

УДК 531/534:[57+61]

А.В. Бушманов, А.И. Конников

**ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ
ЭЛЕМЕНТОВ СТЕРЖНЕВОГО АППАРАТА ДЛЯ НАРУЖНОЙ ФИКСАЦИИ
ПЕРЕЛОМОВ ТАЗОВОГО КОЛЬЦА**

Разработана конструкция стержневого аппарата наружной фиксации переломов тазового кольца у человека. Проведен анализ напряженно-деформированного состояния разработанной модели конструкции с использованием пакетов SolidWorks и ANSYS. Показано, что разработанная конструкция может быть использована в травматологии при лечении переломов тазового кольца.

Ключевые слова: крестцово-подвздошное сочленение, лонное сочленение, наружная фиксация.

**STUDY OF STAIN-STRESS STATE OF ELEMENTS
OF THE ROD APPARATUS FOR EXTERNAL FIXATION OF PELVIC RING FRACTURES**

Here we developed the construction of the rod apparatus for external fixation of pelvic ring fractures. Analysing stain-stress state of the developed construction model using SolidWorks and ANSYS packages it is shown that the designed construction can be used in a traumatology when treating cases with pelvic ring fractures.

Key words: Sacroiliac joint, pubic symphysis, external fixation.

Введение

Совершенствование техники различных видов остеосинтеза и соответствующего инструментария, создание различных конструкций внешних и внутренних фиксаторов расширили возможности лечения переломов, в том числе и тазового кольца. Из применяемых сегодня методов лечения переломов остеосинтез аппаратами внешней фиксации представляется наиболее перспективным [1]. При проектировании аппаратов конструкционное решение их должно быть таким, чтобы новый аппарат внешней фиксации тазового кольца был совместим с наиболее распространенными комплектами, используемыми для внеочагового остеосинтеза.

Современные принципы лечения переломов костей таза предусматривают точную репозицию отломков и их стабильную фиксацию во время всего процесса сращения с целью обеспечения возможности ранней реабилитации. В медицинской практике для лечения переломов костей тазового кольца широко применяют аппараты внешней фиксации, жестко скрепляющие костные отломки при помощи сил компрессии, действующих со стороны самого устройства, и образующие вместе с костью единую биомеханическую систему. Преимуществом аппаратов внешней фиксации является принципиальная возможность изменять при необходимости их жесткость. Это управляемые аппараты, дающие возможность в той или иной степени регулировать величину нагрузки на зону перелома.

Механические свойства инженерной конструкции в значительной степени обуславливаются напряженно-деформированным состоянием ее элементов, они меняются при изменении нагрузки. Таким образом, конструкция адаптируется к нагрузке.

Разработка конструкций фиксирующих устройств для лечения переломов тазового кольца, не приводящих при эксплуатации к негативным последствиям, присущим современной практике, – актуальная задача биомеханики. Ее решение будет способствовать повышению результатов лечения.

Целью нашей работы является разработка модели аппарата наружной фиксации для лечения переломов тазового кольца, а также определение деформации элементов аппарата и напряжений под действием нагрузки.

Постановка задачи

Лонные кости тазового кольца соединены между собой межлобковым хрящевым диском, верхней лобковой связкой и мощной дугообразной нижней лобковой связкой. Крестцово-подвздошное сочленение представляет собой синдесмоз. Крестец и подвздошные кости соединяются между собой межкостными крестцово-подвздошными связками. Синдесмоз спереди укреплен передними крестцово-подвздошными связками и более мощными задними крестцово-подвздошными связками. Подвижность в этих суставах минимальная и не превышает 3-4 мм у женщин и 1-2 мм – у мужчин.

Разрывы лобкового симфиза и крестцово-подвздошного сочленения более 2 см являются показанием к оперативному лечению. В настоящее время существуют два способа остеосинтеза: внеочаговый, различными аппаратами наружной фиксации, и погружной – проволокой, винтами и пластинами. Разработанная конструкция относится к стержневым аппаратам, при использовании которых в гребни подвздошных костей ввинчивают стержни типа стержней Штейнмана с резьбой [4].

Необходимо разработать геометрическую модель аппарата, затем с помощью метода конечных элементов определить максимальные напряжения и деформации в элементах конструкции аппарата при изменяющейся по величине и направлению действующей нагрузке.

