

материал. Величины и темпы изменения усилий по направлению петельного столбику $P_{ст}$ и петельного ряда $P_{ряд}$ несколько меньше, причем самые низкие отмечаются по оси с наибольшей растяжимостью, т.е. по петельному столбику.

-
1. Кобляков, А.И. Структура и механические свойства трикотажа. – М.: Легкая индустрия, 1973. – 240 с.
 2. Установка для исследования деформационных свойств трикотажа при различных видах растяжения. Сборник статей по материалам V Международной научно-практ. конф. «Технические науки: проблемы и решения». – № 5 (4). – М.: Интернаука, 2017. – С. 93-97.

УДК 531/534: [57+61]

А.В. Бушманов, А.И. Конников

ОЦЕНКА ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ КАЧЕСТВ СТЕРЖНЕВОГО АППАРАТА ВНЕШНЕЙ ФИКСАЦИИ ПЕРЕЛОМОВ КОСТЕЙ ТАЗА

Целью работы является исследование деформаций и напряжений элементов стержневого аппарата для фиксации тазового кольца. В ходе исследования построена деформационная модель аппарата наружной фиксации переломов тазового кольца у человека, а также геометрическая модель тазового кольца, включающая подвздошные, седалищные, лобковые кости, крестец и копчик. В результате получены векторы сил, действующих на тазовое кольцо со стороны мышечной ткани при различных углах наклона бедренной кости к тазовому кольцу. Проведен анализ напряженно-деформированного состояния полученной модели с использованием программного комплекса SolidWorks и программной системы конечно-элементного анализа ANSYS для аппарата наружной фиксации, полностью изготовленного из нержавеющей стали 03Х16Н15М3 (аналог стали 316L), а также аппарата, в котором элементы, испытывающие наибольшие нагрузки, изготовлены из сплава титана BT6. Выявлено, что при использовании сплава титана элементы стержневого аппарата могут испытывать большую нагрузку в каждой фазе походки человека, находясь в зоне упругой деформации. Продемонстрировано, что разработанная деформационная модель может использоваться для исследования напряженно-деформированного состояния при различных направлениях и местах приложения силы. Кроме того, созданная модель позволяет исследовать влияние свойств материалов элементов сборки на общую ее жесткость. Показано, что конструкция стержневого аппарата может применяться в травматологии при лечении переломов тазового кольца.

Ключевые слова: тазовое кольцо, крестцово-подвздошное сочленение, деформационная модель, метод конечных элементов, наружная фиксация, стержневой аппарат.

INVESTIGATION OF STRESS-DEFORMED STATE OF ELEMENTS ROD APPARATUS FOR EXTERNAL FIXATION OF PELVIC RING FRACTURES

The purpose of this study is the analysis of strain and stress components of the rod apparatus for antishock fixation of pelvic ring. The study includes a deformation model of the device of external fixation of pelvic ring fractures in humans, as well as the geometric model of the pelvic ring, including the ilium, ischial bone, pubic bones, sacrum and coccyx. A series of calculations that simulate the human phase of gait, the result will be a vector of forces acting on the pelvic ring from the muscle tissue at different angles of inclination of the femur to the pelvic ring. The analysis of stress-strain state of the resulting model using SolidWorks software package and finite element analysis system ANSYS for the external fixator, completely manufactured 03H16N15M3 stainless steel, steel analogue 316L, as well as for apparatus wherein in greatest load elements are made of titanium alloy VT6. The study revealed that when using titanium alloy rod elements of the device may have a greater load in each phase of human gait, being in the zone of elastic deformation. The study demonstrated that the developed deformation model can be used to study the stress-strain state in a variety of ways and places of power applications, in addition created model allows us to investigate the influence of the properties of materials assembly elements for the total stiffness of the assembly, affecting for individual assembly components. The study showed that the rod construction of the apparatus can be used in the treatment of trauma to the pelvic ring fractures.

Key words: *pelvic ring, sacroiliac joint, deformation model, finite element method, external fixation rod apparatus.*

Введение

Совершенствование техники различных видов остеосинтеза, 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 [3]. При проектировании аппаратов конструкционное решение должно быть таким, чтобы новый аппарат внешней фиксации тазового кольца был совместим с наиболее распространенными комплектами, применяемыми для внеочагового остеосинтеза.

Современные принципы лечения переломов костей таза предусматривают точную репозицию отломков и их стабильную фиксацию во время всего процесса сращения, обеспечение 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. Преимущество аппаратов внешней фиксации – принципиальная возможность при необходимости изменять их жесткость, это управляемые аппараты, позволяющие в той или иной степени регулировать величину нагрузки на зону перелома.

Механические свойства инженерной конструкции в значительной степени обусловливаются напряженно-деформированным состоянием ее элементов, они меняются при изменении нагрузки, таким образом, конструкция «адаптируется» к новой нагрузке [1].

Процедура наложения аппаратов наружной фиксации малотравматична, не требует специального оснащения и может выполняться как в операционной, так и в отделении интенсивной терапии [10].

Разработка конструкций фиксирующих устройств для лечения переломов тазового кольца – актуальная задача биомеханики. Ее решение будет способствовать повышению результатов лечения.

