

Анализ напряженно-деформированного состояния проектируемых конструкций эндопротезов коленного сустава

В.Ю. Скиба^а, В.В. Иванцовский^б

Новосибирский государственный технический университет, пр. К. Маркса 20, Новосибирск, Россия

^аskeeba_vadim@mail.ru, ^бivancivskij@corp.nstu.ru

Статья поступила 7.09.2017, принята 3.10.2017

При проектировании конструкций эндопротезов коленного сустава одной из главных задач является определение действующих полей напряжений и деформаций в условиях усталостного воздействия. Поскольку построение физических моделей биомеханического поведения конструктивных элементов сустава достаточно трудоемко, решение указанной задачи становится возможным благодаря использованию математического моделирования методом конечных элементов. Цель работы заключается в определении рациональной конструкции эндопротеза, работающего в условиях многоциклового нагружения. Методика экспериментального исследования предполагает обработку данных компьютерного томографа и 3D-сканера методами реверсивного инжиниринга с использованием функционала среды PowerShape и создание триангулированных поверхностей базовых контактных поверхностей стыковых элементов конструктивных элементов эндопротеза. Программными средствами CAD системы SolidWorks были подготовлены сборки возможных комбинаций конструкций протеза коленного сустава. Реализация математической модели происходила в многоцелевом программном комплексе ANSYS. При моделировании использовалась модель изотропного поведения тел. В результате численного моделирования для каждого разрабатываемого варианта коленного сустава получены поля распределения абсолютных (полных) и относительных деформаций, эквивалентных напряжений, а также распределения коэффициента по усталостной прочности. Установлено, что в условиях многоциклового усталостного воздействия часть вариантов конструкций коленного сустава показала неудовлетворительные результаты, поскольку уровень действующих напряжений в элементах указанных сборок достигает, а в некоторых случаях превышает предельные значения для материалов. Как следствие, минимальное значение коэффициентов запаса по усталостной прочности становится меньше единицы. В ходе исследований установлено, что конструкция, включающая сборный феморальный компонент из сплава Ti-Al-V с полимерными вставками, керамические вкладыши составной проставки и сборный тиббиальный компонент из сплава Ti-Al-V, имеет следующие характеристики коэффициента запаса по усталостной прочности: феморальный компонент — 4.2; полимерные вставки феморального компонента — 1.2; керамические вкладыши составной проставки — 3.1; тиббиальный компонент — 2.7. Данная конструкция эндопротеза является перспективной и рекомендована для дальнейшей конструкторской и технологической проработки.

Ключевые слова: проектирование; конечно-элементное моделирование; эндопротез; коленный сустав; напряженно-деформированное состояние; коэффициент запаса прочности.

Mode of deformation analysis of the designed knee joint endoprotheses

V. Yu. Skeeba^а, V. V. Ivancivsky^б

Novosibirsk State Technical University; 20, Prospekt K. Marksa, Novosibirsk, Russia

^аskeeba_vadim@mail.ru, ^бivancivskij@corp.nstu.ru

Received 7.09.2017, accepted 3.10.2017

One of the main tasks in designing a knee joint endoprosthesis is to define the active stress and deformation fields under fatigue conditions. Since physical models construction of the joint structural elements biomechanical behavior is quite labor-intensive, it is possible to solve this problem by using finite elements method in mathematical modeling. The purpose of the work was to define the efficient design of the endoprosthesis working in a multicycled loading environment. **Methods.** The data from the computerized tomographic and 3D scanners were processed by reverse engineering methods using the PowerShape functional environment which allowed creating triangulated surfaces of the base contact surfaces of the endoprosthesis structure butt elements. The SolidWorks CAD system software produced possible assemblies combinations of the knee-joint prosthesis. The implementation of the mathematical model was performed in ANSYS multipurpose program complex. An isotropic model of the body behavior was used in the simulation. **Results and discussion.** As a result of the numerical simulation the following data were obtained for each of the designed knee joint versions: the distribution fields of absolute (full) and relative deformations; equivalent stress distribution fields; fatigue strength factor distribution fields. A part of the knee joint designs variations are established to have shown unsatisfactory results under multicycle fatigue conditions, as the active stresses level in those assemblies elements reaches (and in some cases exceeds) limit values for the materials. As a result, the minimum value of the fatigue strength safety factor is less than one. In the course of the research it has been established that the design of a composite femoral component of a Ti-Al-V alloy with polymer inserts; ceramic liners of the compound separator; a composite tibial component from the Ti-Al-V alloy, has a fatigue strength factor with the following characteristics: for the femoral component - 4.2; for the femoral component polymer inserts - 1.2; for the ceramic liners of the compound separator - 3.1; for the tibial component - 2.7. This endoprosthesis structure is a promising design and is recommended for further technological development.

Keywords: designing; finite element modulation; endoprosthesis, knee joint; mode of deformation, safety factor.

Введение

Важнейшей задачей при разработке различных вариантов конструкций протезов коленного сустава является обозначение распределения полей напряжений и деформаций в условиях многоциклового усталостного воздействия. Физическое моделирование биомеханического поведения биологических объектов с натурными измерениями действующих нагрузок не представляется возможным. Решение указанной проблемы возможно посредством применения численного моделирования методом конечных элементов с использованием средств многоцелевого программного комплекса ANSYS.

Коленный сустав, по своей сути, является не только крупнейшим, но и одним из самых сложных и уязвимых суставов опорно-двигательной системы человека, и состоит из тибιο-фemorального и пателло-фemorального суставов. Он образован мышечками и надколенниковой поверхностью бедренной кости, верхней суставной поверхностью большеберцовой кости и суставной поверхностью надколенника. Человеческое колено, выдерживая высокие силовые нагрузки и моменты, расположено между двух самых длинных рычагов тела (бедренной и большеберцовой кости), что делает его особенно восприимчивым к травмам.

Анализ движения в любом суставе требует использования кинематических данных. Кинематика определяет диапазоны перемещений конструктивных элементов и описывает поверхности движения сустава в трех плоскостях: фронтальной (коронарной или продольной), сагиттальной и поперечной (горизонтальной) (рис. 1).

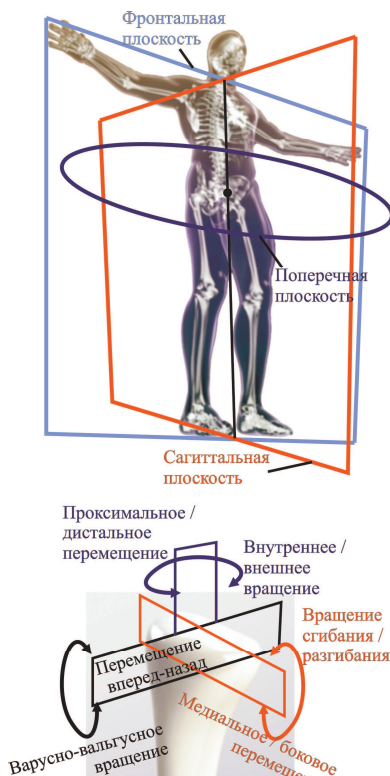


Рис. 1. Главные плоскости организма человека и степени свободы движения коленного сустава

Клинические измерения диапазона движения сустава определяют анатомическую позицию, такую как нулевое положение для начала измерения.