Физическая постановка задачи

На первом этапе по томографическим срезам была создана объемная модель костей тазового кольца с использованием программной системы трехмерной графики –Autodesk 3ds Max (Autodesk Inc. SanRafael, California, U.S.). Затем модель была доработана в программе для параметрического моделирования SolidWorks 2014 (SolidWorks Corp. Concord, Massachusetts, U.S.). В нее были добавлены разрывы лонного и крестцово-подвздошного сочленений (рис. 2).

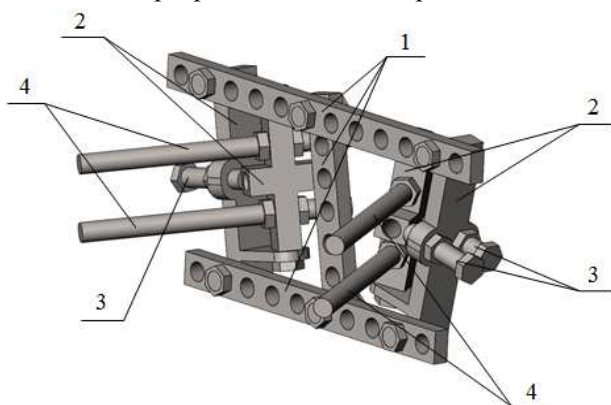


Рис. 1. Аппарат наружной фиксации:
1 – балки с отверстиями; 2 – крепежи;
3 – фиксирующие болты; 4 – стержни с резьбой.

В тазовых костях объем кортикальной костной ткани значительно меньше объема спонгиозной костной ткани, поэтому им можно пренебречь и считать кость полностью состоящей из спонгиозной ткани.

Конструкция стержневого аппарата для наружной фиксации основных деталей приведена на рис. 1. Стержни, ввинчивающиеся в гребни подвздошных костей, закрепляются гайками в крепежах, которые фиксируются болтами. Один болт задает предварительное положение для крепежа, другой окончательно фиксирует конструкцию.

Для дополнительной фиксации разрыва лонного сочленения используется пластина (рис. 2).

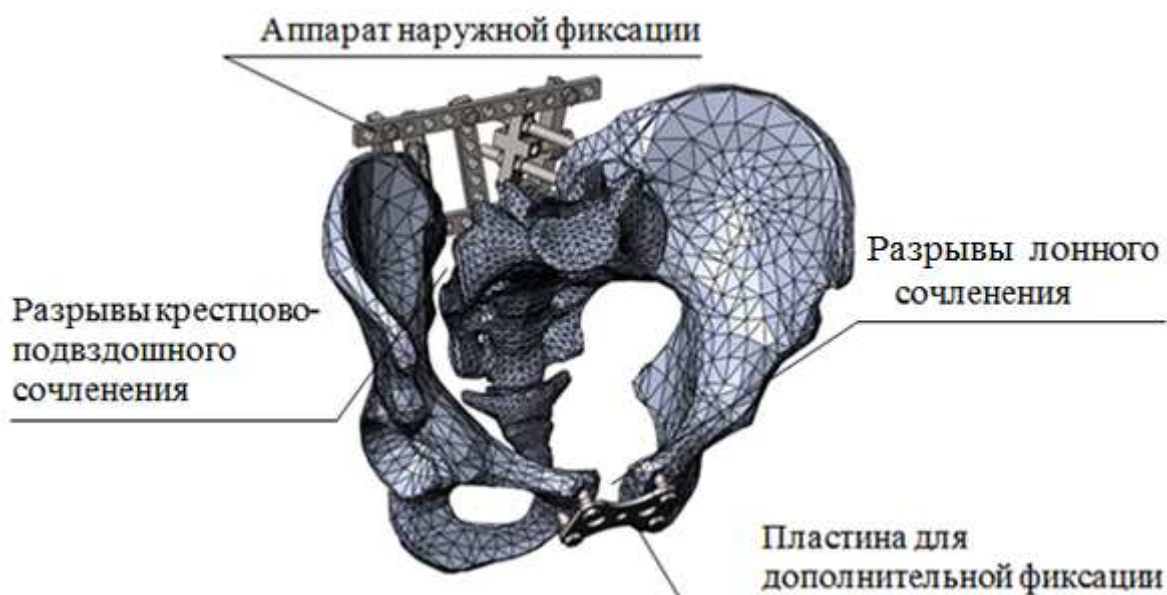


Рис. 2. Модель тазового кольца с аппаратом наружной фиксации.

