

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2019.1.12

УДК 617.3

ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА КОНЕЧНЫХ ЭЛЕМЕНТОВ ПРИ МОДЕЛИРОВАНИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ СИСТЕМ В ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ

**В.Э. Дубров¹, Д.А. Зюзин¹, И.А. Кузькин²,
И.М. Щербаков¹, С.В. Донченко³, К.А. Сапрыкина¹**

¹ Кафедра общей и специализированной хирургии факультета фундаментальной медицины Московского государственного университета имени М.В. Ломоносова, Россия, Москва, 119991, Ломоносовский проспект, 27, корп. 1, e-mail: zuz-pas59@yandex.ru

² Общество с ограниченной ответственностью «Хекса», Россия, Москва, 107076, ул. Матросская Тишина, 23, стр. 1

³ Городская клиническая больница имени С.П. Боткина, Россия, Москва, 125284, 2-й Боткинский проезд, 5

Аннотация. Хирургическое лечение переломов проксимального отдела бедренной кости представляет собой проблему, обусловленную отсутствием единой тактики лечения. Особую важность приобретает анализ процессов, происходящих в костной ткани в ходе заживления переломов в динамических условиях, особенно анализ механических напряжений. Метод конечных элементов – эффективный метод математического моделирования сложных объектов и описания напряженно-деформированных состояний этих объектов. С целью улучшения результатов лечения переломов проксимального отдела бедренной кости и костей таза было проведено математическое моделирование с применением метода конечных элементов чрезвертельного перелома бедренной кости в условиях фиксации динамическим штифтом и перелома таза в различных условиях его погружной фиксации. Параметры расчетов основаны на данных литературы и оптимальном соотношении заданной точности результата и времени расчета системы «кость – имплантат» пакетом программ. Модели были построены с учетом различных свойств кортикальной и губчатой костей, а также металлофиксатора. К моделям прикладывалась виртуальная нагрузка веса тела человека 80 кг. Произведена оценка смещений системы «кость – имплантат» и напряжений по Мизесу. Таким образом, результаты математического моделирования с использованием метода конечных элементов позволяют прогнозировать перемещение костных фрагментов сломанного сегмента скелета, правильно выбрать метод остеосинтеза отломков и оценить последствия этого остеосинтеза. Применение методов математического моделирования расширяет возможности научно обоснованного и персонифицированного подхода к хирургическому лечению заболеваний опорно-двигательного аппарата.

Ключевые слова: метод конечных элементов, бедренная кость, переломы проксимального отдела бедренной кости, кости таза, переломы костей таза.

ВВЕДЕНИЕ

Хирургическое лечение переломов проксимального отдела бедренной кости в настоящее время представляет собой проблему, обусловленную отсутствием единой тактики лечения [5]. В связи с развитием динамического остеосинтеза, который, в отличие от статического остеосинтеза, благодаря телескопическому типу металлофиксатора обеспечивает постоянный контакт костных отломков на всех этапах репарации, особую важность приобретает анализ процессов, происходящих в костной ткани в ходе заживления переломов в условиях постоянных перемещений элементов системы «кость – имплантат». Не менее важным, с практической точки зрения, представляется и изучение механических напряжений, возникающих в костной ткани при нагрузке в процессе заживления (срастания) перелома. Эксперименты на людях *in vivo* в травматологии и ортопедии невозможны, в связи с чем становятся весьма актуальными возможности математического моделирования [4].

Метод конечных элементов – один из наиболее эффективных методов математического моделирования объектов со сложной трехмерной геометрической формой и описания напряженно-деформированных состояний этих объектов [3]. Метод конечных элементов представляет собой численный метод решения дифференциальных уравнений. С математической точки зрения, метод конечных элементов относится к вариационно-сеточным методам, сочетающим в себе преимущества вариационных подходов построения решения с идеей дискретизации, присущей сеточным методам. Собственно, идея конечных элементов возникла в 1936 г. в СССР, тогда как сам метод конечных элементов возник в 50-х гг. XX в. благодаря работам М. Тернера, Р. Клуза, Г. Мартина, Л. Толпа, посвященным решению задач космических исследований [8], однако вследствие низкого уровня развития вычислительной техники в то время этот метод не получил широкого применения.

К началу XXI в. в связи с бурным развитием компьютерных технологий и увеличением мощности электронно-вычислительных машин метод конечных элементов нашел эффективное применение для решения практических задач в различных сферах человеческой деятельности, в первую очередь в строительной механике, гидромеханике и теплотехнике [4]. Математическое моделирование биомеханических процессов (например, напряженно-деформированного состояния зубных имплантатов, эндопротезов крупных суставов и металлофиксаторов [9, 10, 12, 25] с учетом реальных физических свойств костной ткани [16]) проводится при помощи пакета программ, одним из которых является ANSYS [17]. Так, например, в работе *P. Ausiello* [13] с помощью метода конечных элементов был проведен анализ рассеивающей способности цемента, фиксирующего в кости зубные керамические имплантаты, а в работе *F. Amirouche* с соавт. [12] – анализ кинематики элементов эндопротеза тазобедренного сустава в зависимости от стабильности установки ацетабулярного компонента.

В методе конечных элементов реализована простая и достаточно очевидная идея исследования поведения объекта на основе известной информации о законах поведения его отдельных частей, называемых конечными элементами. В общем случае при помощи метода конечных элементов оценивают искомую непрерывную функцию путем объединения множества взаимосвязанных подфункций, каждая из которых действует в пределах конечного элемента в процессе приложения сил к системе. Метод конечных элементов позволяет рассчитать ограниченное количество узлов и провести интерполяцию результатов на всю область (поверхность или объем) [25].

