

# Оценка биомеханических характеристик костной ткани в области огнестрельного перелома

Лакша А.М.

Шидловский Н.С.

Ковбаса Н.Л.

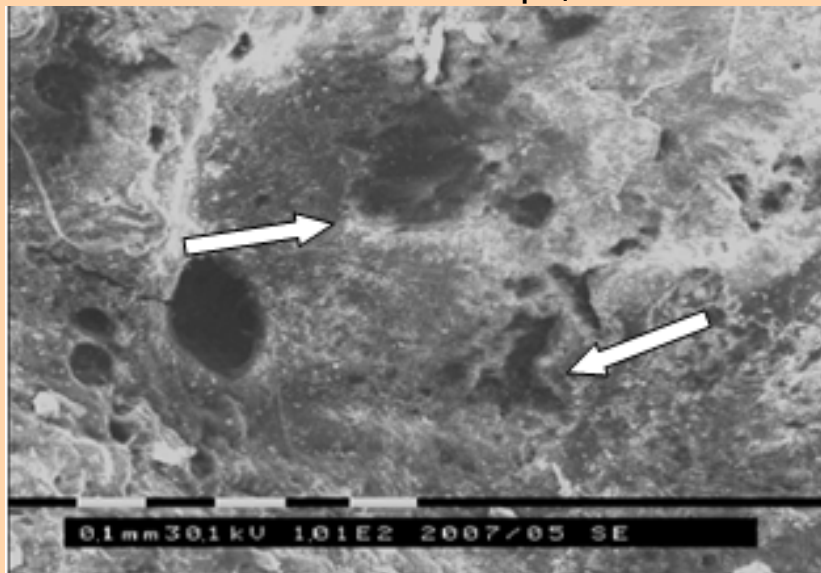
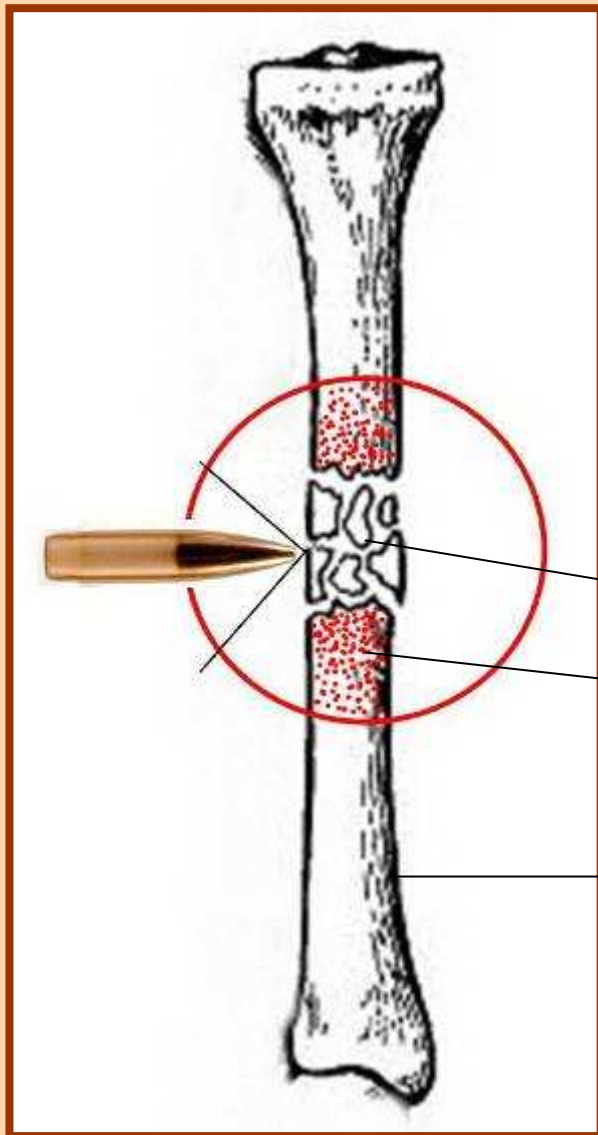
Лакша А.А.



Украинская военно-медицинская академия  
НТУ Украины "Киевский политехнический институт"

# Вступление

Сканирующая электронная микроскопия компактного вещества области огнестрельного перелома большеберцовой кости



Область полного разрушения кости

Область частичного разрушения +  
+ область ударно-волнового остеопороза

Неповрежденная область

**Предмет исследования – трупные нефиксированные кости голени с нанесенными в экспериментальных условиях огнестрельными переломами**