В конструкции присутствуют элементы, находящиеся в контакте друг с другом. Значения коэффициентов трения для различных видов контактных пар представлены в табл. 1.

Таблица 1

Значения коэффициентов трения

Контактная пара	Коэффициент трения μ
металл-металл	0.15
кость-металл	0.30

Анализ напряженно-деформируемого состояния проводился для трех поз:

1. Поза 1: человек стоит на двух ногах при разрывах правого крестцово-подвздошного сочленения и лонного сочленения (рис.3, а).
2. Поза 2: человек делает шаг с левой ноги при разрывах правого крестцово-подвздошного сочленения и лонного сочленения (рис. 3, б).
3. Поза 3: человек делает шаг с правой ноги при разрывах правого крестцово-подвздошного сочленения и лонного сочленения (рис. 3, в).

При походке тазовое кольцо наклоняется в сторону оторванной от поверхности ноги на небольшой угол, величина которого зависит от особенностей походки конкретного человека. В исследовании примем этот наклон равным 5° .

Набедренная часть туловища человека представляется равной двум третям суммарной массы человека. Массу ног примем равной одной трети суммарной массы человека. Сила притяжения, действующая на тело, пропорциональна массе m и ускорению свободного падения g :

$$P = mg \quad (1)$$

Расчеты силы притяжения отдельных частей тела для людей массой 60 кг, 70 кг и 80 кг представлены в табл. 2.

Таблица 2

Силы притяжения для разных частей тела

Масса человека, кг	Сила притяжения для верхней части туловища, Н	Сила притяжения для ноги, Н
60	388	97
70	452	113
80	517	129

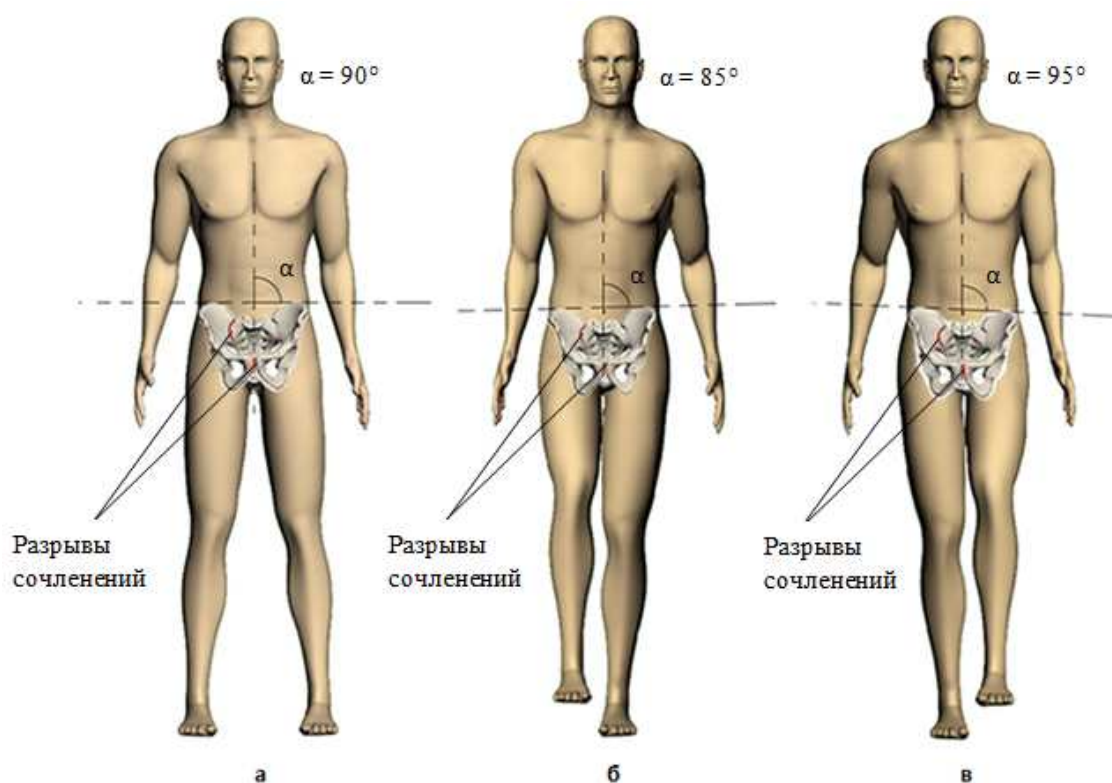


Рис. 3. Позы для исследования: а – поза 1; б – поза 2; в – поза 3.