Существуют и другие классификации и описательные системы [1–5], но наибольшее распространение среди клинических исследований получила анатомическая система референции.

В большеберцово-бедренном сочленении движение происходит во всех трех плоскостях, но наибольший диапазон движения приходится на сагиттальную плоскость. Движение в этой плоскости от полного разгибания до полного сгибания колена составляет от 0° до приблизительно 140° . Диапазон движения большеберцово-бедренного сустава в сагиттальной плоскости при ровной ходьбе был измерен с помощью электрогониометра и описан в [6, 7]. Полное или почти полное разгибание было отмечено в начале фазы (0 % цикла), в позиции при опоре на пятку, и в конце фазы, в позиции до подъема пальцев (около 60 % цикла) (рис. 2). Максимальное сгибание (приблизительно 60°) было отмечено в середине этапа переноса ноги.

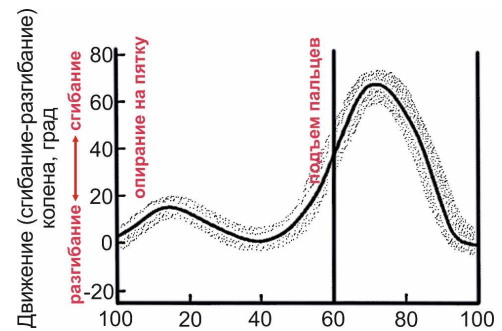


Рис. 2. Диапазон движения большеберцово-бедренного сустава в сагиттальной плоскости во время ходьбы по ровной поверхности. Затененная область — дисперсия результатов натурального эксперимента

Движение в поперечной и фронтальной плоскостях во время ходьбы изучалось в работах [8–14].

Принимая во внимание представленные материалы, а также нормативные схемы испытания имплантатов для хирургии [15–21], была выбрана следующая кинематическая и силовая модель поведения эндопротеза коленного сустава (КС). На рис. 3 представлена расчетная схема КС, в которой применяются следующие термины и определения:

1) передне-заднее смещение (PZ смещение): смещение оси осевой силы от оси сгибания / разгибания, измеренное в направлении, перпендикулярном к обеим осям. Смещение считается равным нулю, когда эндопротез КС находится в исходном положении. Исходное положение: угловое и линейное выравнивание тибального / большеберцового компонента КС относительно феморального / бедренного компонента, обеспечивающее статическое равновесие тибального компонента в момент, когда на него относительно феморального компонента приходится нагрузка положительной осевой силы, которая прикладывается вдоль оси осевой силы с наиболее дистальными точками на бедренной опорной поверхности, находящимися на

самых нижних точках большеберцовой опорной поверхности. Необходимо заметить, что исходное положение (т. е. полное разгибание) эквивалентно положению при сгибании в 0° ;

2) передне-задняя сила F_{PZ} прикладывается к тибiallyному компоненту вдоль линии действия, перпендикулярной и к большеберцовой оси, и к оси сгибания / разгибания, которая проходит через ось осевой силы. Сила считается положительной, когда действует в задне-переднем направлении на тибiallyнный компонент;

3) осевая сила F_{OS} прикладывается к феморальному компоненту эндопротеза КС в направлении, параллельном большеберцовой оси. Линия действия осевой силы, сдвинутая таким образом, чтобы проходить через точку на большеберцовом компоненте протеза коленного сустава, который смещен на значение $0.07w \pm 0.01w$ в медиальном направлении от большеберцовой оси, где w — полная ширина большеберцового компонента, как определено в ИСО 7207-1 [18, 19]. Значение смещения $0.07w$ эквивалентно смещению на 5 мм для большеберцового компонента средней ширины, т. е. $w = 74$ мм;

4) ось сгибания / разгибания — номинальная ось ротации бедренного компонента относительно большеберцового компонента;

5) большеберцовая ось — номинальная продольная ось большеберцовой кости, соответствующая центральной оси костномозговой полости проксимальной большеберцовой кости;

6) большеберцовая ротация — это поворот большеберцового компонента протеза КС вокруг оси осевой силы;

7) момент большеберцовой (тибиальной) ротации M_f . Данный момент прикладывается к феморальному компоненту эндопротеза КС и действует вокруг оси осевой силы.

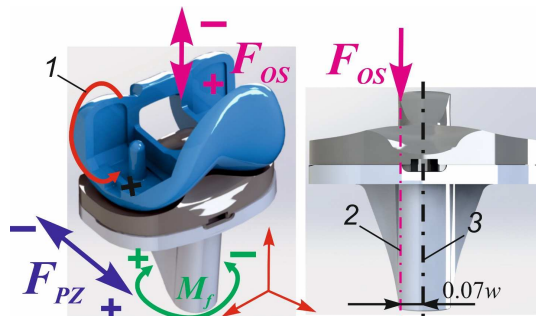


Рис. 3. Схема нагружения эндопротеза КС: 1 — сгибание феморального компонента; 2 — ось осевой силы; 3 — большеберцовая ось

С учетом результатов работ [8–14] и данных, представленных в [15–21], определены функциональные зависимости силовых характеристик, графики которых представлены на рис. 4.

В данной работе ставится задача по разработке конечно-элементной модели для исследования напряженно-деформированного состояния эндопротезов в обозначенных условиях нагружения с целью определения рациональной конструкции протезов КС. При формировании математической модели биомеханического

поведения КС необходимо последовательно решить следующие задачи:

1. Сформировать трехмерные модели элементов КС и осуществить построение сборок рассматриваемых вариантов конструкций (КС).

2. Описать и представить в соответствующей форме физико-механические характеристики материалы компонентов (КС).

3. Задать начальные и граничные условия математической модели.

