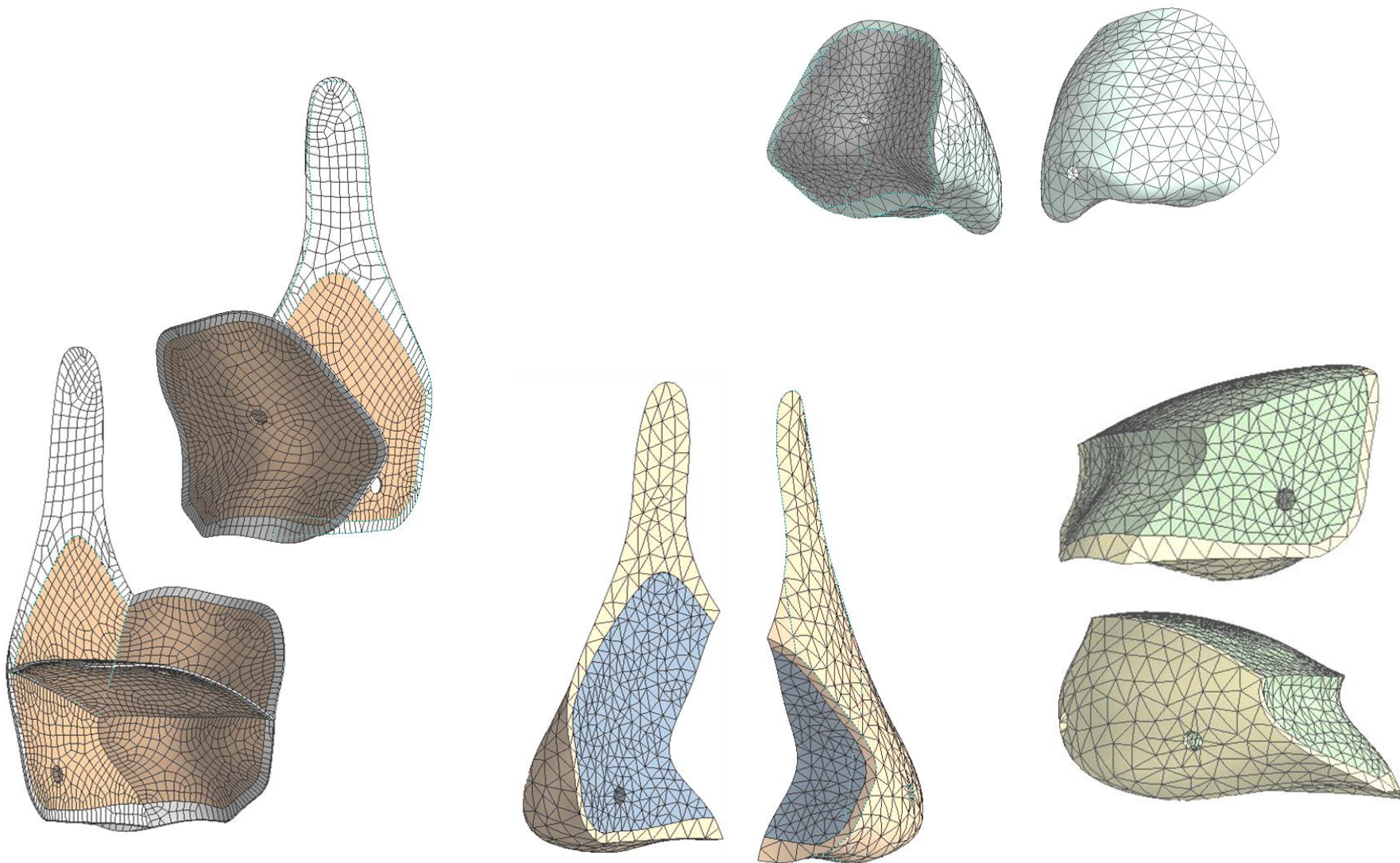
В пакете SolidWorks создали трехмерную модель голени и голеностопного сустава и на ее базе, с помощью пакета ANSYS WorkBench, построили **конечно-элементную модель**, которая насчитывала 285 тыс. элементов.



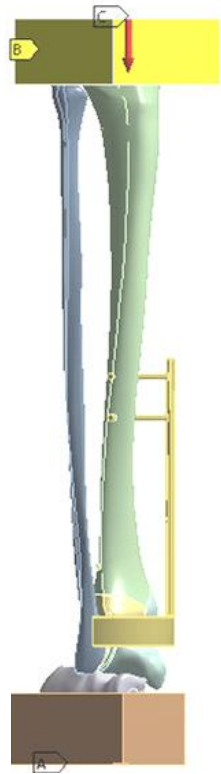
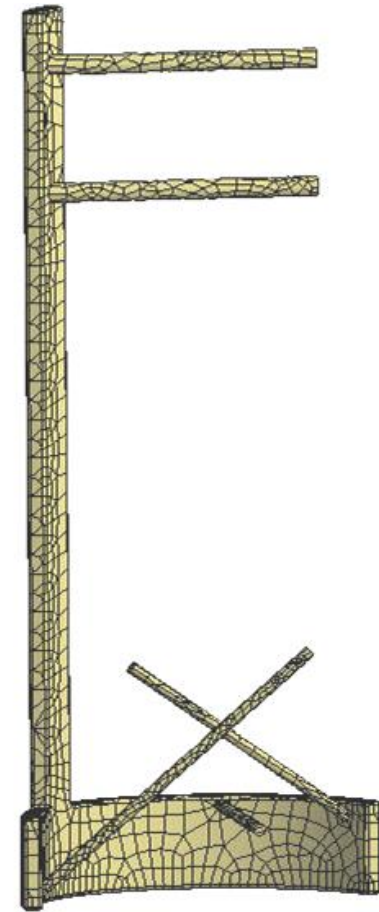
Построена геометрическая модель, описывающая хрупкое разрушение большеберцовой кости (были выделены слой разрушения, основная часть кости и три фрагмента), были добавлены внутренняя и внешняя фиксирующие конструкции.