Сети элементов задают структуру объекта, а элементы в сети несут определенные свойства материала (модуль упругости, коэффициент Пуассона и напряжение текучести), характеризующих поведение всей системы в различных условиях нагрузки. Материал моделируемого объекта может быть изотропным

(проявлять одинаковые свойства вдоль всех осей) или анизотропным (проявлять различные свойства в зависимости от направления) [24]. Все реальные биологические материалы анизотропны, что определяется условиями гравитации, но процесс математического моделирования нередко требует упрощения свойств до изотропных и ортотропных, с проявлением различных свойств по одной оси и равнозначностью – по двум другим осям. При помощи вычислений с использованием метода конечных элементов можно определить распределения напряжений при приложении нагрузки (критерием устойчивости модели при этом является напряжение по Мизесу) [22]. Используя метод конечных элементов и фактическую геометрию элемента, можно установить зависимость смещений от приложенных сил.

Изначально при расчетах методом конечных элементов использовали треугольную сетку, однако она оказалась чрезмерно «жесткой» и приводила в процессе моделирования к возникновению ошибок при оценке показателей напряжений и смещений в узлах; позже была введена четырехугольная сетка, показывающая более точные результаты за счет увеличения количества расчетных точек [25].

На напряженно-деформированное состояние реальной системы «кость – имплантат» оказывает большое влияние действие окружающих мышц, тем самым напряженно-деформированное состояние становится многоосевым. Часто при моделировании нагрузок используют упрощенную схему, учитывающую только силу основных мышц [21, 23], хотя, по мнению *M. Heller* с соавт. [19], дополнительные мышечные нагрузки не влияют на напряженно-деформированное состояние системы.

Для формирования наиболее приближенного к биомеханическим характеристикам неповрежденной кости напряженно-деформированного состояния модели системы «кость – имплантат» (представляющей большой интерес с клинической точки зрения), состоящей из взаимодействующих элементов костной ткани принципиально различного строения (кортикальной – компактной, обеспечивающей прочность кости, и губчатой, которая позволяет рассеивать нагрузку) и частей металлофиксатора с разными механическими свойствами, необходимы экспериментальные критерии многоосевого напряжения, в связи с чем известные значения одноосевого напряжения, по мнению *D. Carter* [14, 15], не являются достаточными.

Более того, при построении модели взаимодействия костных отломков и металлических имплантатов необходимы данные не только о силах сжатия и растяжения, но и о деформации системы, которые, за некоторым исключением, действуют во многих направлениях [20].

С целью улучшения результатов лечения повреждений проксимального отдела бедренной кости и костей таза, в связи с необходимостью оценки влияния имплантатов-металлофиксаторов на процесс заживления, биомеханику зоны повреждения и невозможностью натуральных экспериментов на базе кафедры общей и специализированной хирургии факультета фундаментальной медицины Московского государственного университета совместно с обществом с ограниченной ответственностью «Хекса» было проведено математическое моделирование с применением метода конечных элементов чрезвертельного перелома бедренной кости в условиях фиксации динамическим цефаломедуллярным штифтом и перелома таза в различных вариантах его погружной фиксации.

К созданным моделям была приложена нагрузка весом тела человека 80 кг, оценено напряженно-деформированное состояние системы «кость – имплантат».

Исследование наглядно продемонстрировало преимущества динамического остеосинтеза при фиксации переломов проксимального отдела бедренной кости, а также позволило рассчитать с позиции прочностных характеристик оптимальную фиксацию перелома тазового кольца.

МЕТОДЫ

Это исследование основано на анализе математических моделей двух сегментов в условиях фиксации: модели переломов таза и модели перелома проксимального отдела бедренной кости.

На основании данных компьютерной томографии была построена анатомичная трехмерная конечно-элементная модель таза, состоящая из двух тазовых костей и крестца, с выделением кортикального слоя и губчатой кости (рис. 1).

На основании данных литературы [2] конечные элементы губчатой кости определяли как тетраэдры с длиной ребра 2 мм, кортикальный слой кости определили оболочечными треугольными конечными элементами со стороной 2 мм (рис. 1). Крестцово-подвздошный сустав и межлобковый диск расценивали как изотропные сплошные структуры, построенные из гексаэдров. В модель были включены крестцово-бугорная (*lig. sacrotuberous*); крестцово-остистая (*lig. sacrospinous*) и крестцово-подвздошная (*lig. sacroiliac*) связки, оказывающие существенное влияние на напряженно-деформированное состояние таза, представленные в модели упругими пружинами с постоянным стягивающим усилием 10 Н [2]. Между крестцом и подвздошными костями, а также между лобковыми костями был определен коэффициент трения 0,6 [2]. Выбор количества расчетных точек и формы конечных элементов был определен оптимальным соотношением достаточной точности результата и времени, необходимого на расчёт системы пакетом программ *ANSYS*. Величина стягивающих усилий и коэффициента трения была определена путем экстраполяции на особенности взрослого организма морфологических и биомеханических данных, полученных Л.Е. Кузнецовым при исследовании тазовых костей детей [6].

Математическое моделирование переломов костей таза и повреждения его сочленений было проведено при виртуальной нагрузке на крестцовый отдел распределенной вертикально ориентированной силы 800 Н (масса тела 80 кг).

Фиксацию таза виртуально осуществляли в области тазобедренных суставов; правой подвздошной кости в центре тазобедренного сустава – жестко по шести степеням свободы (три перемещения и три поворота), левой подвздошной кости – шарнирно с возможным перемещением вдоль оси x (рис. 2).

