

ПРОЕКТИРОВАНИЕ ЭЛЕМЕНТОВ ПРОТЕЗА КОЛЕННОГО СУСТАВА ИЗ КОМПОЗИТОВ

С.Б. Сапожников, sapozhnikovsb@susu.ru, <http://orcid.org/0000-0002-7022-4865>
А.В. Безмельницын, bezmelnitcynav@susu.ru, <http://orcid.org/0000-0002-3203-6943>
М.В. Жихарев, zhikharevmv@susu.ru, <http://orcid.org/0000-0001-6908-5768>
В.В. Епишев, epishevuv@susu.ru, <http://orcid.org/0000-0002-7284-7388>
В.В. Эрлих, erlih-vadim@mail.ru, <http://orcid.org/0000-0003-4416-1925>
Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия

Аннотация. Цель: разработка новой конструкции четырёхзвенного механического протеза коленного сустава из композитных материалов. **Материалы и методы.** С использованием инерциального комплекса захвата движений Xsens были получены результаты реакции опоры при ходьбе на тредбане со скоростью 3 км/ч (добровольцы в норме и с протезом). Из тканевого стеклопластика на основе эпоксидной смолы, который был основным материалом стержневых элементов протеза, изготовлен образец для испытаний стержневых элементов. В пакете SolidWorks была создана трёхмерная модель протеза коленного сустава Total Knee 1000/2000 фирмы Össur (Исландия). Механические испытания образца стержневого элемента были проведены на машине Instron 5900R. С использованием метода конечных элементов (пакет ANSYS) был проведен анализ напряжённо-деформированного состояния модельного образца и трёхмерной модели протеза коленного сустава. **Результаты.** В работе предложена новая конструкция четырёхзвенного механического протеза коленного сустава из композитных материалов. На основе анализа кинезиметрии ходьбы при скорости 3 км/ч на комплексе Xsens получено, что протез испытывает существенные сжимающие нагрузки лишь в фазе перекачивания с пятки на носок. При этом нагрузки на протез могут в два раза превосходить вес человека. Новая конструкция коленного протеза предполагает использование в стержневых элементах высокопрочного стеклопластика вместо дорогих титановых и алюминиевых сплавов аналогичного протеза фирмы Össur (Исландия). Расчёт нагрузок в элементах протеза и эксперименты на модельных образцах показали, что новые стержневые элементы могут иметь вес в два–три раза меньший, чем у аналога. Это позволяет рассматривать композитные материалы в качестве перспективных при изготовлении новых образцов коленных протезов.

Ключевые слова: протез коленного сустава, тканевый стеклопластик, стержневой элемент, напряжённо-деформированное состояние

Благодарности. Работа выполнена в рамках госзадания Министерства науки и высшего образования РФ FENU-2023-0017 (2023217ГЗ).

Для цитирования: Проектирование элементов протеза коленного сустава из композитов / С.Б. Сапожников, А.В. Безмельницын, М.В. Жихарев и др. // Человек. Спорт. Медицина. 2023. Т. 23, № 4. С. 163–171. DOI: 10.14529/hsm230420

DESIGN OF KNEE JOINT PROSTHETIC ELEMENTS MADE OF COMPOSITES

S.B. Sapozhnikov, sapozhnikovsb@susu.ru, <http://orcid.org/0000-0002-7022-4865>
A.V. Bezmelnitsyn, bezmelnitsynav@susu.ru, <http://orcid.org/0000-0002-3203-6943>
M.V. Zhikharev, zhikharevmv@susu.ru, <http://orcid.org/0000-0001-6908-5768>
V.V. Epishev, epishevsv@susu.ru, <http://orcid.org/0000-0002-7284-7388>
V.V. Erlikh, erlih-vadim@mail.ru, <http://orcid.org/0000-0003-4416-1925>
South Ural State University, Chelyabinsk, Russia