Целью работы является исследование деформаций и напряжений элементов стержневого аппарата противошоковой фиксации тазового кольца [9] под действием нагрузки при разрывах крестцово-подвздошного сочленения, для аппаратов, изготовленных из различных материалов.

Постановка задачи

Таз – сложная биомеханическая и анатомическая структура, повреждения которой происходят от тяжелой высококинетической травмы – при автоавариях, обвалах, падении с высоты [10].

Крестцово-подвздошное сочленение представляет собой синдесмоз. Крестец и подвздошные кости соединяются между собой межкостными крестцово-подвздошными связками. Синдесмоз укреплен спереди передними крестцово-подвздошными связками, а сзади – более мощными задними крестцово-подвздошными связками. Подвижность в этих суставах минимальная и не превышает 1 – 2 мм у мужчин и 3 – 4 мм у женщин.

Разрывы крестцово-подвздошного сочленения более чем на 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 стержня Штейнмана с резьбой [11].

Необходимо получить геометрическую модель аппарата для противошоковой фиксации тазового [9], разработанного на основе противошокового аппарата [8], затем с помощью метода конечных элементов определить максимальные напряжения и деформации в элементах конструкции аппарата, изготовленного из разных материалов, при изменяющейся по величине и направлению действующей нагрузке.

Физическая постановка задачи

На первом этапе по томографическим срезам была создана объемная модель костей тазового

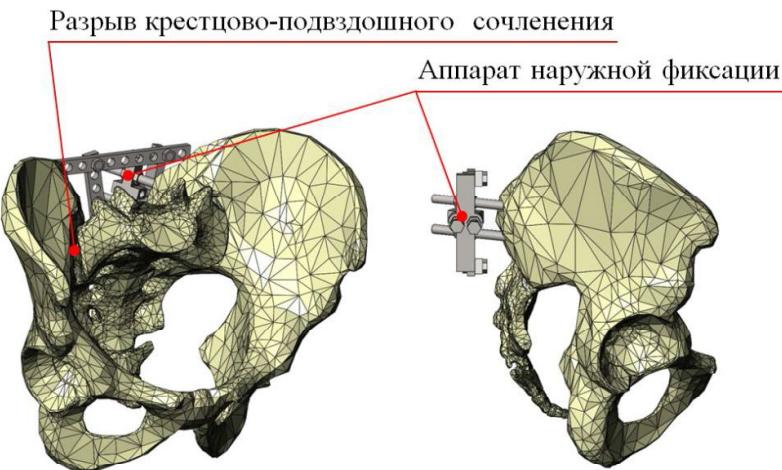


Рис. 1. Тазовое кольцо с аппаратом наружной фиксации, произвольный вид (слева), вид сбоку (справа).

кольца с использованием программной системы трехмерной графики – Autodesk 3ds Max (Autodesk Inc. San Rafael, California, U.S.). Затем модель доработана в программе для параметрического моделирования SolidWorks 2014 (SolidWorks Corp. Concord, Massachusetts, U.S.). В модель добавлен разрыв крестцово-подвздошного сочленения, а также аппарат наружной фиксации (рис. 1).

В тазовых костях объем кортикальной костной ткани значительно меньше по сравнению с объемом спонгиозной костной ткани, поэтому им можно пренебречь и считать кость полностью состоящей из спонгиозной ткани. В стержневом аппарате наружной фиксации (рис. 2) стержни типа стержней Штейнмана ввинчиваются в гребни подвздошных костей, закрепляются гайками в крестообразных крепежах, которые в свою очередь фиксируются болтами.

В конструкции присутствуют элементы, находящиеся в контакте друг с другом. Для моделирования контакта было создано несколько контактных пар: металл – кость, металл – металл. Значения коэффициентов трения для различных видов контактных пар представлены в табл. 1.

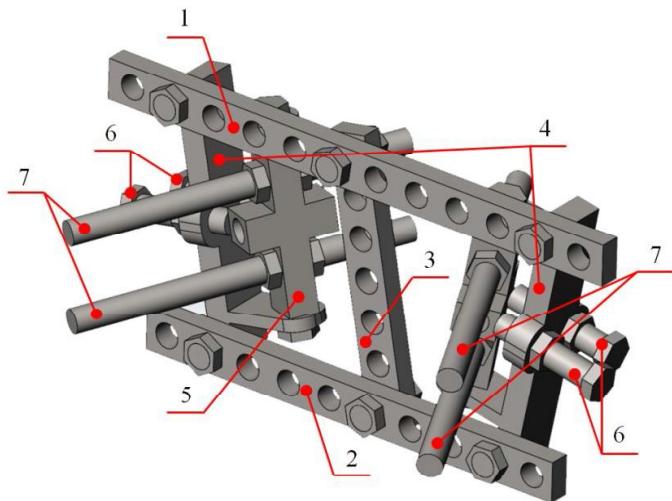


Рис. 2. Аппарат наружной фиксации тазового кольца:
1 – верхняя длинная балка; 2 – нижняя короткая балка;
3 – балка-укосина; 4 – удерживающие планки;
5 – крестообразные крепежи; 6 – болты для фиксации;
7 – стержни типа стержней Штейнмана с резьбой.