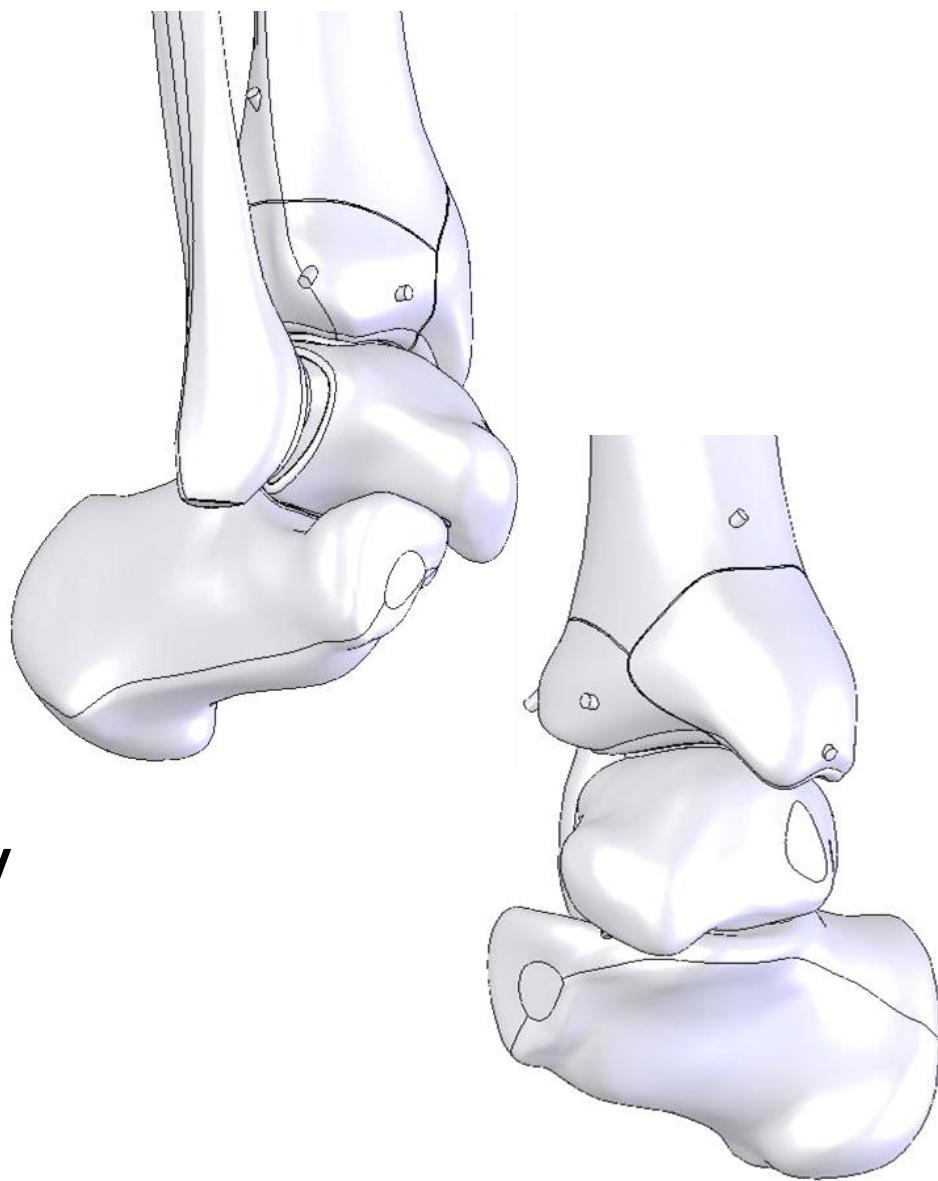
Конечно-элементные модели фрагментов большеберцовой кости