Abstract. Aim. To develop an innovative four-bar mechanical knee-joint prosthesis made of composites. **Materials and methods.** Ground reaction force measurements were taken with the Xsens motion capture system, involving a healthy volunteer and an individual with a prosthetic leg walking on a treadmill at 3 km/h. The specimen of epoxy resin fiberglass was used for bar testing. A 3D model of the Total Knee 1000/2000 knee joint prosthesis (Össur, Iceland) was generated using the SolidWorks package. Mechanical testing of a bar element was carried out with the Instron 5900R, and stress-strain analysis of both the model specimen and the 3D knee joint prosthesis was conducted using the finite element method (ANSYS package). **Results.** A new construction of a four-bar mechanical knee-joint prosthesis made of composites was proposed. Based on the data obtained from individuals walking on a treadmill at 3 km/h, the study shows that the prosthesis experiences significant compressive loads only in the heel-to-toe phase. In this case, the load on the prosthesis can be twice the weight of a person. The new design of the knee prosthesis involves the use of high-strength fiberglass in the bar elements instead of the expensive titanium and aluminum alloys of a similar prosthesis from Össur (Iceland). Calculation of loads in prosthetic elements and experiments on model specimens show that new bar elements can have a weight two to three times less than that of the analogue. This allows us to consider composites as promising for the manufacture of new specimens of knee prostheses.

Keywords: knee joint prosthesis, fiberglass, bar element, stress-strain behavior

Acknowledgements. This work was accomplished as part of the state assignment of the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation FENU-2023-0017 (2023217Г3).

For citation: Sapozhnikov S.B., Bezmelnitsyn A.V., Zhikharev M.V., Epishev V.V., Erlikh V.V. Design of knee joint prosthetic elements made of composites. *Human. Sport. Medicine*. 2023;23(4):163–171. (In Russ.) DOI: 10.14529/hsm230420

Введение. Протезы коленных суставов в мировой практике разделяют на два вида: механические одно- и многоосевые [2, 6, 7] и компьютеризованные [3–5]. В многоосевых механизмах выделяют фазу стояния и упругой реакции на сгибание с настройкой демпфирования при разгибании колена. Компьютеризованные (с микропроцессором) протезы позволяют управлять, по сути, лишь демпфированием при разгибании, настраивая механизм на специфический темп ходьбы.

Опыт эксплуатации протезов колена показывает, что механические протезы получили наибольшее распространение на практике ввиду меньшей цены и простоты обслуживания. Инвалиды отмечают, что масса протеза существенна для них и высказывают пожелания иметь более лёгкие протезы [1–5] (рис. 1).

При ампутации ноги выше колена человек становится инвалидом, у которого главная цель – стать независимым в бытовых условиях: передвигаться по дому (или за его пределами) самостоятельно, с минимальным использованием костылей, палок, ходунков и др. Поскольку ни механический, ни микропроцессорный протезы не имеют собственных источников энергии и автономных приводов в шарнирных сопряжениях, подниматься из положения лёжа или сидя инвалид вынужден с помощью рук или с использованием костылей. Далее, при ходьбе, человек управляет протезом лишь силами инерции и мышцами тазобедренного сустава.

Цель исследования – разработка новой конструкции четырёхзвенного механического протеза коленного сустава из композитных материалов.



Рис. 1. Протезы колена поли- и моноцентрические механические
Fig. 1. Poly- and monocentric mechanical knee joint prostheses

Материалы и методы. В настоящей работе мы предприняли попытку разработать стержневые элементы четырёхзвенного механического протеза из стеклопластика на основе эпоксидной смолы и стеклоткани типа Е. С использованием инерциального комплекса захвата движений Xsens [1] в ЮУрГУ были выполнены эксперименты на добровольцах в норме и с протезом ноги выше колена (ходьба на тредбане со скоростью 3 км/ч). Основным материалом стержневых элементов протеза принят тканевый стеклопластик на основе эпоксидной смолы ЭТАЛ Инжект [7] и ткани полотняного переплетения из волокон Е-стекла с поверхностной плотностью 200 г/м² [8]. Для анализа напряжённо-деформированного состояния модельного образца и трёхмерной модели протеза коленного сустава был использован метод конечных элементов (пакет ANSYS).

Результаты. На рис. 2 представлены результаты реакции опоры при ходьбе, что позволяет оценить усилия, прикладываемые к опорной поверхности со стороны ног (графики усилий приведены с отметкой веса человека) [1].

Получено, что усилия на опорную ногу в норме или с протезом могут в 1,5...2 раза превышать вес человека, что должно учитываться при проектировании протеза.

В процессе производства стержневых элементов протеза ткани укладывали в пакет толщиной 4 мм и пропитывали смолой мето-

дом вакуумной инфузии. Отверждение производили при комнатной температуре в течение 24 ч с постотверждением при 100 °С в течение 4 ч.

Поскольку стеклопластик является анизотропным материалом, по-разному сопротивляющимся растяжению, сжатию и смятию, из готовых пластин были вырезаны тестовые детали размером 77 × 20 × 4 мм с отверстиями диаметром 12 мм для испытаний на растяжение и сжатие через стальные штифты (рис. 3, 4).