Модель материала для всех элементов выбрана как изотропная. В качестве материала внешнего фиксирующего устройства используется нержавеющая сталь 316L (аналог 03X16H15M3).

Свойства элементов конструкции представлены в табл. 3.

Таблица 3

Свойства элементов конструкции

Наименование	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности, МПа	Предел текучести, МПа
Спонгиозная костная ткань	1.5	0.3	6	-
Нержавеющая сталь	200	0.3	520	220

Математическая постановка задачи

Ключевым моментом в процессе инженерного анализа является выбор подходящей математической модели. В настоящее время область применения метода конечных элементов обширна и охватывает все физические задачи, которые могут быть описаны дифференциальными уравнениями. Наиболее важными преимуществами этого метода, благодаря которым он широко используется, являются следующие:

1. Свойства материалов смежных элементов не обязательно могут быть одинаковыми. Это позволяет применять метод к телам, составленным из нескольких материалов.
2. Криволинейная область может быть аппроксимирована с помощью прямолинейных элементов или точно описана с помощью криволинейных элементов. Таким образом, методом можно пользоваться не только для областей с «хорошей» формой границы.
3. Размеры элементов могут быть переменными, что позволяет укрупнить или измельчить сеть разбиения области на элементы, если в этом есть необходимость.

4. С помощью метода конечных элементов не представляет труда рассмотреть граничные условия с разрывной поверхностной нагрузкой, а также смешанные граничные условия.

Рассмотрим трехмерную модель тазового кольца с аппаратом наружной фиксации для каждой из поз исследования (рис. 4).