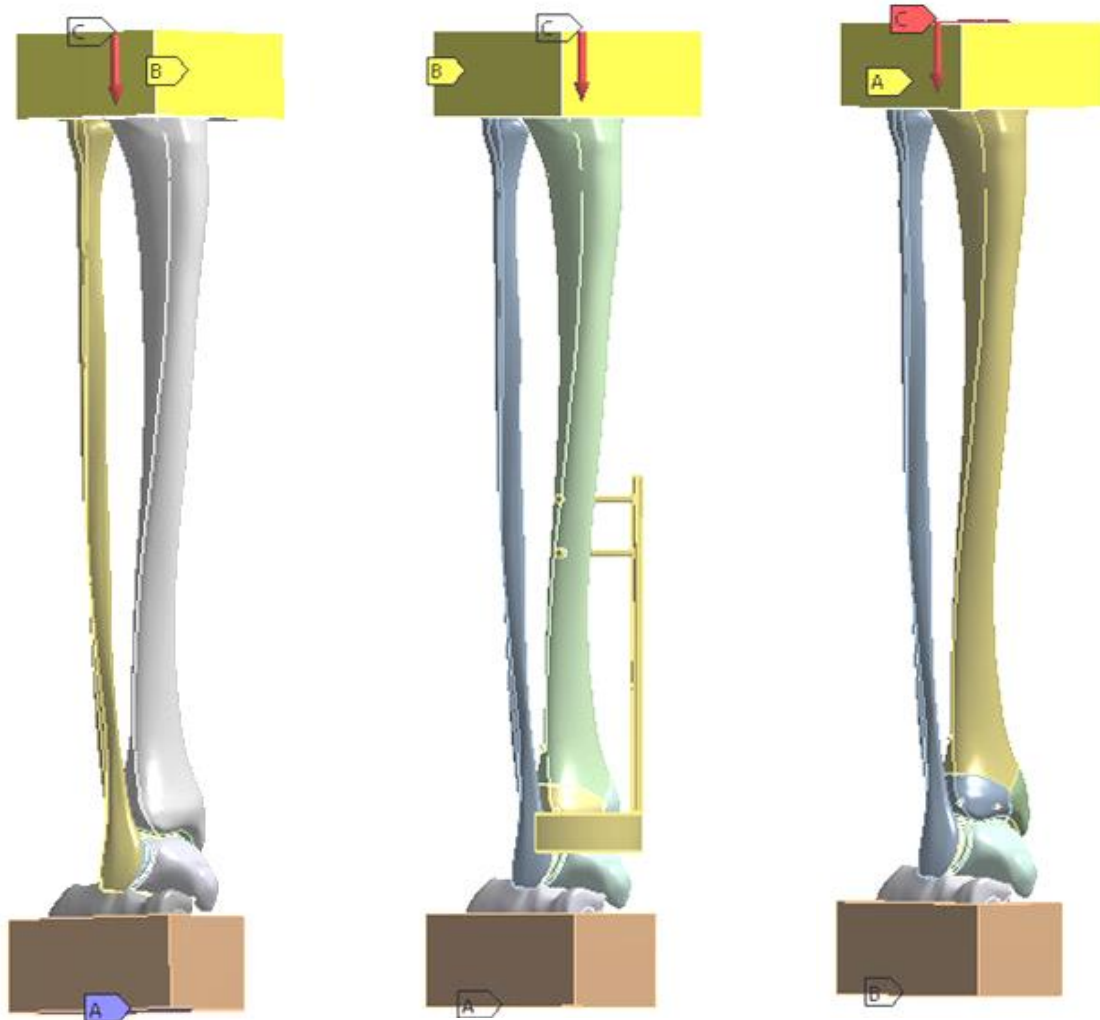


Фиксирующая конструкция, выполненная упрощенно, представляет собой пять фиксирующих стержней и соединительный элемент (основа); два стержня, связанных с основой, фиксируются к средней части большеберцовой кости, а три остальных - фиксируют отломки между собой и проксимальным фрагментом большеберцовой кости.



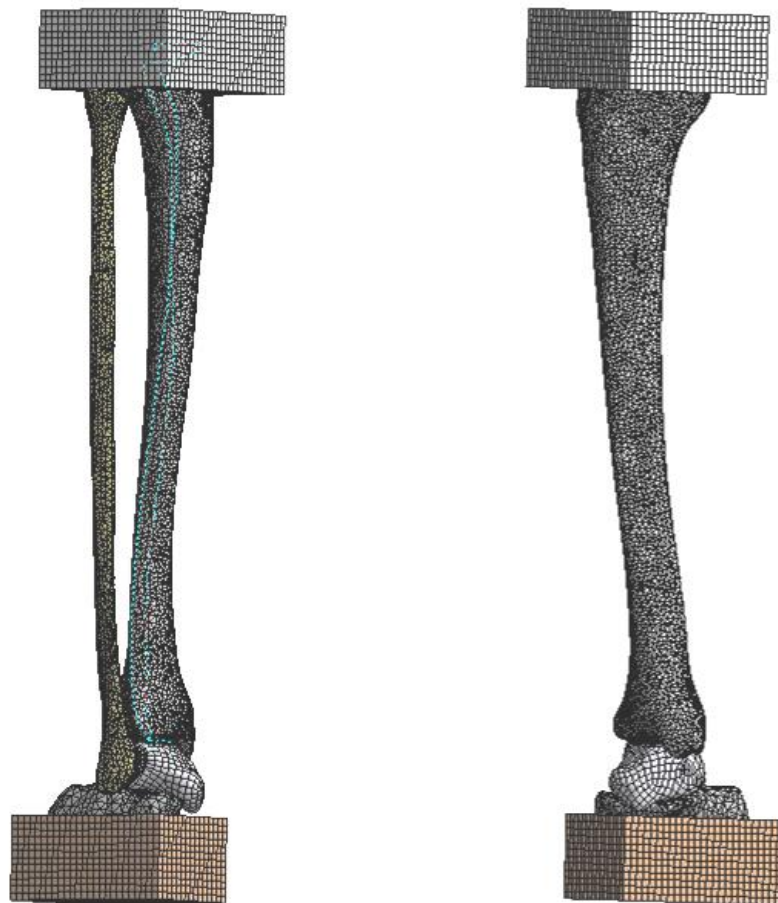
В третьем варианте фиксирующая конструкция состоит из трех шурупов, скрепляющих дистальные фрагменты между собой и с проксимальным отломком.





Геометрическая модель дистального отдела голени с прикладываемыми нагрузками.