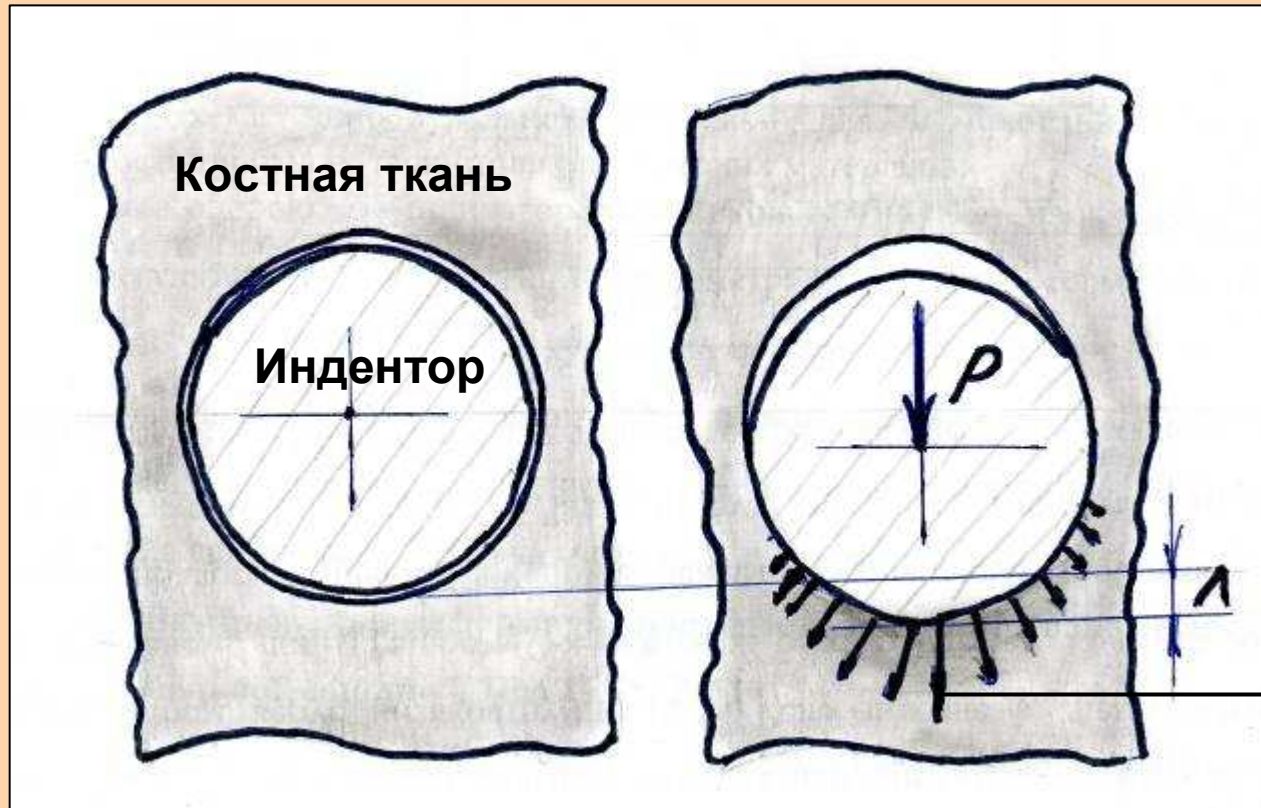


# Цель исследований

Определения изменений биомеханических характеристик костной ткани после огнестрельного перелома на различном расстоянии от раневого канала в сравнении с интактной костью



# Суть предложенного метода



Ненагруженная  
кость

Действие  
нагрузки

# Обоснование применения метода

1. Необходимость оценки изменения механических характеристик КТ до и после огнестрельного перелома

2. Изготовление образцов КТ неповрежденной кости невозможно, поскольку после изготовления образцов кость становится непригодной для дальнейших исследований.

3. Способ должен быть применимый как для неповрежденной, так и для поврежденной кости

4. Предложено использование малых отверстий диаметром 2 мм, в которые вводятся цилиндрические инденторы перпендикулярно поверхности кости. В дальнейшем эти инденторы нагружаются вдоль продольной оси кости и регистрируются зависимости между нагрузкой и перемещением индентора

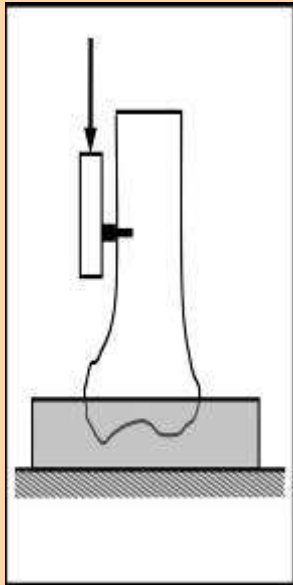
5. Предполагается, что малые отверстия не вносят искажения в процесс распространения ударной волны по кости

6. Надежное крепление дистальной части кости минимизирует деформации кости вне зоны контакта индентора с костью

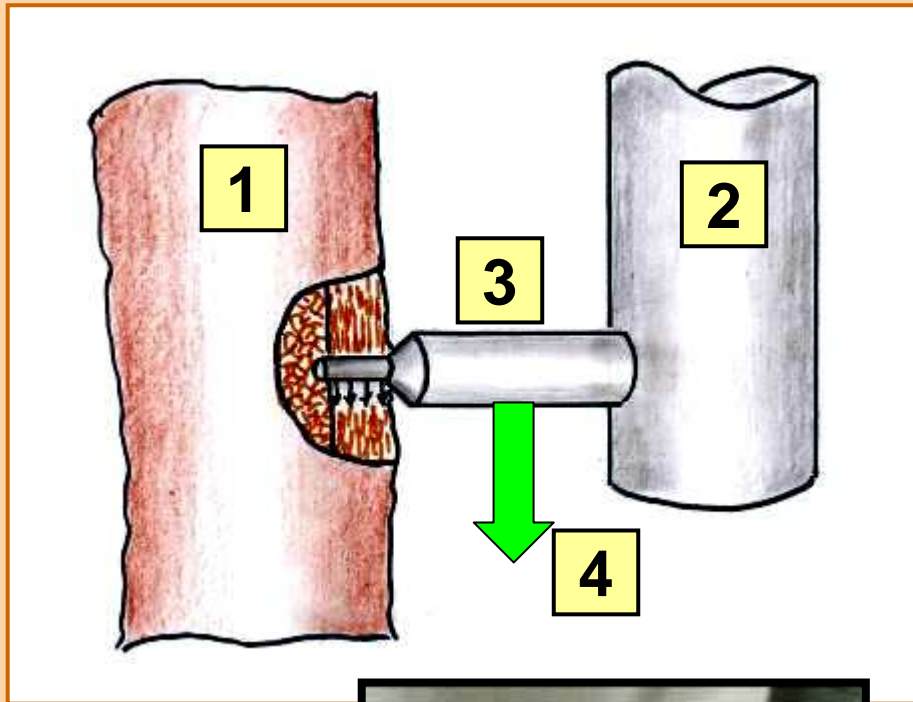
7. Условия испытаний неповрежденной и поврежденной кости полностью идентичны

8. Это даёт возможность сравнить степень повреждения путем сопоставления реакции КТ на прикладываемую нагрузку

9. Возможно реализовать различные программы изменения нагрузок, включая циклические режимы, и измерить необратимые деформации



**Описание метода** Кость 1 жестко закреплена на рабочем столе испытательной машины. На оси динамометра машины закреплен стержень 2, на конце которого перпендикулярно продольной оси установлен стальной индентор 3 круглого поперечного сечения, диаметр которого меньше толщины кортикального слоя.



# Подготовка препаратов - разметка точек

## Общие характеристики препаратов:

биологический объект – большеберцовая кость

поверхность, в которой просверлены отверстия - planum



Разметка точек,  
в которые вводится индентор:

Обозначения	Расположение отверстия от центра кости, мм
Точка 1	30
Точка 2	60
Точка 3	90
Точка 4	30
Точка 5	60
Точка 6	90



## Подготовка препаратов – формирование и защита поверхности эпифизов



Перед изготовлением опор **эпифизы** большеберцовой кости выравниваются.

Формируются плоскости, перпендикулярные продольной оси кости.

