

ОЦЕНКА РАСПРЕДЕЛЕНИЯ НАПРЯЖЕНИЙ КОНСТРУКЦИИ БИОНИЧЕСКОГО ЭНДОПРОТЕЗА СУСТАВА КИСТИ

Николаенко А.Н.

*Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации, Россия, 443099, г. Самара, ул. Чапаевская, д. 89,
Телефон: +7 (846) 333-30-86, E-mail: info@samsmu.ru*

Резюме. Биомеханическое поведение систем эндопротезирования с фиксацией имплантата, играет важную роль в его функциональной долговечности внутри кости. Метод конечных элементов показал, что концентрация напряжений, происходящих исключительно в кортикальной кости около шейки имплантатов, отвечает за инициирование резорбции костной ткани в этой области. Цель исследования – оценить распределение напряжений в конструкции бионического эндопротеза сустава кисти методом конечных элементов. Результаты показали, что случаи без силовой нагрузки не опасны для протеза. В случае шарового захвата кистью с нагрузкой на палец $25,16 \pm 3,3$ Н, получены достаточные коэффициенты запаса прочности как по костной ткани (минимум 4), так и по материалу протеза (минимум 4.65). Коэффициент запаса по усталости имеет минимальное значение 1,36 для второго случая нагружения на протезе первой части модели. Это показывает, что в случае постоянного нагружения в этом режиме возможно проявление усталостных дефектов и физическую активность с большими нагрузками на протез следует ограничить.

Ключевые слова: бионический эндопротез, суставы кисти, биомеханика, метод конечных элементов

ESTIMATION OF DISTRIBUTION OF STRESSES OF STRUCTURE OF BIONIC ENDOPROSTHESIS OF BRUSH JOINT

Nikolaenko A.N.

State Budget-funded Educational Institution of Higher Professional Education "Samara State Medical University", Russia, 443099, Samara, Chapaevskaja st., 89, Phone: +7 (846) 333-30-86,

E-mail: info@samsmu.ru

Abstract

The biomechanical behavior of endoprosthesis replacement systems with implant fixation plays an important role in its functional durability inside the bone. The finite element method showed that the concentration of stresses occurring exclusively in the cortical bone near the neck of the implants is responsible for initiating bone resorption in this area. The purpose of the study is to assess the stress distribution in the design of the bionic endoprosthesis of the hand joint by the finite element method. The results showed that cases without power load are not dangerous for the prosthesis. In the case of ball gripping with a brush with a finger load of 25.16 ± 3.3 N, sufficient safety factors were obtained both for bone tissue (at least 4) and for the material of the prosthesis (at least 4.65). The fatigue safety factor has a minimum value of 1.36 for the second case of loading on the prosthesis of the first part of the model. This shows that in case of constant loading in this mode, fatigue defects may appear and physical activity with high loads on the prosthesis should be limited.

Keywords: bionic endoprosthesis, hand joints, biomechanics, finite element method

Введение. Биомеханическое поведение систем эндопротезирования с фиксацией имплантата, играет важную роль в его функциональной долговечности внутри кости [1]. Функциональная долговечность определяется надежностью и стабильностью имплантата и абатмента имплантата. Структура имплантата связана с костью через слой цемента. Такая фиксация может привести к неравномерной картине распределения напряжений и вызвать биомеханические перегрузки в имплантате и кости [2]. Протезирование методом имплантации приводит к потере костной массы вокруг имплантата. Действующие силовые нагрузки являются определяющим фактором для долговечности протеза. Они могут привести к накоплению микроповреждений в кости, что приведет к потере костной ткани вокруг шейки имплантата [3]. Кроме того, начальная потеря кости в основном вокруг шейки имплантата развивается глубже в кость [4,5]. Причем именно анализ

методом конечных элементов показал, что концентрация напряжений, происходящих исключительно в кортикальной кости около шейки имплантатов, отвечает за инициирование резорбции костной ткани в этой области. Таким образом, этот метод анализа должен быть применен для оптимизации конструкции имплантатов для уменьшения резорбции кости из-за окклюзионной перегрузки [6-8].

Цель исследования – оценить распределение напряжений в конструкции бионического эндопротеза сустава кисти методом конечных элементов.

Методы исследования

Для проведения анализа напряженно-деформированного состояния (НДС) конструкции бионического эндопротеза сустава кисти необходимо рассматривать имплант как единую систему в сложной биомеханики кисти. Схема взаимодействия полученной системы выглядит следующим образом: нагрузка прилагается к фрагменту основной фаланги, который жестко связан с фаланговым компонентом эндопротеза, который в свою очередь связан с суставной капсулой и капсула передает нагрузку на пястный компонент протеза, который закреплен в точках крепления межкостных мышц. И, наоборот, пястный компонент через капсулу передает нагрузку на основную фалангу. Таким образом, моделируется биомеханика (движение) кисти. Мы использовали комплекс Ansys Worbenchс созданной конечно-элементной моделью.