Расчет результатов нагрузки, используя суммарные перемещения, был произведен для четырех типов переломов в двенадцати различных вариантах хирургической фиксации элементов поврежденного тазового кольца. Сравнительный анализ результатов проводили по каждому способу фиксации в зависимости от нагрузки – на одну или обе нижние конечности. Для оценки изменения состояния биомеханики тазового кольца после фиксации сравнивали перемещения подвздошной кости и крестца таза при отсутствии дефектов (повреждений) и при различных типах переломов. Под «перемещениями» понимали смещения костей относительно ненагруженного состояния (например, лежачего положения). Суммарные перемещения оценивали в миллиметрах и десятых долях градуса [2].

Среди разнообразных повреждений костей скелета для модели перелома длинной кости был выбран один из наиболее часто встречающихся – чрезвертельный перелом бедренной кости. Для анализа биомеханических свойств системы «кость – имплантат» в условиях динамического остеосинтеза при этих переломах для оценки напряженно-деформированного состояния модели был выбран 10-узловой изопараметрический тетраэдр с тремя степенями свободы в узле. Размер конечного элемента определяли в пределах 0,5–1,0 мм для кости и 1,5–2,0 мм для металлического фиксатора из-за сложного строения костной ткани. Выбор количества расчетных точек, размера и формы конечных элементов был определен оптимальным соотношением

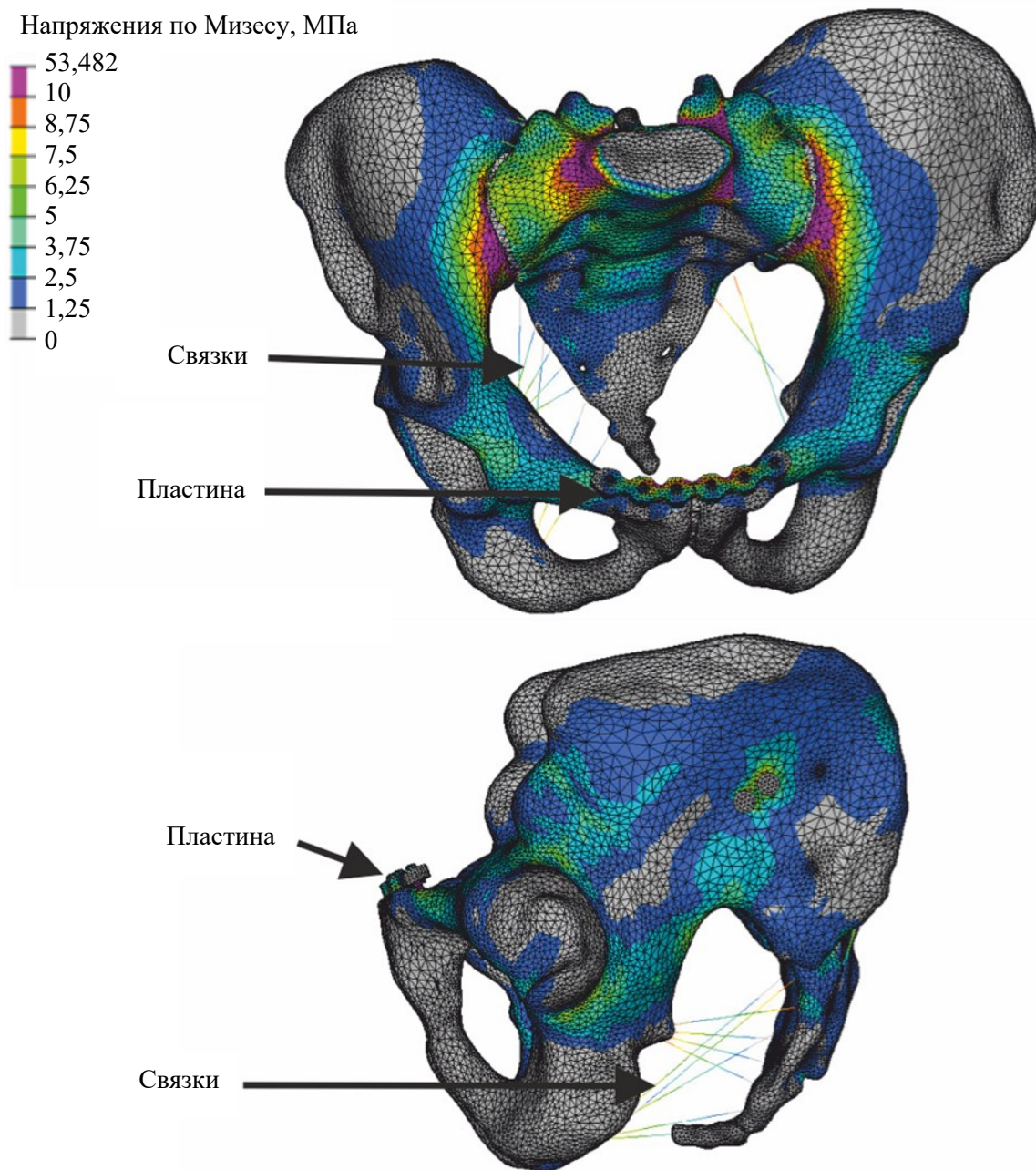


Рис. 1. Расчет напряженно-деформируемого состояния конечно-элементной модели перелома таза в условиях фиксации пластиной (цвет шкалы отражает напряженно-деформированное состояние системы под приложенной нагрузкой в зоне крестца)

точности результата и времени расчета системы. Нижняя граница модели, приходящаяся на среднюю треть диафиза бедренной кости, была зафиксирована относительно всех трех степеней свободы; к системе виртуально прикладывали распределенную нагрузку весом тела человека, равную 80 кг (рис. 3). Оценку напряженно-деформированного состояния модели под нагрузкой производили путем анализа напряжения по Мизесу – критерия прочности/пластичности модели, оценку функции фиксатора при чрезвычайных переломах – по изменению длины телескопического винта с определением относительных линейных смещений системы «кость – имплантат» в зависимости от изменения параметров этого винта с шестью вариантами его длины (выдвижение шеечного винта на 0; 2; 4; 6; 8; 10 мм относительно его втулки) с последующей оценкой степени укорочения шейки бедренной кости.

