

# Визуализация и теоретическое обоснование механизма формирования ложного отломка, образующегося при выстреле пулевым зарядом из гладкоствольного карабина с дистанции в упор

П.В. Пинчук<sup>1</sup>, К.Н. Крупин<sup>2</sup>, В.В. Петров<sup>3</sup>, С.В. Леонов<sup>4</sup>

<sup>1</sup> ФГКУ «111 Главный государственный центр судебно-медицинских и криминалистических экспертиз» Министерства обороны Российской Федерации (нач. – д.м.н., доц. П.В. Пинчук), кафедра судебной медицины ФГБОУ ВО «Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И.Пирогова» Минздрава России (зав. каф. – д.м.н., проф. Е.М.Кильдюшов), Москва

ORCID: 0000-0002-0223-2433, [pinchuk1967@mail.ru](mailto:pinchuk1967@mail.ru)

<sup>2</sup> Медицинский университет «Реавиз», кафедра морфологии и патологии (заведующий кафедрой – к.м.н., доц. А.А. Сूपильников), Самара

ORCID: 0000-0001-6999-8524, [konst.inn@gmail.com](mailto:konst.inn@gmail.com)

<sup>3</sup> ОГБУЗ «Бюро судебно-медицинской экспертизы Томской области» (и.о. нач. – А.А. Неклюдов), Томск

ORCID: 0000-0001-5889-1406, [smailsme@yandex.ru](mailto:smailsme@yandex.ru)

<sup>4</sup> Кафедра судебной медицины и медицинского права ФГБОУ ВО «Московский государственный медико-стоматологический университет имени А.И.Евдокимова» Минздрава России (зав. каф. – д.м.н., проф. П.О. Ромодановский), Москва

ORCID: 0000-0003-04228-8973, [sleonoff@inbox.ru](mailto:sleonoff@inbox.ru)

## Аннотация

При изучении огнестрельных переломов бедренных костей при выстреле в упор травматическим пулевым зарядом из гладкоствольного карабина «Сайга 12к» нами получены ложные отломки, основание которых располагается на стороне, противоположной месту воздействия. Целью исследования явилось установление распределения силовых напряжений, возникающих при формировании переломов диафизов бедренных костей, причиненных выстрелом с дистанции в упор травматическим пулевым зарядом из гладкоствольного карабина «Сайга 12к», и установление обоснования механизма образования ложного отломка методом математического моделирования. Методом конечных элементов произведено моделирование процесса разрушения при помощи ANSYS. При сравнительном исследовании изломов образовавшихся ложных отломков и математических моделей напряженно-деформированного состояния выявлено полное сходство расположения формирующих ложный отломок линий разделения с линиями максимальных напряжений в модели кости при математических моделированиях напряженно-деформированного состояния при высокоскоростном нагружении тупым предметом с ограниченной сферической контактирующей поверхностью перпендикулярно поверхности кости в средней её трети. Образование ложных отломков бедренной кости на стороне, противоположной выстрелу, объясняется совокупностью факторов, которыми являются: большая энергия импульса воздействия, особое распределение силовых напряжений, обуславливающее сдвиг по границе зоны пластической деформации на противоположной воздействию поверхности диафиза.

**Ключевые слова:** огнестрельное оружие, перелом бедренной кости, ложный отломок, математическое моделирование, травматический многокомпонентный пулевой заряд 12-го калибра, выстрел в упор.

## **1. Введение.**

Необходимость установления особенностей воздействия травматических зарядов на ткани человека давно уже является актуальной для судебно-медицинских экспертов. Это объясняется как большой частотой встречаемости последствий применения травматического оружия населением, так и тем, что в настоящее время установлены далеко не все особенности поражения человека нелетальными травматическими зарядами. Чаще всего в своей практике эксперты сталкиваются с повреждениями мягких тканей, образованными в результате выстрелов из травматических пистолетов. Значительно реже встречаются повреждения костей при поражении выстрелами либо с дистанции в упор, либо с близкой дистанции. При этом достаточно долгое время существовала точка зрения о том, что повреждения длинных трубчатых костей при выстреле из травматического оружия не формируются. Однако известно, что травматические заряды могут поражать человека не только при использовании короткоствольного оружия, каковыми являются многочисленные травматические пистолеты, но и при выстреле из гражданского гладкоствольного оружия, в том числе и со средней длиной ствола.

В настоящее время различные авторы предлагают применять метод математического моделирования в решении задач по изучению распространения напряжения в тканях человека. Так Fuhaо Mo (2011-2015 гг.) с соавторами в своих работах рассматривали возможность моделирования механизма образования повреждений нижних конечностей при травме стоящего пешехода с передней частью движущегося автомобиля. В этом исследовании также удалось установить закономерные особенности образования повреждений нижних конечностей при различных формах и расположениях бампера автомобиля [1]. В других работах они установили возможность математического моделирования переезда бедренной кости ко-

лёсами автомобиля и повреждений нижних конечностей при травме водителя автомобиля при фронтальном столкновении [2, 3].

Marcin Milanowicz (2016г) и Jiri Adamec (2010г) с соавторами создавали математическую модель человека, пригодную для моделирования процесса падения человека с различной высоты и образования различных повреждений при этом падении [4, 5].