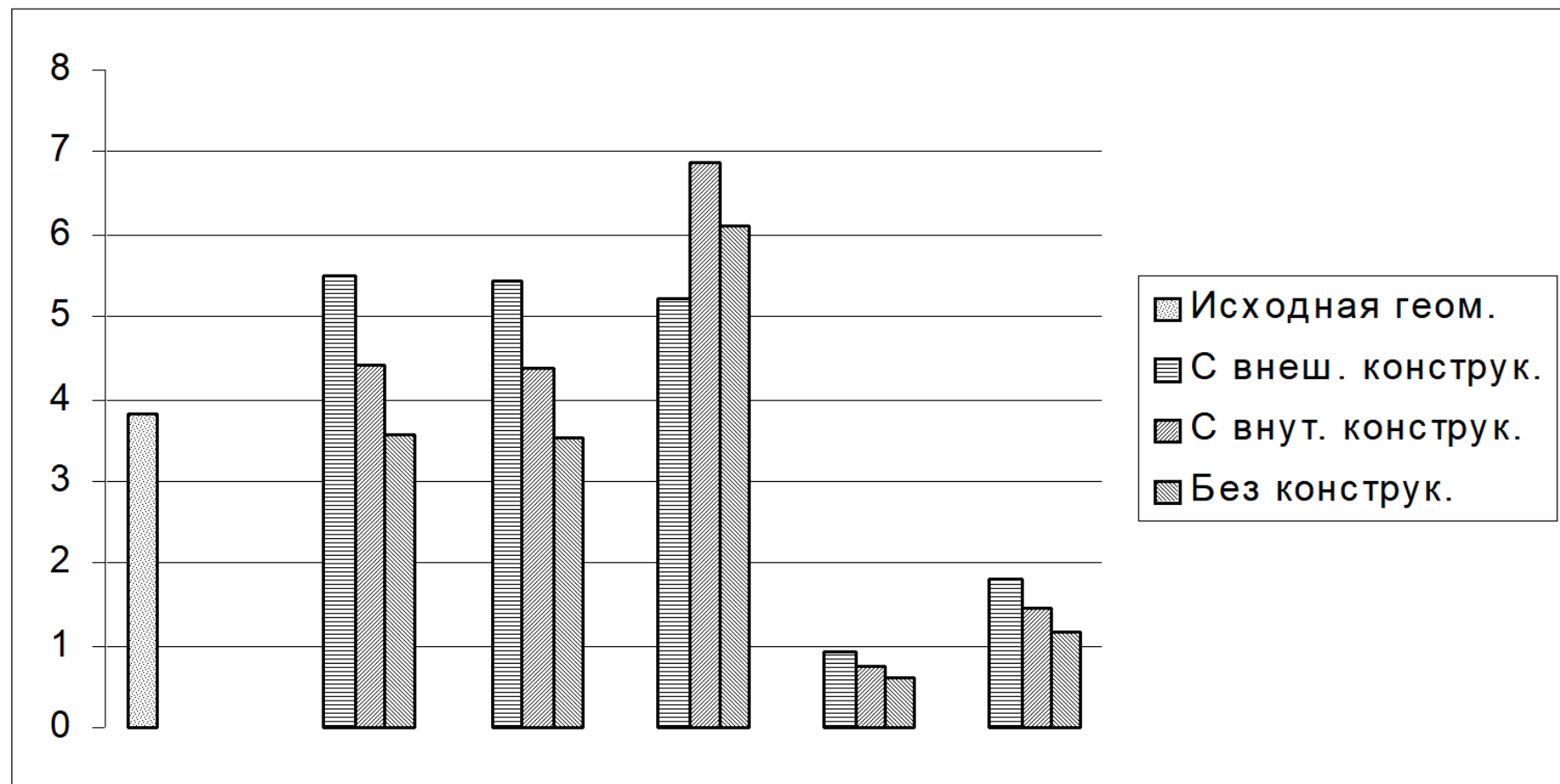
Расчеты проводились для неповрежденной кости и вариантов фиксации: внешним аппаратом, винтами и гипсовой повязкой.



Нагружение осуществляла прикладываемая к верхней опоре **сжимающая сила величиной 300Н**, закрепление осуществлялось путем закрепления нижней опоры, а также накладывались ограничения на верхнюю опору – разрешались перемещения только в осевом направлении, обеспечивая условия осевого сжатия.