Эти детали моделировали стержневые элементы протеза колена для получения данных о величине допустимых напряжений в зоне приложения нагрузки, т. е. к контуру отверстия.

Механические испытания проведены на машине Instron 5900R.

В результате механических испытаний были получены диаграммы растяжения и сжатия/смятия (рис. 5).

При приложении растягивающего усилия предел деформирования имеет место при нагрузке $P_p = 8,70$ кН, а при сжатии/смятии $P_{см} = 15,3$ кН (стрелки на рис. 5). Причина различия усилий в том, что при растяжении деформируется более тонкая часть образца и разрушение происходит в наиболее узкой части поперечного сечения. При сжатии разрушение происходит под штифтом, механизм иной – расщепление (смятие) материала (рис. 6).

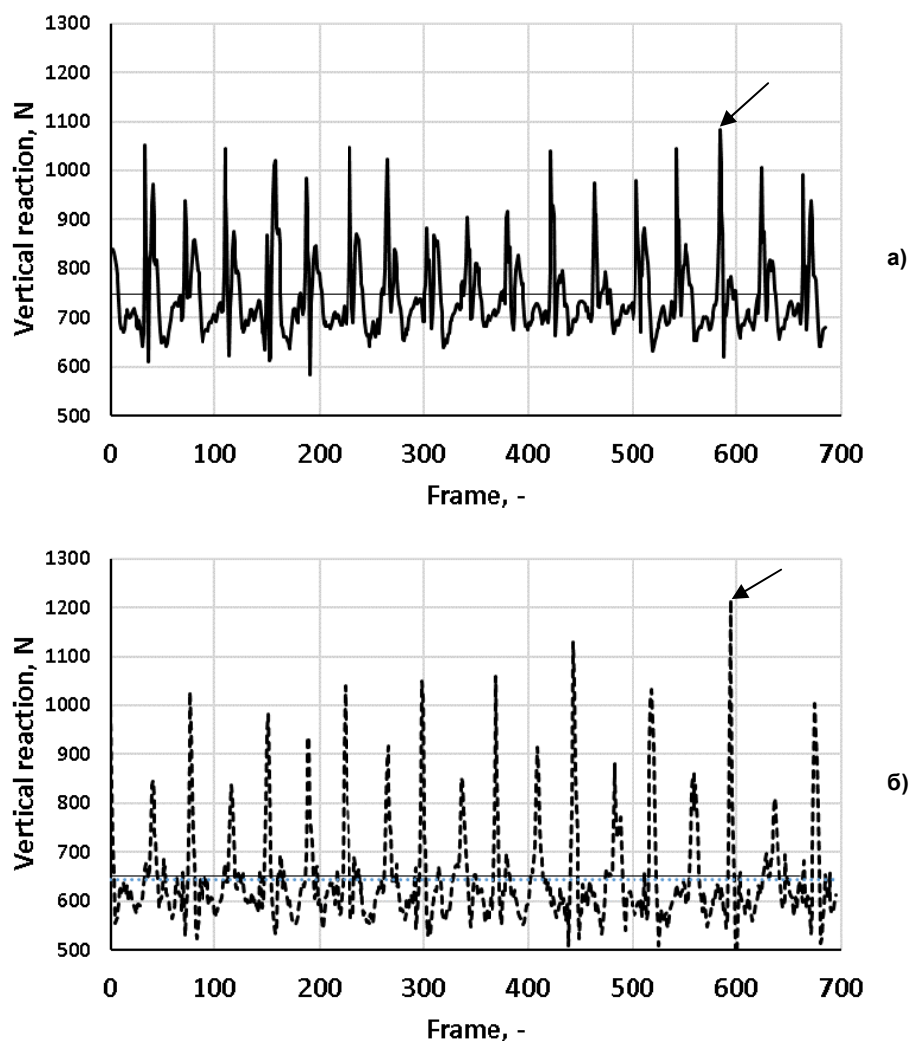


Рис. 2. Реакция опоры при ходьбе человека в норме (а) весом 75 кг и с протезом (б) весом 65 кг. Стрелки – максимальные нагрузки
Fig. 2. Ground reaction force measurements in an apparently healthy individual (a) weighing 75 kg and another with the prosthesis (b) weighing 65 kg. Arrows – max loads