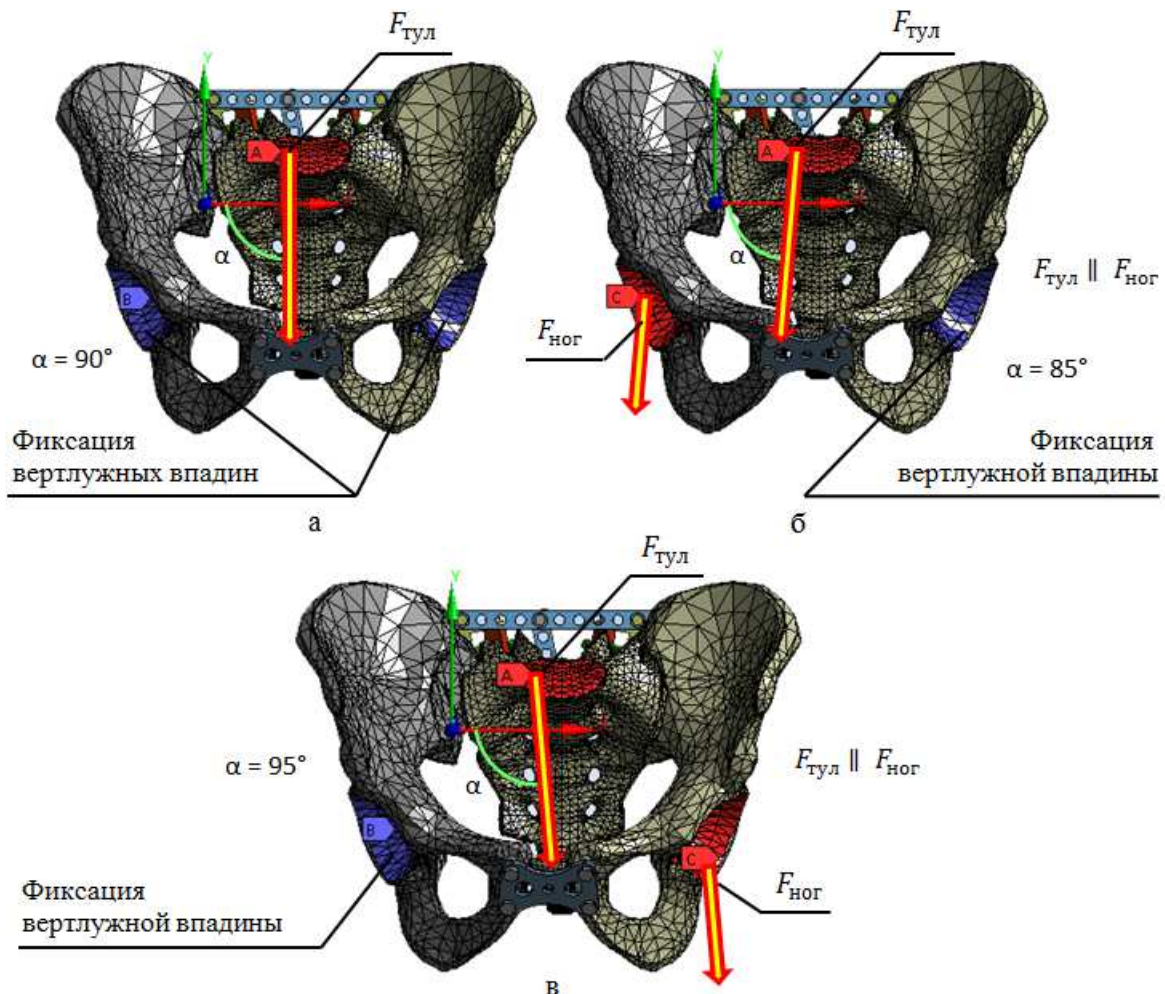


Рис. 4. Фиксации и нагрузки:
а – для позы 1; б – для позы 2; в – для позы 3.

Для позы 1, имитируя головку бедренной кости, шарнирно закрепим левую и правую вертлужные впадины, а на крестец, имитируя верхнюю часть туловища, вертикально воздействуем силой под углом 90° к оси X (рис. 4,а). Для позы 2 – шарнирно закрепим левую вертлужную впадину, а на правую, имитируя поднятую ногу, вертикально воздействуем силой, при этом на крестец действует сила под углом 95° к оси X и параллельно силе (рис. 4,б). Для позы 3 – шарнирно закрепим правую вертлужную впадину, а на левую, имитируя поднятую ногу, вертикально воздействуем силой, при этом на крестец действует сила под углом 85° к оси X и параллельно силе (рис. 4,в).

Определим компоненты векторов силы для наклона приложенной силы на -5° и 5° относительно оси X. Наклон тазового кольца осуществляется в плоскости YX, поэтому компонента F_z вектора силы равна нулю. Для определения компонент F_x и F_y решим систему уравнений вида:

$$\begin{cases} |\vec{F}| = \sqrt{F_x^2 + F_y^2} \\ \cos(\widehat{OX, \vec{F}}) = \frac{F_x}{\sqrt{F_x^2 + F_y^2}} \end{cases} \quad (2)$$

Результаты вычисления компонент векторов сил $F_{тул}$ и $F_{ног}$ представлены в табл. 4.

Таблица 4

Компоненты векторов силы

Позы	$F_{\text{мул}}, Н$	Компоненты вектора $F_{\text{мул}}, Н$		$F_{\text{ног}}, Н$	Компоненты вектора $F_{\text{ног}}, Н$	
		$F_x, Н$	$F_y, Н$		$F_x, Н$	$F_y, Н$
Поза 1	388	0	-388	-	-	-
	452	0	-452	-	-	-
	517	0	-517	-	-	-
Поза 2	388	-33,81	-386,52	97	-8,45	-96,63
	452	-39,40	-450,28	113	-9,85	-112,57
	517	-45,06	-515,03	129	-11,24	-128,51
Поза 3	388	33,81	-386,52	97	8,45	-96,63
	452	39,40	-450,28	113	9,85	-112,57
	517	45,06	-515,03	129	11,24	-128,51

Расчет стержневой конструкции методом конечных элементов сводится к решению краевых задач для систем уравнений, которые включают соотношения теории напряжений и деформаций, а также определяющие уравнения, т.е. связь между напряжениями и деформациями.