Таблица 1

Значения коэффициентов трения [11]

№ п/п	Контактная пара	Коэффициент трения, μ
1	Металл – металл	0.15
2	Кость – металл	0.30

Набедренная часть туловища человека представляется равной двум третям от его суммарной массы [4]. Масса набедренной части среднестатистического человека составляет 65 кг, поэтому сила притяжения, действующая на надбедренную часть туловища, пропорциональна массе и ускорению свободного падения, была принята равной 650 Н. Угол наклона между бедреннойостью и тазовым кольцом составляет 15° [2].

Нагрузка для костной ткани была выбрана в виде динамически изменяющейся во время ходьбы силы. Точками приложения сил являются области прикрепления мышечных тканей к кости. Для каждой подвздошной кости число таких точек – 21 (рис. 3).

За период ходьбы была взята величина, состоящая из двух полупериодов: наличия сил, действующих со стороны веса при одноопорной нагрузке, и их отсутствия при переносе веса тела на другую ногу. В свою очередь каждый полупериод был разделен на четыре позиции (рис. 4) [2].

Первый полупериод походки, изображенный на рис. 4, представляет четыре фазы походки, начиная с двухопорной позиции, при которой правая нога впереди (а), начальной фазы шага (б), средней фазы (в) и конечной фазы (г), при этом вес тела находится на правой ноге.

Второй полупериод симметричен первому и начинается с двухопорной позиции, в которой левая нога впереди. В начальной, средней и конечной фазах второго полупериода вес тела находится на левой ноге.

Модель материала для всех элементов выбрана как изотропная (табл. 2). В ходе работы проведено два исследования, различающихся материалами аппарата внешней фиксации:

1) в качестве материала внешнего фиксирующего устройства используется нержавеющая сталь 3Х16Н15М3;

2) в качестве материала внешнего фиксирующего устройства используется нержавеющая сталь 03Х16Н15М3, а также титановый сплав ВТ6, применяемый в качестве материала для верхней балки, нижней балки и стержней типа Штейнмана.

Данный сплав титана широко используется для изготовления крупногабаритных сварных и сборных конструкций летательных аппаратов, баллонов, работающих под внутренним давлением [6], а также для остеосинтеза накостными пластинами [5].

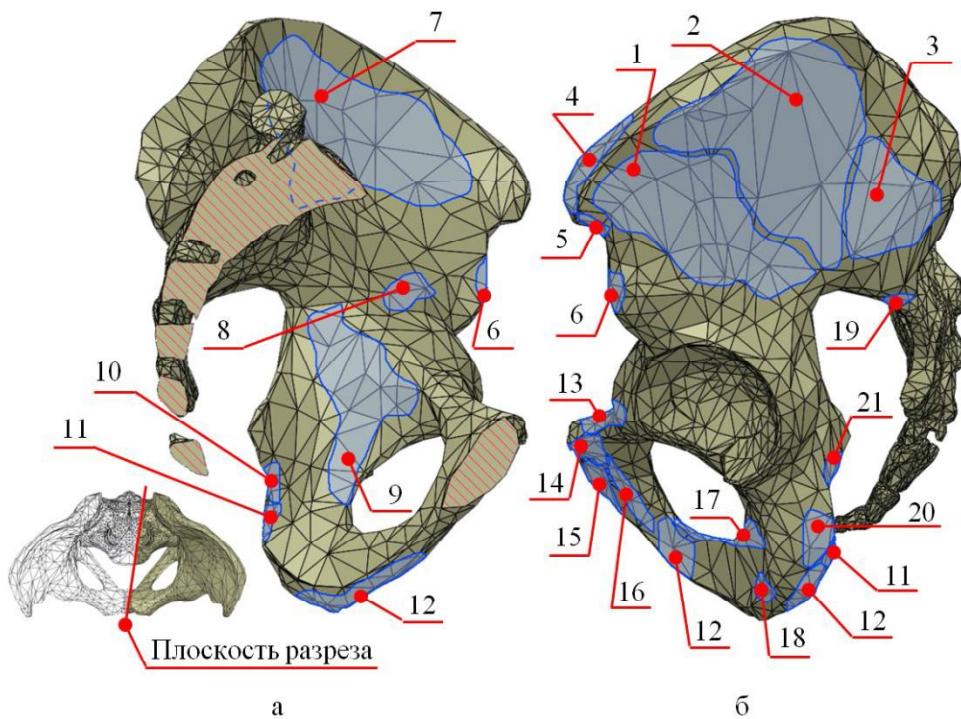


Рис. 3. Зоны прикрепления мышц:

а – внутренняя сторона левой подвздошной кости (тазовое кольцо в разрезе); б – внешняя сторона левой подвздошной кости; 1 – Gluteus minimus; 2 – Gluteus medius; 3 – Gluteus maximus; 4 – Tensor fascia lata; 5 – Sartorius; 6 – Rectus femoris; 7 – Iliacus; 8 – Psoas; 9 – Obturator internus; 10 – Gemellus inferior; 11 – Semiten-dinosus; 12 – Adductor magnus; 13 – Pectineus; 14 – Adductor longus; 15 – Gracilis; 16 – Adductor brevis; 17 – Obtura-tor externus; 18 – Quadratus femoris; 19 – Piriformis; 20 – Semimembranosus; 21 – Gemellus superior.