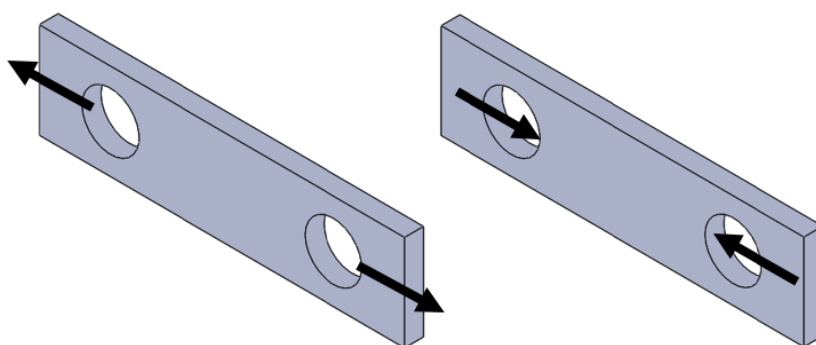


Рис. 3. Образцы для испытаний стержневых элементов протеза
Fig. 3. Specimens for bar testing

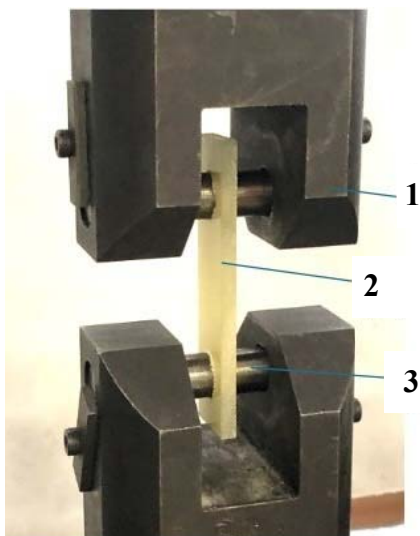


Рис. 4. Образец в нагрузочном приспособлении:
1 – захваты, 2 – образец, 3 – штифт
Fig. 4. A specimen in the universal testing machine:
1 – grips; 2 – test specimen; 3 – pin

Поскольку человек при ходьбе совершает миллионы циклов нагружения, важно обеспечить достаточную долговечность силовых элементов протеза. При испытаниях на усталость авторы установили, что предел выносливости тканевого стеклопластика (неограниченная долговечность) при нагружении вдоль волокон составляет около 20 % от предела прочности.

Таким образом, испытания на образцах с отверстиями могут дать основу для эскизного проектирования стержневых элементов протеза. Важно иметь предельно допускаемые напряжения при растяжении $[\sigma_p]$ и смятии $[\sigma_{см}]$:

$$[\sigma_p] = 0,2 \frac{P_p}{(B-d)t}, [\sigma_{см}] = 0,2 \frac{P_{сж}}{dt}, \quad (1)$$

где $B = 20$ мм – ширина образца, $d = 12$ мм – диаметр штифта, а $t = 4$ мм – толщина образца.

Получено $[\sigma_p] = 0,2 \cdot 8700 / (20 - 12) \cdot 4 \approx 64$ МПа,

$[\sigma_{см}] = 0,2 \cdot 15300 / (12 \cdot 4) \approx 64$ МПа.

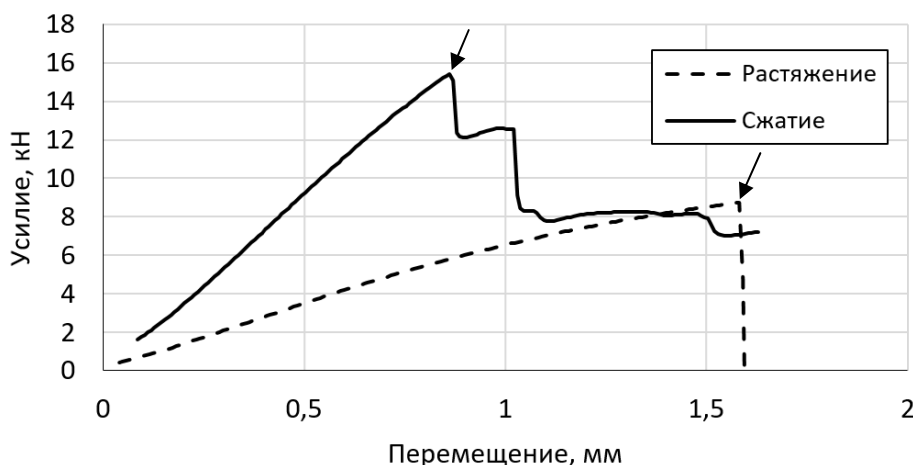


Рис. 5. Диаграммы растяжения и сжатия/смятия образца
для испытаний стержневых элементов протеза
Fig. 5. Diagrams of the tension and compression of a specimen for bar testing