Система искомых функций состоит из компонент вектора перемещений:

$$\{u\} = \{u(x, y, z), v(x, y, z), w(x, y, z)\}, \quad (3)$$

компонент векторов напряжений:

$$\{\sigma\} = \{\sigma_x(x, y, z), \sigma_y(x, y, z), \sigma_z(x, y, z), \tau_{xy}(x, y, z), \tau_{yz}(x, y, z), \tau_{zx}(x, y, z)\}, \quad (4)$$

компонент деформаций:

$$\{\varepsilon\} = \{\varepsilon_x(x, y, z), \varepsilon_y(x, y, z), \varepsilon_z(x, y, z), \gamma_{xy}(x, y, z), \gamma_{yz}(x, y, z), \gamma_{zx}(x, y, z)\}. \quad (5)$$

Функции определяются из совместного решения систем уравнений, включающих уравнения равновесия

$$|\Phi|^T \{\sigma\} = \{G_v\}, \quad (6)$$

геометрические уравнения (Коши)

$$\{\varepsilon\} = |\Phi|\{u\}, \quad (7)$$

определяющие (физические) уравнения

$$\{\sigma\} = |D|\{\varepsilon\}, \quad (8)$$

где $|\Phi|$ – матрица дифференциальных операторов

$$|\Phi| = \begin{bmatrix} \partial/\partial x & 0 & 0 \\ 0 & \partial/\partial y & 0 \\ 0 & 0 & \partial/\partial z \\ \partial/\partial y & \partial/\partial x & 0 \\ 0 & \partial/\partial z & \partial/\partial y \\ \partial/\partial z & \partial/\partial z & \partial/\partial x \end{bmatrix}; \quad (9)$$

$\{G_v\} = \{X(x, y, z), Y(x, y, z), Z(x, y, z)\}$ – вектор-функция объемных сил; $|D|$ – матрица механических характеристик материала размером 6х6.

Матрица $|D|$ определяется выбором модели материала и для физически нелинейных материалов формулируется на базе физических уравнений, учитывающих его основные свойства. Предполагаем, что материал кости и элементов конструкции фиксирующего аппарата имеет упругие изотропные свойства, тогда:

$$|D| = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ & 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ & & 1 & 0 & 0 & 0 \\ & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ & & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ & & & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix}, \quad (10)$$

где E – модуль упругости материала; ν – коэффициент Пуассона.

Уравнения (6)–(8) должны быть дополнены кинематическими и статическими граничными условиями на поверхности тела.

Решая совместно уравнения (6)–(8) относительно неизвестных перемещений, можно получить уравнения равновесия в перемещениях:

$$|\Phi|^T |D| |\Phi| \{u\} = \{G_v\}. \quad (11)$$

Решая эти уравнения, получим искомые перемещения.

Для конечно-элементного анализа модель была импортирована в ANSYS (ANSYS, Inc.).

Многоцелевая направленность программы, независимость от аппаратных средств (от персональных компьютеров до рабочих станций и суперкомпьютеров), средства геометрического моделирования на базе В-сплайнов (технология NURBS), полная совместимость с CAD/CAM/CAE системами ведущих производителей и «дружеский» интерфейс привели к тому, что именно ANSYS в настоящее время используется во многих университетах для обучения студентов и выполнения научно-исследовательских работ.

Расчетная модель была представлена 436 тыс. элементами (рис. 5): из 370 тыс. линейных тетраэдров смоделировано тазовое кольцо; из 66 тыс. линейных гексаэдров смоделированы аппарат внешней фиксации и пластина для дополнительной фиксации.