Импланты изготавливаются из титанового сплава BT1-0. Основные свойства [9]: модуль Юнга для этого материала составляет $1,12 \times 10^{11}$ Па, предел прочности 400 МПа, предел текучести 300 МПа, предел выносливости 180 МПа, плотность 4505 кг/м³. Свойства костной ткани принимались как у кортикальной кости, в модели нет разделения на кортикальную и губчатую структуры. Допущение принято по причине фактического отсутствия губчатых структур в местах сопряжения имплантов с костной тканью. Удельный вес компактного вещества кости [10] 1800 кг/м³, модуль Юнга колеблется от $1,5 \times 10^8$ Па. Для верного учета массы мягких тканей в случае инерционных нагрузок в модели принято допущение о повышении костной плотности до 4800 кг/м³. Модели протезов и костной ткани соединяются посредством интерфейса контактного взаимодействия. Используется контакт типа bonded. В модели отсутствует слой цемента и реализуется жесткое сцепление имплант-кость. Такое решение корректно, поскольку имитирует врастание импланта в костную ткань.

Для удобства прочностных расчетов были приняты следующие допущения (Рис. №1): ногтевая, средняя и проксимальная фаланга с внедренным имплантом объединены в

первую часть модели. Пястная кость с установленным имплантом составляют вторую часть модели.

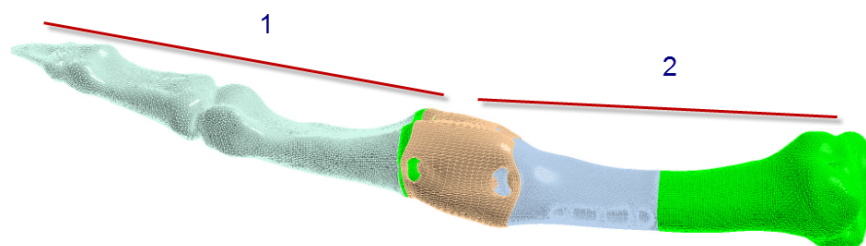


Рис. 1. Условные обозначения анатомии пальца кисти в модели (1 – ногтевая, средняя и –проксимальные фаланги; 2 – пястная кость)

Приняты следующие расчетные случаи для конструкции:

Первый расчётный случай: кисть находится в состоянии физиологического покоя. Угол в пястно-фаланговых и межфаланговых суставах равен 180° . Действует гравитационная нагрузка. Расчет выполняется в два этапа: на первом производили расчет объединенной первой части, производя закрепление по суставу в точке 1 (Рис. №2).

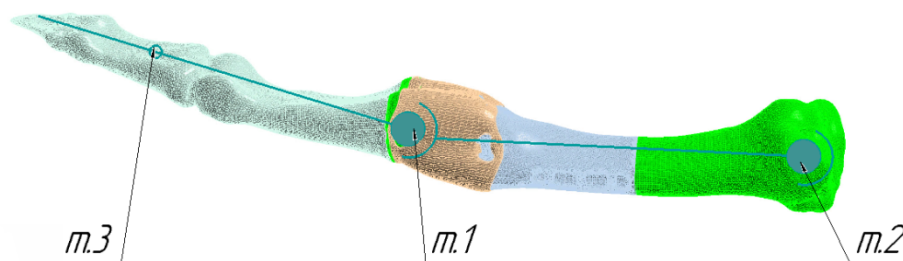


Рис 2. Расчетная модель с ключевыми точками (показана объединенная модель)

Полученные результаты в виде сил прикладываются в качестве нагрузки при расчете пястной кости с протезом в точке 1, закрепление для нее реализуется в точке 2. Поскольку стоит задача оценить прочность конструкции в наихудших условиях нагружения, принята реализация работы на изгиб частей пальца во всех случаях нагружения. Хотя рядом с точкой 3 осуществляется крепление сухожилия, воспринимающего нагрузку, его работа не учитывается в модели. Этим обеспечивается заведомо худший, по сравнению с реальным нагружением протеза, результат.

Второй расчетный случай: кисть находится в состоянии шарового захвата, сжатия. Угол в пястно-фаланговом суставе равен 90° . С целью вычисления максимально допустимой нагрузки на кисть и на каждый палец в отдельности, во втором случае нагружения, исследуемого пациента попросили максимально сильно сжать динамометр 6 раз (каждые 10 минут) в течении часа. Затем было вычислено среднее значение показателя динамометра для каждого пациента, которое колебалось на уровне $125,8 \pm 16,5 \text{ Н}$. Учитывая доли участия в шаровом захвате кисти каждого пальца (на I палец приходится 40% нагрузки при шаровом захвате, на II палец приходится до 20 %, на III - 20%, на IV - 10% и на V – 10%) (Миронов С.П., Котельников Г.П., 2012). Таким образом, максимально допустимая нагрузка на I палец составила $50,32 \pm 6,6 \text{ Н}$; на II палец - $25,16 \pm 3,3 \text{ Н}$; на III палец - $25,16 \pm 3,3 \text{ Н}$; на IV палец – $12,58 \pm 1,65 \text{ Н}$; на V палец – $12,58 \pm 1,65 \text{ Н}$. Действующая нагрузка прикладывается в точке 3 (Рис. № 2). Расчет также как и в случае 1 ведется в два этапа. Взаимное положение частей модели учитывается поворотом системы координат, в которой задаются нагрузки, на 90° . Сделано допущение: поскольку используется модель, в которой фаланги объединены, нет возможности обеспечить нужное угловое взаимное положение ногтевой, средней и проксимальной фаланг. Нагрузка приложена в точке 3 в перпендикулярном направлении. Такое решение допустимо, поскольку основная цель работы расчет НДС протеза, а принятое решение влияет только на НДС ногтевой и средней фаланг.