С помощью современных программных средств возможно моделирование различных тканей и органов человека, имеющих точные анатомические характеристики конкретного человека [6-11]. Использование различных программных расчётных средств (ANSYS, LS-DYNA, AutoCAD, «КОМПАС», NX, SolidWorks и др.) позволяет с математической точностью доказать механизм образования повреждений при различных условиях применительно к конкретному человеку. При этом можно моделировать бесконечное количество вариантов условий возникновения повреждений, предлагаемых следователем и в рамках задач научного исследования, что указывает на огромные возможности применения математического моделирования методом конечных элементов в судебной медицине. Результаты исследования при этом максимально подробно и полно визуализируются, позволяя детально и последовательно оценить процессы, происходящие в исследуемых объектах.

## **2. Цель исследования.**

Установить особенности распределения силовых напряжений, возникающих при формировании переломов диафизов бедренных костей, причиненных выстрелом с дистанции в упор многокомпонентным пулевым травматическим зарядом 12-го калибра из карабина «Сайга 12к», и на основании полученных данных дать теоретическое обоснование механизма образования специфического отломка, имеющего признаки «ложного».

### 3. Материалы и методы исследования.

#### 3.1. Эксперименты с биоманекенами.

Проведенные нами ранее исследования по баллистическим особенностям зарядов для данного вида оружия показали, что удельная кинетическая энергия травматического пулевого многоэлементного заряда 12-го калибра на срезе ствола составляет до 53 Дж/см<sup>2</sup>, а на дистанции 1-2 м – до 83 Дж/см<sup>2</sup>, при том, что удельная кинетическая энергия пули одного из самых мощных травматических пистолетов «Шаман» на дистанции 1 м составляет 30,6 Дж/см<sup>2</sup>. Эти особенности изначально предполагают значительно большее разрушающее действие при выстреле зарядом 12-го калибра по сравнению с действием пулевого заряда, выпущенного из травматического пистолета [12, 13, 14].

Понимание важности проблемы, а так же предположение о том, что поражение травматическим многокомпонентным пулевым зарядом 12-го калибра может не только образовывать разрушения длинных трубчатых костей, но иметь особые морфологические признаки, ранее побудило авторов данной статьи провести исследования по установлению морфологических особенностей формирования переломов бедренной кости трехэлементным травматическим пулевым зарядом 12-го калибра при выстреле из гладкоствольного самозарядного карабина «Сайга 12к» [14, 15].

Экспериментальное моделирование повреждений проводили на биоманекенах лиц мужского пола в возрасте от 36 до 61 лет. Были произведены две серии выстрелов (по три в каждой серии) с дистанции в упор. Выстрелы производились под прямым углом в боковую поверхность средней или нижней трети бедра (зона сечения в форме овала).

В эксперименте использовались патроны марки «Record» (12x70), выпускаемые Краснозаводским химическим заводом, содержащие по три резиновые пули диаметром по 17,4 мм, массой по 3,45 г, расположенные друг за другом в пластиковом контейнере, представляющем собой цилиндр диаметром 18,3 мм, длиной 48,0 мм с четырьмя вертикальными, доходящими до основания, прорезями шириной в 1,0 мм.

В результате проведенных экспериментов была выявлена следующая морфологическая картина. В месте воздействия заряда на кость, на ней всегда формировался многооскольчатый перелом, представленный на стороне воздействия пулевого заряда двумя крестообразно пресеченными трещинами (продольной и поперечной). Продольно ориентированная трещина всегда была непрерывная, поперечная – пересекала продольную с образованием «ступеньки» (вторичная). На месте пересечения трещин имелся краевой скол и выкрашивание компактного вещества в большей степени на поперечной трещине на участке до четверти диаметра кости, в меньшей – на продольной трещине на участке длиной до 25,0-30,0 мм. Типичный для классического огнестрельного пулевого повреждения дефект «минуткань» отсутствовал. В зоне «крестообразного» разрыва регистрировался близкий к округлому, диаметром 14,0-16,0 мм, черно-серого цвета, след воздействия резиновой пули.

На боковых поверхностях диафиза после выстрела формировались множественные продольные, по форме близкие к ланцетовидным, отломки. На сопряженных месту внедрения снаряда поверхностях диафиза образовывались несколько дуговидных (пасынковых) трещин, образующих практически симметричный костный отломок **дольковидной формы** (рис. 1а, б, в).