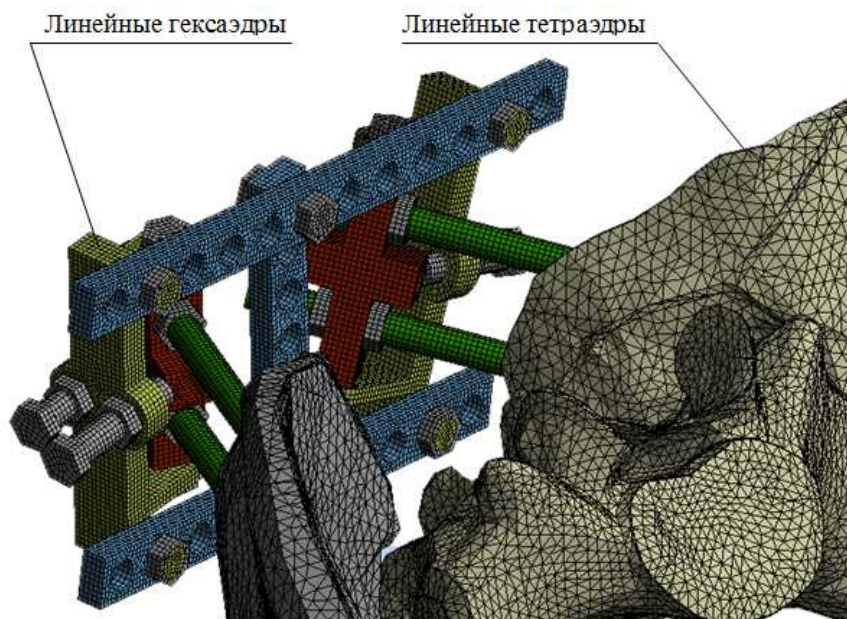


Рис. 5. Конечно-элементная сетка.

Результаты расчетов

В результате исследования напряженно-деформированного состояния модели аппарата необходимо было получить ответ на вопрос: удовлетворяет ли модель требованиям прочности и жесткости, которые предъявляются к реальной конструкции аппарата? Результаты расчетов приведены в табл. 5.

Таблица 5

Результаты расчетов

Позы	Масса человека, кг	Максимальное смещение костей, мм	Максимальное напряжение, МПа	Область максимального напряжения
Поза 1	60	2,5	190	Стержни
	70	3,1	220	Стержни
	80	3,5	250	Стержни
Поза 2	60	1,1	160	Балки
	70	1,3	190	Балки
	80	1,5	220	Балки
Поза 3	60	4	330	Балки
	70	5,5	440	Балки
	80	6,3	500	Балки

Результаты расчетов показывают, что в позе 1 максимальное напряжение в аппарате удовлетворяет требованию к пределу текучести только при массе человека равной 60 кг, при массе в 70 кг максимальное напряжение находится на границе предела текучести, при массе 80 кг максимальное напряжение превышает предел текучести. В позе 1 максимальные напряжения возникают в стержнях аппарата (рис. 6), при этом нагрузка на пластину дополнительной фиксации минимальна и составляет менее 2 МПа.

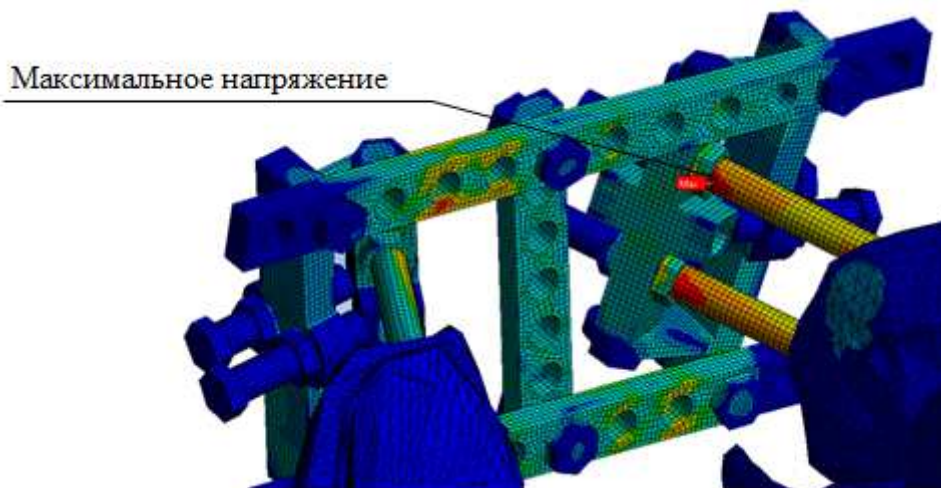


Рис. 6. Максимальное напряжение в стержне при позе 1.

В позе 2, когда человек не опирается на ногу с оторванной подвздошной костью, максимальное напряжение для человека массой 60 кг и 70 кг не превышает предела текучести, а для массы в 80 кг находится на границе предела текучести. При этом напряжение в стержнях уменьшается по сравнению с позой 1, а напряжение в балках увеличивается (рис. 7). Серьезно возрастает и напряжение в пластине для дополнительной фиксации (рис. 8).

В позе 3, когда человек опирается на ногу, для которой оторвана подвздошная кость, напряжения в аппарате даже при минимальной массе человека в 60 кг превышают предел текучести материала аппарата. При этом огромную нагрузку испытывают как стержни аппарата, так и балки.