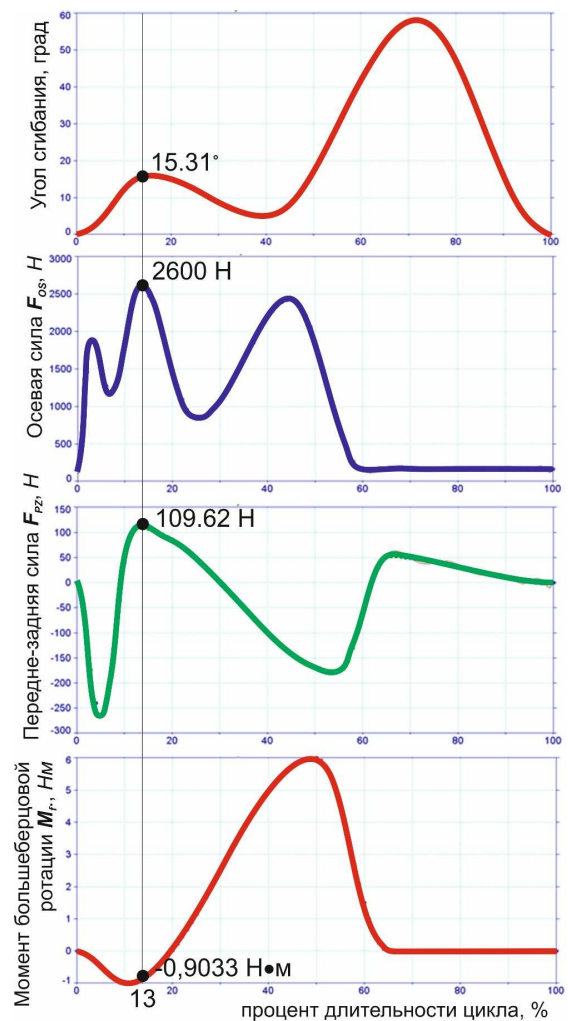


Рис. 4. Момент времени действия максимальной нагрузки на коленный сустав

Методика экспериментального исследования. В соответствии с программой мероприятий, на основании проведенного сканирования пациента на компьютерном томографе была создана триангуляционная модель скелета человека. Параллельно осуществлялось сканирование на 3D-сканере фасонных поверхностей полиэтиленовой проставки (вкладыша), феморального и тибiallyнного компонентов зарубежного аналога протеза КС Zimmer (рис. 5). В совокупности с данными 3D-облака точек, полученными на основе аксиальных срезов (томограмм) методами реверсивного инжиниринга (обратного проектирования) с использованием функционала среды PowerShape, создавались триангулированные (фасетные, сеточные) поверхности, были подготовлены твердотельные модели возможных вариан-

тов конструкций КС (табл. 1). Программными средствами CAD системы SolidWorks были подготовлены сборки возможных комбинаций конструкций эндопротеза КС. В графическом модуле DesignModeler проведена конвертация геометрических данных и доработаны указанные твердотельные модели под формат конечно-элементного комплекса ANSYS. На основе анализа работ [22–25] для проведения конечно-элементного моделирования были выбраны следующие модели поведения конструкции: Transient Structural (нестационарный структурный анализ), Static Structural (статический прочностной анализ) и Explicit Dynamics (явной динамики).



Рис. 5. Вариант комбинации сборки эндопротеза коленного сустава Ф0П0Т0 (аналог конструкции фирмы Zimmer)

При моделировании использовалась модель изотропного поведения тел (Isotropic Elasticity), поскольку данные свойства проявляют все конструкционные материалы, рассматриваемые в данном проекте и применяемые для изготовления элементов КС.

На основании данных [26–34], приведенных в табл. 2, в совокупности с функционалом компонента системы ANSYS Engineering Data была подготовлена база с описанием комплекса физико-механических характеристик конструкционных материалов.

В конечно-элементной системе ANSYS реализована возможность исследования разрушения, вызванного многоциклового усталостью. Основной целью расчетов усталостной долговечности (выносливости) является определение способности материала сопротивляться многоциклового усталости. В общем случае расчет выносливости выполнялся комбинацией расчета деформаций и напряжений. В окне свойств материалов, в разделе Life, выбраны соответствующие модели (Alternating Stress Mean Stress и Strain-Life Parameters) и заданы усталостные характеристики материала.

После доработки твердотельных моделей конструкций КС в графическом модуле DesignModeler осуществляется импорт сборок в формате ANSYS. В дереве математической модели каждому компоненту КС (фemorальному, тиббиальному или проставке) назначается

(присваивается) соответствующий материал из базы данных.

Таблица 1

Конструкции компонентов протеза коленного сустава

| Компонент | Конструкция | Код компонента |
|------------------------------|--|----------------|
| Феморальный (бедренный) | Цельная (аналог Zimmer) Материал основы: 1) $CoCr28Mo6$; 2) Ti | Ф0 |
| Феморальный (бедренный) | Составная Материал основы — Ti ; Материал вставок — Керамика (1) — Al_2O_3 ; 2) — ZTA | Ф1 |
| Феморальный (бедренный) | Составная* Материал основы — Ti ; Материал вставок — СВМП (полимер) * Конструкция с замком | Ф2 |
| Проставка | Цельная (аналог Zimmer) Материал — СВМП (полимер) | П0 |
| Проставка | Цельная Материал основы — Керамика (1) — Al_2O_3 ; 2) — ZTA | П1 |
| Проставка | Составная Материал основы — Керамика (1) — Al_2O_3 ; 2) — ZTA | П2 |
| Тиббиальный (большеберцовый) | Цельная (аналог Zimmer) Материал основы — Ti | Т0 |
| Тиббиальный (большеберцовый) | Цельная* Материал основы — Ti * Конструкция под цельное керамическое плато | Т1 |
| Тиббиальный (большеберцовый) | Цельная* Материал основы — Ti * Конструкция под составное керамическое плато | Т2 |

В расчетной модели КС, в разделе Connections, в общем случае выделены и обозначены следующие контактные поверхности:

1. Неподвижный контакт (Bonded) — область сопряжения тиббиального компонента с проставкой;
2. Фрикционный / скользящий контакт (Frictional) — поверхности сопряжения феморального компонента и вкладыша.

Формирование конечно-элементной сетки (рис. 6) выполнялось со следующими параметрами: метод разбиения на конечные элементы (КЭ) — комбинирование тетрагональной (Tetrahedrons) и гексагональной (Hex Dominant) сеток; размер КЭ (Element Size) основного объема модели — 1,4 мм; размер КЭ, потенциально находящегося в зоне фрикционного контакта — 0,2 мм; параметры сгущения сетки к зоне контакта (Inflation): максимальное количество слоев сгущения — 5, инкремент роста (Growth Rate) — 1,2.

Сравнительная таблица свойств материалов медицинского назначения

| Материал | Al ₂ O ₃ керамика | ZTA керамика | CoCr28Mo6 (ASTM F799, ASTM 1537, ISO 5832-12) | Ti-Al-V сплав | СВМП (ГОСТ Р ИСО 5834- 1-2015) | Кортикальная кость | Губчатая кость |
|--|--|----------------------------|--|--|---|-----------------------|-------------------|
| Свойства | | | | | | | |
| Плотность, г/см ³ | 3.94–3.99 | 4.2–4.62 | 7.8–8.2 | 4,43 | 0.93–0.95 | 1,7–2,0 | – |
| Модуль Юнга, ГПа | 380–410 | 320–360 | 230 | 110 | 0.8–1.6 | 7–30 | 0.05–0.5 |
| Вязкость разрушения K _{IC} , МПа·м ^{1/2} | 3.2 | 4.0–6.5 | 120–160 | 52 | 2 | 2–12 | |
| Прочность при изгибе/растяжении, МПа | 630 (изгиб) | 1 000– 1 380 (изгиб) | 1 170 (растяжение) | 970 (растяжение) | σ _{0,2} ≈ 25, (σ _в ≈ 45) (растяжение) | 50–150 (изгиб) | 10–20 (изгиб) |
| Прочность при сжатии, МПа | 2 500 | 2 500 | 480–600 | σ _{0,2} ≈ 1000, (σ _в ≈ 1300), | 20 | 100–230 | 2–12 |