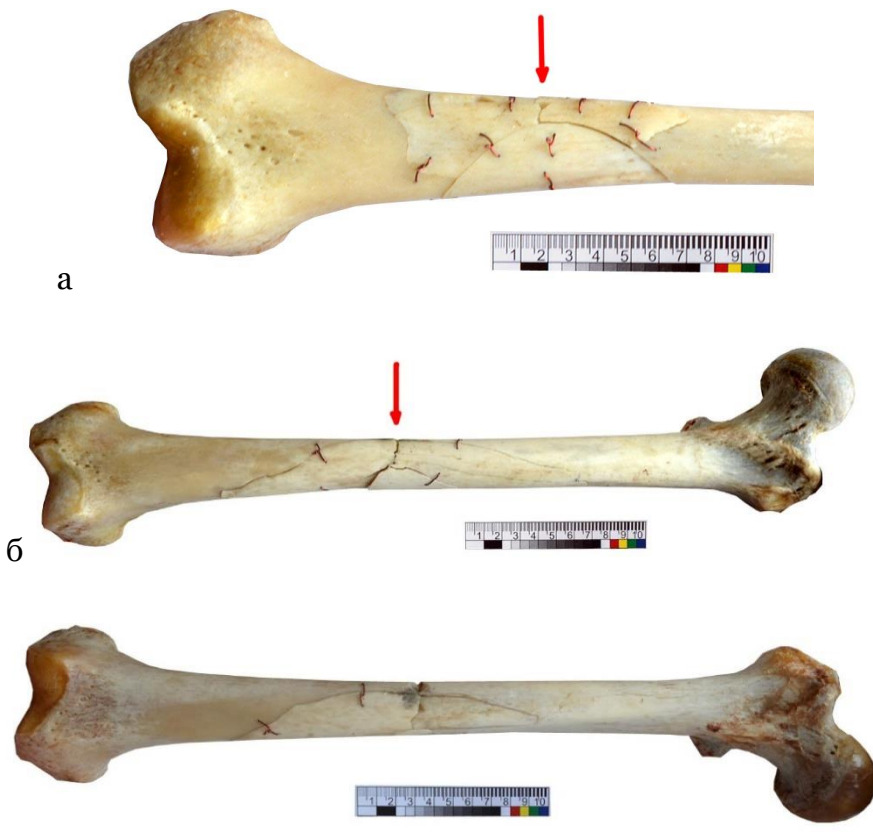


Рис. 1. Огнестрельные переломы, полученные многокомпонентным травматическим пулевым зарядом 12-го калибра с дистанции в упор: а – при выстреле в боковую поверхность нижней трети диафиза, б – при выстреле в боковую поверхность средней трети диафиза, в – при выстреле в переднюю поверхность средней трети диафиза.

Вершина осколка располагалась либо в верхней трети поперечника кости, либо в его средней трети, «Т»-образно соединяясь с зоной воздействия заряда короткой трещиной. Основание осколка было обращено к задней поверхности диафиза. Концы образовавшегося осколка были острыми, торцевые края разделены со стороны осколка ногтеобразно нависающие, со стороны массива диафиза – выражено пологие. Края выпуклой части осколка были везде четкие, без сколов и выкрашиваний компакты, ближе к основанию отломка с определяющимся при микроскопии низкопрофильным, зубчатым краем. На наружной поверхности края ложного отломка отвесные, со стороны костно-

мозгового канала – либо так же отвесные, либо, в зоне вершины дуги, несколько нависающие.

При микроскопии изломов двух типов отломков, имеющих признаки «ложных», один из которых образован при выстреле в переднюю поверхность средней трети диафиза бедра (кольцевидное сечение диафиза), имеет пологую дугу верхнего края (рис. 1 б, в), другой, образованный при выстреле в боковую поверхность нижней трети диафиза (овальное сечение диафиза) – значительно более выпуклую дугу края (рис. 1 а). Край выпуклой части отломка имеет достаточно четкий, пилообразный край (рис. 2).



Рис. 2. Микрофотография (увеличение до 40X) пилообразного края дуговидной части ложного отломка перелома бедренной кости, образованного многокомпонентным травматическим пулевым зарядом 12-го калибра с дистанции в упор.

Во всех случаях на изломе в зоне максимальной кривизны дуги определялись продольные параллельные выраженные гребни (рубцы), что соответствует зоне первичного разрыва и проекции ударного воздействия снарядов (рис. 3 а). На изломе в зоне выпуклой части отломка, расположенной ближе к основанию, так же присутствовали продольные гребни (рубцы), которые там становились менее выраженными и более короткими (рис. 3б), в углублениях между которыми расположены продольные, ветвистые трещины.

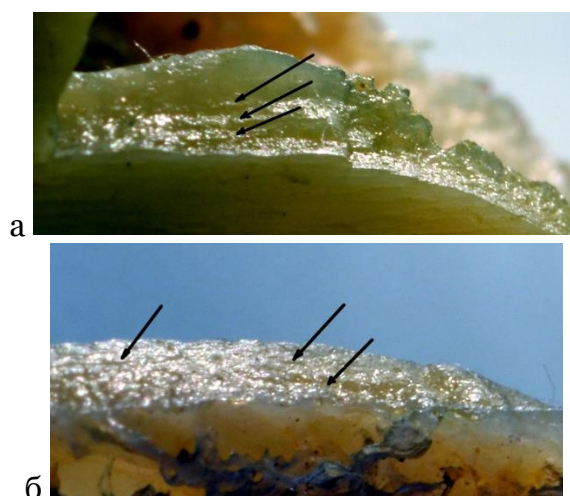


Рис. 3. Микрофотография (увеличение до 40X) поверхности излома дуговидной части ложного отломка перелома бедренной кости, образованного многокомпонентным травматическим пулевым зарядом 12-го калибра с дистанции в упор: а – в зоне «вершины» отломка, с длинными продольными рубцами, б – в зоне пологой части отломка, с более короткими продольными рубцами.

Поверхность же излома зоны, расположенной непосредственно у торцевого края отломка (рис. 4), имеет морфоло-

гию, отличающуюся в зависимости от степени выраженности крутизны дуги. Так, на изломе в прикраевой зоне, имеющей ширину до 2-3 мм (что составляет не более  $\frac{1}{2}$  толщины стенки диафиза в зоне разрушения), с выраженной крутизной дуги (образованного при выстреле в боковую поверхность нижней трети диафиза бедренной кости) поверхность представлена чередованием выступов и углублений – шеврон (рис. 4 б). Излом прикраевой зоны отломка с небольшой выпуклостью дуги, образованного при выстреле в переднюю поверхность средней трети диафиза бедренной кости, до самого края представлен продольными, короткими гребнями (рубцами) со стороны вершины дуги (рис. 4 а), имеющих отщепы (рис. 5) [18].