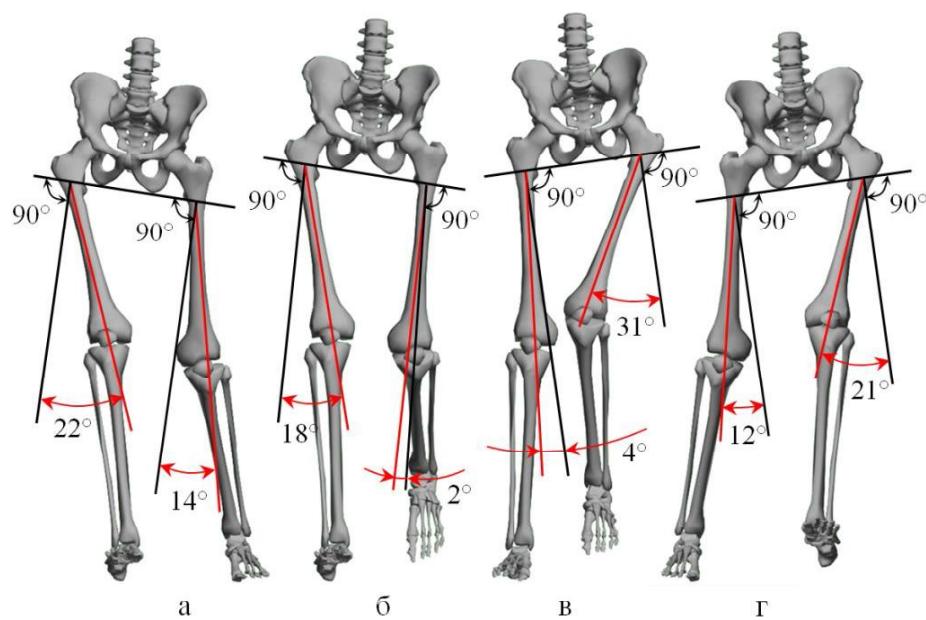


Рис. 4. Первый полупериод походки человека.

Таблица 2
Свойства элементов конструкции [4, 7, 12]

Наименование	Модуль упругости, ГПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности, МПа	Предел текучести, МПа
Спонгиозная костная ткань	1.5	0.33	6	-
Нержавеющая сталь 03Х16Н15М3	200	0.33	520	220
Сплав титана ВТ6	118	0.34	1000	840

Математическая постановка задачи

Построение векторов действия сил со стороны мышц производилось с учетом расположения продольных мышечных волокон, которые являются составной частью отдельных описанных ранее групп мышц. Величины действия сил со стороны мышечной ткани в каждой фазе представлены в табл. 3. Обозначим эти величины как F . Углы α , β , γ между проекциями векторов сил на плоскости и осями координат OX , OY , OZ представлены в табл. 4.

Таблица 3
Величины сил, действующих со стороны мышц в каждой фазе [2]

Номер мышцы	Величины сил в каждой фазе, Н							
	1	2	3	4	5	6	7	8
1	842	930	167	377	456	491	114	482
2	1018	1053	1474	1509	1412	982	105	421
3	228	140	263	228	175	123	114	219
4	0	132	88	158	149	88	70	96
5	0	0	0	228	307	272	0	0
6	149	0	316	175	88	175	105	140
7	0	0	0	0	88	158	70	140
8	0	88	0	0	35	158	88	88
9	579	368	333	368	421	298	61	421
10	298	202	88	70	123	114	79	377
11	0	88	0	0	88	158	70	140
12	0	0	0	0	132	263	0	0
13	0	114	0	0	0	202	0	114
14	0	0	0	0	123	167	132	123
15	167	123	0	61	61	149	123	0
16	0	0	175	96	0	149	0	0
17	202	275	0	0	0	0	123	228
18	61	96	0	0	88	184	0	0
19	140	88	123	79	0	0	158	202
20	0	0	0	0	0	140	79	149
21	0	123	0	0	0	175	105	96

Обозначим проекцию вектора F на плоскость XOY как F_{xy} , проекцию на плоскость XOZ – как F_{xz} , проекцию на плоскость YOZ – как F_{yz} , а компоненты этих векторов – как $F(x)$, $F(y)$, $F(z)$. Тогда для плоскости XOY получим систему:

$$\begin{cases} F(x) = F_{xy} \cdot \sin \alpha \\ F(y) = F_{xy} \cdot \cos \alpha \end{cases} \quad (1)$$

Для плоскости XOZ получим систему:

$$\begin{cases} F(x) = F_{xz} \cdot \sin \beta \\ F(z) = F_{xz} \cdot \cos \beta \end{cases} \quad (2)$$

Для плоскости YOZ получим систему:

$$\begin{cases} F(y) = F_{yz} \cdot \cos \gamma \\ F(z) = F_{yz} \cdot \sin \gamma \end{cases} \quad (3)$$

Данные системы связывает уравнение вида:

$$F = \sqrt{(F(x))^2 + (F(y))^2 + (F(z))^2} \quad (4)$$

Таблица 4

Мышцы и величины углов между проекциями векторов сил на плоскости и осями координат [2]