Плоские поверхности диафизов, опирающиеся на пластмассовые опоры, **снижают дополнительные деформации** препаратов.

Это уменьшает вклад деформаций, не связанных с **локальным деформированием** в области расположения индентора.

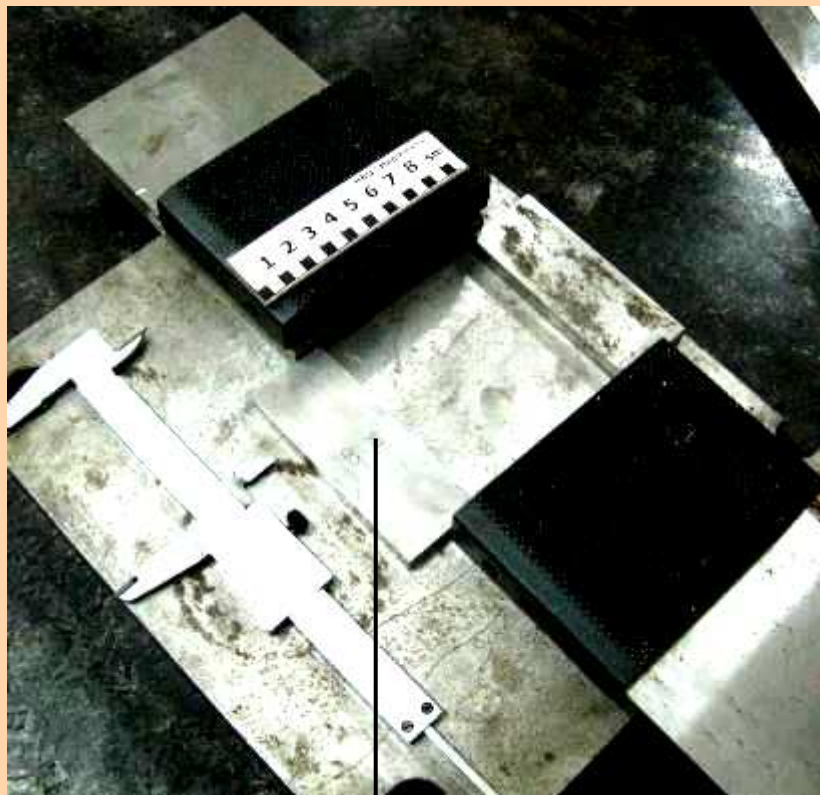
В результате увеличивается **точность** измерений.



**Цель нанесения разделительного лака** - предотвращение прилипания пластмассы «ПРОТАКРИЛ» к поверхности кости в процессе полимеризации.

Для этого перед изготовлением опор на кость с помощью мягкой кисточки наносится разделительный лак «ИЗОКОЛ-69».

## Подготовка препаратов – формирование пластмассовых опор



В процессе проведения испытаний необходимо **жестко закрепить** один из эпифизов препарата.

### **Основные функции закрепления:**

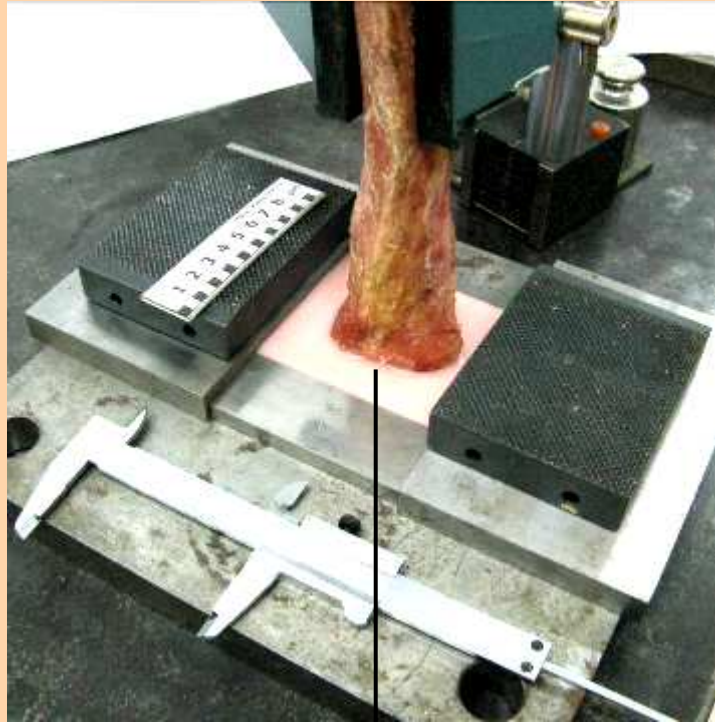
1. Создание **тождественных условий** испытаний неповрежденных и разрушенных препаратов.
2. **Минимизация** дополнительных деформаций препаратов, возникающих в месте контакта кости с узлами испытательного оборудования.
3. Создание условий для точной приложения нагрузки в направлении **продольной оси** кости.

**Нижняя поверхность** опоры формируется на стальной плите.

Для формирования боковых поверхностей опор используются стальные параллелепипеды, образующие **прямоугольник** со сторонами 80-90 мм.

Такие размеры сторон обеспечивают **размещение эпифизов** в пределах объема опоры.

## Подготовка препаратов – формирование пластмассовых опор



Эпифиз большеберцовой кости, закрепленной вертикально, заливается полимерным связующим.

**Требования, предъявляемые к полимеру:**

1. **Повышенная жесткость** для предотвращения деформирования опоры в процессе нагружения.
2. Малая вязкость полуфабриката для точного повторения **формы эпифиза** при заливке.
3. Низкая **температура полимеризации** и малое время **отверждения**.

Этим требованиям удовлетворяет **самотвердеющая пластмасса ПРОТАКРИЛ-М**, представляющая собой композицию акриловой группы холодного отверждения.

Пластмасса затвердевает в течение 40-60 мин с выделением тепла и нагревом не более, чем до 60°C.

Этот материал после смешивания компонент в жидком состоянии заливали в подготовленную форму с помещенным в неё эпифизом.

Высота полученной при этом опоры составляла 15-20 мм, что было достаточно для образования плотного прилегания поверхности эпифиза к поверхности опоры.