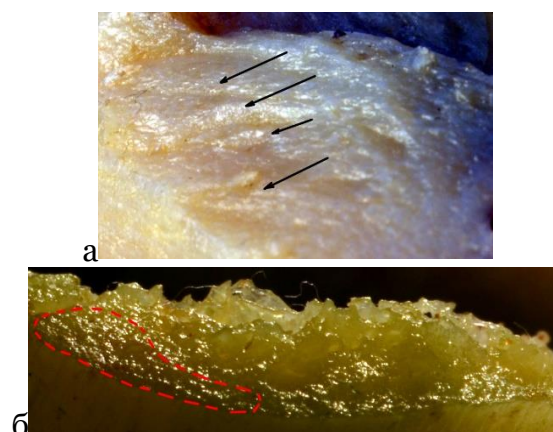


Рис. 4. Микрофотография (увеличение до 50X) поверхности излома в прикраевой зоне торцевого края ложного отломка перелома бедренной кости, образованного многокомпонентным, травматическим, пулевым зарядом 12-го калибра с дистанции в упор: а – отломка образованного выстрелом в боковую поверхность средней трети диафиза, с продольными рубцами распространяющимися до самого края, б – отломка об-

разованного выстрелом в боковую поверхность нижней трети диафиза, с уз-

кой зоной шеврона непосредственно у края.

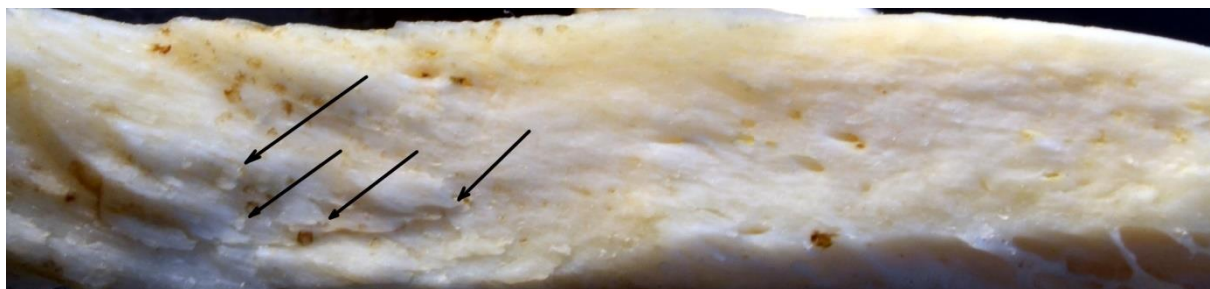


Рис. 5. Микрофотография (увеличение до 60X) поверхности излома в прикраевой зоне торцевого края ложного отломка перелома бедренной кости, образованного многокомпонентным травматическим пулевым зарядом 12-го калибра с дистанции в упор. Стрелками указаны демонстрирующие направление распространения.

Полученные в результате проведенного экспериментального исследования данные по образованию переломов бедренных костей от выстрела многокомпонентным травматическим пулевым зарядом показали, что они имеют как признаки образования от высокой энергии действия, характерной для классических огнестрельных пулевых переломов, так и признаки действия твердого тупого предмета с ограниченной поверхностью.

Характер и морфология поверхностей излома на вершине дольковидного отломка указывают на уплощение кости в месте воздействия снаряда с одновременным увеличением выпуклости кости на сопряженных и непосредственно примыкающих к месту воздействия поверхностях. Форма пасынковых трещин, образующих дольковидный отломок, и поверхность их излома указывают на формирование разрушения в виде широкой дуги, развивающейся по направлению в стороны от внедрения огнестрельного снаряда.

Ранее в научной литературе, причиной, объяснявшей механизм образования ложного отломка трубчатой кости, считался асимметричный поперечный изгиб, влекущий выпрямление выраженной кривизны диафиза и особенную концентрацию силовых напряжений [16, 17]. В нашем же случае воздействие производилось по нормали, при этом не только в такую же, имеющую кривизну

зону диафиза, но и в боковую поверхность, где этот фактор отсутствовал. Однако отломки, имеющие признаки «ложных», на противоположной выстрелу поверхности при экспериментальных отстрелах все же образовались. При этом было выявлено, что сформировавшийся на противоположной воздействию стороне ложный отломок не имеет на своих торцевых частях краев, сформированных типичным разрывом.

Таким образом, нами сделано предположение о схожих механизмах образования переломов – динамический характер разрушения в виде пульсовой волны, развивающейся по направлению движения огнестрельного снаряда, формирующей в нашем случае практически симметричный ложный отломок, с признаками образования его «скатов» за счет деления ткани деформацией сдвига. В связи с этим предположением, а также с целью понимания возникающего распределения топографии напряжений в костной ткани, обуславливающего такой специфический механизм разрушения диафизов бедер, нами выполнено математическое моделирование процесса формирования повреждения под действием травматического огнестрельного снаряда.

### 3.2. Математическое моделирование.

В соответствии с поставленными задачами, с заданными параметрами, методом конечных элементов произведено математическое моделирование процесса разрушения бедренной кости при условиях, что диафиз бедренной кости представляет собой трубку, состоящую в основном из компактного вещества кости. Нами была упрощена модель взаимодействия резиновой пули с диафизом кости до высокоскоростного взаимодействия резинового шарика с цилиндром. Для решения указанной задачи применяли метод конечно-элементного анализа [1-7, 10, 11, 12, 18, 19].