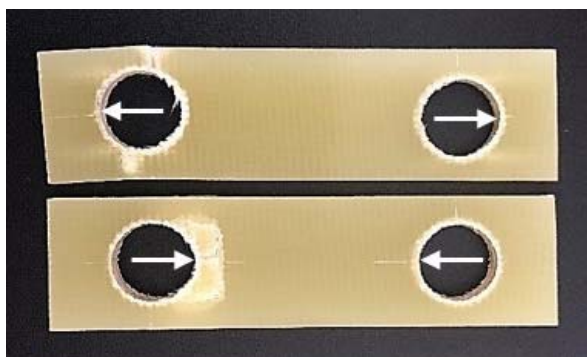


Рис. 6. Модельные образцы
после растяжения и сжатия/смятия
Fig. 6. Model specimens
after tension and compression

Таким образом, детали простой геометрии можно проектировать с использованием (1). Для более сложных деталей необходим расчёт напряжённо-деформированного состояния методом конечных элементов, для которого нужна информация о предельных местных напряжениях.

Был проведен анализ напряжённо-деформированного состояния модельного образца. Для оценки местных напряжений с помощью метода конечных элементов (пакет ANSYS) в зоне контакта трёхмерная модель (рис. 7) была нагружена через стальную шайбу соответствующими усилиями $P_p = 8,7$ кН и $P_{см} = 15,3$ кН.

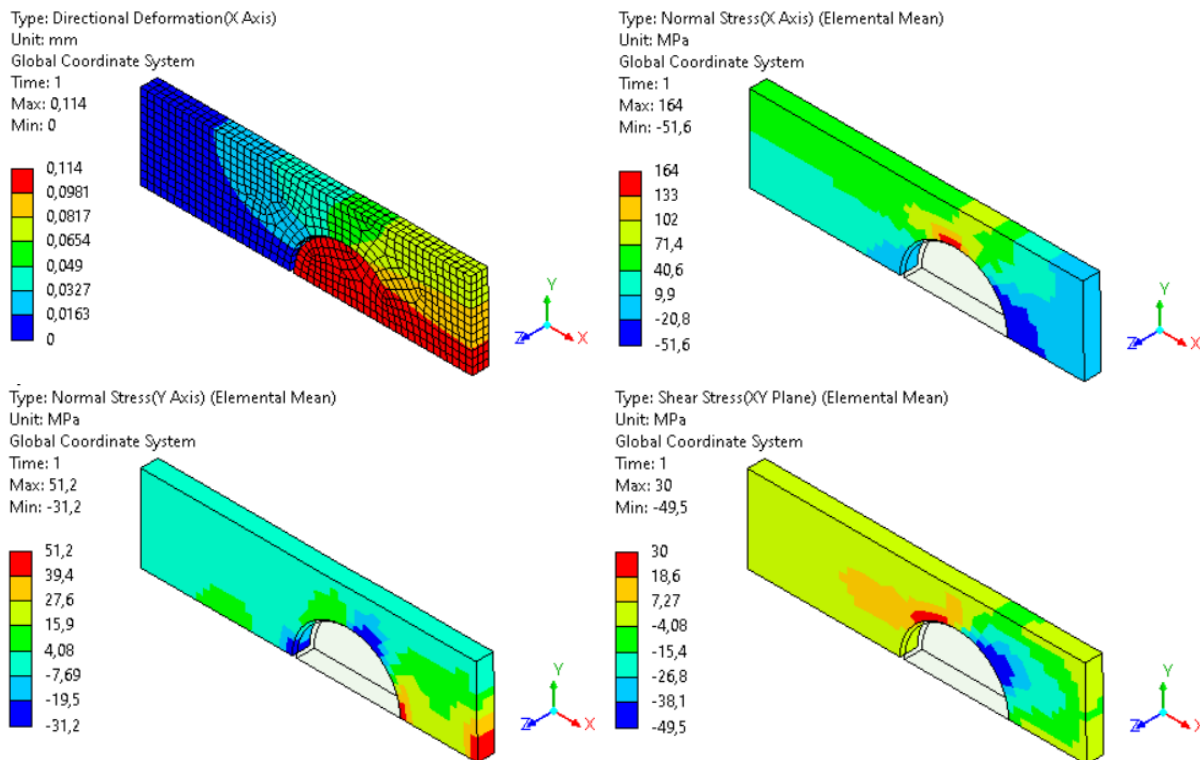


Рис. 7. Картины перемещений и напряжений в зоне контакта при растяжении
 Fig. 7. Displacements and stresses in the contact area during tension testing