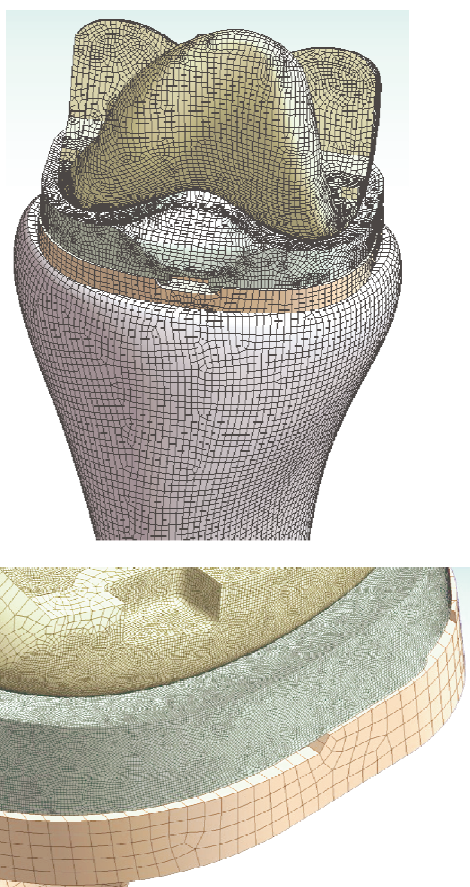


Рис. 6. Конечно-элементная модель эндопротеза коленного сустава

При назначении ограничений на перемещения в разделе «Supports» панели Environment был выбран и определен для нижней опорной грани тиббиального компонента (при расчете без большеберцовой кости) параметр «Fixed Support». В случае учета в расчетной модели КС геометрических и физических характеристик большеберцовой кости закрепление осуществлялось по нижней опорной грани ее верхнего элемента.

С учетом расчетной схемы (рис. 3), а также принимая во внимание функциональные зависимости угла поворота феморального компонента КС и действующих сил и моментов от процента длительности цикла

(рис. 4), в модуле описания нагрузок «Loads» последовательно осуществлено приложение передне-задней силы F_{PZ} , осевой силы F_{OS} и момента большеберцовой (тибиальной) ротации M_f .

Как показал интегральный анализ всех функциональных зависимостей, максимальное силовое воздействие на КС оказывается в момент времени, равный $\tau = 13$. На рис. 4 представлен срез данного момента времени с отмеченными числовыми значениями физических величин. Как видно на рисунке, в данный момент времени, когда феморальный компонент повернут на 15.310, осевая сила $F_{OS} = 2600$ Н, передне-задняя сила $F_{PZ} = 109.62$ Н, а момент большеберцовой ротации $M_f = -0.9033$ Нм.

Поскольку в среднем при ходьбе за один год взрослый человек совершает $0.5 \cdot 10^6$ циклов нагружений, а срок службы современных эндопротезов составляет 10 лет, протез КС должен выдерживать требуемую нагрузку на протяжении $10 \cdot 0.5 \cdot 10^6 = 5 \cdot 10^6$ циклов нагружений. В свою очередь, по требованиям заявленного проекта срок службы разрабатываемого изделия должен быть не менее 20 лет, следовательно, при моделировании усталостного разрушения эндопротеза коленного сустава необходимо закладывать указанный закон изменения нагрузок в течение 10^7 циклов нагружений.

Результаты и их обсуждение. Апробирование математической модели осуществлялось на примере варианта сборки Ф0П0Т0 (аналог Zimmer).

При рассмотрении двух схем закрепления КС — по нижней опорной грани ножки тиббиального компонента (рис. 7 а) и по нижней опорной грани среза твердотельной модели большеберцовой кости (рис. 7 б), результаты по второму варианту ограничения степеней свободы в расчетной модели протеза КС более приближены к реальным условиям его функционирования. При установке тиббиального компонента эндопротеза в предварительно подготовленные полости большеберцовой кости и его фиксации посредством медицинского цемента контакт между компонентом протеза и кортикальным слоем кости и губчатой костной тканью осуществляется практически по всей плоскости основания ножки. Принимая данный факт, в дальнейших вариантах моделирования будет использована только такая схема закрепления эндопротеза КС.

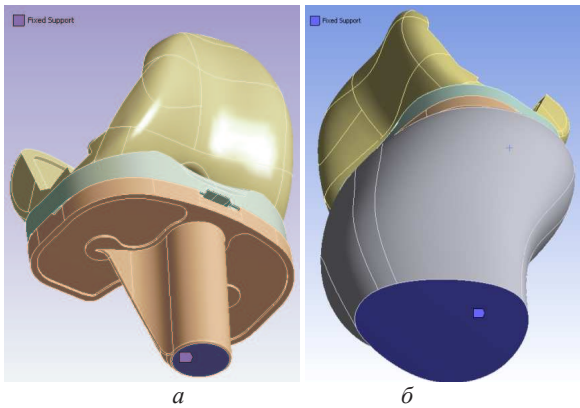


Рис. 7. Ограничение степеней свободы в расчетной модели коленного сустава варианта сборки Ф0П0Т0 эндопротеза коленного сустава: *a* — без большеберцовой кости; *б* — с большеберцовой костью

Предлагаемое изменение материала основы для феморального компонента (замена сплава CoCr28Mo6 на Ti-Al-V) не ухудшает прочностных свойств как самого компонента, так и эндопротеза в целом. Поскольку, как известно [35–40], сплав Ti-Al-V обладает лучшими характеристика биосовместимости с организмом человека, чем сплав CoCr28Mo6 , указанное изменение считается оправданным и в дальнейших математических моделях в качестве металлической матрицы для феморального компонента будет рассматриваться и назначаться только сплав Ti-Al-V .

В результате моделирования установлено, что в условиях многоциклового усталостного воздействия варианты конструкций КС Ф1П1Т1, Ф1П2Т2 и Ф2П1Т1 показали неудовлетворительные результаты, поскольку уровень действующих напряжений в элементах указанных сборок достигает, а в некоторых случаях превышает предельные значения для материалов. Вследствие этого минимальное значение коэффициентов запаса по усталостной прочности становится меньше единицы:

1) Ф1П1Т1 — минимальные значения коэффициента запаса по усталостной прочности равны соответственно 0.93 (керамические вставки феморального компонента) и 0.2 (керамическая проставка);

2) Ф1П2Т2 — минимальное значение коэффициента запаса по усталостной прочности равно 0.93 (слабое звено — керамические вставки феморального компонента);

3) Ф2П1Т1 — минимальное значение коэффициента запаса по усталостной прочности равно 0.2 (слабое звено — керамическая проставка).

Таким образом, результаты моделирования подтверждают, что данные конструкции эндопротеза КС не выдерживают нагрузки в течение требуемого ресурса работы протеза.

В результате моделирования напряженно-деформированного состояния эндопротеза КС (вариант сборки Ф1П0Т0) были получены следующие результаты:

1. Полная деформация конструкции: 1.12 мм, при этом относительная (эквивалентная) деформация в за-

висимости от компонента находится в интервале от 0.001 до 0.086.

2. Эквивалентные напряжения, действующие в феморальном компоненте — 345 МПа; в керамических вставках феморального компонента — 494 МПа; в проставке — 24 МПа; в тибальном компоненте — 118 МПа.

3. Коэффициент запаса по усталостной прочности: феморальный компонент — 1.05; керамические вставки феморального компонента — 0.96; проставка — 1.3; тибальный компонент — 6,77.