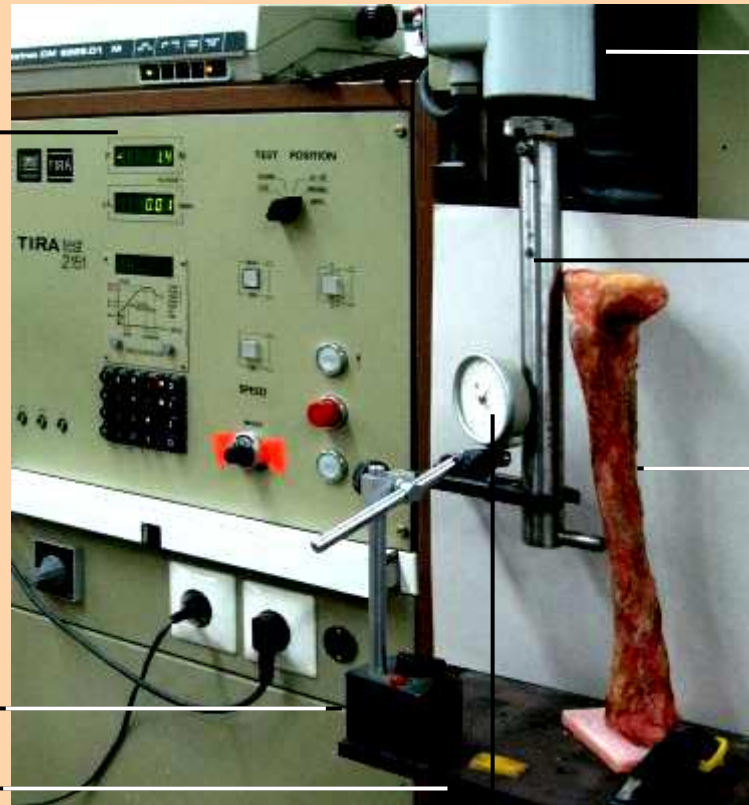
# Проведение испытаний – препарат на рабочем столе испытательной машины

## Функции пульта управления:

1. Ввод характеристик режима испытаний.
2. Визуальный контроль за характеристиками процесса.
3. Регистрация деформаций после окончания испытания.

**Штатив** для закрепления индикатора перемещений МИГ-1.

Подвижный **рабочий стол**, создающий нагрузку в образце при перемещении снизу вверх.



Индикатор часового типа для измерения перемещений типа МИГ-1 с ценой деления 0.001 мм.

**Динамометр** для измерения усилий, передаваемых индентором на кость.

**Стальной стержень** для передачи усилия от индентора к динамометру.

**Препарат – большеберцовая кость**, установленная на пластмассовую опору.

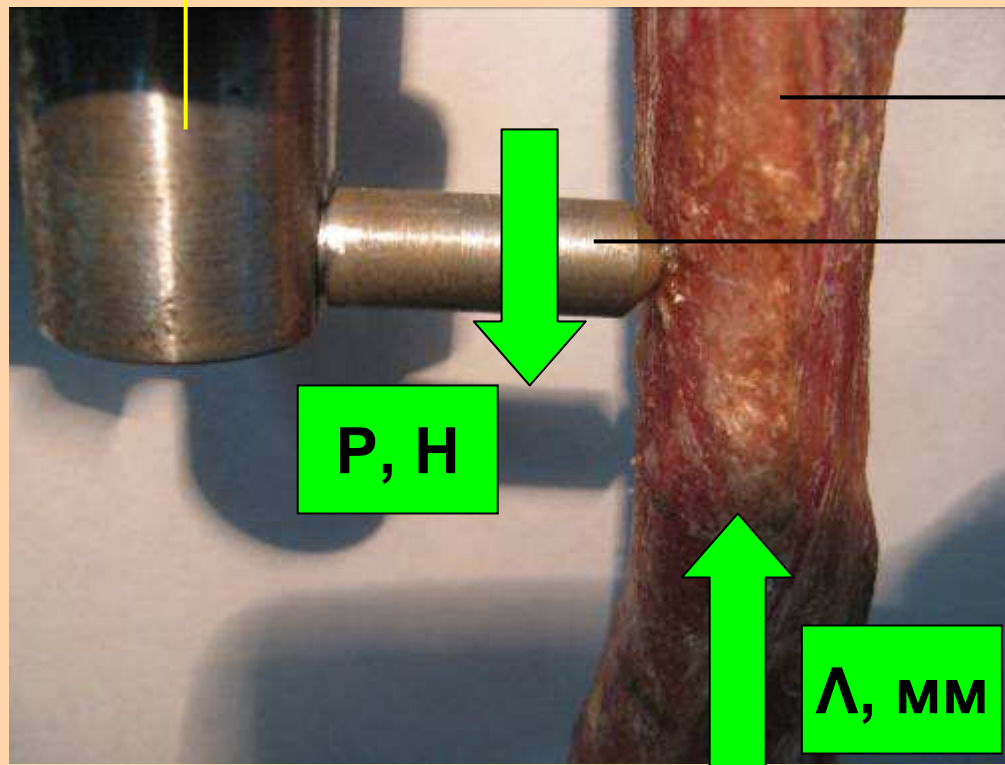
В боковую поверхность препарата через заранее просверленное отверстие в кортикальный слой введен стальной индентор – стержень диаметром 2 мм.

## Технические характеристики установки:

1. Тип – универсальная испытательная машина для исследования механических характеристик полимерных и композиционных материалов при растяжении и сжатии.
2. Максимальная нагрузка 5000 Н; точность измерения усилий  $\pm 0.1$  Н.
3. Максимальное перемещение захвата 600 мм; точность измерения перемещения  $\pm 0.01$  мм.

# Проведение испытаний – нагрузка препарата с помощью индентора

**Первый стальной стержень** для передачи усилия от индентора к динамометру.



**Препарат – большеберцовая кость**

**Второй стальной стержень**, закрепленный на первом стержне перпендикулярно его продольной оси

Перемещением рабочего стола испытательной машины ( $L$ ), создается нагрузка, передающаяся через кость на индентор, стержни и динамометр.

Таким образом, измеряемая динамометром нагрузка  $P$  является усилием взаимодействия индентора и кости.

На протяжении всего времени испытания, включая испытания при циклических нагрузках, регистрировалась зависимость между перемещением препарата  $L$  и возникающим при этом нагрузкой  $P$  в виде:

1. диаграмм деформирования, т.е. графических зависимостей  $P \sim L$ ;
2. табличных зависимостей, в которых, кроме деформаций в нагруженном состоянии, включены остаточные (неисчезающие) деформации препаратов.