Конечно-элементный анализ основан на использовании математического метода конечных элементов [10]. Для оценки газодинамического распределения потоков используется частный вид FEA – метод конечных объёмов (МКО).

Метод конечных элементов (МКЭ) – численный метод решения дифференциальных уравнений с частными производными, а также интегральных уравнений, возникающих при решении задач прикладной физики. Собственно, сам МКЭ возник в 1950-х годах, а возникновение идеи конечных элементов датируется 1936 годом. Но из-за низкого уровня вычислительной техники в то время метод не получил широкого применения. С развитием вычислительных средств постоянно расширились не только возможности метода, но и класс решаемых задач. В настоящее время метод широко используется для решения задач механики деформируемого твёрдого тела в науке «сопротивление материалов», теплообмена, гидрогазодинамики и электродинамики [5].

В настоящей работе был использован программный комплекс ANSYS, являющийся пакетом для конечно-элементного анализа в различных областях инженерной деятельности (термодинамика, высокоскоростные и низкоскоростные взаимодействия, механика жидкостей и газов, прочность конструк-

ций, электромагнетизм), включая связанные многодисциплинарные задачи.

ANSYS был первым коммерческим конечно-элементным продуктом, получившим в свое время сертификат ISO. ANSYS – это профессиональный конечно-элементный расчетный комплекс, позволяющий решать задачи высокоскоростных и низкоскоростных взаимодействий.

При постановке задачи диафиз бедренной кости был принят с упрощением за трубку, состоящую из компактной кости равномерной толщиной 2,5 мм и длиной 400 мм, что соответствует реальным параметрам диафиза бедренной кости. При экспериментальных исследованиях по диафизу бедренной кости был произведён выстрел из огнестрельного оружия снарядом, представляющим собой резиновый шарик диаметром 18 мм. Направление выстрела было перпендикулярно оси диафиза бедренной кости в упор, что позволяло определить начальную скорость полёта снаряда, которая составляла 180000 мм/с.

При помощи программной оболочки ANSYS 17.2 получены математические 3D-модели кости и пули с использованием Solid конечных элементов. Для формирования модели диафиза кости был выполнен цилиндр длиной 400 мм с равномерной толщиной стенки 2,5 мм. Модуль упругости компактного вещества, являвшегося материалом цилиндра – 19,2 ГПа, модуль Юнга – 20 ГПа, коэффициент Пуассона – 0,3.

Моделью резиновой пули являлась сфера диаметром 18 мм. В связи с тем, что точные характеристики материала резиновой пули не были доступны, свойства материала были взяты из стандартной библиотеки Explicit\_Materials программы ANSYS 17.2 под названием Rubber1.

Испытания конечно-элементной модели проводились для различных числовых значений прочностных свойств костного материала, а именно рассматривалась прочность компактной пластинки от 20 МПа до 125 МПа – на растяжение, и от 40 до 180 МПа – на сжатие.

Для сопоставимости результатов расчета при различных моделях контактных взаимодействий и нагрузений использованы единые значения прочности компакты: 90 МПа – на растяжение, 140 МПа – на сжатие [4]. Испытания при иных значениях прочностных свойств бедренной кости в указанных пропорциях соотношения прочности на растяжение и на сжатие, дают аналогичные результаты по характеру напряженно-деформированного состояния, что позволяет сделать вывод об аналогичном характере разрушения. Меняется лишь величина прикладываемой силы.

В ходе экспериментального исследования создавалось только одно условие взаимодействия – резиновый шарик бьёт в центральной части закреплённого неподвижного цилиндра перпендикулярно оси цилиндра со скоростью 18000 мм/с, что соответствует среднему показателю скорости заряда на дульном срезе, рассчитанному на основании данных полученных при экспериментальных отстрелах. Созданная модель кости в нижней и верхней частях закреплена связями с ограничением перемещений по осям x, y, z, которое моделирует неподвижную опорную ногу.

#### 4. Результаты.

Проведенное методом конечных элементов математическое моделирование процесса разрушения бедренной кости показало следующее.

1. При ударном взаимодействии с областью средней трети диафиза трубчатой кости вокруг места травмирующего воздействия резиновой пули формируется расширяющаяся в стороны зона сжатия (синие стрелки), окружённая участками растяжения (рис. 6).