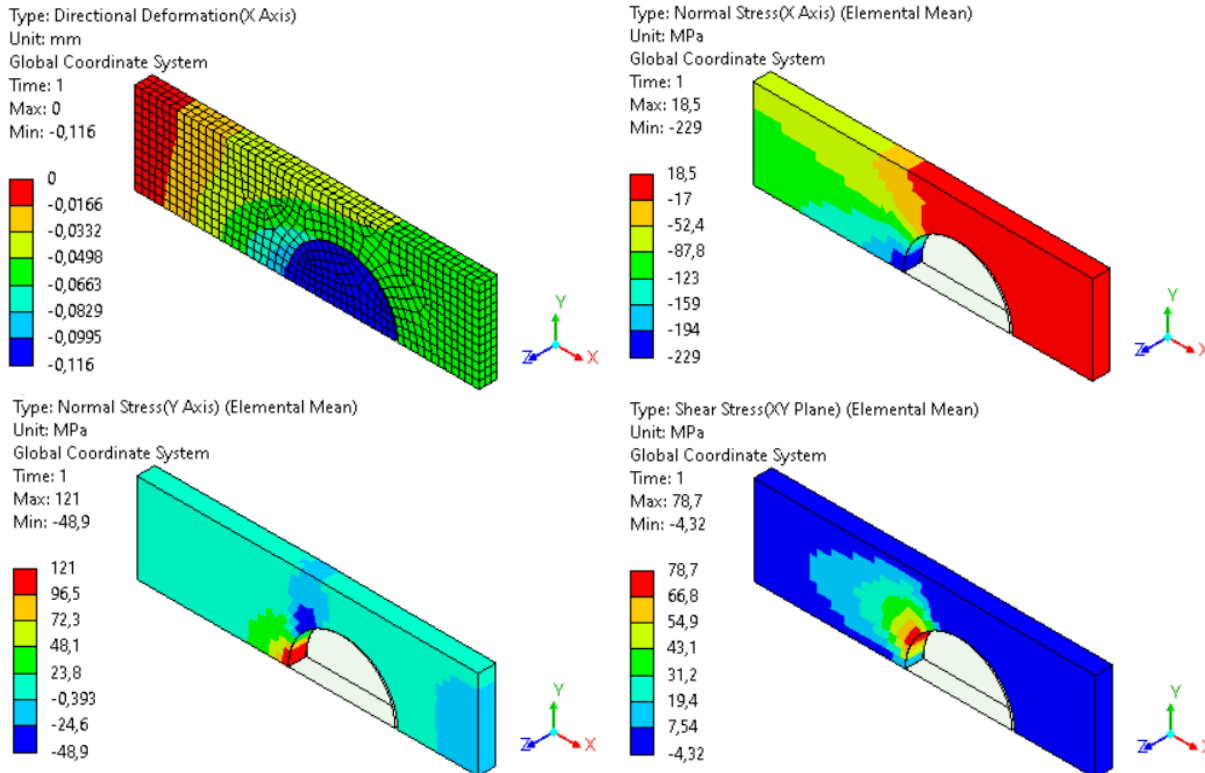


Рис. 8. Картины перемещений и напряжений в зоне контакта при сжатии
 Fig. 8. Displacements and stresses in the contact area during compression testing

Результаты расчёта напряженно-деформированного состояния показаны на рис. 8 для 1/8 части модели ввиду наличия трёх плоскостей симметрии. С учётом симметрии нагрузки на шайбу были уменьшены в 4 раза.

Несложно заметить, что уровень местных нормальных напряжений весьма велик и составляет около 50 % от соответствующего предела прочности. Сдвиговые напряжения при растяжении близки к предельным (на рис. 7 в зоне сдвига заметно изменение цвета образца из-за микротрещин сдвига). Из этого следует, что для надёжной работы такого рода

деталей из стеклопластика целесообразно нагрузки снизить в 2–2,5 раза.

Был проведен анализ напряжённо-деформированного состояния стержневого элемента протеза. На рис. 9 стрелкой показан основной стержневой элемент № 1, нагруженный в эксплуатации наибольшим усилием (будем считать, что протез предназначен для человека массой до 100 кг с двукратной перегрузкой – ходьба).