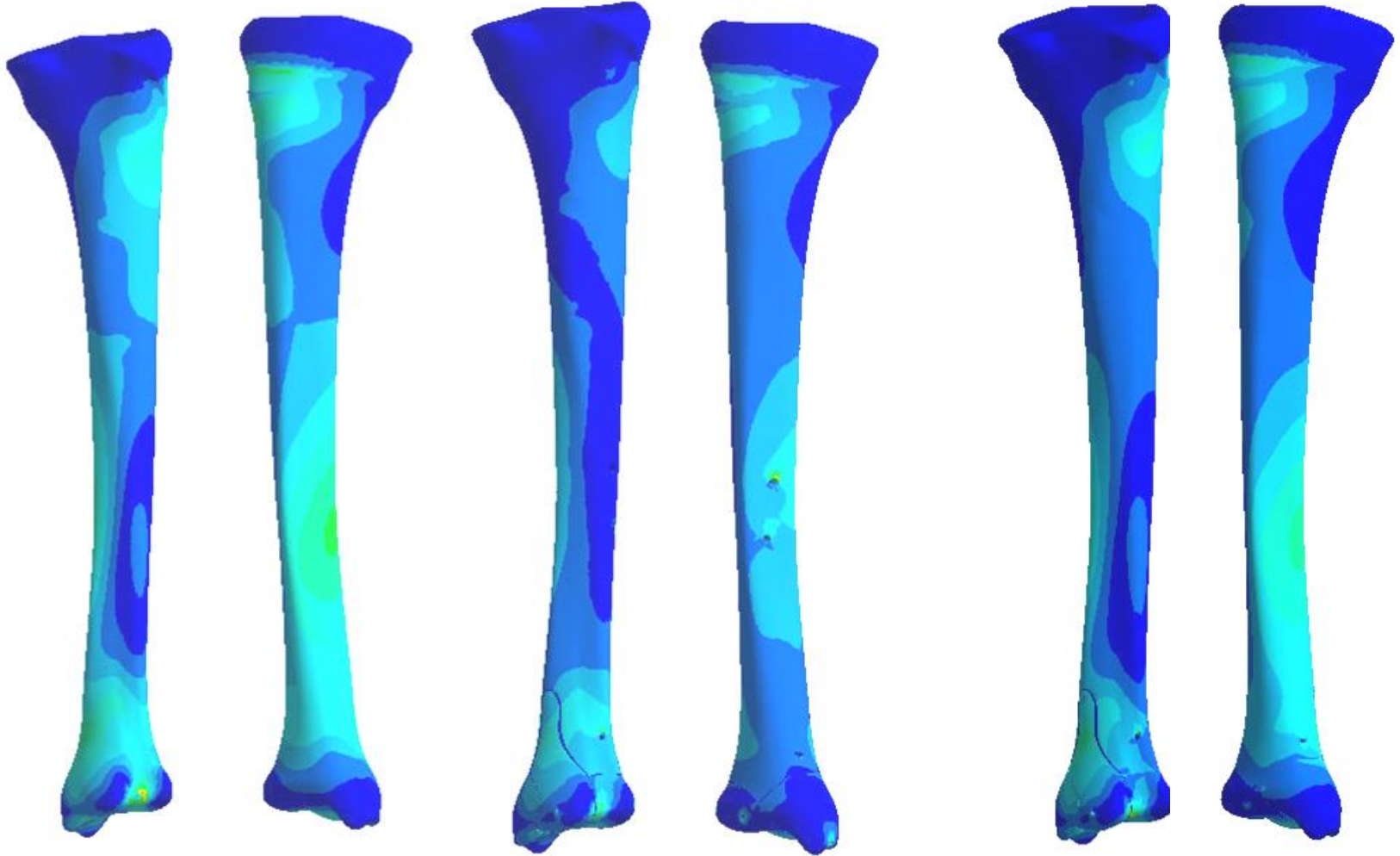
- 1) нагрузка составляет 300Н, исходные модули упругости материала кости в зоне разрушения уменьшались на 2 порядка от исходных (т.е. момент после травмы);
- 2) нагрузка составляет 300Н, исходные модули упругости материала кости в зоне разрушения уменьшались на порядок (момент спустя 10 дней после оперативного лечения);
- 3) нагрузка составляет 300Н, исходные модули упругости материала кости в зоне разрушения уменьшались на 10% (момент спустя 3 месяца после оперативного лечения);
- 4) нагрузка составляет 50Н, исходные модули упругости материала кости в зоне разрушения уменьшались на 2 порядка;
- 5) нагрузка составляет 100Н, исходные модули упругости слоя разрушения уменьшались на порядок.

Проводился ряд исследований, в которых варьировались нагрузка и модули упругости в зоне разрушения трабекулярной и кортикальной кости



Контролируемые характеристики напряженно-деформированного состояния в исследуемой биомеханической системе: максимальные напряжения в большеберцовой кости, МПа.