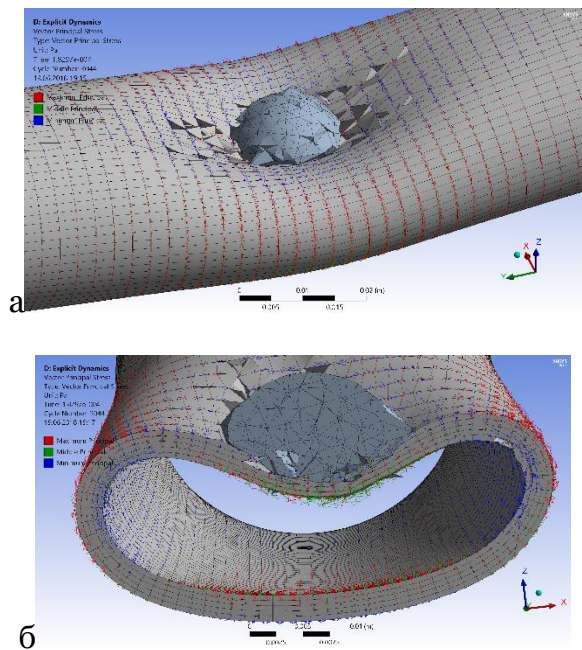
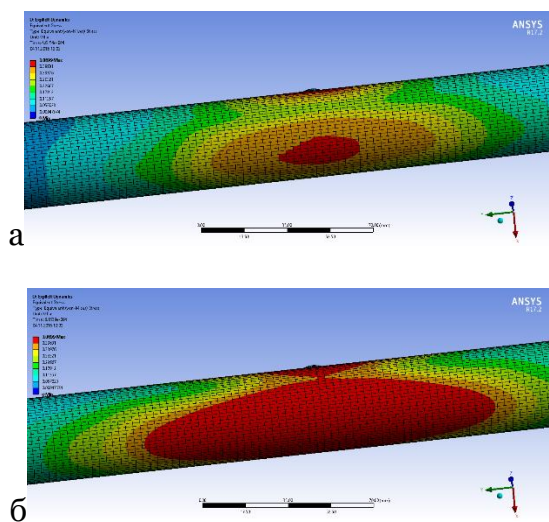


Рис. 6. Изображение модели взаимодействия резиновой пули с диафизом бедренной кости: а) вид с места воздействия пули с окружающей его зоной сжатия (красные стрелки); б) вид на разрезе, показывающий зоны концентрации напряжений на наружной и внутренней поверхностях стенки кости (синим – сжатие, красным – растяжение).

2. При дальнейшей деформации кости появляются участки растяжения наружной пластинки кости с формированием линий перелома на наружных, сопряженных с местом воздействием снаряда, поверхностях кости (рис. 7). Направление распространения линий перелома – перпендикулярно направлению векторов силовых напряжений на рисунках.



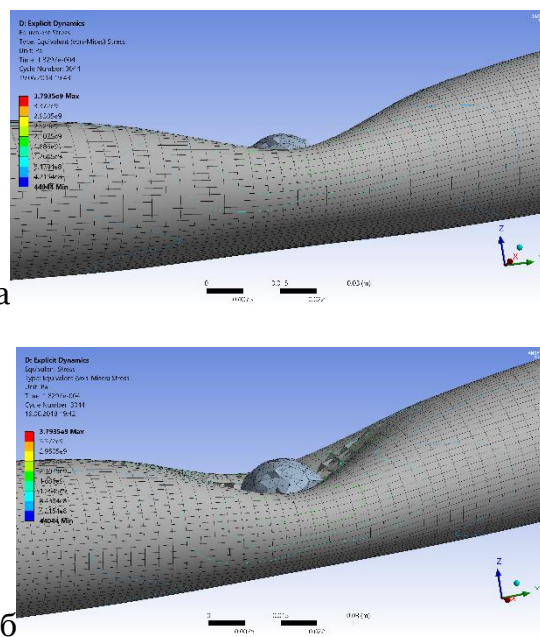


а

б

Рис. 7. Изображение модели взаимодействия резиновой пули с диафизом бедренной кости, показывающее в динамике процесс формирования зоны сжатия на противоположной воздействию пули поверхности кости: а) начало формирования зоны сжатия; б) расширение зоны сжатия, контурами полностью повторяющее форму ложного отломка.

3. В конечной стадии образования перелома на стороне кости, противоположной месту воздействия пули, формируется овальной формы участок сжатия кости, окружённый зоной растяжения наружной пластинки (рис. 8, 9).



а

б

Рис. 8. Изображение модели взаимодействия резиновой пули с диафизом бедренной кости с формированием линий перелома, отображаемых изолиниями напряжений: а) вид боковой поверхности кости и воздействующей пули, где красным цветом отграничиваются зоны сжатия в месте контакта с пулей и на противоположной стороне; б) вид той же боковой поверхности с динамической формированием зон сжатия, где находящаяся на противоположной воздействию поверхность значительно больше и контурами совпадает с формой ложного отломка.