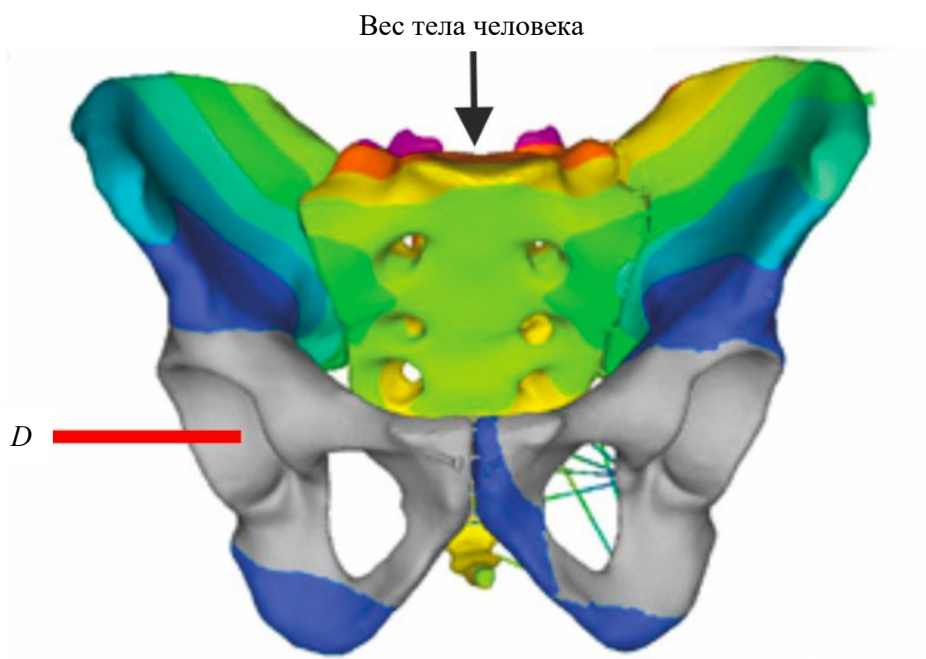


Рис. 2. Схема приложения нагрузки на модель перелома костей таза. Область *D* – закрепление модели с тремя степенями свободы

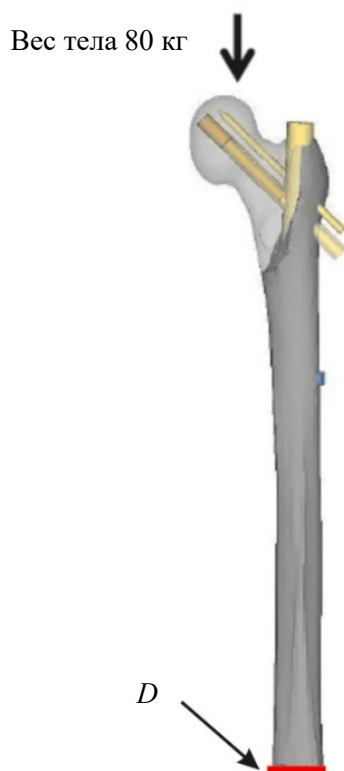


Рис. 3. Модель нагрузки бедренной кости в условиях виртуальной фиксации интрамедуллярным штифтом. Область *D* – закрепление модели с тремя степенями свободы

Параметры, используемые при моделировании чрезвертельного перелома, приведены в таблице [3].

Характеристика материалов

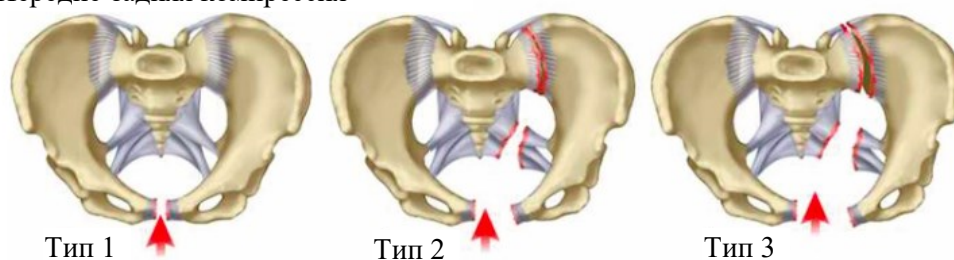
Материал	Модуль упругости E , МПа	Коэффициент Пуассона
Кортикальный слой	12 000	0,3
Губчатый материал	100	0,2
Протез (сталь)	206 000	0,3

При моделировании переломов таза были выбраны наиболее часто встречающиеся повреждения тазового кольца по классификации *Young–Burgess* (*APC* – *Anteroposterior Compression*; *LC* – *Lateral Compression*; *VS* – *Vertical Shear*; *CM* – *Combined Mechanical* (рис. 4)), *Tile* (*B* и *C*), *Denis* (II; III), для фиксации фрагментов тазового кольца применяли различные комбинации имплантатов – крестцово-подвздошных винтов, реконструктивных пластин и тазовых винтов (рис. 5) [26].