Третий расчетный случай – циклическая нагрузка. Проводится с целью определения долговечности конструкции эндопротеза в количестве циклов движения при сгибании и разгибания кисти без силовой нагрузки. В данном случае фактически реализуется первый случай нагружения, но с заданием перегрузок в 2G (действующее нагружение 20 м/с^2) при движении пальца.

Результаты

Проведены расчетные исследования для трех описанных случаев нагружения. Результаты анализа первого расчетного случая представлены на Рис. №3-5 и 7-9.

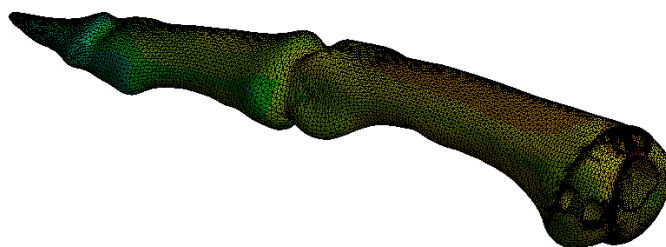
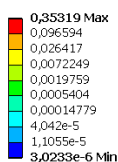


Рис. 3. Поля напряжений по Мизесу на протезе и костной ткани первой частимодели, МПа

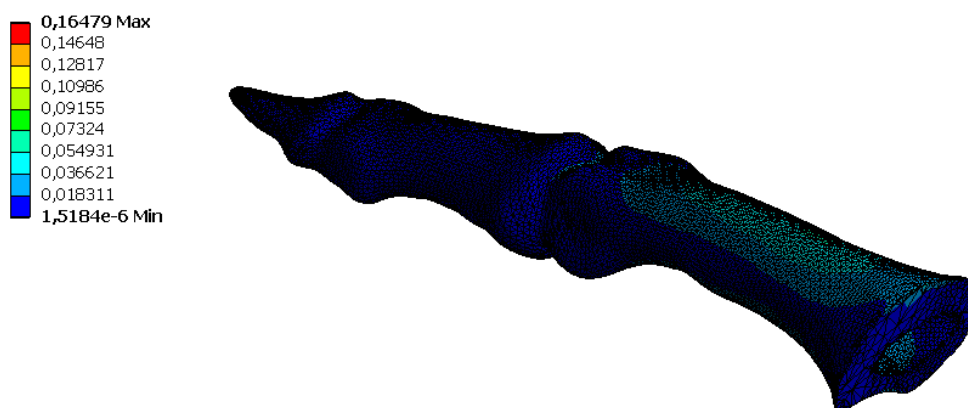


Рис.4. Поля напряжений по Мизесу на костной ткани первой частимодели, МПа

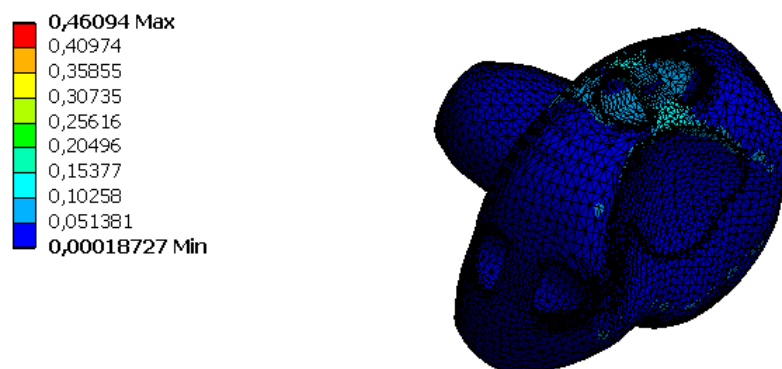


Рис.5. Поля напряжений по Мизесу на протезе первой частимодели, МПа

Расчет показал максимальные напряжения на костной ткани первой части 0,16 МПа, на протезе 0.46 МПа. Силовая реакция в месте закрепления представлена на Рис №6.

Maximum Value Over Time	
☐ X Axis	-0,18303 N
☐ Y Axis	-1,3238e-002 N
☐ Z Axis	-0,12177 N
☐ Total	0,22023 N

Рис.6. Силовая реакция в месте заделки при расчете НДС первой частимодели для первого расчетного случая

Данные силы дополнительно к гравитации прикладываются к протезу и к кости.