Номер мышцы	Название	Величины углов векторов сил, град.		
		угол α	угол β	угол γ
1	Gluteus minimus	-111,3	30,3	56,4
2	Gluteus medius	-84,33	14,32	50,1
3	Gluteus maximus	-90	22,3	45,67
4	Tensor fascia lata	-60,3	65,17	64,7
5	Sartorius	-61	137,8	130,1
6	Rectus femoris	-61,4	123,3	124,41
7	Iliacus	81,85	23,5	57,21
8	Psoas	80,3	46,6	48,73
9	Obturator internus	43,15	20,03	87,5
10	Gemellus inferior	-63,1	-71,5	47,5
11	Semitendinosus	-61,01	-81,6	49,1
12	Adductor magnus	-60,45	-145,27	40,35
13	Pectenaeus	-62,3	22	-34,65
14	Adductor longus	-64,4	71,28	-90
15	Gracilis	-63,43	143,33	-95,6
16	Adductor brevis	61,01	160,72	-87,34
17	Obturator externus	167,4	90,45	53,59
18	Quadratus femoris	-60,78	180	-78,5
19	Piriformis	24,86	87,56	-34,35
20	Semimembranosus	-60,87	-67,5	-25,65
21	Gemellus superior	-61,43	-69,15	-31,2

Выразив системами (1) – (3) проекцию вектора на плоскости и приравняв их правые стороны, а затем компоненты проекций на плоскости и подставив их в уравнение (4), выразив тем самым компоненты вектора F : $F(x)$, $F(y)$, $F(z)$, получим:

$$F(x) = \frac{F}{\sqrt{1 + \frac{\cos^2 \alpha}{\sin^2 \alpha} + \frac{\cos^2 \beta}{\sin^2 \beta}}}, \quad (5)$$

$$F(y) = \frac{F}{\sqrt{1 + \frac{\sin^2 \alpha}{\cos^2 \alpha} + \frac{\sin^2 \gamma}{\cos^2 \gamma}}}, \quad (6)$$

$$F(z) = \frac{F}{\sqrt{1 + \frac{\sin^2 \beta}{\cos^2 \beta} + \frac{\cos^2 \gamma}{\sin^2 \gamma}}}. \quad (7)$$

Подставив данные из табл. 3 и табл. 4, найдем компоненты векторов силы F для каждой фазы исследования.

Ключевым моментом в процессе инженерного анализа является выбор подходящей математической модели. В настоящее время область применения метода конечных элементов весьма обширна и охватывает все физические задачи, которые могут быть описаны дифференциальными уравнениями.

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:

$$\{u\} = \{u(x, y, z), v(x, y, z), w(x, y, z)\}, \quad (8)$$

компонент векторов напряжений:

$$\{\sigma\} = \{\sigma_x(x, y, z) \sigma_y(x, y, z) \sigma_z(x, y, z) \tau_{xy}(x, y, z) \tau_{yz}(x, y, z) \tau_{xz}(x, y, z)\}, \quad (9)$$

компонент деформаций:

$$\{\varepsilon\} = \{\varepsilon_x(x, y, z) \varepsilon_y(x, y, z) \varepsilon_z(x, y, z) \gamma_{xy}(x, y, z) \gamma_{yz}(x, y, z) \gamma_{xz}(x, y, z)\}. \quad (10)$$

Функции определяются из совместного решения систем уравнений, включающих уравнения равновесия:

$$[\Phi]^T \{\sigma\} = \{G_v\}, \quad (11)$$

геометрические уравнения (Коши):

$$\{\varepsilon\} = [\Phi]\{u\}, \quad (12)$$

определяющие (физические) уравнения:

$$\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon\}, \quad (13)$$

где $[\Phi]$ – матрица дифференциальных операторов:

$$[\Phi] = \begin{bmatrix} \frac{\partial}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial}{\partial z} \\ \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial}{\partial z} & \frac{\partial}{\partial y} \\ \frac{\partial}{\partial z} & 0 & \frac{\partial}{\partial x} \end{bmatrix}, \quad (14)$$

$\{G_v\} = \{X(x, y, z), Y(x, y, z), Z(x, y, z)\}$ – 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:

$$[D] = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

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

Уравнения (11) – (13) должны быть дополнены кинематическими и статическими граничными условиями на поверхности тела.

Решая совместно уравнения (11) – (13) относительно неизвестных перемещений, можно получить уравнения равновесия в перемещениях:

$$[\Phi]^T [D] [\Phi] \{u\} = \{G_v\}. \quad (16)$$

Решая эти уравнения, получим искомые перемещения.

Для конечно-элементного анализа модель была импортирована в ANSYS (ANSYS, Inc.). Многоцелевая направленность программы, независимость от аппаратных средств, средства геометрического моделирования на базе В-сплайнов, 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.

В пакете ANSYS для каждой из фаз ходьбы была сформирована модель для расчета, включающая 42 вектора сил для каждой из мышц тазового кольца, 1 вектор силы для имитации веса человека со стороны позвоночника; фиксация геометрии производилась в районе вертлужной впадины со стороны опорной ноги.

На рис. 5 представлена модель для фазы 6 – в этой фазе наибольшее число ненулевых векторов.