Распределения эквивалентных напряжений



1-я схема расчетов

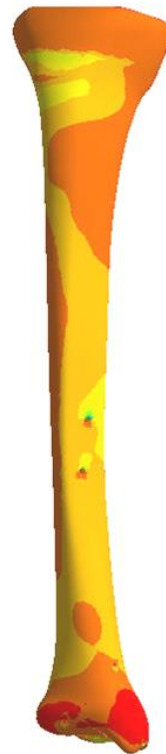
2-я схема расчетов

3-я схема расчетов

Распределения главных напряжений в большеберцовой кости



1-я схема расчетов

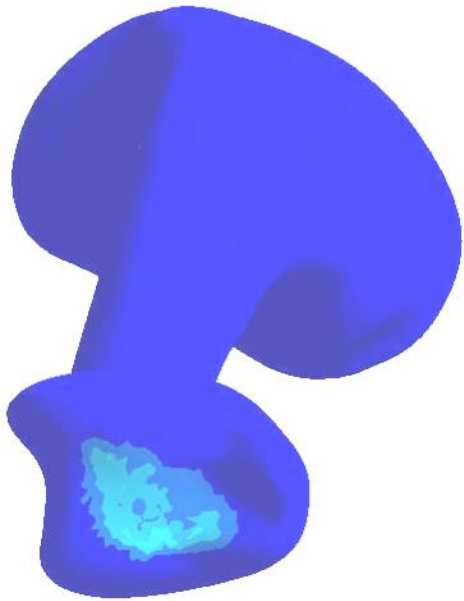


2-я схема расчетов

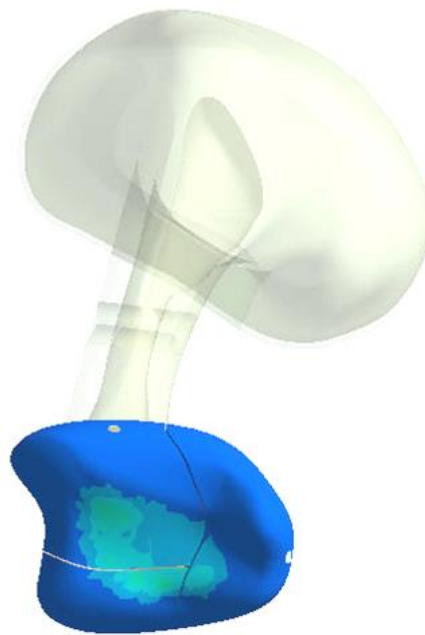


3-я схема расчетов

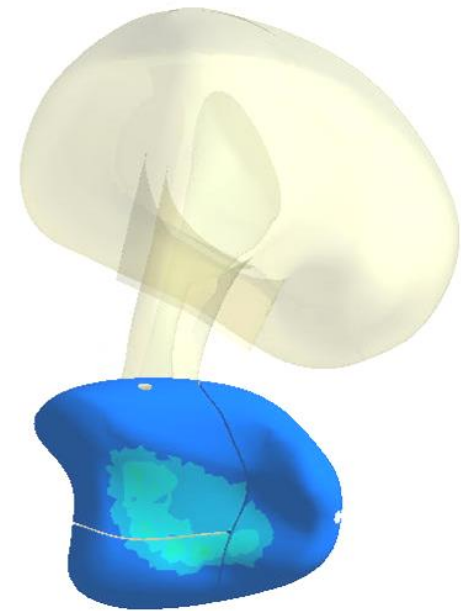
Контактные напряжения