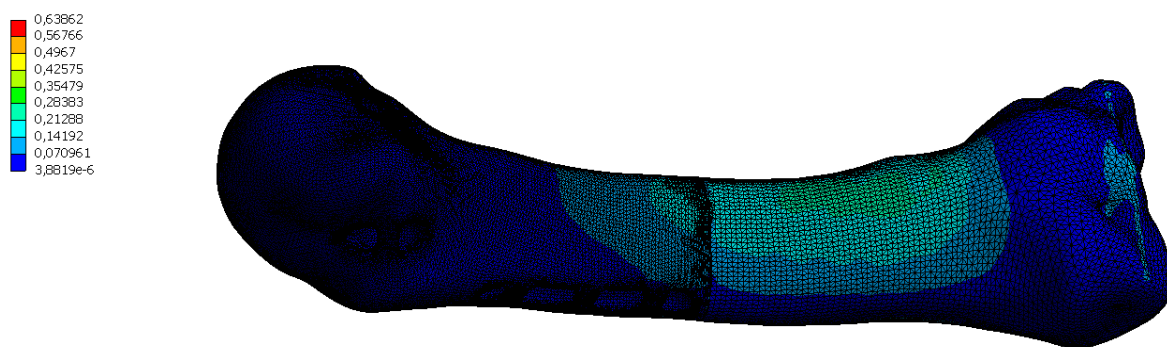


Рис.7. Поля напряжений по Мизесу на протезе и костной ткани пястной кости, МПа

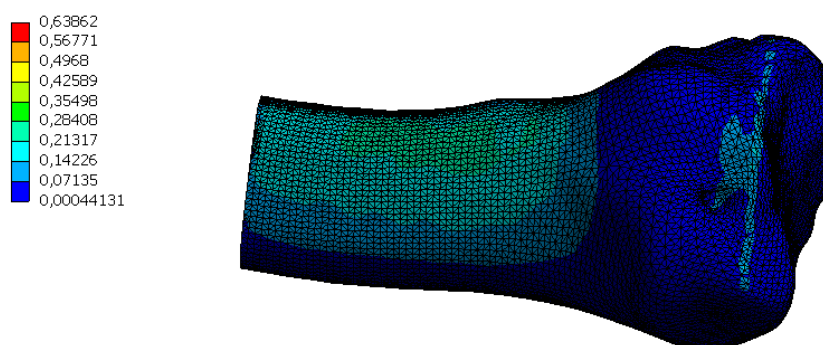


Рис.8. Поля напряжений по Мизесу костной ткани пястной кости, МПа

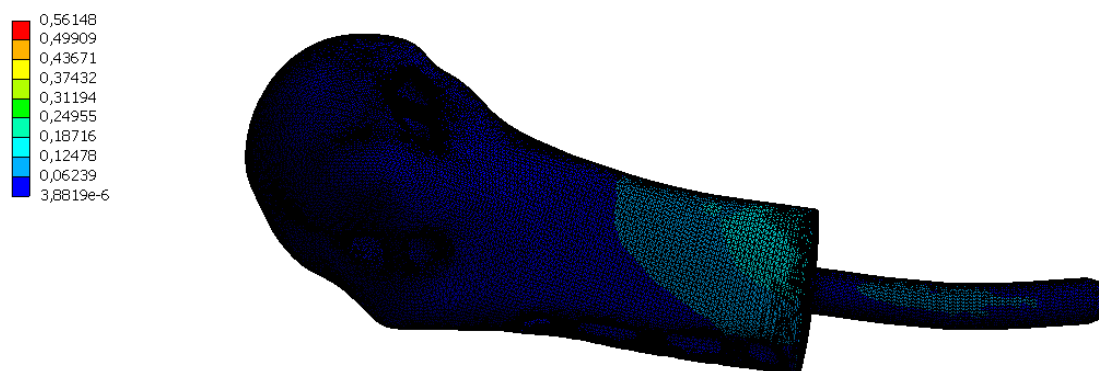


Рис.9. Поля напряжений по Мизесу на протезе пястной кости, МПа

Расчет показал максимальные напряжения на костной ткани пястной кости 0,64 МПа, на протезе 0.56 МПа.

Результаты анализа второго расчетного случая представлены на Рис. № 10-12 и 15-17.

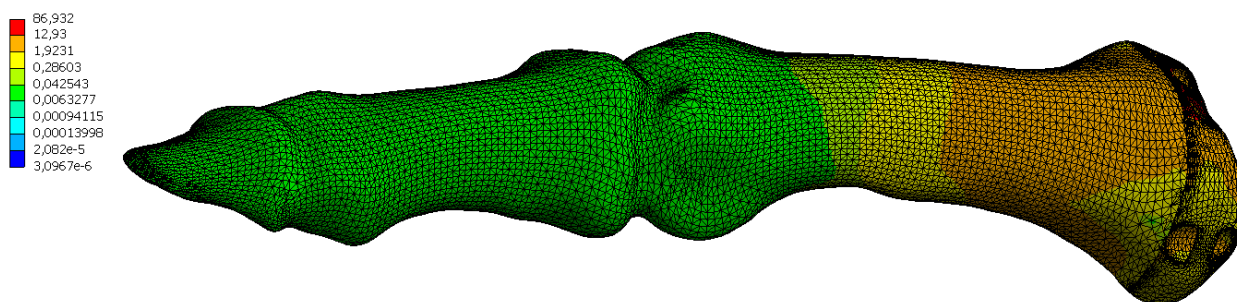


Рис.10. Поля напряжений по Мизесу на протезе и костной ткани первой частимодели, МПа