# Препараты, установленные на стенде для нанесения огнестрельного ранения



# Оружие, из которого были произведены выстрелы для нанесения огнестрельного перелома

**Винтовка Remington 700 SPS Varmint**  
калибр – 22-250 Rem. (5,56x45мм NATO)  
начальная скорость пули - 1300 м/с  
масса пули – 3,5 г.  
Е кин. = 2,96 кДж  
Е кин. = снайперской винтовки драгунова  
= 3,31 кДж



# Препараты с огнестрельным переломом





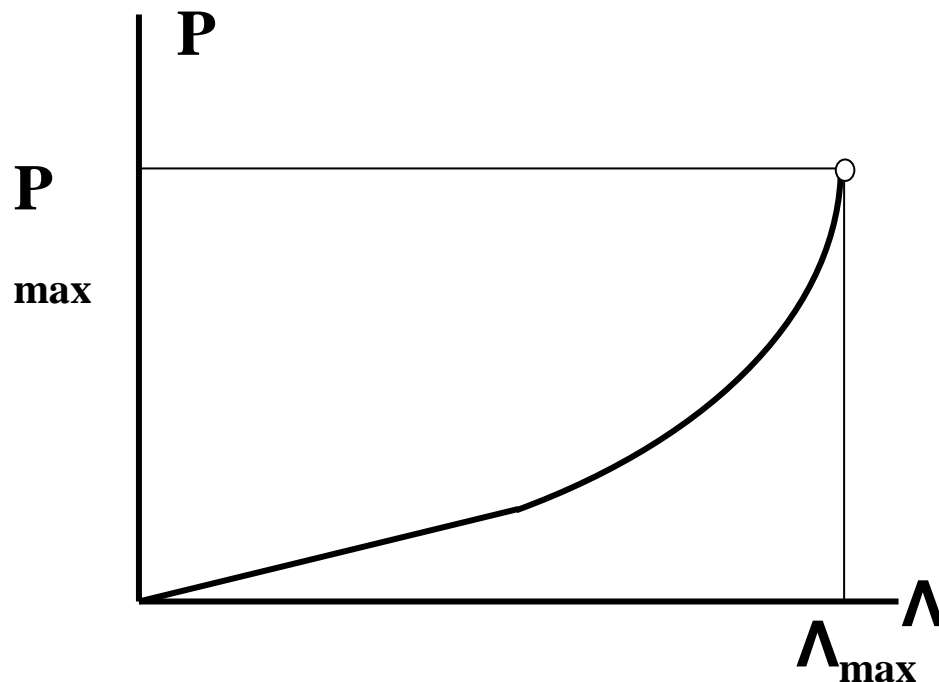
## Обработка диаграмм деформирования – расчет приведенных перемещений при максимальных нагрузках

*Приведенные перемещения при действии однократной нагрузки*

$$\lambda_{K1} = \Lambda_{\max} / P_{\max}$$

*где  $\Lambda_{\max}$  - величина абсолютного перемещения при максимальной нагрузке;*

*$P_{\max}$  – соответствующая максимаобная нагрузка.*

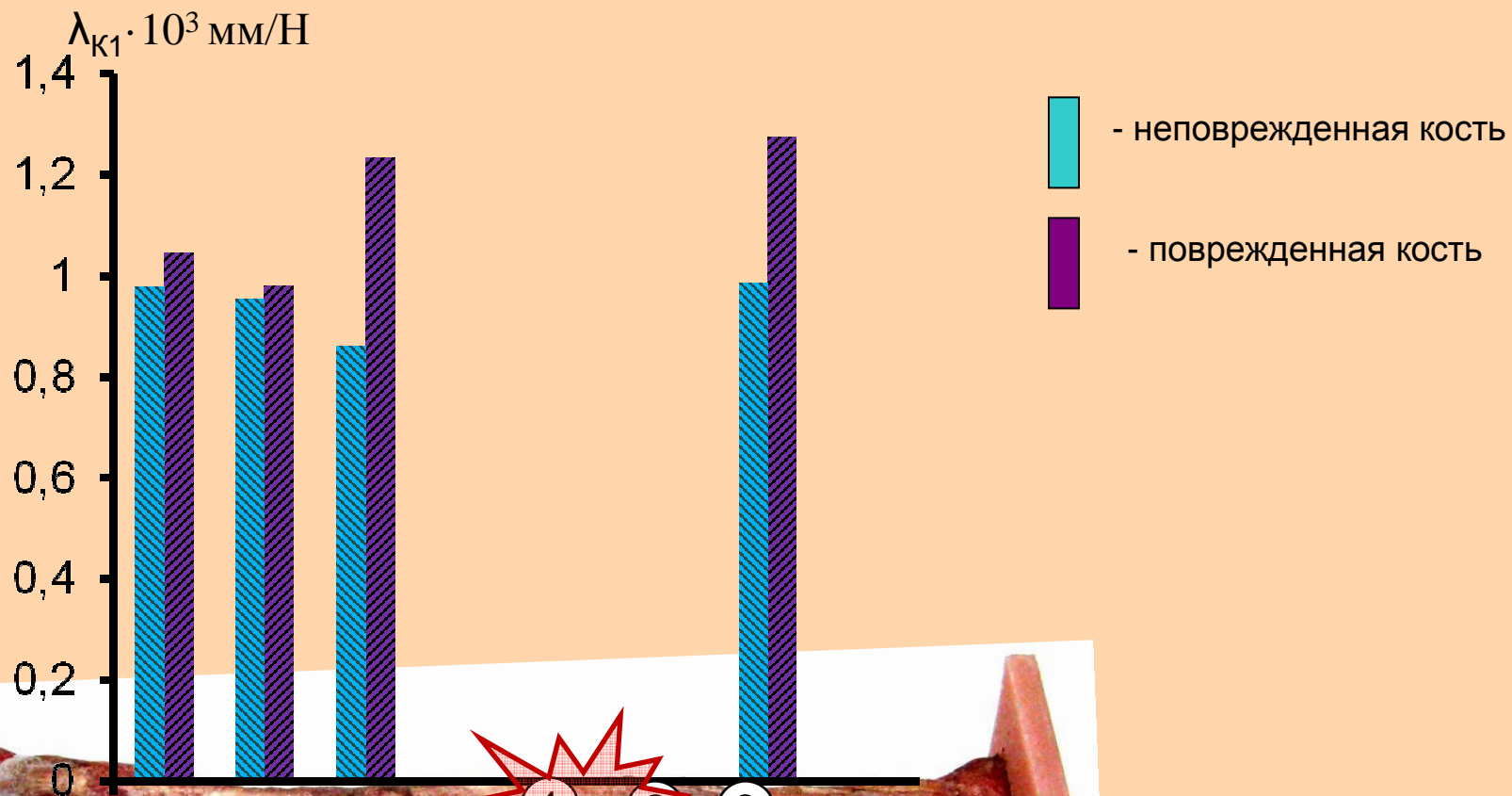


*При таком способе способ обработки характеризуются изменения в костной ткани, проявляющиеся при значительных сжимающих напряжениях.*