Судя по результатам моделирования, требуемый ресурс работы протеза КС не обеспечен конструкцией замков керамических вставок феморального компонента. Требуется доработка системы закрепления керамических вставок в бедренный компонент эндопротеза КС.

Повышение надежности фиксации керамических вставок в пазах феморального компонента возможно за счет применения PRESS FIT посадки, обеспечивающей компенсацию погрешностей размеров и формы сопрягаемых деталей за счет пластической деформации, специально оформленной на боковых поверхностях пазов титанового каркаса. Результаты моделирования показали, что данное конструктивное решение позволяет исключить опасные места концентрации напряжений, доведя их уровень до безопасных значений: в феморальном компоненте — 307 МПа; в керамических вставках феморального компонента — 389 МПа; в проставке — 24 МПа; в тибальном компоненте — 118 МПа. При этом коэффициент запаса по усталостной прочности составляет: феморальный компонент — 1.15; керамические вставки феморального компонента — 1.1; проставка — 1.3; тибальный компонент — 6,77.

В результате моделирования напряженно-деформированного состояния эндопротеза КС (вариант сборки Ф2П2Т2 (рис. 8)) были получены следующие результаты:

1. Полная деформация конструкции — 1.749 мм (рис. 9).

2. Эквивалентные напряжения (рис. 10), действующие: — в феморальном компоненте — 280 МПа; — в полимерных вставках феморального компонента — 24,6 МПа;

— в керамических вкладышах составной проставки — 152 МПа; — в тибальном компоненте — 203 МПа.

3. Коэффициент запаса по усталостной прочности (рис. 11):

— феморальный компонент — 4.2; — полимерные вставки феморального компонента — 1,2;

— керамические вкладыши составной проставки — 3.1;

— тибальный компонент — 2.7.

Таким образом, результаты моделирования показывают, что данная конструкция эндопротеза коленного сустава выдерживает нагрузки в течение требуемого ресурса работы протеза.

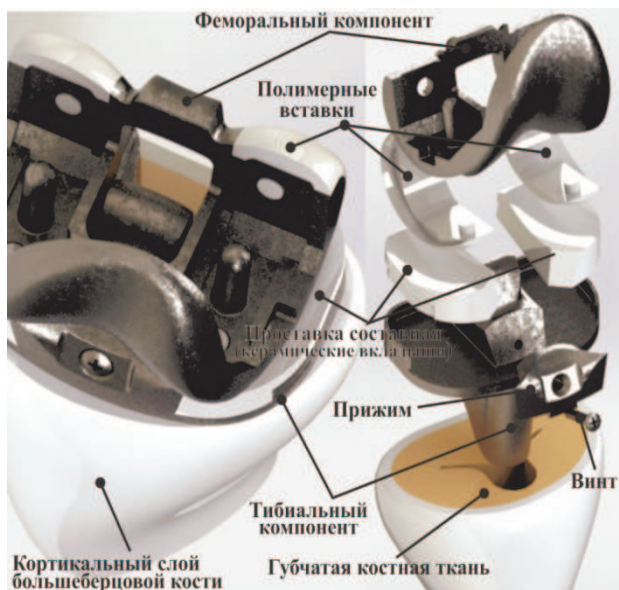


Рис. 8. 3D модели варианта сборки Ф2П2Т2 эндопротеза КС (сборка с большеберцовой костью)

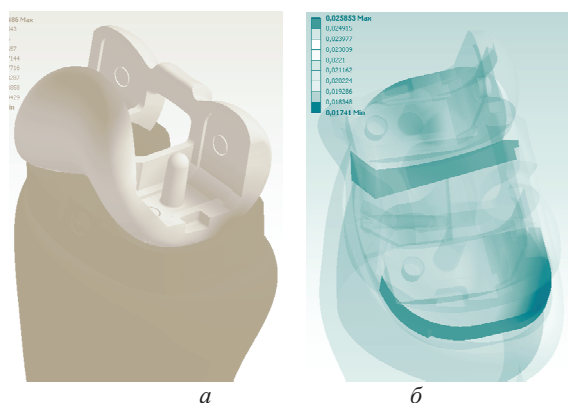


Рис. 9. Абсолютная (полная) деформация для варианта сборки Ф2П2Т2 эндопротеза КС с большеберцовой костью: а — деформация для всей модели; б — деформация для керамических вкладышей составной проставки

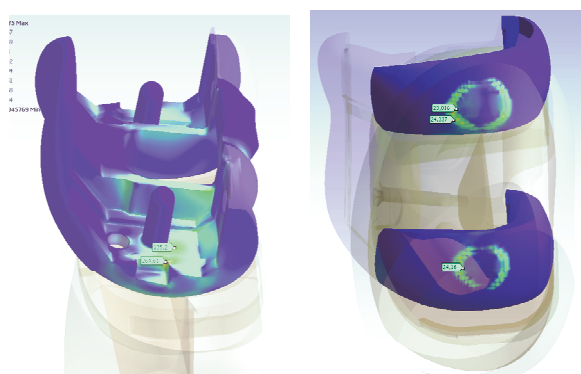


Рис. 10. Эквивалентные напряжения для варианта сборки Ф2П2Т2 эндопротеза КС с большеберцовой костью: а — напряжения для феморального компонента КС; б — напряжения для полимерных вставок

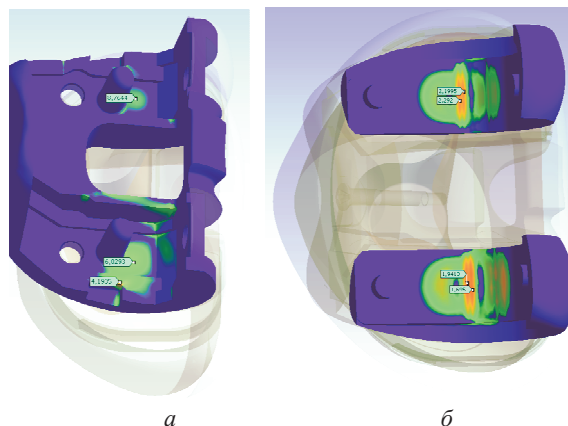


Рис. 11. Коэффициент запаса по усталостной прочности для варианта сборки Ф2П2Т2 эндопротеза КС с большеберцовой костью: а — для феморального компонента протеза КС; б — значения коэффициента для полимерных вставок

Выводы

1. На основе аналитического обзора литературных источников и теоретических исследований были определены диапазоны движения составных частей сустава в трех плоскостях: фронтальной (коронарной или продольной), сагитальной и поперечной (горизонтальной). Получены кинематическая и силовая схемы эндопротеза КС.

2. В результате проведенных исследований определено, что коленный сустав — это двусуставная структура, состоящая из большеберцово-бедренного и надколенно-бедренного суставов. В большеберцово-бедренном суставе поверхностное движение возникает в трех плоскостях одновременно, но самое большое — в сагитальной плоскости. В надколенно-бедренном сочленении поверхностное движение происходит одновременно в двух плоскостях, фронтальной и поперечной, но наибольшее — во фронтальной плоскости.