На рис. 10 приведены картины распределения напряжений в элементе № 1 при сжимающей нагрузке 1000 Н.

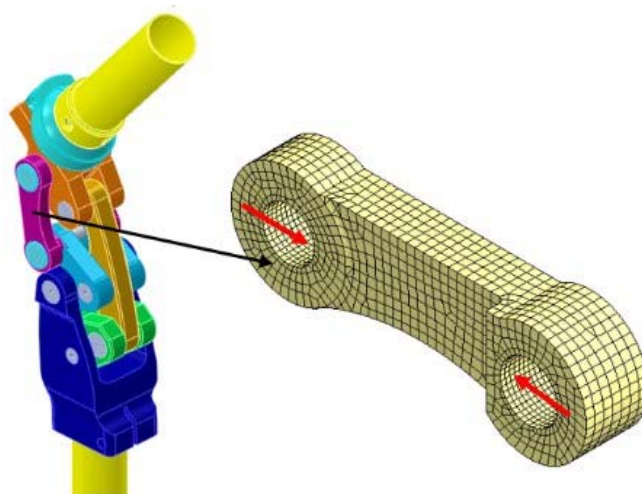


Рис. 9. Трёхмерная модель протеза коленного сустава и элемент № 1 с сеткой конечных элементов при сжатии
Fig. 9. A 3D model of the knee joint prosthesis and element 1 with a finite element mesh during compression testing

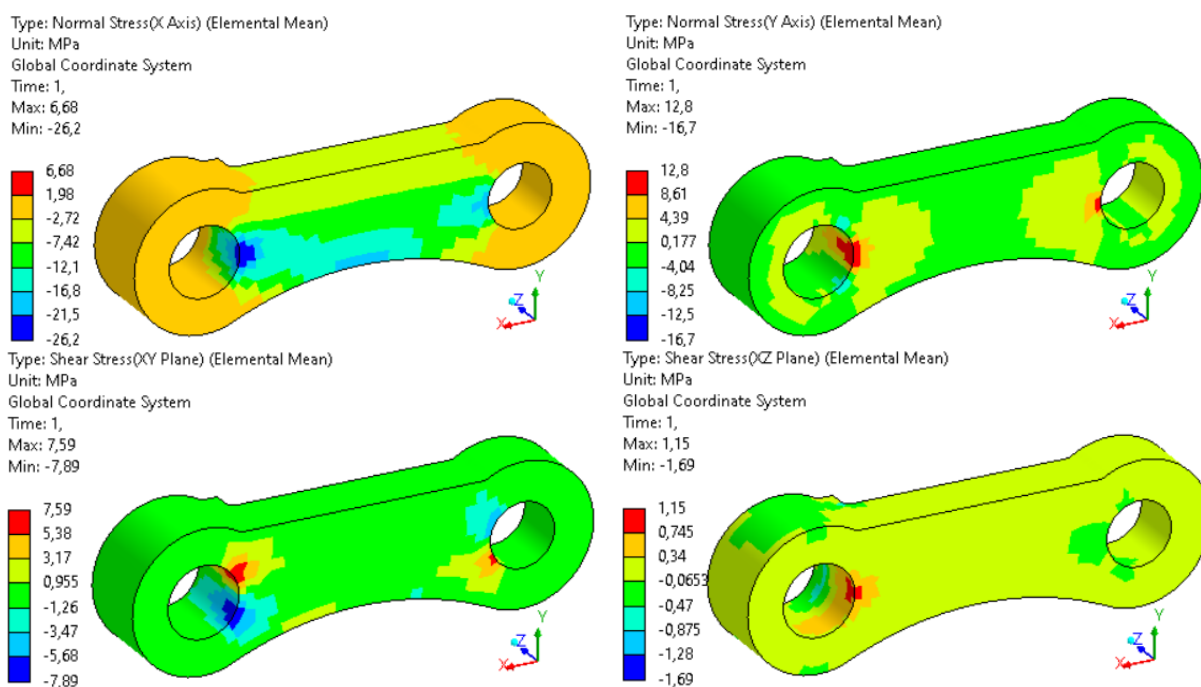


Рис. 10. Напряжённое состояние элемента № 1 при сжатии
Fig. 10. Stress state of element 1 during compression

Анализ результатов расчёта показывает, что элемент № 1, изготовленный из стеклопластика, будет прочным и долговечным при циклическом повторении нагрузок, так как местные напряжения в 3–5 раз меньше предельно допустимых.