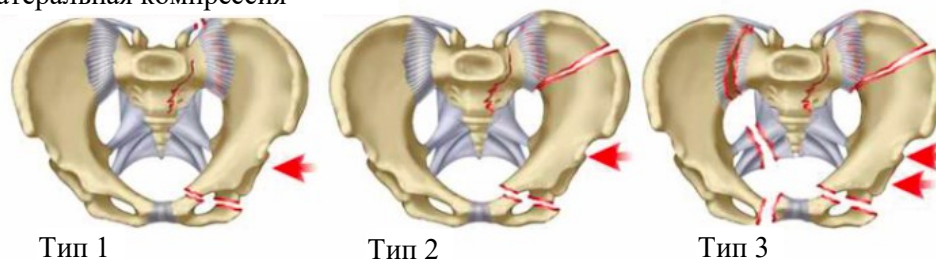
I. Модели перелома *APC* II–III (*Young – Burgess*) [11]; *Tile B*. Для конечно-элементного анализа использовали три варианта стабилизации:

- 1) два крестцово-подвздошных винта, проведенных в сегменты *S1* и *S2* крестца через подвздошные кости (обеспечение стабильности заднего полукольца таза);
- 2) тазовая пластина для фиксации лонного симфиза на четырех отверстиях (фиксация только симфиза, переднего полукольца таза);
- 3) фиксация переднего и заднего отделов тазового кольца пластиной и двумя крестцово-подвздошными винтами.

Передне-задняя компрессия



Латеральная компрессия



Вертикальная компрессия

Рис. 4. Классификация *Young–Burgess*

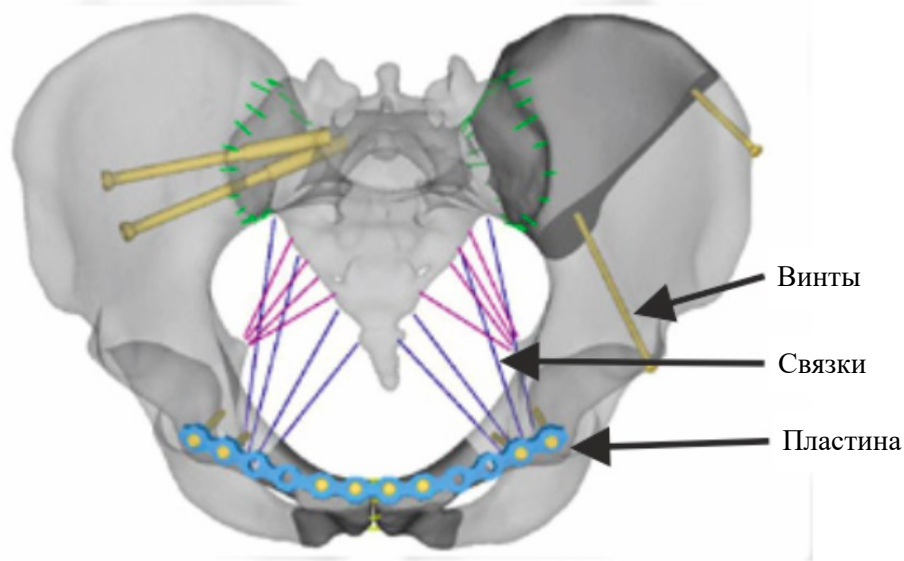


Рис. 5. Модель повреждения кольца таза II в условиях фиксации

II. Модели нестабильных переломов *LC-III (Y-B)*; *Tile C1*. Для сравнения стабильности тазового кольца была построена модель с фиксацией переднего полукольца пластиной в первом варианте и тазовыми винтами – во втором. Крестцово-подвздошное сочленение с одной стороны в обоих вариантах фиксировали двумя винтами, введенными через подвздошную кость в сегменты *S1* и *S2* крестца. Таким образом, исследуемые варианты выглядели следующим образом:

- 1) реконструктивная пластина на переднее полукольцо таза, два крестцово-подвздошных винта и два тазовых винта – на заднее (рис. 3);
- 2) тазовые винты на переднее полукольцо таза, два крестцово-подвздошных винта и два тазовых винта – на заднее.

III. Модель нестабильных переломов *CM (Y-B)*; *Tile C2*; *Denis II-III*.

При моделировании использовали следующие варианты фиксации перелома тазового кольца:

- 1) один крестцово-подвздошный винт, тазовая реконструктивная пластина;
- 2) один крестцово-подвздошный винт; пластина, фиксирующая лонное сочленение, и один тазовый винт в лонную кость;
- 3) два крестцово-подвздошных винта, тазовая реконструктивная пластина;
- 4) два крестцово-подвздошных винта; пластина на симфиз и тазовый винт в лонную кость.

IV. Вертикально нестабильные переломы *VS (Y-B)*; *Tile C3*.

- 1) два двунаправленных крестцово-подвздошных винта в сегмент *S1*; пластина на симфиз;
- 2) два двунаправленных крестцово-подвздошных винта в сегмент *S1* и один – в сегмент *S2*;
- 3) два двунаправленных крестцово-подвздошных винта в сегмент *S1* и один – в сегмент *S2*; пластина на симфиз.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

При сравнении методов стабилизации таза и исследовании влияния передней и задней фиксации были получены следующие результаты.

I тип повреждения (стабильный перелом). Установлено, что подвижность поврежденной половины таза при опоре даже на обе нижние конечности больше, чем в неповрежденном состоянии. При опоре на обе ноги жесткость системы «кость – имплантат» не обеспечивает нормализации биомеханики заднего отдела. Только передняя пластина (2; здесь и далее в скобках указан вариант фиксации при соответствующем типе перелома) не обеспечивает достаточной фиксации, сопоставимой с таковой при использовании только задних винтов (1).

Таким образом, ранее клиницисты считали, что фиксация переднего полукольца достаточна для нормализации биомеханики таза, однако путем расчетов мы определили необходимость фиксации заднего полукольца для обеспечения этой нормализации.

При нагрузке на одну ногу передняя пластина (модели 2 и 3) обеспечивает лучшую фиксацию, чем задние винты (1); таким образом, при этом типе перелома необходимо использовать пластину для стабилизации симфиза и задние крестцово-подвздошные винты – для достижения максимальной стабильности тазового кольца.