1-я схема расчетов



2-я схема расчетов

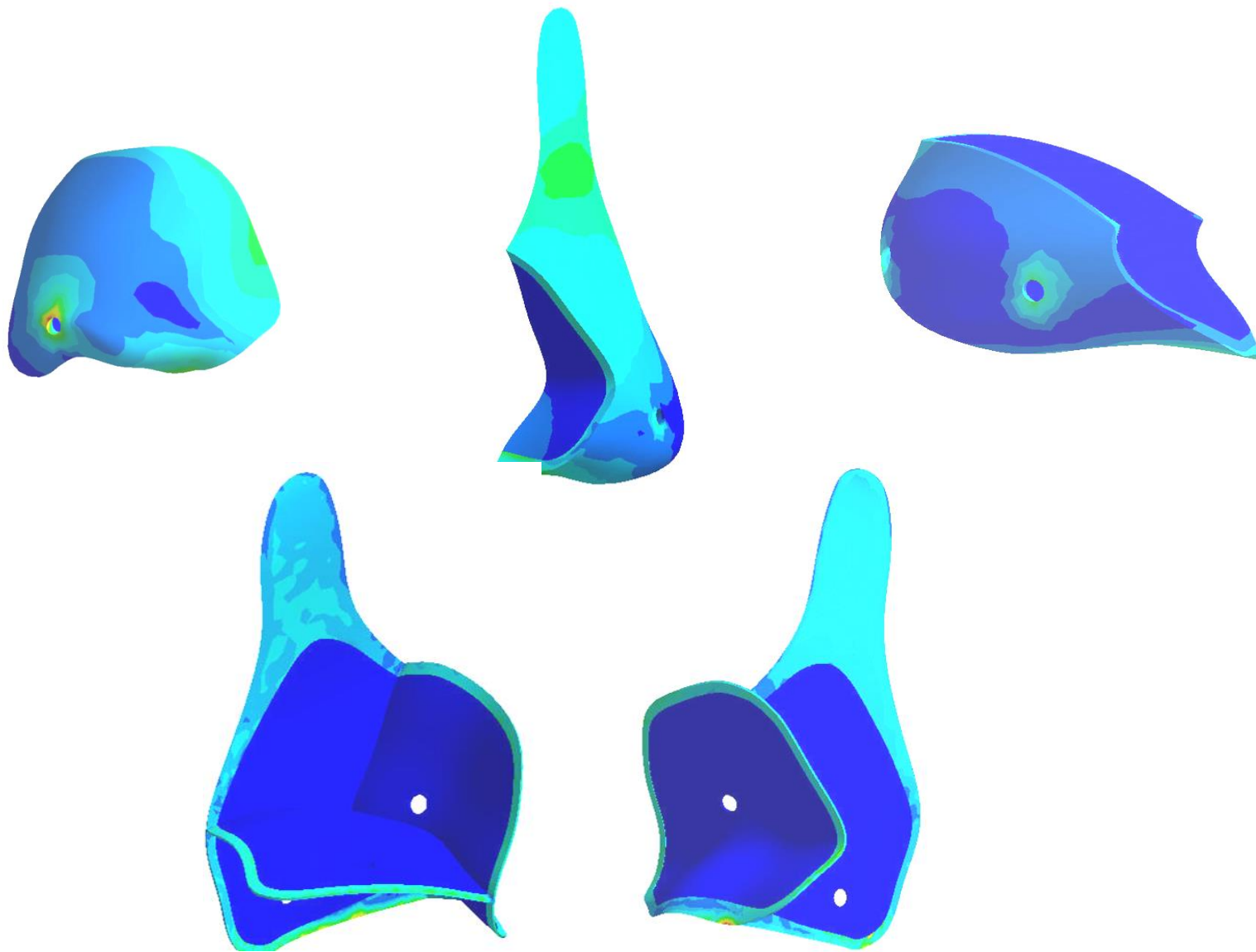


3-я схема расчетов

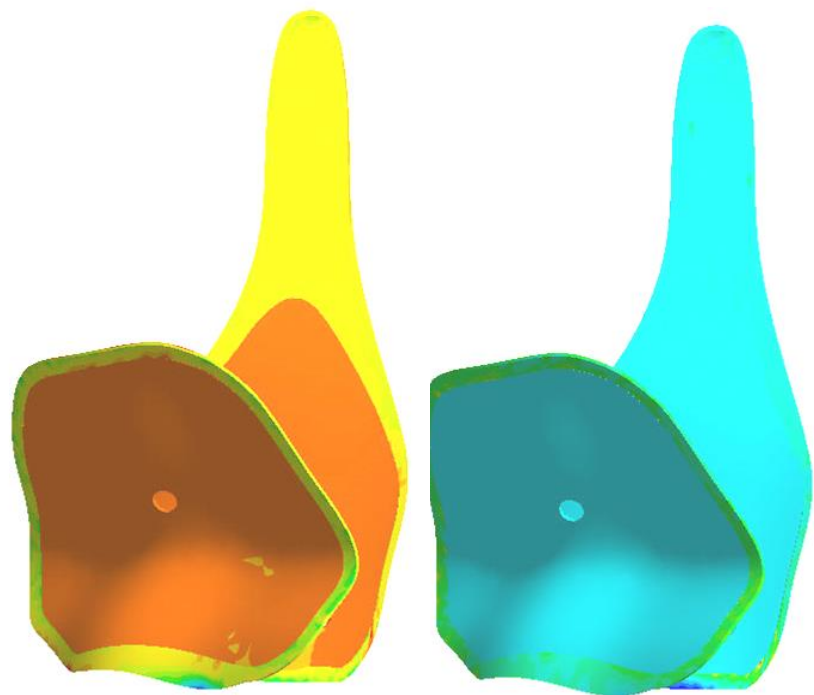
Контактные напряжения в дистальной суставной поверхности большеберцовой кости.

Даже при отсутствии травм и патологий распределение контактных давлений неравномерно.

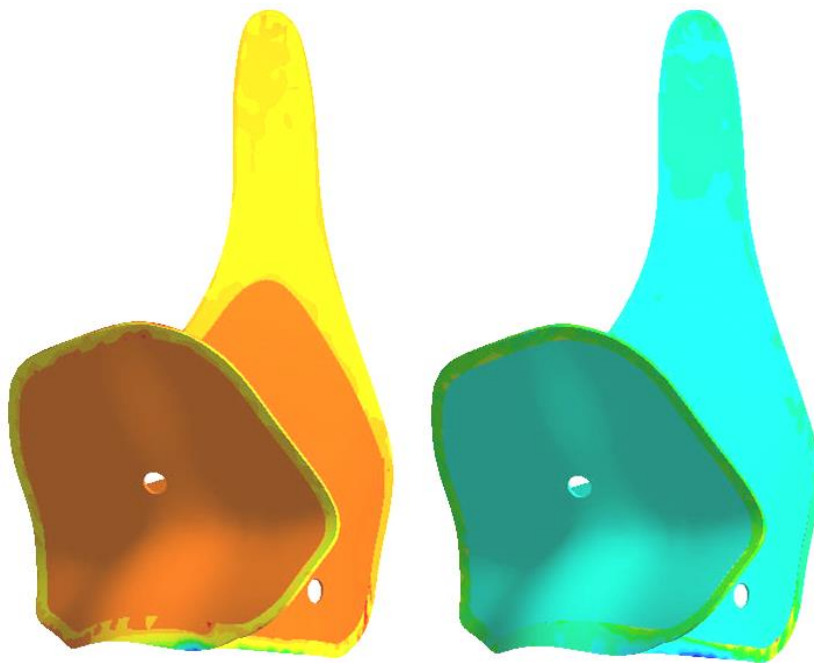
Распределение эквивалентных напряжений в отломках и слое разрушения