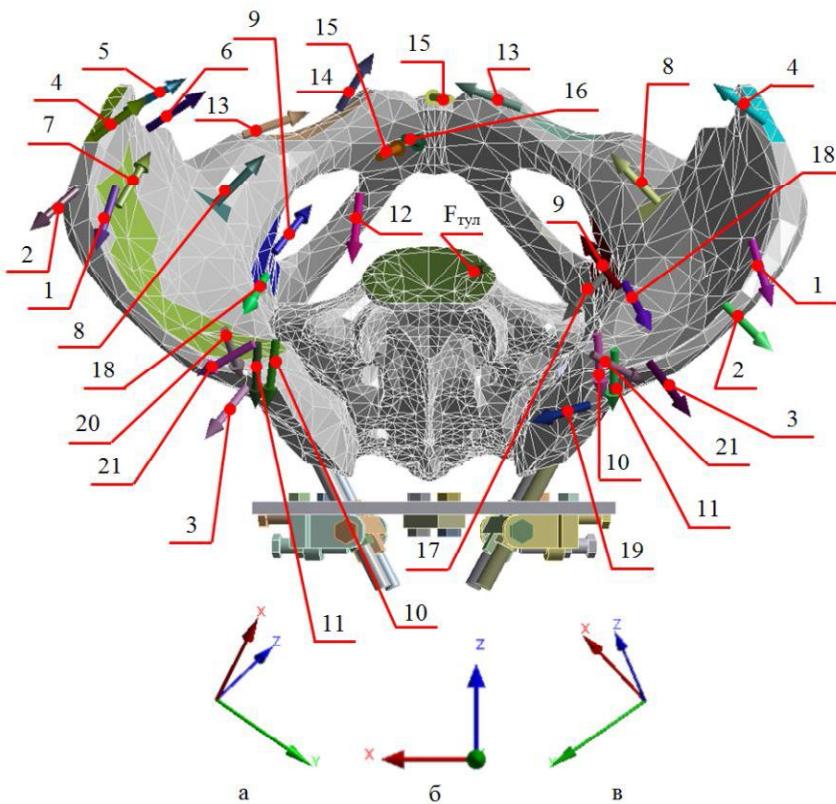


Рис. 5. Модель ANSYS с нагрузками:

1-21 – векторы сил со стороны мышц; $F_{тул}$ – вектор силы со стороны веса тела; а – локальная система координат для векторов сил левой части тазового кольца; б – локальная система координат для векторов сил правой части тазового кольца(оси z и x меняются местами); в – глобальная система координат для вектора силы со стороны веса тела $F_{тул}$.

Расчетная модель была представлена 579 тысячами элементов (рис. 6):

- 1) из 514 тысяч линейных тетраэдров смоделировано тазовое кольцо;
- 2) из 83 тысяч линейных гексаэдров смоделирован аппарат внешней фиксации.

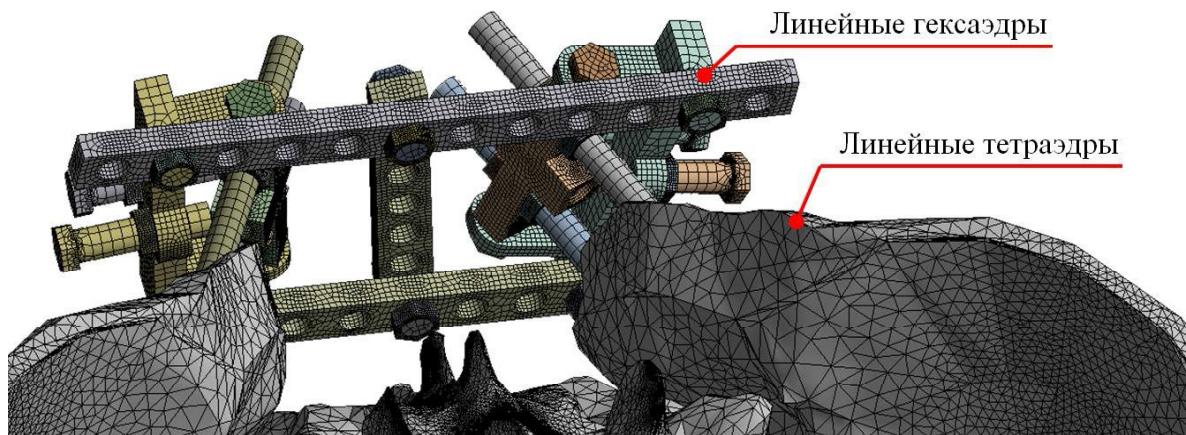


Рис. 6. Конечно-элементная сетка модели.

Результаты расчетов

В ходе 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.

Наибольшие напряжения возникли в верхней длинной и нижней короткой балках, а также в стержнях аппарата внешней фиксации (рис. 7).