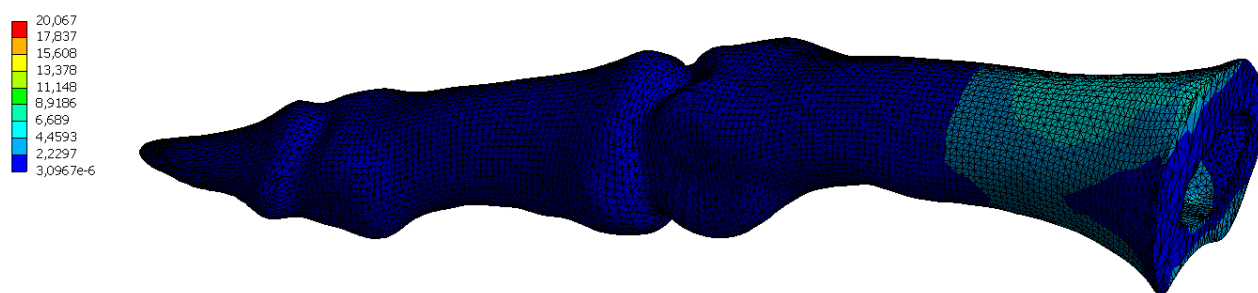


Рис.11. Поля напряжений по Мизесу на костной ткани первой частимодели, МПа

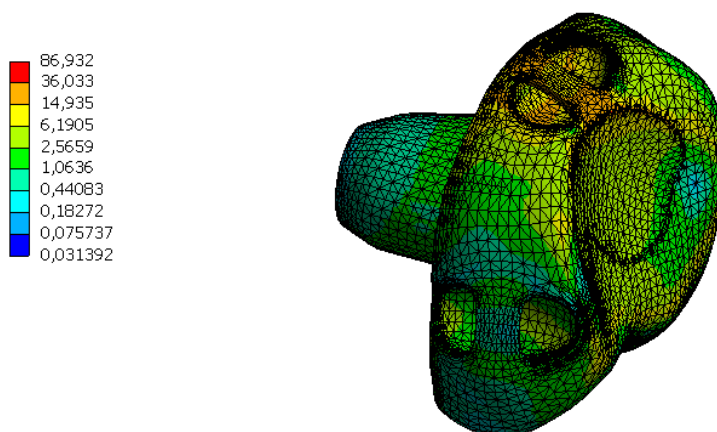


Рис. 12. Поля напряжений по Мизесу на протезе первой частимодели, МПа

Расчет показал максимальные напряжения на костной ткани первой части модели 20 МПа, на протезе 86 МПа. Силовая реакция в месте закрепления представлена на Рис №13.

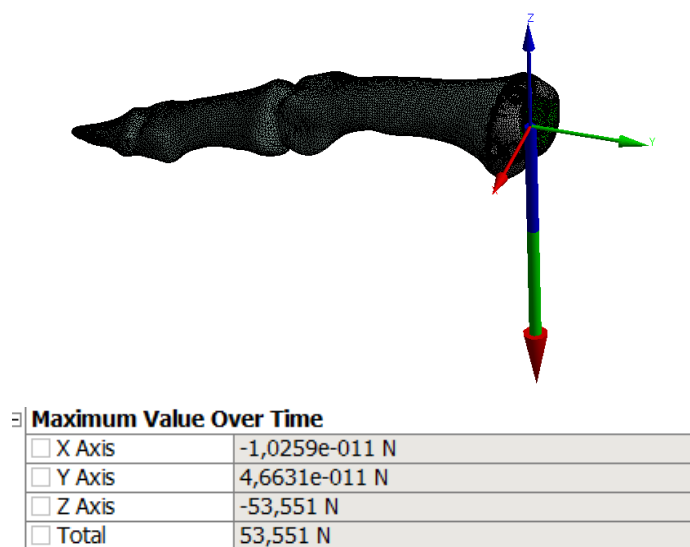


Рис.13. Силовая реакция в месте заделки при расчете НДС первой части модели для второго расчетного случая

Данные силы, дополнительно к гравитации, прикладываются к протезу пястной кости (Рис 14).