II тип повреждения. Важность стабилизации не только заднего, но и переднего полукольца подтверждена результатами исследований с применением двух видов фиксации переднего полукольца таза – реконструктивной пластиной и тазовыми винтами. При фиксации передними тазовыми винтами (2) перемещения по сравнению с фиксацией передней реконструктивной пластиной (1) выражены значительно меньше и приближаются к показателям, регистрируемым в неповрежденном состоянии; таким образом, при переломах ветви лонной кости с переходом на переднюю колонну целесообразно использовать тазовые винты.

III тип повреждения. Согласно расчетам, варианты одновременного использования пластины для симфиза и одного винта (2 и 4) обуславливают меньшее смещение в зоне перелома, чем варианты использования большой пластины (1 и 3). Анализ смещения крестца при опоре на обе и одну ногу выявил влияние второго заднего крестцово-подвздошного винта на уменьшение подвижности крестца (3 по сравнению с 1; 4 по сравнению с 2). Подвижность тазовой кости при переломе и опоре на обе ноги больше, чем при неповрежденном состоянии.

Оказалось, что перемещения тазовой кости при опоре на обе ноги больше при использовании сочетания маленькой пластины и одного винта (2 и 4), а при опоре на одну ногу – реконструктивной (большой) пластины (1 и 3). Стабилизация при помощи 4-го варианта фиксации повреждения, при котором заднее полукольцо таза фиксировано двумя крестцово-подвздошными винтами, а переднее – пластиной для симфиза и тазовым винтом, является наиболее предпочтительной при нестабильных переломах *CM (Y-B)*; *Tile C2*; *Denis II-III*.

IV тип повреждения. Без задней фиксации при опоре на обе ноги крестец смещается больше, чем при неповрежденном состоянии. При добавлении задних крестцово-подвздошных винтов (1, 2 и 3) – податливость заднего отдела уменьшается (жесткость увеличивается за счет добавления металлических винтов) и смещение крестца становится меньше, чем в неповрежденном тазе при опоре на обе ноги. В случае фиксации переднего отдела (1 и 3) замыкается кольцо таза, вследствие чего при опоре на одну ногу перемещение крестца по сравнению с таковым при фиксации только заднего отдела уменьшается (2), а подвижность тазовой кости при переломе и опоре на обе ноги больше, чем при неповрежденном состоянии. При варианте опоры на обе ноги добавление задней фиксации (1, 2 и 3) в виде винтов обеспечивает уменьшение смещения костей таза и приближает показатели к норме, причем наиболее благоприятный вариант – три винта (2 и 3). На примере варианта опоры на одну ногу удалось проиллюстрировать важность передней фиксации (1 и 3): при только задней фиксации (2) подвижность костей таза резко возрастает.

Исследование биомеханических свойств динамического остеосинтеза при чрезвертельных переломах проксимального отдела бедренной кости, анализ напряженно-деформированного состояния системы «кость – имплантат» под нагрузкой 80 кг показал отсутствие критических напряжений по Мизесу как в костной ткани, так и в самом фиксаторе, что свидетельствует о низкой вероятности возникновения таких осложнений, как «прорезывание» винтов через головку бедренной кости и перелом фиксатора. Наличие втулки телескопического винта определило низкие напряжения в зоне контакта втулки и интрамедуллярного стержня. Концентрация напряжения по Мизесу определялась в областях относительно повышенных нагрузок, которыми оказались верхушка шейного винта, отверстие его втулки и область дистального конца фиксатора. По результатам расчетов была выявлена линейная зависимость между изначальной длиной динамического телескопического винта и смещением элементов системы, обусловленной ее податливостью (рис. 6).

Таким образом, изначально большая длина телескопического винта приводит к большему смещению точки приложения силы и изменению топографо-анатомических соотношений проксимального отдела бедренной кости, тем самым возникают предпосылки к укорочению шейки бедра и возникновению, вследствие функциональной недостаточности мышц-абдукторов, симптома Тренделенбурга [1].

Такую зависимость «податливости» системы от длины винта, введенного в шейку, можно объяснить увеличением жесткости фиксатора при уменьшении его длины. Еще *A. Gefen* [18] показал, что с уменьшением жесткости имплантата повышаются напряжения в костной ткани и стимулируются процессы ремоделирования, которые могут привести к уплотнению костной ткани в наиболее нагруженных областях. Однако при срастании перелома происходят активные одновременные процессы резорбции и регенерации костной ткани в зоне перелома.

В ходе сращения перелома проксимального отдела бедренной кости наступает равновесие между необходимой жесткостью телескопического винта, обусловленной его длиной, и достаточной жесткостью системы срастающихся костных отломков,