*При этом за счет больших сжимающих напряжений происходит уплотнение костной ткани и связанная с этим возможная ликвидация (закрытие) дефектов.*

*Это может исказить информацию о реальном состоянии костной ткани.*

# Результаты испытаний – однократное действие нагрузки (приведенные перемещения при максимальных нагрузках)



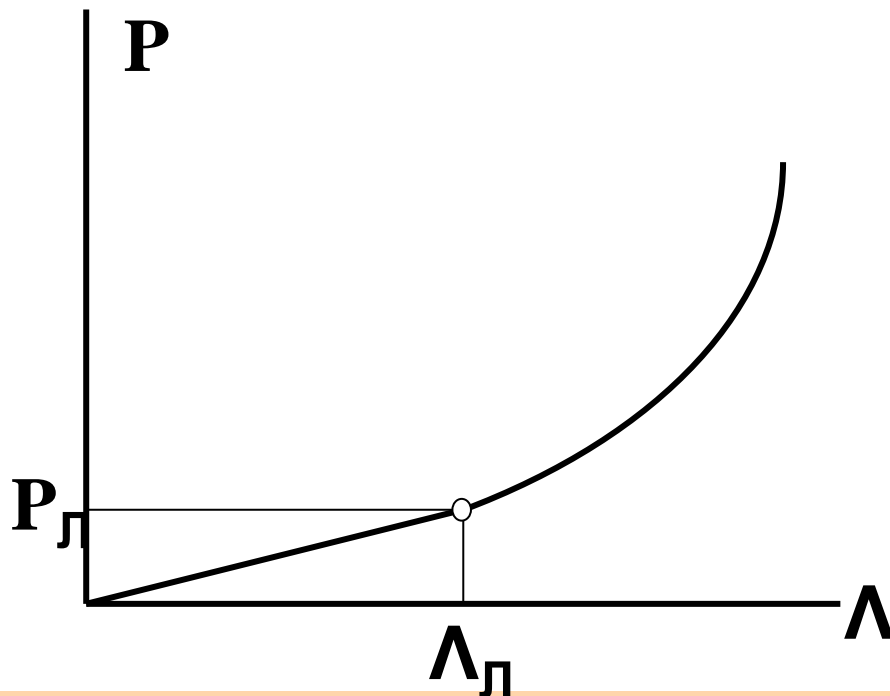
## Обработка диаграмм деформирования – расчет приведенных перемещений по начальному участку

*Приведенные перемещения при действии однократной нагрузки*

$$\lambda_{к2} = \Lambda_{л} / P_{л},$$

где  $\Lambda_{л}$  - величина абсолютного перемещения при нагрузке в пределах линейного участка диаграммы деформирования;

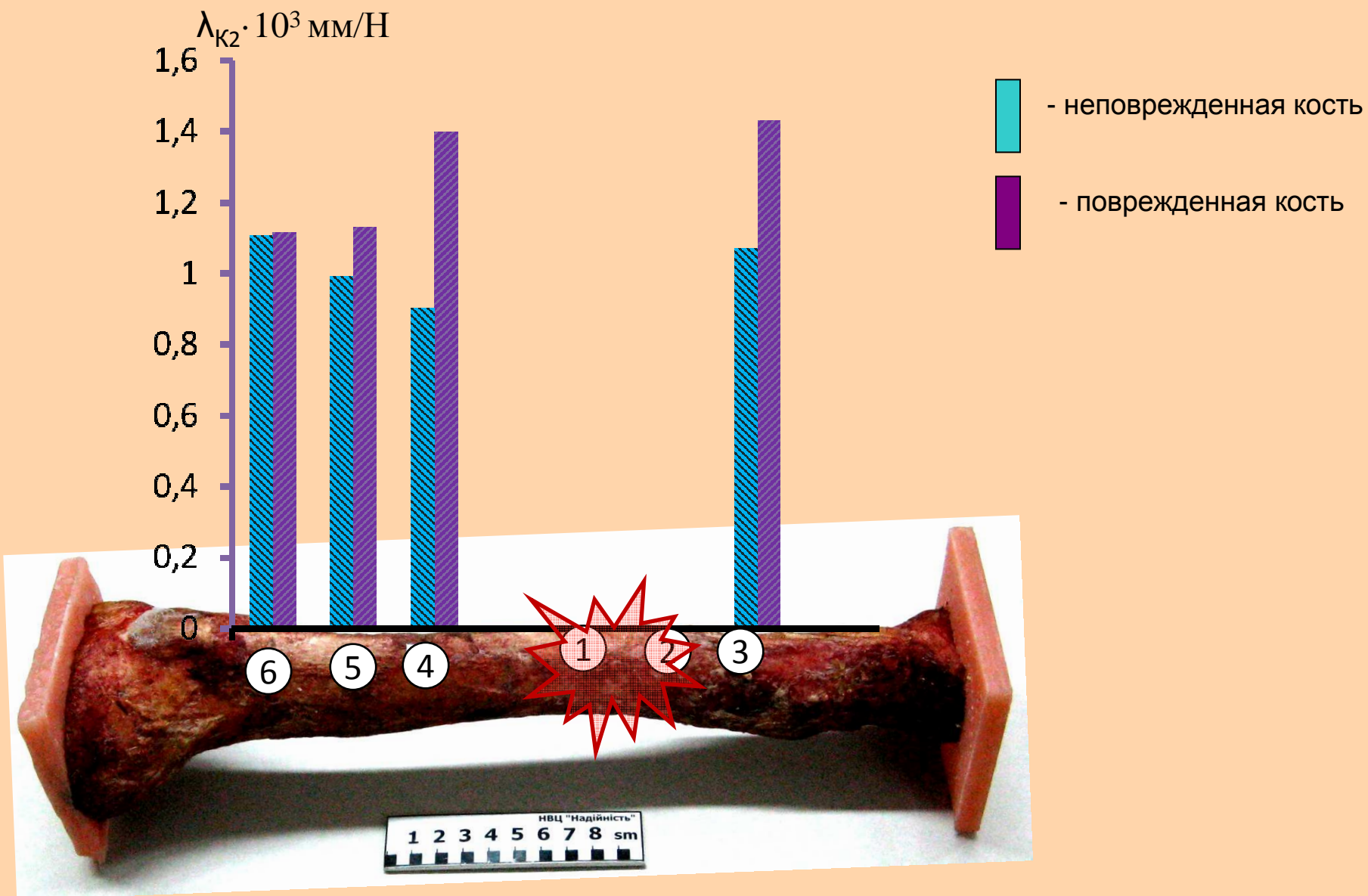
$P_{л}$  – соответствующая нагрузка.