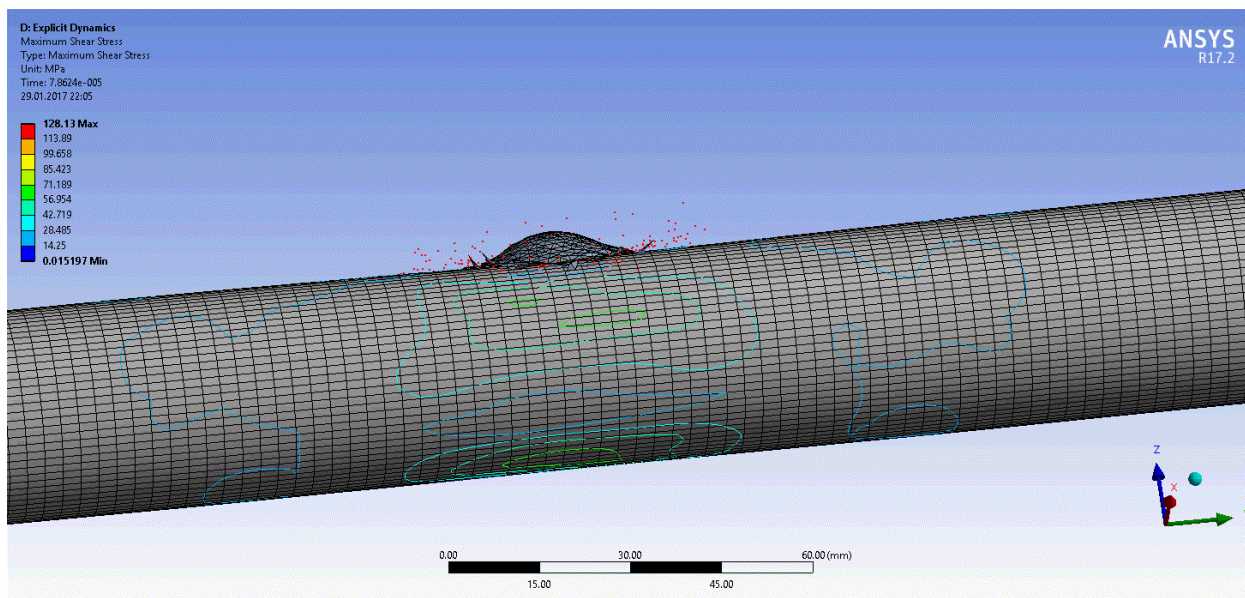


Рис. 9. Динамическое изображение модели взаимодействия резиновой пули с диафизом бедренной кости с формированием линий перелома, отображаемых изолиниями напряжений.

На динамическом изображении модели взаимодействия резиновой пули с диафизом бедренной кости с формированием линий перелома отмечается образование очагов растягивающего напряжения в виде изолиний на начальном этапе взаимодействия на наружных, сопряженных с местом воздействием снаряда, поверхностях кости и распространением этих растягивающих напряжений на сторону кости, противоположной месту воздействия пули с формированием овальной формы участка сжатия кости, окружённый зоной растяжения наружной пластинки. Применением метода математического моделирования методом конечных элементов позволил определить и визуализировать весь процесс распространения напряжения в модели диафиза бедренной кости при высокоскоростном взаимодействии с моделью резиновой пули.

При сравнительном исследовании формы и морфологии изломов ложных отломков, образовавшихся в переломах бедренной кости, полученных при экспериментальных отстрелах, и экспериментальных математических моделей напряженно-деформированного состояния, образующегося при этом в бедренной кости, выявлено полное сход-

ство расположения формирующих ложный отломки линий разделения с линиями максимальных напряжений в модели кости при экспериментальных математических моделированиях напряженно-деформированного состояния при высокоскоростном нагружении тупым предметом с ограниченной сферической контактирующей поверхностью перпендикулярно поверхности кости в средней её трети.

**Обсуждение результатов.** Анализ и трактовка данных математического моделирования показывает, что воздействие по нормали на модель кости с круглым сечением диафиза тупого индентора (сферической пули) под зоной контакта в материале формирует гидростатическое ядро. Далее, в процессе нагружения (продвижения эластической пули при погружении) в материале боковых стенок кости, перед гидростатическим ядром, за счет больших касательных напряжений образуется продольная, овальной формы зона пластической деформации, окруженная упругой зоной, и формирующая на противоположной воздействию стенки трубки симметричную, так же продольно-овальную зону пластической деформации, контур которой, обусловленный

максимальным уплотнением материала, по форме полностью совпадает с формой полученных в эксперименте ложных отломков.

Таким образом, комплекс деформаций в виде гидростатического сжатия на стороне воздействия индентора, следующих за ним по направлению внешней силы растягивающих напряжений, образуют на противоположной воздействию стороне зону пластической деформации, тем самым обуславливая на границе последних формирование чистого сдвига и следующего за ним хрупкого разрушения (двуосное растяжение) [4, 5].

Присутствие растягивающих напряжений на боковых поверхностях трубки, максимально концентрирующихся во фронте медианной трещины (распространяющейся от зоны контакта с индентором-пулей), обуславливает сдвиговое смещение перед расположенной на противоположной поверхности полусферической зоной пластической деформации, и приводит к тому, что на определенном этапе трещины от сдвига, распространяющиеся в стороны от медианной, дугообразно огибают эту зону, таким образом, формируя ложный отломок.

#### **4. Выводы.**

Образование ложных отломков бедренной кости на стороне, противоположной выстрелу, объясняется совокупностью факторов, которыми являются: большая энергия импульса воздействия, особое распределение силовых напряжений, обуславливающее сдвиг по границе зоны пластической деформации на противоположную воздействию поверхности диафиза.

Ни кривизна повреждаемой части диафиза, ни асимметричность воздействия не являются ведущими факторами в образовании ложных отломков на противоположную воздействию поверхности диафиза.

Разрушение диафиза длинной трубчатой кости может формироваться не по классической схеме «сжатие – разрыв»,

а по схеме «сжатие – разнонаправленный сдвиг».

Образовавшиеся при автомобильной травме «ложные осколки» могут иметь аналогичную природу происхождения. Имеющееся же их отличие в асимметричности формы объясняется только воздействием на кость под углом, отличным от прямого.

В ходе исследования с использованием математического моделирования методом конечных элементов была установлена возможность определения механизма и последовательности формирования разрушений при образовании перелома бедренной кости при высокоскоростном нагружении тупым предметом с ограниченной контактирующей поверхностью перпендикулярно поверхности кости в средней её трети.

Применение программного комплекса ANSYS позволило оценить закономерность образования ложного отломка диафиза бедренной кости при высокоскоростном взаимодействии с резиновой пулей и максимально подробно визуализировать процесс формирования изолиний напряжения.