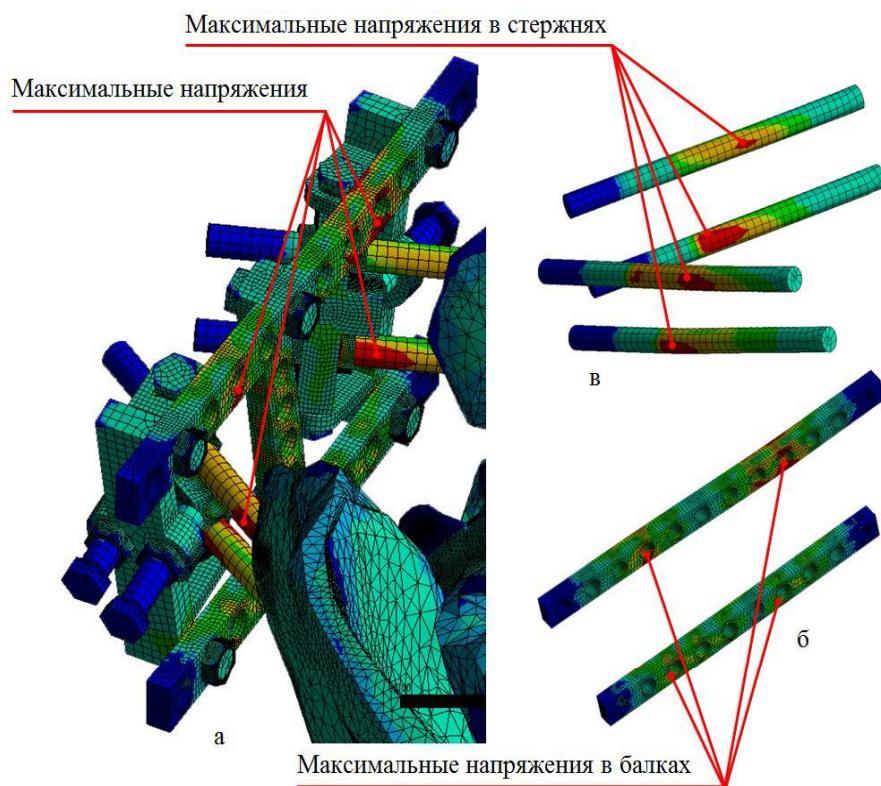


Рис. 7. Распределение напряжения в аппарате внешней фиксации:
а – во всем аппарате; б – отдельно в верхней и нижней балках; в – отдельно в стержнях.

Результаты расчета показали, что при использовании нержавеющей стали 03Х16Н15М3 с пределом текучести 220 МПа верхняя и нижняя балки, а также стержни выходят из зоны упругой деформации во всех фазах походки человека (рис. 8 – максимальное напряжение превышает предел текучести материала). При замене же материала верхней и нижней балок, а также стержней на сплав титана ВТ6 с пределом текучести 840 МПа все элементы сборки работают в зоне упругой деформа-

ции во всех фазах походки человека (рис. 9 – максимальные напряжения в сборке не превышают предел текучести материалов).

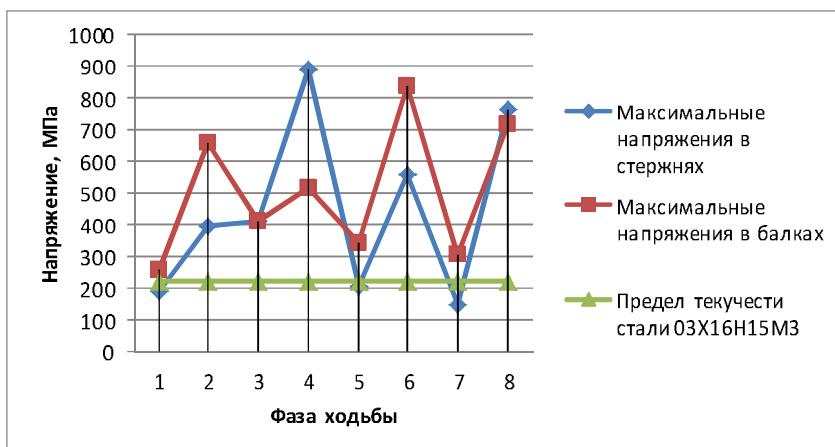


Рис. 8. Зависимость максимальных напряжений от фаз ходьбы: аппарат полностью состоит из стали 03Х16Н15М3.

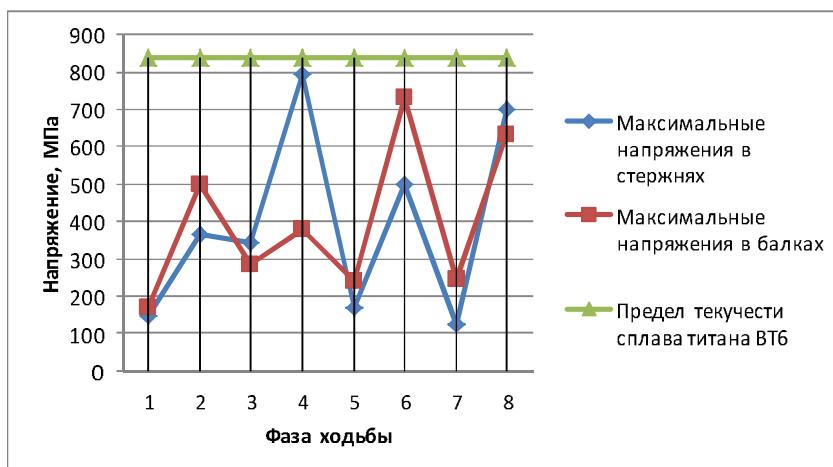


Рис. 9. Зависимость максимальных напряжений от фаз ходьбы: верхняя, нижняя балки и стержни состоят из сплава титана ВТ6.