3. Формирование математической модели биомеханического поведения КС осуществлялось на базе конечно-элементного комплекса ANSYS с использованием имитации изотропных свойств материала. Подготовка твердотельных моделей производилась в CAD-комплексах PowerShape и SolidWorks на основании триангуляционных моделей скелета человека и фасетных поверхностей полиэтиленовой проставки (вкладыша) и феморального и тибialного компонентов сустава, полученных при 3D-сканировании.

4. В результате численного моделирования для каждого разрабатываемого варианта КС были получены поля распределения абсолютных (полных) и относительных деформаций, поля распределения эквивалентных напряжений и поля распределения коэффициента по усталостной прочности.

5. В ходе исследований установлена достаточно перспективная конструкция КС — Ф2П2Т2 (сборный феморальный компонент из сплава Ti-Al-V с полимерными вставками (модель Ф2), керамические вкладыши составной проставки (модель П2), сборный тибialный компонент из сплава Ti-Al-V (модель Т2)). При этом коэффициент запаса по усталостной прочности равен: феморальный компонент — 4.2; полимерные вставки

фemorального компонента — 1.2; керамические вкладыши составной проставки — 3.1; тиббиальный компонент — 2.7.

Результаты моделирования подтверждают, что данная конструкция эндопротеза коленного сустава выдерживает нагрузки в течение требуемого ресурса работы протеза.

Благодарности и финансирование: работа выполнена в Новосибирском государственном техническом университете при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации в рамках реализации комплексного проекта по созданию высокотехнологического производства (договор № 02.G25.31.0144 от 01.12.2015 г.).

Acknowledgements and Funding: This research was performed at Novosibirsk State Technical University under the financial support of the Ministry of Education and Science of the Russian Federation (contract No 02.G25.31.0144 on 01.12.2015).

Литература

1. Andriacchi T.P., Kramer C.M., Landon G.C. Three-dimensional coordinate data processing in human motion analysis // *Journal of Biomechanical Engineering*. 1979. Vol. 101. P. 279-283.
2. Grood E.S., Suntay W.J. A coordinate system for clinical description of three dimensional motion: Application to the knee // *Journal of Biomechanical Engineering*. 1983. Vol. 105. P. 136-144.
3. Kroemer K.H., Marras W.S., McGlothlin J.D. On the measurements of human strength // *International Journal of Industrial Ergonomics*. 1990. Vol. 6. P. 199-210.
4. Özkaya N., Nordin M., Goldsheyder D., Leger D. *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation*. 3rd ed. Springer-Verlag New York, 2012. 275 p.
5. Özkaya N., Leger D., Goldsheyder D., Nordin M. *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation*. 4th ed. Springer International Publishing, 2016. 454 p.
6. Lamareaux L. Kinematic measurements in the study of human walking // *Biomechanics Lab. University of California*. San Francisco. *Bull Prosthetic Res*, Sp. 1971. P. 10-15.
7. Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C. Walking patterns of normal men // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1964. Vol. 46A. P. 335.
8. Levens A.S., Inman V.T., Blosser J.A. Transverse rotation of the segments of the lower extremity in locomotion // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1948. Vol. 30A. P. 859.
9. Kettelkamp D.B., Johnson R.J., Smidt G.L., Chao E.Y., Walker M. An electrogoniometric study of knee motion in normal gait // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1970. 52A. P. 775.
10. Holden J.P., Chou G., Stanhope S.J. Changes in knee joint function over a wide range of walking speeds // *Clinical Biomechanics*. 1997. Vol. 12. P. 375-382.
11. Holden J.P., Chou G., Stanhope S.J. Interpreting joint kinetic data: effects of walking speed and measurement variation // *Gait & Posture*. 1996. Vol. 4. P. 168-169.
12. Matsumoto H., Seedhom B.B., Suda Y., Otani T., Fujikawa K. Axis location of tibial rotation and its change with flexion angle // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2000. Vol. 371. P. 178-182.
13. Hehne H.J. Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1990. Vol. 258. P. 73-85.
14. Fukuda Y., Takai S., Yoshino N. Impact load transmission of the knee joint - influence of leg alignment and the role of meniscus and articular cartilage // *Clinical Biomechanics*. 2000. Vol. 15. P. 516-521.
15. ГОСТ Р ИСО 14243-1 – 2012. Импланты для хирургии. Износ тотальных протезов коленного сустава. Ч. 1. Параметры нагружения и перемещения для испытательных машин с контролем нагрузки и окружающих условий при испытании. Введ. 2013–06–01. М.: Стандартинформ, 2013. 20 с.
16. ГОСТ Р ИСО 14243-2 – 2012. Импланты для хирургии. Износ тотальных протезов коленного сустава. Ч. 2. Методы измерений. Введ. 2013–06–01. М.: Стандартинформ, 2013. 8 с.
17. ГОСТ Р ИСО 14243-3 – 2012. Импланты для хирургии. Износ тотальных протезов коленного сустава. Ч. 3. Параметры нагружения и перемещения для испытательных машин с контролем перемещения и окружающих условий при испытании. Введ. 2013–06–01. М.: Стандартинформ, 2013. 18 с.
18. ГОСТ Р ИСО 7207-1 – 2005. Импланты для хирургии. Бедренный и большеберцовый компоненты частичных и тотальных эндопротезов коленного сустава. Ч. 1. Классификация, определения и обозначение размеров. Введ. 2006–07–01. М.: Стандартинформ, 2005. 11 с.
19. ГОСТ Р ИСО 7207-2 – 2005. Импланты для хирургии. Компоненты частичных и тотальных эндопротезов коленного сустава. Ч. 2. Суставные поверхности, изготовленные из металлических, керамических и полимерных материалов. Введ. 2006–07–01. М.: Стандартинформ, 2005. 4 с.
20. ГОСТ Р ИСО 21536 – 2013. Импланты хирургические. Неактивные имплантаты для замены суставов. Специальные требования к имплантатам для протезирования коленного сустава. Введ. 2014–11–01. М.: Стандартинформ, 2014. 12 с.
21. ГОСТ Р ИСО 14879-1 – 2013. Импланты для хирургии. Тотальные протезы коленного сустава. Ч. 1. Определение прочности и эксплуатационных качеств большеберцовых желобов для протезирования коленного сустава. Введ. 2015–01–01. М.: Стандартинформ, 2014. 12 с.
22. Makinejad Majid Davoodi, Abu Osman Noor Azuan, Wan Abas Wan Abu Bakar, Bayat Mehdi. Preliminary analysis of knee stress in Full Extension Landing // *Clinics*. 2013. Vol. 68, № 9. P. 1180-1188.
23. Zishun Liu. Biomechanical Behavior of the Knee Joint Using ANSYS // *Journal of medicine and life*. 2014. Vol. 2. P. 85-94.
24. Martin Kubíček, Zdeněk Florian. Stress strain analysis of knee joint // *Engineering mechanics*. 2009. Vol. 16, № 5. P. 315-322.
25. Kumbhalkar M.A., Nawghare U., Ghode R., Deshmukh Y., Armakar B. Modeling and Finite Element Analysis of Knee Prosthesis with and without Implant // *Universal Journal of Computational Mathematics*. 2013. Vol. 1. P. 56–66.
26. Carter C.B., Grant M.N. *Ceramic Materials*. 2nd ed. Springer-Verlag New York. 2013. 766 p.
27. Hsu-Wei Fang, Stephen M. Hsu, Jan V. Sengers Ultra-High Molecular Weight Polyethylene. Wear Particle Effects on Bioactivity. *Natl. Inst. Stand. Technol. Spec. Publ.* 1002. U.S. government printing office: Washington. 2003. 277 p.
28. Lyle D. Zardiackas, Matthew J. Kraay, Howard L. Freese Titanium, niobium, zirconium, and tantalum for medical and surgical applications. ASTM Stock Number: STP1471. 2005. 266 p.
29. Teoh S.H. Fatigue of biomaterials: a review // *International Journal of Fatigue*. 2000. Vol. 22. P. 825-837.
30. Yuan Bao-guo, Li Chun-feng, Yu Hai-ping, Sun Dong-li Effect of hydrogen content and stress state on room-temperature mechanical properties of Ti-6Al-4V alloy // *Transactions of Non-ferrous Metals Society of China*. 2009. Vol. 19. P. 423-428.
31. Глазунов С.Г., Моисеев В.Н. Титановые сплавы. Конструкционные титановые сплавы. М.: Металлургия, 1974. 368 с.
32. Ильин А.А., Колачев Б.А., Полькин И.С. Титановые сплавы. Состав, структура, свойства: моногр. М.: ВИАС – МАТИ, 2009. 520 с.
33. Mohamed N. Rahaman, Aihua Yao, B. Sonny Bal, Jonathan P. Garino, Michael D. Ries. Ceramics for Prosthetic Hip and Knee Joint Replacement // *Journal of the American Ceramic Society*. 2007. Vol. 90. P. 1965–1988.