Максимальные
напряжения в балках

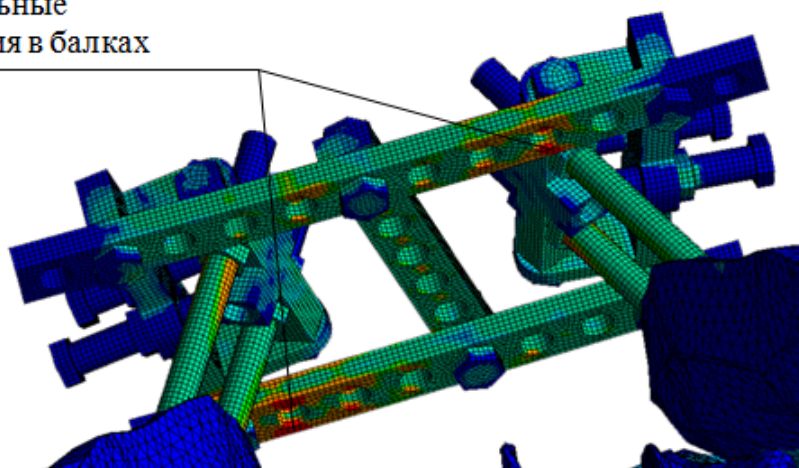


Рис. 7. Максимальные напряжения в балках при позе 2.

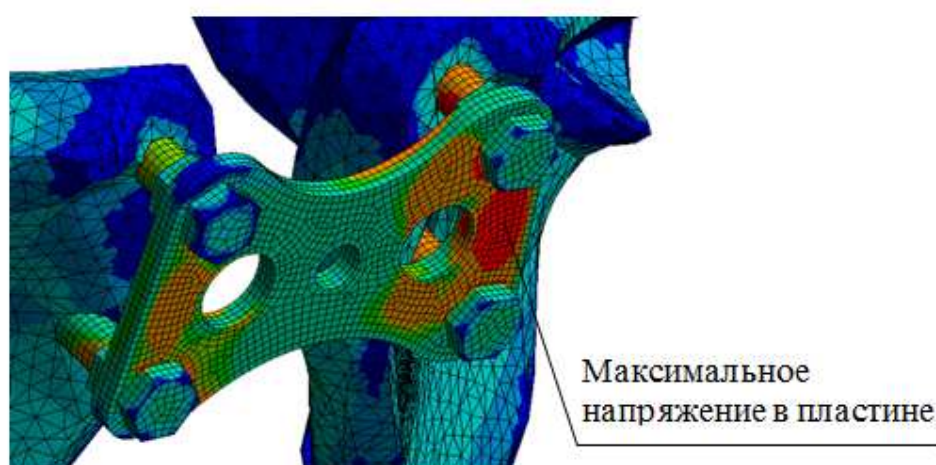


Рис. 8. Максимальное напряжение в пластине при позе 2.

Выводы

Расчет деформации конструкции аппарата наружной фиксации, используемого при лечении разрыва лонного и крестцово-подвздошного сочленений костей таза, показал элементы и зоны, в которых возникает максимальное напряжение. Установлено, что аппарат имеет право на существование только в том случае, когда пациент не опирается на ногу с травмированной подвздошной костью, – например, при совместном использовании с костылями, когда нога в травмированной части подвздошной кости находится в положении вися. При таком положении максимальную нагрузку несут балки аппарата наружной фиксации, смещение костей относительно друг друга не превышает 1.5 мм для массы человека 80 кг. Если учесть пренебрегаемый в ходе исследования кортикальный костный слой, то смещения будут минимальны.

Созданная конечно-элементная модель костей таза позволяет выполнять исследования напряженно-деформируемого состояния модели аппарата для наружной фиксации тазового кольца при изменении направления и места приложения силы.

1. Кутепов, С.М., Минеев, К.П., Стэльмах, К.К. Анатомо-хирургическое обоснование лечения переломов костей таза аппаратами внешней фиксации. – Екатеринбург: Изд-во Уральского ун-та, 1992. – С. 70-149.
2. Современные методы остеосинтеза костей при острой травме опорно-двигательного аппарата. / С.В. Сергеев и др. – М., 2008 – 222 с.
3. Bone-surgery.ru [Электронный ресурс]: офиц. сайт – 30.05.2016 – Режим доступа: http://bone-surgery.ru/view/razryvy_sochlenenij_taza.