В табл. 5 представлены максимальные напряжения в балках и стержнях в каждой из фаз походки человека для аппарата наружной фиксации, полностью состоящего из нержавеющей стали, а также для аппарата, верхняя балка, нижняя балка и стержни которого состоят из сплава титана, а остальные элементы – из нержавеющей стали.

Таблица 5

Максимальные напряжения в балках, стержнях и перемещения в сборке

Фаза	Нержавеющая сталь 03Х16Н15М3			Нержавеющая сталь 03Х16Н15М3 и сплав титана ВТ6		
	Напряжения в балках	Напряжения в стержнях	Максимальные деформации	Напряжения в балках	Напряжения в стержнях	Максимальные деформации
1	258,6 МПа	189,3 МПа	0,002 м	168,8 МПа	147,9 МПа	0,002 м
2	660,4 МПа	395,9 МПа	0,011 м	500,3 МПа	366,5 МПа	0,012 м
3	411,9 МПа	410,4 МПа	0,004 м	285,4 МПа	345,2 МПа	0,005 м
4	517,9 МПа	890,3 МПа	0,024 м	380,4 МПа	795,6 МПа	0,027 м
5	343,2 МПа	205,5 МПа	0,003 м	239,5 МПа	167,0 МПа	0,003 м
6	838,3 МПа	560,6 МПа	0,016 м	732,6 МПа	499,2 МПа	0,018 м
7	305,8 МПа	145,6 МПа	0,005 м	244,2 МПа	124,8 МПа	0,005 м
8	716,7 МПа	763,1 МПа	0,028 м	635,2 МПа	699,5 МПа	0,030 м

Выводы

Созданная конечно-элементная модель тазового кольца с аппаратом внешней фиксации позволяет выполнять исследования напряженно-деформированного состояния при различных направлениях и местах приложения силы.

Эта модель позволяет исследовать влияние свойств материалов элементов сборки на общую жесткость сборки, оказывая воздействие на отдельные ее элементы.

Разработанный аппарат внешней фиксации может применяться для лечения разрывов крестцово-подвздошного сочленения у людей с массой до 95 кг, при использовании в качестве материала для изготовления верхней и нижней балок стержней титанового сплава ВТ6.

Аппарат, полностью состоящий из нержавеющей стали 03Х16Н15М3, неприменим для столь большой массы человека и требует увеличения толщины стержней, а также габаритов всего аппарата.

-
1. Бушманов, А.В., Серов, М.А. Расчет прочности элементов конструкции фиксирующего устройства методом конечных элементов // Вестник АмГУ. – 2004. – Вып. 18. – С. 74-80.
 2. Бушманов, А.В., Соловцова, Л.А. Расчет нагрузки в области тазового кольца // Вестник АмГУ. – 2005. – Вып. 21. – С. 84-87.
 3. Кутепов, С.М., Минеев, К.П., Стельмах, К.К. Анатомо-хирургическое обоснование лечения переломов костей таза аппаратами внешней фиксации. – Екатеринбург: Изд-во УрГУ, 1992. – С. 70-149.
 4. Левадный, Е.В., Нуштаев, Д.В. Исследование напряженно-деформированного состояния верхней трети бедренной кости при ее межвертельном переломе и накостной фиксации с применением шесечного винта со спиралевидной резьбой // Днепропетровский национальный университет им. О. Гончара; ТЕСИС, 2016.
 5. Линник, С.А., Ранков, М.М., Шулейко, Ю.А., Щеглов, О.В. Биомеханика остеосинтеза накостными пластинами четырехфрагментарного перелома плечевой кости // Российский журнал биомеханики. – 2011. – Т. 15, № 1 (51). – С. 52-64.
 6. Марочник стали и сплавов [Электронный ресурс]: офиц. сайт. – 10.12.2016 – Режим доступа: http://splav-kharkov.com/mat_start.php?name_id=1298.
 7. Оборудование и технология сварочного производства [Электронный ресурс]: офиц. сайт. – 10.12.2016 – Режим доступа: <http://oitsp.ru/marochnik/vt6>.
 8. Противошоковый аппарат внешней фиксации таза: пат. 154459 Рос. Федерация: МПК51 A 61 B 17/66 / А.В. Бушманов, С.В. Фахрутдинова, И.В. Борозда; заявитель и патентообладатель Амурский государственный университет. – № 2015108402/14; заявл. 11.03.2015; опубл. 27.08.2015, бюл. № 24.
 9. Противошоковый аппарат внешней фиксации таза: пат. 164040 Рос. Федерация: МПК51 A 61 B 17/60 / А.В. Бушманов, С.В. Фахрутдинова, А.И. Конников; заявитель и патентообладатель Амурский государственный университет. – № 2016102563/14; заявл. 26.01.2016; опубл. 20.08.2016, бюл. № 23.
 10. Сергеев, С.В. Современные методы остеосинтеза костей при острой травме опорно-двигательного аппарата / С.В. Сергеев [и др.]. – М., 2008. – 222 с.
 11. Bone-surgery.ru [Электронный ресурс]: офиц. сайт – 30.05.2016 – Режим доступа: http://bone-surgery.ru/view/razryvy_sochlenenij_taza/.
 12. Brown, T.D., Ferguson, J.A. Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur. – 1980. – Vol. 13. – P. 687-699.