34. Saurabh Samadhiya, Amit Yadav, Dr. B.R Rawal. Biomechanical analysis of different knee prosthesis biomaterials using fem // IOSR Journal of Mechanical and Civil Engineering. 2014. Vol. 11. P. 120-128.

35. Sidambe A.T. Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants—A Review // Materials. 2014. Vol. 7. P. 8168-8188.

36. BomBač D., Brojan M., Fajfar P., Kosel F., Turk R. Review of materials in medical applications // RMZ – Materials and Geoenvironment. 2007. Vol. 54, № 4. P. 471–499.

37. Elias C.N., Lima J.H.C., Valiev R., Meyers M.A. Biomedical applications of titanium and its alloys // The Journal of The Minerals, Metals & Materials Society (TMS). 2008. Vol. 60. P. 46–49.

38. Mueller E., Kammula R., Marlowe D. Regulation of “Biomaterials” and Medical Devices // MRS Bull. 1991. Vol. 16. P. 39–41.

39. Oldani C., Dominguez A. Titanium as a Biomaterial for Implants. Recent Advances in Arthroplasty, Dr. Samo Fokter (Ed.), InTech. 2012. P. 149-163.

40. Saini M., Singh Y., Arora P., Arora V., Jain K. Implant biomaterials: A comprehensive review // World Journal of Clinical Cases. 2015. Vol. 3. P. 52–57.

References

1. Andriacchi T.P., Kramer C.M., Landon G.C. Three-dimensional coordinate data processing in human motion analysis // Journal of Biomechanical Engineering. 1979. Vol. 101. P. 279-283.
2. Grood E.S., Suntay W.J. A coordinate system for clinical description of three dimensional motion: Application to the knee // Journal of Biomechanical Engineering. 1983. Vol. 105. P. 136-144.
3. Kroemer K.H., Marras W.S., McGlothlin J.D. On the measurements of human strength // International Journal of Industrial Ergonomics. 1990. Vol. 6. P. 199-210.
4. Özkaya N., Nordin M., Goldsheyder D., Leger D. Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation. 3rd ed. Springer-Verlag New York, 2012. 275 p.
5. Özkaya N., Leger D., Goldsheyder D., Nordin M. Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation. 4th ed. Springer International Publishing. 2016. 454 p.
6. Lamareaux L. Kinematic measurements in the study of human walking // Biomechanics Lab. University of California. San Francisco. Bull Prosthetic Res, Sp. 1971. P. 10-15.
7. Murray M.P., Drought A.B., Kory R.C. Walking patterns of normal men // The Journal of Bone and Joint Surgery. 1964. Vol. 46A. P. 335.
8. Levens A.S., Inman V.T., Blosser J.A. Transverse rotation of she segments of the lower extremity in locomotion // The Journal of Bone and Joint Surgery. 1948. Vol. 30A. P. 859.
9. Kettelkamp D.B., Johnson R.J., Smidt G.L., Chao E.Y., Walker M. An electrogoniometric study of knee motion in normal gait // The Journal of Bone and Joint Surgery. 1970. 52 A. P. 775.
10. Holden J.P., Chou G., Stanhope S.J. Changes in knee joint function over a wide range of walking speeds // Clinical Biomechanics. 1997. Vol. 12. P. 375-382.
11. Holden J.P., Chou G., Stanhope S.J. Interpreting joint kinetic data: effects of walking speed and measurement variation // Gait & Posture. 1996. Vol. 4. P. 168-169.
12. Matsumoto H., Seedhom B.B., Suda Y., Otani T., Fujikawa K. Axis location of tibial rotation and its change with flexion angle // Clinical Orthopaedics and Related Research. 2000. Vol. 371. P. 178-182.
13. Hehne H.J. Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance // Clinical Orthopaedics and Related Research. 1990. Vol. 258. P. 73-85.
14. Fukuda Y., Takai S., Yoshino N. Impact load transmission of the knee joint - influence of leg alignment and the role of meniscus and articular cartilage // Clinical Biomechanics. 2000. Vol. 15. P. 516-521.
15. GOST R ISO 14243-1-2012. Implants for surgery. Wear of total knee-joint prostheses. Part 1. Loading and displacement parameters for wear-testing machines with load control and corresponding environmental conditions for test. Vved. 2013-06-01. M.: Standartinform, 2013. 20 p.
16. GOST R ISO 14243-2-2012. Implants for surgery. Wear of total knee-joint prostheses. Part 2. Methods of measurement. Vved. 2013-06-01. M.: Standartinform, 2013. 8 p.
17. GOST R ISO 14243-3-2012. Implants for surgery. Wear of total knee-joint prostheses. Part 3. Loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test. Vved. 2013-06-01. M.: Standartinform, 2013. 18 p.
18. GOST R ISO 7207-1-2005. Implants for surgery. Femoral and tibial components for partial and total knee joint prostheses. Part 1. Classification, definitions and designation of dimensions. Vved. 2006-07-01. M.: Standartinform, 2005. 11 p.
19. GOST R ISO 7207-2-2005. Implants for surgery. Components for partial and total knee joint prostheses. Part 2. Articulating surfaces made of metal, ceramic and plastics materials. Vved. 2006-07-01. M.: Standartinform, 2005. 4 p.
20. GOST R ISO 21536-2013. Non-active surgical implants. Joint replacement implants. Specific requirements for knee-joint replacement implants. Vved. 2014-11-01. M.: Standartinform, 2014. 12 p.
21. GOST R ISO 14879-1-2013. Implants for surgery. Total knee-joint prostheses. Part 1. Determination of endurance properties of knee-tibial trays. Vved. 2015-01-01. M.: Standartinform, 2014. 12 p.
22. Makinejad Majid Davoodi, Abu Osman Noor Azuan, Wan Abas Wan Abu Bakar, Bayat Mehdi. Preliminary analysis of knee stress in Full Extension Landing // Clinics. 2013. Vol. 68, № 9. P. 1180-1188.
23. Zishun Liu. Biomechanical Behavior of the Knee Joint Using ANSYS // Journal of medicine and life. 2014. Vol. 2. P. 85-94.
24. Martin Kubíček, Zdeněk Florian. Stress strain analysis of knee joint // Engineering mechanics. 2009. Vol. 16, № 5. P. 315-322.
25. Kumbhalkar M.A., Nawghare U., Ghode R., Deshmukh Y. Armarkar B. Modeling and Finite Element Analysis of Knee Prosthesis with and without Implant // Universal Journal of Computational Mathematics. 2013. Vol. 1. P. 56-66.
26. Carter C.B., Grant M.N. Ceramic Materials. 2nd ed. Springer-Verlag New York. 2013. 766 p.
27. Hsu-Wei Fang, Stephen M. Hsu, Jan V. Sengers Ultra-High Molecular Weight Polyethylene. Wear Particle Effects on Bioactivity. Natl. Inst. Stand. Technol. Spec. Publ. 1002. U.S. government printing office: Washington. 2003. 277 p.
28. Lyle D. Zardiackas, Matthew J. Kraay, Howard L. Freese Titanium, niobium, zirconium, and tantalum for medical and surgical applications. ASTM Stock Number: STP1471. 2005. 266 p.
29. Teoh S.H. Fatigue of biomaterials: a review // International Journal of Fatigue. 2000. Vol. 22. P. 825-837.
30. Yuan Bao-guo, Li Chun-feng, Yu Hai-ping, Sun Dong-li Effect of hydrogen content and stress state on room-temperature mechanical properties of Ti-6Al-4V alloy // Transactions of Non-ferrous Metals Society of China. 2009. Vol. 19. P. 423-428.
31. Glazunov S.G., Moiseev V.N. Titanium alloys. Structural titanium alloys. M.: Metallurgiya, 1974. 368 p.
32. Il'in A.A., Kolachev B.A., Pol'kin I.S. Titanium alloys. Composition, structure, properties: monogr. M.: VILS-MATI, 2009. 520 p.
33. Mohamed N. Rahaman, Aihua Yao, B. Sonny Bal, Jonathan P. Garino, Michael D. Ries. Ceramics for Prosthetic Hip and Knee Joint Replacement // Journal of the American Ceramic Society. 2007. Vol. 90. P. 1965-1988.