*Данный способ обработки характеризует изменения в костной ткани, проявляющиеся при действии небольших сжимающих напряжений.*

*На начальном участке еще не произошло уплотнение костной ткани и дефекты проявляются в большей мере.*

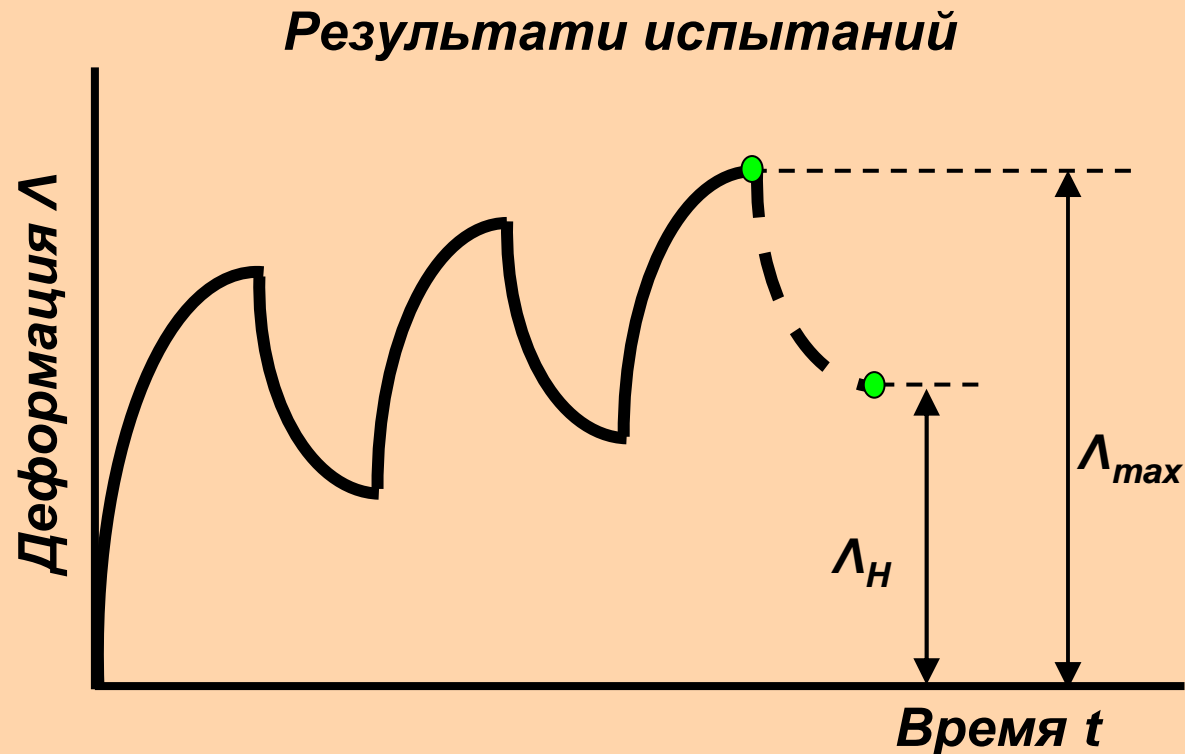
# Результаты испытаний – однократное действие нагрузки (приведенные перемещения при малых нагрузках)



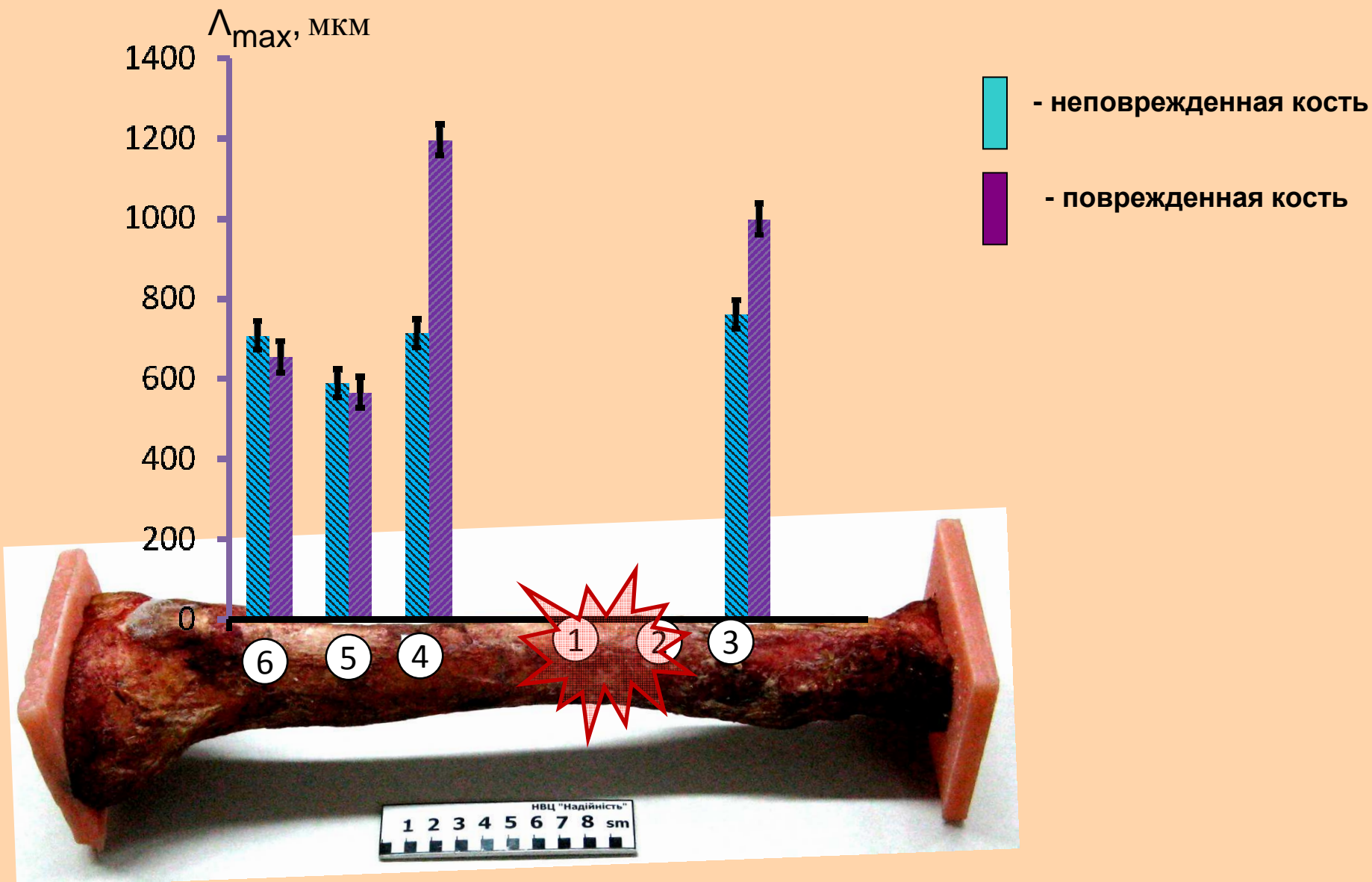
## Обработка кривых циклического деформирования – измерение максимальных и необратимых деформаций