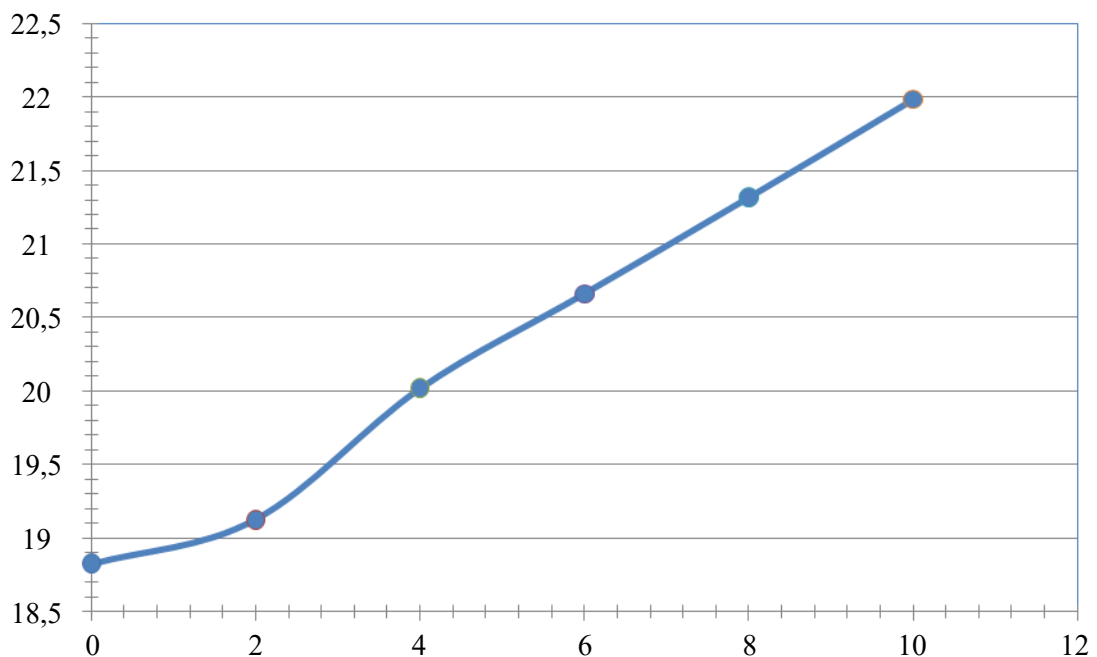


Рис. 6. Зависимость перемещения точки приложения силы к системе «кость – имплантат» от начальной длины телескопического винта

при которой возникающие компрессионные силы уравновешены процессом регенерации костной ткани. В этот момент наступает консолидация перелома. Таким образом, наши экспериментальные данные подтверждают теоретическую концепцию условия сращения переломов, разработанную Лаврищевой и Оноприенко [7].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Результаты моделирования с использованием метода конечных элементов показали высокую эффективность метода для решения прикладных задач травматологии и ортопедии в условиях динамических нагрузок системы «кость – имплантат». Применение математического моделирования позволило оценить преимущества динамического остеосинтеза при переломах проксимального отдела бедренной кости и теоретически обосновать оптимальные условия сращения костной ткани при этом типе остеосинтеза.

Расчеты показали, что чем выше стабильность фиксации тазового кольца, тем более равномерным становится распределение напряжений по тазовому кольцу, приближаясь к значениям для неповрежденного тазового кольца. Стабильность фиксации переднего и заднего отделов таза делает возможным раннюю активизацию на обеих нижних конечностях, что обеспечивает раннее восстановление. Анализ поведения конечно-элементной модели таза позволил рекомендовать использование стабильных способов фиксации тазового кольца в клинической практике.

Таким образом, результаты математического моделирования с использованием метода конечных элементов позволяют прогнозировать перемещение костных фрагментов сломанного сегмента скелета, правильно выбрать метод остеосинтеза отломков и оценить последствия этого остеосинтеза. Применение методов математического моделирования расширяет возможности научно обоснованного и персонифицированного подхода к хирургическому лечению заболеваний опорно-двигательного аппарата.

Выводы

1. Математическое моделирование с использованием метода конечных элементов позволяет максимально приближенно к действительности оценивать биомеханическое состояние системы «кость – имплантат» в динамических условиях.

2. Математическое моделирование поведения системы «кость – имплантат» при помощи метода конечных элементов позволяет подбирать тип фиксации тазового кольца при различных его повреждениях.

3. Динамический цефалломедулярный фиксатор позволяет исключить возникновение критических напряжений в узлах конструкции и резких градиентов напряжений между костью и имплантатом. При использовании этого динамического фиксатора не формируются значительные напряжения в костной ткани, что позволяет обеспечить полноценную дозированную компрессию линии перелома и не создает предпосылок для возникновения осложнений при установке телескопического винта вдоль оси шейки бедра.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Башуров З.К. Фридрих Тренделенбург и симптом Тренделенбурга // Травматология и ортопедия России. – 2010, – Т. 58, № 4. – С. 111–115.
2. Донченко С.В., Дубров В.Э., Голубятников А.В., Черняев А.В., Кузькин И.А., Алексеев Д.В., Лебедев А.Ф. Способы окончательной фиксации тазового кольца, основанные на расчетах конечно-элементной модели // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2014. – № 1. – С. 38–44.