34. Saurabh Samadhya, Amit Yadav, Dr. B.R Rawal. Biomechanical analysis of different knee prosthesis biomaterials using fem // IOSR Journal of Mechanical and Civil Engineering. 2014. Vol. 11. P. 120-128.

35. Sidambe A.T. Biocompatibility of Advanced Manufactured Titanium Implants-A Review // Materials. 2014. Vol. 7. P. 8168-8188.

36. BomBač D., Brojan M., Fajfar P., Kosel F., Turk R. Review of materials in medical applications // RMZ - Materials and Geoenvironment. 2007. Vol. 54, № 4. P. 471-499.

37. Elias C.N., Lima J.H.C., Valiev R., Meyers M.A. Biomedical applications of titanium and its alloys // The Journal of The

Minerals, Metals & Materials Society (TMS). 2008. Vol. 60. P. 46-49.

38. Mueller E., Kammula R., Marlowe D. Regulation of "Biomaterials" and Medical Devices // MRS Bull. 1991. Vol. 16. P. 39-41.

39. Oldani C., Dominguez A. Titanium as a Biomaterial for Implants. Recent Advances in Arthroplasty, Dr. Samo Fokter (Ed.), InTech. 2012. P. 149-163.

40. Saini M., Singh Y., Arora P., Arora V., Jain K. Implant biomaterials: A comprehensive review // World Journal of Clinical Cases. 2015. Vol. 3. P. 52-57.

УДК 621.01:621.81:621:891

DOI: 10.18324/2077-5415-2017-4-102-107

Внедрение жесткой сферы и шероховатой поверхности в полимерный слой

А.С. Кожевников^a, Ю.Н. Алпатов^b, В.К. Елсуков^c

Братский государственный университет, ул. Макаренко 40, Братск, Россия

^akozhevnikovart@inbox.ru, ^biipm@brstu.ru, ^celswk@mail.ru

Статья поступила 8.10.2017, принята 11.11.2017

Статья посвящена анализу инженерных подходов к определению внедрения сферы и шероховатой поверхности в полимерный слой. Как известно, в большинстве случаев классические решения контактных задач для тел с изменяющимися по глубине механическими характеристиками не позволяют применять полученные результаты для практических целей обеспечения заданных условий трения, изнашивания и герметичности. Показано, что наиболее практичными являются инженерные методы решения контактных задач на основе упрощающих гипотез, например, представление слоистого тела как конструкции с особыми механическими свойствами, зависящими от механических свойств материалов основания и покрытия, а также толщины покрытия. Анализ использования предлагаемых инженерных решений при расчетах величины внедрения сферы показал преимущества метода, основанного на жесткостной модели слоистого тела. При этом эффективный модуль упругости и коэффициент Пуассона определяются для любых значений толщины покрытия при осесимметричном нагружении слоистого полупространства. Предлагаемое инженерное решение по изменению эффективного модуля упругости хорошо сочетается с дискретной моделью шероховатости, что позволяет успешно определять контактные характеристики при взаимодействии шероховатой поверхности со слоистым телом для разных видов контакта. Сравнение полученных зависимостей для определения сближения шероховатой поверхности со слоистым полупространством с опубликованными экспериментальными данными продемонстрировало удовлетворительное совпадение. В целом полученные результаты подтверждают высокую чувствительность предлагаемого метода к изменению толщины покрытия и его механических свойств.

Ключевые слова: полимерное покрытие; слоистое полупространство; переменный модуль упругости; внедрение сферы; шероховатая поверхность; сближение поверхностей.

The introduction of a rigid sphere and a rough surface in polymer layer

A.S. Kozhevnikov^a, Yu.N. Alpatov^b, V.K. Elsukov^c

Bratsk State University, 40, Makarenko str., Bratsk, Russia

^akozhevnikovart@inbox.ru, ^biipm@brstu.ru, ^celswk@mail.ru

Received 8.10.2017, accepted 11.11.2017

The article is devoted to the analysis of engineering approaches to determining the introduction of a sphere and a rough surface into a polymer layer. As is known, in most cases, classical solutions of contact problems for bodies with varying mechanical properties do not allow the applied results to be applied for practical purposes to provide specified conditions for friction, wear and tightness. It is shown that the most practical are the engineering methods for solving contact problems based on simplifying hypotheses, for example, the representation of a layered body as a construction with special mechanical properties that depend on the mechanical properties of the base and coating materials and the coating thickness. Analysis of the use of the proposed engineering solutions in calculating the value of the introduction of the sphere showed the advantages of the method based on the rigid model of the layered body. In this case,