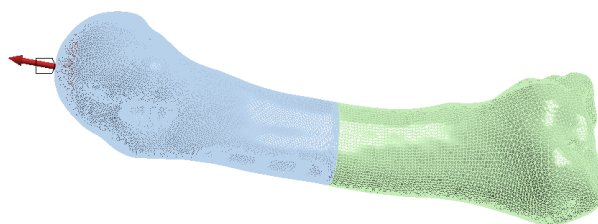


Рис. 14. Сила, приложенная на протез пястной кости, МПа

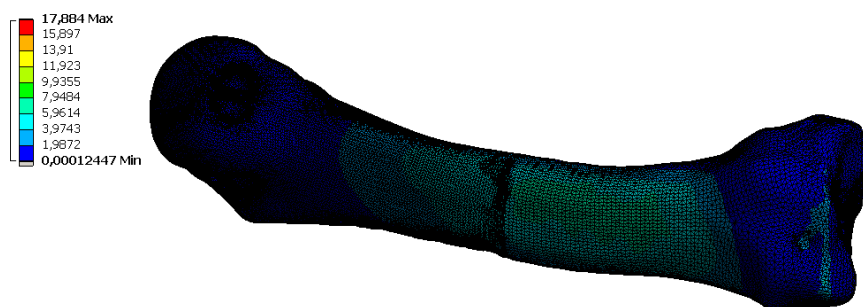


Рис.15. Поля напряжений по Мизесу на протезе костной ткани пястной кости, МПа

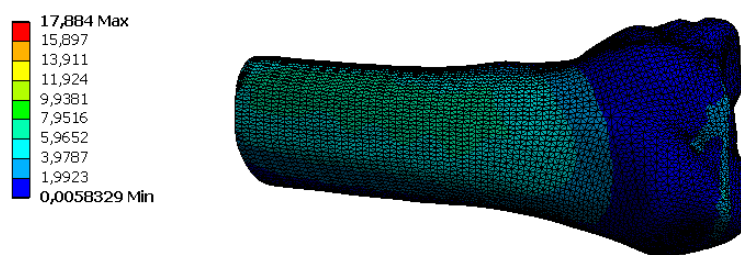


Рис. 16. Поля напряжений по Мизесу на костной ткани пястной кости, МПа

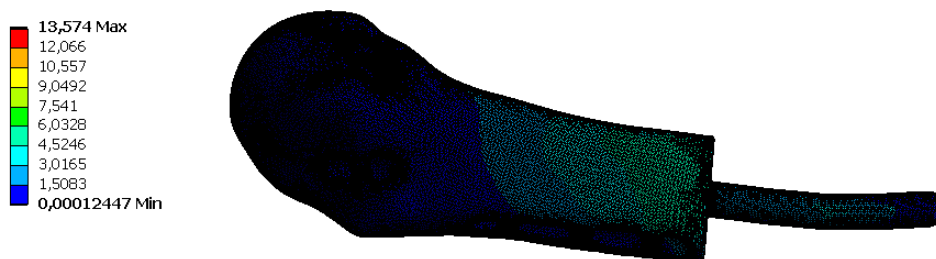


Рис.17. Поля напряжений по Мизесу на протезе пястной кости, МПа

Расчет показал максимальные напряжения на костной ткани пястной кости 17,9 МПа, на протезе 13,6 МПа.

Результаты анализа третьего расчетного случая представлены на Рис. № 18-20 и 22-24.

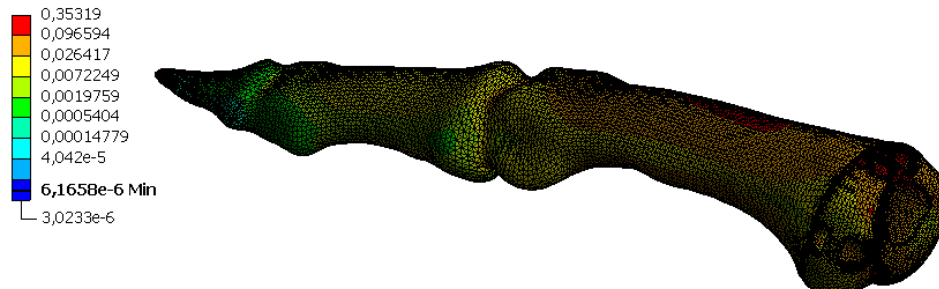


Рис.18. Поля напряжений по Мизесу на протезе и костной ткани первой части модели, МПа

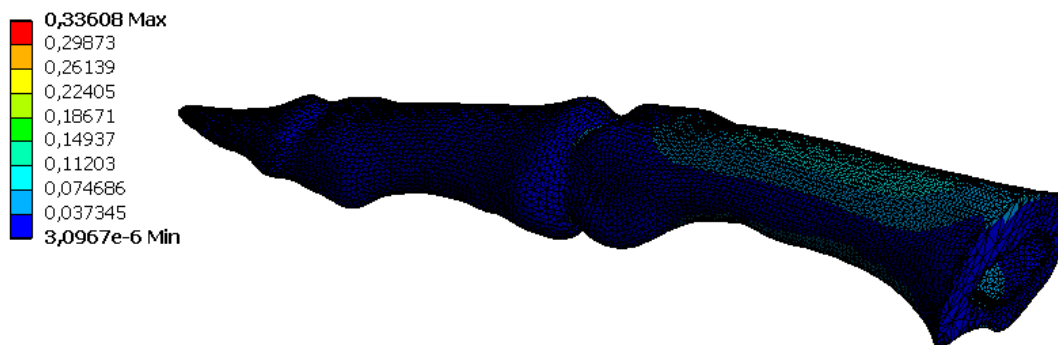


Рис. 19. Поля напряжений по Мизесу на костной ткани первой частимодели, МПа

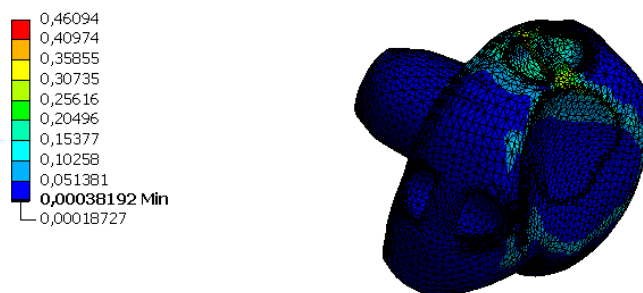


Рис.20. Поля напряжений по Мизесу на протезе первой частимодели, МПа

Расчет показал максимальные напряжения на костной ткани первой части модели 0,34 МПа, на протезе 0.46 МПа. Силовая реакция в месте закрепления представлена на Рис. №21.