3. Измайлова З.Т. Компьютерное моделирование при чрескостном остеосинтезе бедренной кости // Современные компьютерные технологии в биомеханике и медицине: материалы конф. – СПб., 2009. – С. 18.
4. Ковалевская Д.В., Боблак О.Н., Яблоков С.В., Стрельченко Е.А., Овчинников И.А. Компьютерные технологии для биомеханического анализа остеосинтеза переломов проксимального отдела бедра // Известия ЮФУ. – 2009. – № 9. – С. 98–102.
5. Корнилов Н.В. Тактика оперативного лечения больных с переломами проксимального отдела бедренной кости. – СПб., 2000. – 16 с.
6. Кузнецов Л.Е. Переломы таза у детей. – М.: Фолиум, 1994. – 190 с.
7. Лаврищева Г.И., Оноприенко Г.А. Морфологические и клинические аспекты репаративной регенерации опорных органов и тканей. – М.: Медицина, 1996. – 208 с.
8. Маковкин Г.А. Применение МКЭ к решению задач механики деформируемого твердого тела: учеб. пособ. – Н. Новгород: Изд-во ННГАСУ, 2012. – Ч. 1. – 71 с.
9. Радченко В.А., Шимон В.М., Ткачук Н.А., Шманько А.П. Конечно-элементные модели для определения жесткости и прочности имплантатов из гидроксилалатитной керамики // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2000. – № 3. – С. 60–64.
10. Фролов А.В. Интрамедуллярный остеосинтез вертлочно-подвертельных переломов бедренной кости: автореф. дис ... канд. мед. наук: 14.00.22 Травматология и ортопедия / ГОУ ВПО «Московская медицинская академия им. И.М. Сеченова». – М., 2008. – 18 с.
11. Aggarwal S., Bachhal V. Classification of pelvis and acetabulum injuries // Trauma International. – 2016. – Vol. 2, № 2. – P. 4–8.
12. Amirouche F., Solitro G., Broviak S., Gonzalez M., Goldstein W., Barmada R. Factors influencing initial cup stability in total hip arthroplasty // Clinical Biomechanics (Bristol, Avon). – 2014. – Vol. 29, № 10. – P. 1177–1185.
13. Ausiello P., Rengo S., Davidson C.L., Watts D.C. Stress distributions in adhesively cemented ceramic and resin-composite class II inlay restorations: a 3D-FEA study // Dent. Mater. – 2004. – Vol. 20. – P. 862–872.
14. Carter D.R., Hayes W.C. Bone compressive strength: the influence of density and strain rate // Science. – 1976. – Vol. 194, № 4270. – P. 1174–1176.
15. Carter D.R., Hayes W.C. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure // J. Bone Joint Surg. Am. – 1977. – Vol. 59, № 7. – P. 954–962.
16. Couateau B., Payan Y., Lavallee S. The mesh-matching algorithm: an automatic 3D mesh generator for finite element structures // J. Biomech. – 2000. – Vol. 33, № 8. – P. 1005–1009.
17. Geramy A., Hassanpour M., Emadian Razavi E.S. Asymmetric outer bow length and cervical headgear force system: 3D analysis using finite element method // Journal of Dentistry (Tehran, Iran). – 2015. – Vol. 12, № 3. – P. 216–225.
18. Gefen A. Optimizing the biomechanical compatibility of orthopedic screws for bone fracture fixation // Med. Eng. Phys. – 2002. – Vol. 24, № 5. – P. 337–347.
19. Heller M.O., Bergmann G., Kassi J.P., Claes L., Haas N.P., Duda G.N. Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing // J. Biomech. – 2005. – Vol. 38, № 5. – P. 1155–1163.
20. Helwig P., Faust G., Hindenlang U., Hirschmuller A., Konstantinidis L., Bahrs C., Sudkamp N., Schneider R. Finite element analysis of four different implants inserted in different positions to stabilize an idealized trochanteric femoral fracture // Injury. – 2009. – Vol. 40, № 3. – P. 288–295.
21. Kerner J., Huiskes R., van Lenthe G.H., Weinans H., van Rietbergen B., Engh C.A., Amis A.A. Correlation between pre-operative periprosthetic bone density and post-operative bone loss in THA can be explained by strain-adaptive remodelling // J. Biomech. – 1999. – Vol. 32, № 7. – P. 695–703.
22. Kishen A., Ramamurty U., Asundi A. Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine // J. Biomed. Mater. Res. – 2000. – Vol. 51, № 4. – P. 650–659.
23. Lengsfeld M., Burchard R., Gunther D., Pressel T., Schmitt J., Leppeck R., Griss P. Femoral strain changes after total hip arthroplasty – patient-specific finite element analyses 12 years after operation // Med. Eng. Phys. – 2005. – Vol. 27, № 8. – P. 649–654.
24. Motta A.B., Pereira L.C., da Cunha A.R. Finite element analysis in 2D and 3D models for sound and restored teeth // Conference proceedings – 2006 ABAQUS Users' Conference, 23–25 May 2006. – Boston, 2006. – P. 329–343.
25. Sirekha A., Bassetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis // Indian J. Dent. Res. – 2010. – Vol. 21, № 3. – P. 425–432.
26. Tile M., Helfet D. Fractures of the pelvis and acetabulum (AO): principles and methods of management. – 4th ed. – Davos: AO Publishing, 2015. – 1000 p.

FINITE ELEMENT MODELLING OF BIOLOGIC SYSTEM IN ORTHOPEDIC TRAUMA

V.E. Dubrov, D.A. Zyuzin, I.A. Kuzkin, I.M. Shcherbakov,
S.V. Donchenko, K.A. Saprykina (Moscow, Russia)

Surgical treatment of the proximal femur fractures is a challenge due to the lack of a unified treatment strategy. Among these, of particular importance is the analysis of the processes occurring in bone tissue during the healing of fractures under dynamic conditions, especially the analysis of mechanical stresses. The finite element method is an effective method of mathematical modelling of complex objects and a description of the stress-strain states of these objects. With the aim of improving the results of fracture treatment of the proximal femur and pelvic bones, a mathematical simulation was performed using the finite element method on the intertrochanteric fracture of the femur fixed by a dynamic hip screw and a pelvic fracture fixed by submersible osteosynthesis under various conditions. The calculation parameters are based on the literature data and the optimal accuracy of the ratio specified and the calculation time of the "bone-implant" software system. The models were constructed by taking into account the various properties of cortical and spongy bone as well as the implant. A virtual weight of 80 kg was applied to the models. The estimation of the displacement of the bone-implant system was done along with the prediction of stresses according to the von Mises yield criterion. Thus, the results of mathematical modelling with the use of finite element method allows prediction of the movement of bone fragments in the broken skeleton segment and to choose the correct method of osteosynthesis of the fragments and to evaluate its consequences. The application of methods of mathematical modelling expands the possibilities of scientific and personified approach to surgical treatment of diseases of the musculoskeletal system.

Key words: finite element method, proximal femur fracture, pelvic fracture.

Получено 9 мая 2018