В процессе испытаний препараты подвергали **10-кратному действию нагрузки**. Для дальнейшего анализа использовали

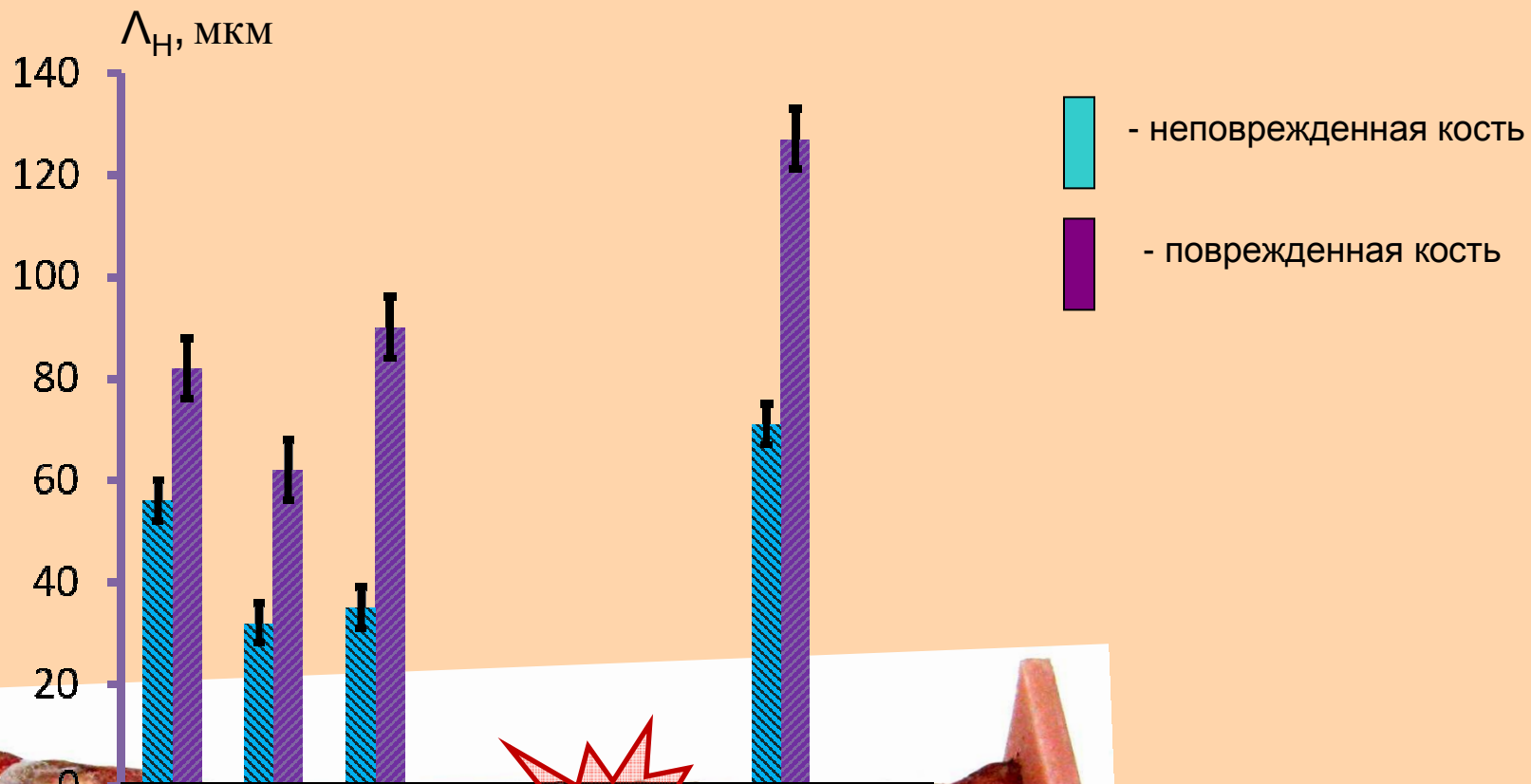
1. максимальную деформацию  $\Lambda_{max}$ , которая наблюдалась в конце 10-го цикла;
2. Необратимую деформацию  $\Lambda_H$ , которая была накоплена костной тканью в течении 10 циклов и не исчезла после разгрузки препарата



# Результаты испытаний – 10-кратное действие нагрузки (максимальные деформации)



# Результаты испытаний – 10-кратное действие нагрузки (необратимые деформации)



## Выводы:

1. При проведении биомеханических исследований зоны ударно-волнового остеопороза циклические нагрузки являются наиболее показательными
2. При оперативном лечении больных с огнестрельными переломами длинных костей необходимо учитывать измененные биомеханические характеристики костной ткани вследствие распространения ударно-волнового остеопороза и избегать введения имплантов в этой зоне





**Благодарим за  
внимание**