Maximum Value Over Time	
☐ X Axis	0,37328 N
☐ Y Axis	2,6997e-002 N
☐ Z Axis	0,24834 N
☐ Total	0,44915 N

Рис. 21. Силовая реакция в месте заделки при расчете НДС первой части модели для третьего расчетного случая

Данные силы, дополнительно к гравитации, прикладываются к протезу пястной кости.

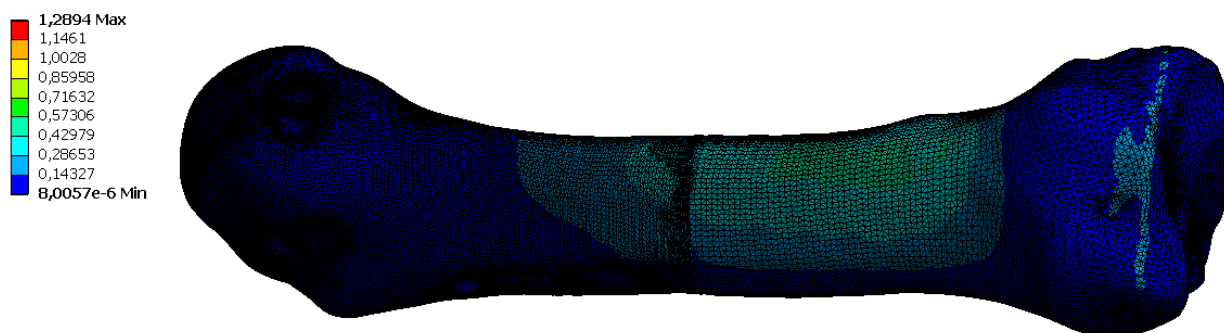


Рис. 22. Поля напряжений по Мизесу на протезе и костной ткани и костной ткани пястной кости, МПа

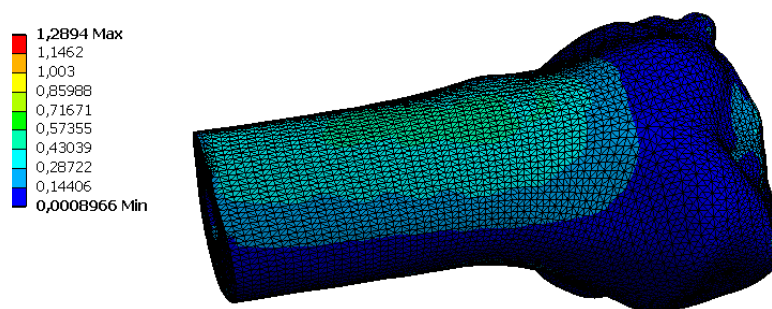


Рис. 23. Поля напряжений по Мизесу на костной ткани пястной кости, МПа

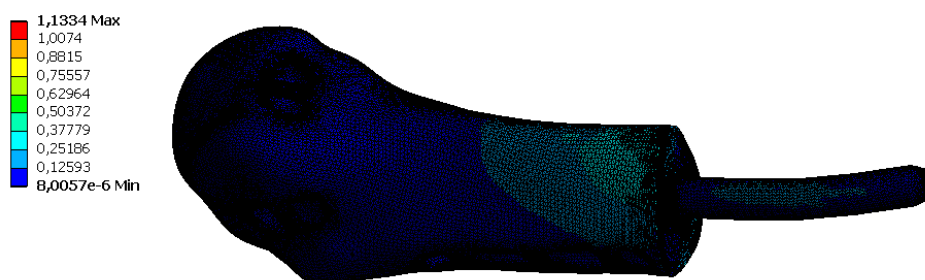


Рис. 24. Поля напряжений по Мизесу на протезе пястной кости, МПа

Расчет показал максимальные напряжения на костной ткани пястной кости 1,29 МПа, на протезе 1,14 МПа.

Полученные данные упорядочены и приведены в таблице № 1.