Распределение главных напряжений в слое разрушения



2-я схема расчетов



3-я схема расчетов

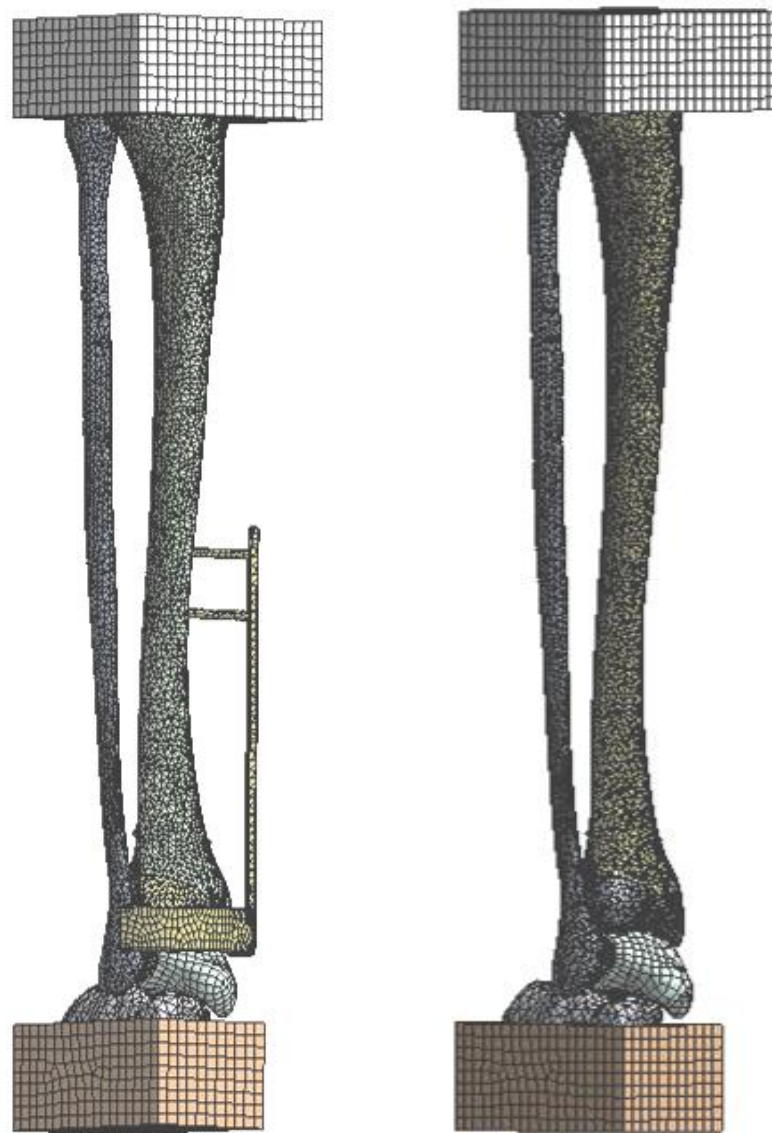
Выводы

1. Анализ напряженно-деформированного состояния системы позволяет выявить внутреннее перераспределение усилий, проблемные места с точки зрения прочности кости и металлоконструкций или возможных деформаций, оценить возможность проведения того или иного хирургического вмешательства.



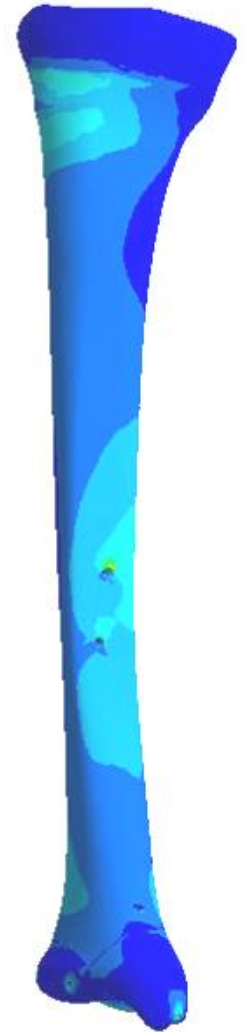
Выводы

2. Конечно-элементные модели позволяют проводить исследования как неповрежденной кости, так и различных вариантов разрушения.



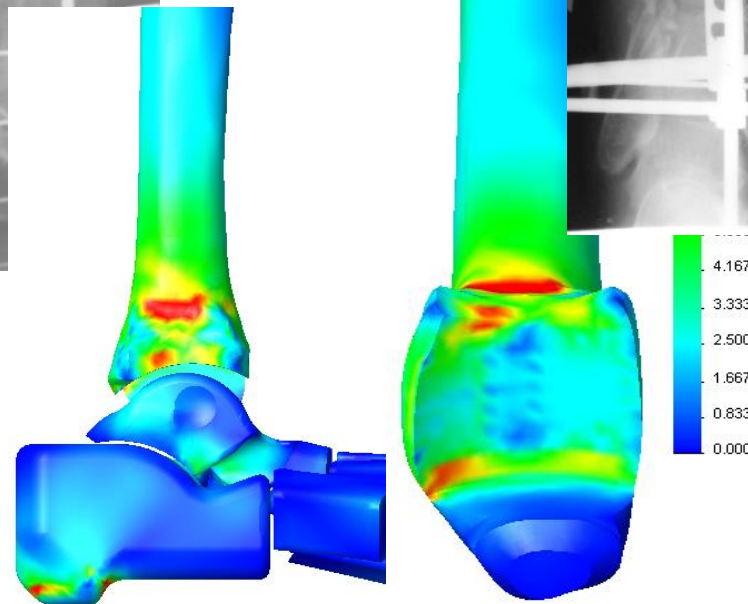
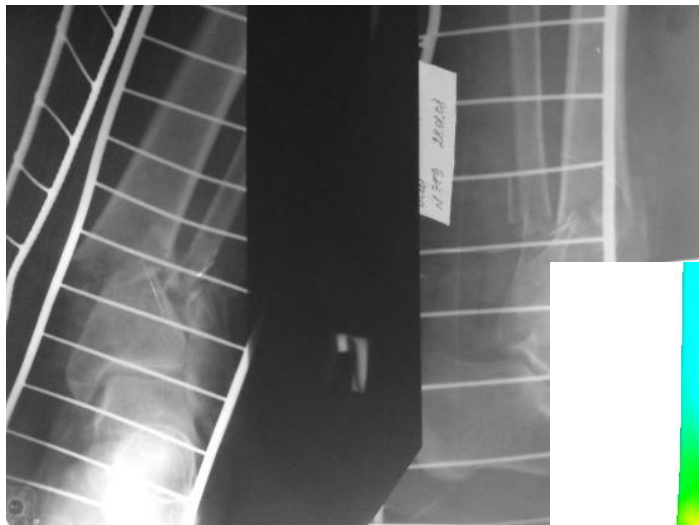
Выводы

3. Предложен способ моделирования очага разрушения костной ткани, основанный на том, что ее свойства являются не постоянными, а предполагаются зависимыми от срока послеоперационного периода, методики применяемого оперативного лечения и условий реабилитации.



Выводы

4. Таким образом, создается инструмент исследования пред- и послеоперационного ведения пациента в хронологическом и лечебно-реабилитационном разрезе.



БЛАГОДАРИМ ЗА ВНИМАНИЕ