Полученные в результате проведенных исследований данные не только расширяют многообразие известных механизмов разрушения бедренных костей, но и дают практическому эксперту возможность по наличию симметричного ложного отломка, с учетом макроскопических признаков, устанавливать огнестрельный характер перелома бедренной кости, образованного выстрелом с дистанции в упор многокомпонентным травматическим пулевым зарядом 12-го калибра, в том числе и при отсутствии мягких тканей.

#### **Список использованной литературы**

1. F. Mo, P.J. Arnoux, J.J. Jure, C. Masson, Injury tolerance of tibia for the carpedestrian impact, *Accid. Anal. Prev.* (2012). doi:10.1016/j.aap.2011.12.003.
2. F. Mo, P.J. Arnoux, D. Cesari, C. Masson The failure modelling of knee ligaments in the finite element model / *Inter-*

national Journal of Crashworthiness (2012). DOI: 10.1080/13588265.2012.704194

3. F. Mo, P.J. Arnoux, D. Cesari, C. Mason Investigation of the injury threshold of knee ligaments by the parametric study of car-pedestrian impact conditions / Safety Science (2012). <http://dx.doi.org/10.1016/j.ssci.2013.07.024>

4. M. Milanowicz, K. Kedzior Active numerical model of human body for reconstruction of falls from height / Forensic Science International (2016). <http://dx.doi.org/10.1016/j.forsciint.2016.10.009>

5. J. Adamec, K. Jelen, P. Kubovy, F. Lopot, E. Schuller Forensic Biomechanical Analysis of Falls from Height Using Numerical Human Body Models / J Forensic Sci, November 2010, Vol. 55, No. 6 doi: 10.1111/j.1556-4029.2010.01445.x

6. Леонов С.В., Пинчук П.В., Крупин К.Н., Панфилов Д.А. Математическое моделирование травмирующего воздействия на большеберцовую кость для оценки условий образования перелома / Судебно-медицинская экспертиза. 2017. Т. 60. № 2. С. 11-13.

7. Пинчук П.В., Крупин К.Н., Панфилов Д.А. Математическое моделирование сложноподвижного состояния большеберцовой кости для оценки характера перелома / Медицинская экспертиза и право. 2016. № 6. С. 42-46.

8. Леонов С.В., Пинчук П.В., Крупин К.Н., Панфилов Д.А. Дифференциальная диагностика условий образования перелома методом математического моделирования / Медицинская экспертиза и право. 2017. № 1. С. 24-28.

9. Леонов С.В., Крупин К.Н., Петров В.В. Особенности морфологии переломов большеберцовых костей, причинённых выстрелом в упор многокомпонентным пулевым травматическим зарядом 12-го калибра, с установленным методом математического моделирования механизмом их формирования / Вестник судебной медицины. 2017. Т. 6. № 3. С. 9-15.

10. Леонов С.В., Пинчук П.В., Крупин К.Н. Математическое моделирование

выстрела газопороховой струи при выстреле из ствола типа EVO / Вестник судебной медицины. 2017. Т. 6. № 2. С. 8-11.

11. Гусаров А.А., Макаров И.Ю., Емелин В.В., Фетисов В.А. Возможности и перспективы использования трехмерных моделей в судебной медицине / Медицинская экспертиза и право. 2017. № 4. С. 13-18.

12. Леонов С.В., Пинчук П.В., Раснюк С.В. Влияние конструктивных особенностей ствола типа EVO на топографию распределения частиц пороха на мишени. Медицинская экспертиза и право. № 5, 2016 г., С. 37-40.

13. Бабаханян А.Р., Исаков В.Д., Назаров В.Ю. Судебно-медицинская экспертиза повреждений, причиненных эластичными поражающими элементами: Пособие для врачей судебно-медицинских экспертов. СПб: «Регион-Про», 2008. 24 с.

14. Саркисян Б.А., Петров В.В., Сапрыкин Р.А. Особенности повреждений кожи и мягких тканей, причиненных выстрелами из гладкоствольного карабина "Сайга 12к" травматическим, многоэлементным пулевым зарядом 12-го калибра // Медицинская экспертиза и право, № 3, 2014 г., С. 23-27.

15. Саркисян Б.А., Петров В.В., Сапрыкин Р.А. Диафизарные переломы длинных трубчатых костей, причиненные травматическим, многоэлементным пулевым зарядом при выстреле из гладкоствольного карабина «Сайга 12к» // Медицинская экспертиза и право, № 4, 2014 г., С. 34-36.

16. Леонов С.В., Леонова Е.Н., Пинчук П.В., Баринов Е.Х. Биосопромат и фрактология в судебной медицине: учебное пособие. ЮрИнфоЗдрав. Москва. 2016 г., С. 70-105.

17. Бахметьев В.И., Крюков В.Н., Новоселов В.П., Саркисян Б.А., Янковский В.Э. Диагностикум механизмов и морфологии переломов при тупой травме скелета. Т.1. Механизмы и морфология переломов длинных трубчатых костей. Новосибирск: Наука. 1996. С. 51-52.

18. Леонов С.В., Бутузова Ю.П., Анализ напряжений, возникающих в сле-

довоспринимающем материале при внедрении колюще-режущего предмета. Судебно-медицинская экспертиза. 2013. Т. 56. № 2. С. 19-21.

19. Мураев А.А., Иванов С.Ю., Леонов С.В., Старостин П.В., Чугунов Н.М. Конечно-элементный математический анализ распределения нагрузки в системе «абатмент-имплантат-кость». Стоматология. 2016. Т. 95. № 1. С. 18-20.