Таблица 1 – Результаты расчетов

Наименование компонента модели	Напряжение, МПа	Коэффициент запаса по прочности	Коэффициент запаса по усталости
Первый расчетный случай			
Костная ткань первой части модели	0,16	500	
Костная ткань пястной кости	0,64	125	
Протез первой части модели	0,46	870	254
Протез пястной кости	0,56	714	140
Второй расчетный случай			

Костная ткань первой части модели	20	4	
Костная ткань пястной кости	17,9	4,46	
Протез первой части модели	86	4,65	1,36
Протез пястной кости	13,6	29,4	5,76
Третий расчетный случай			
Костная первая часть модели	0,34	235	
Костная ткань пястной кости	1,29	62	
Протез первой части модели	0,46	869	170
Протез пястной кости	1,14	350	68,9

Дополнительно рассчитаны запасы по усталости согласно [11]. Статическое нагружение принято за единичный цикл силового воздействия. Определен коэффициент запаса по усталости равный:

$$n_{\sigma} = \frac{\sigma_{-1} \cdot K_d \cdot K_F}{\sigma_{max} \cdot K_{\sigma}}$$

Где σ_{-1} – предел сопротивления усталости;

σ_{max} – максимальное действующее напряжение;

K_d – коэффициент влияния абсолютного размера;

K_F – коэффициент влияния шероховатости;

K_{σ} – коэффициент влияния абсолютного размера;

Предел сопротивления усталости взят из [9,10] и равен 180 МПа, коэффициент влияния шероховатости взят для Rz 25 и равен 0.8, коэффициент влияния абсолютного размера равен 0,98, эффективный коэффициент концентрации рассчитан как для ступенчатого вала и составляет 1,2 для протеза первой части модели и 1,8 для протеза пястной кости. Расчет запаса проведен из расчета асимметричного цикла нагружения, то есть, получен заведомо меньший по сравнению с реальной эксплуатацией запас.

Обсуждение результатов

Рассчитаны коэффициенты запаса для трех случаев нагружения. Случаи без силовой нагрузки не опасны для протеза. Коэффициенты запаса существенно превышают значение 50. В случае шарового захвата с нагрузкой на палец $25,16 \pm 3,3$ Н, получены достаточные коэффициенты запаса прочности как по костной ткани (минимум 4), так и по материалу протеза (минимум 4.65). Коэффициент запаса по усталости имеет минимальное

значение 1,36 для второго случая нагружения на протезе первой части модели. Это показывает, что в случае постоянного нагружения в этом режиме возможно проявление усталостных дефектов и физическую активность с большими нагрузками на протез следует ограничить. С другой стороны кость окруженная мышечной тканью, находящейся в тонусе выдерживает гораздо большую нагрузку, чем просто костная ткань. Этот фактор может позволить большие нагрузки на протез. Но нельзя не отметить следующую проблему: временные характеристики материала (предел прочности) очень сильно зависят от выбора технологического режима спекания. Можно предположить, что усталостные характеристики имеют более сильную зависимость от выбранной технологии производства. Кроме того, лазерное спекание позволяет получать детали с высокой шероховатостью на поверхности и наличием микрокаверн в теледетали. Если шероховатость можно убрать полировкой, то каверны устранить нельзя. Все перечисленное может значительно понизить предел сопротивления усталости. Для полной уверенности в долговечности протеза необходимо исследовать на усталостную прочность образцы, которые изготовлены с такими же технологическими режимами как и эндопротез.

Список литературы

1. Andani, M.T. Metals for bone implants. Part 1. Powder metallurgy and implant rendering [Text] / M.T. Andani, N.S. Moghaddam, C. Haberland [et al.] // Acta Biomaterialia.- 2014 - P. 4058–4070.
2. Namiki, A. Y. Development of a High-Speed Multi-Fingered Hand System and its Application to Catching [Text] / A. Y. Namiki, M. Imai, M. Kaneko // Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. – 2013 – 14 – P. 2666-2671.
3. Kargov, A. Development of an Anthropomorphic Hand for a Mobile Assistive Robot [Text] / A. Kargov, T. Asfour, C. Pylatiuk [et al.] // 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, (ICORR) . - 2015 June 28 - July 1 - Chicago, IL, USA, P. 182–186.
4. Zaid, A. M. UTHM HAND: Performance of Complete System of Dexterous Anthropomorphic Robotic Hand [Text] / M. Zaid, M. A. Yaqub // International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors (IRIS). – 2012- V. 41 -P. 777-783.
5. Wilmowsky, C. Implants in bone: part I. A current overview about tissue response, surface modifications and future perspectives [Text] / C. Wilmowsky, T. Moest, E. Nkenke [et al.] // Oral Maxillofac Surg. – 2014 - - P. 243-257.
6. Walha, C. An Adaptive Particle Swarm Optimization Method for Solving the Grasp Planning Proble [Text] / C. Walha, H. Bezzine A. M. Alimi // International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors (IRIS), Procedia Engineering. -2012 – Elsevier - V. 41 - P. 426 – 435.
7. Takaki, T. High Performance Anthropomorphic Robot Hand with Grasp Force Magnification Mechanism [Text] / T. Takaki, T. Omata // Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation. – 2017 – 25- P. 1697-1703.
8. Pons, J. L. The MANUS-hand dextrous robotics upper limb prosthesis: mechanical and manipulation aspect [Text] / J. L. Pons, E. Rocon, R. Ceres [et al.] // Autonomous Robots. – 2014 -V. 16. - P. 143-165.
9. http://metallichekiy-portal.ru/marki_metallov/tit/VT1-0/.
10. <http://oitsp.ru/marochnik/vt1-0>[http://bone-surgery.ru/view/biomechanicheskie_i_materialovedcheskie_svoystva_kostnoj_tkani].
11. ГОСТ 25.504-82 Методы расчета характеристик сопротивления усталости