Заключение. В представленной работе рассмотрена возможность замены металлических деталей механического коленного протеза на композитные (алюминиевый сплав на тканевый стеклопластик).

При оценке нагруженности при ходьбе использованы данные с системы захвата движений Xsens. Трёхмерная модель протеза коленного сустава Total Knee 1000/2000 фирмы Össur (Исландия) была создан в пакете SolidWorks

и проведен анализ силовых факторов и напряженного состояния при сжатии усилием 1 кН (в расчёте на человека весом 100 кг).

Механические характеристики стеклопластика изучены на образце специальной формы с нагруженными отверстиями при растяжении и сжатии. Показано, что наиболее нагруженный стержневой элемент из стеклопластика может быть в 2 раза легче алюминиевого с сохранением прочности и долговечности. Поскольку модуль упругости стеклопластика в три раза меньше модуля упругости алюминия, коленный протез будет более податливым, что приблизит его к свойствам коленного сустава человека и позволит уменьшить ударные нагрузки при ходьбе с протезом.

Список литературы / References

1. Куимов В.Ю., Чикуров А.И., Бурмистров А.Д., Епишев В.В. Сравнительная характеристика оборудования при измерении биомеханических и кинематических характеристик спортсменов в циклических видах спорта // Человек. Спорт. Медицина. 2023. Т. 23, № 2. С. 165–172. [Kuimov V.Yu., Chikurov A.I., Burmistrov A.D., Epishev V.V. Comparison of the Equipment for Measuring Biomechanic and Kinematic Characteristics of Athletes in Cyclic Sports. *Human. Sport. Medicine*, 2023, vol. 23(2), pp. 165–172. (in Russ.)] DOI: 10.14529/hsm230220
2. *Balance Knee OFM2*. Available at: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/knees/balance-knee-ofm2>.
3. *Brave steps to the future*. Available at: <https://kinez.ru/en>.
4. *Polycentric knee module with geometric locking system and three-stage hydraulic control*. Available at: <https://runi.pro/en/>.
5. *Products and services from Ottobock*. Available at: <https://www.ottobock.com>.
6. *Rheo Knee*. Available at: <https://www.ossur.com/en-us/prosthetics/knees/rheo-knee>.
7. *The Most Advanced Lower Limb Prosthetics in the World*. Available at: <https://www.blatchfordmobility.com>.
8. *Welfare Equipment*. Available at: <https://www.nabtesco.com/en/products/welfare.html>.

Информация об авторах

Сапожников Сергей Борисович, доктор технических наук, профессор главный научный сотрудник кафедры технической механики, Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия.

Безмельницын Александр Викторович, кандидат технических наук, инженер центра прикладных исследований и разработки новых конструкционных материалов, Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия.

Жихарев Михаил Владиленович, кандидат технических наук, заместитель директора центра прикладных исследований и разработки новых конструкционных материалов, Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия.

Епишев Виталий Викторович, директор научно-исследовательского центра спортивной науки, доцент кафедры теории и методики физической культуры и спорта, Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия.

Эрлих Вадим Викторович, доктор биологических наук, профессор, директор Института спорта, туризма и сервиса, Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия.

Information about the authors

Sergey B. Sapozhnikov, Doctor of Technical Sciences, Professor, Chief Researcher, Department of Technical Mechanics, South Ural State University, Chelyabinsk, Russia.

Alexander V. Bezmelnitsyn, Candidate of Technical Sciences, Engineer, Center for Applied Research and Development of New Structural Materials, South Ural State University, Chelyabinsk, Russia.

Mikhail V. Zhikharev, Candidate of Technical Sciences, Deputy Director of the Center for Applied Research and Development of New Structural Materials, South Ural State University, Chelyabinsk, Russia.

Vitaly V. Epishev, Director of the Research Center for Sports Science, Associate Professor of the Department of Theory and Methods of Physical Education and Sport, South Ural State University, Chelyabinsk, Russia.

Vadim V. Erlikh, Doctor of Biological Sciences, Professor, Director of the Institute of Sport, Tourism and Service, South Ural State University, Chelyabinsk, Russia.

Вклад авторов: все авторы сделали эквивалентный вклад в подготовку публикации.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Contribution of the authors: the authors contributed equally to this article.

The authors declare no conflicts of interests.

Статья поступила в редакцию 29.08.2023

The article was submitted 29.08.2023