

Персонализированный конечно-элементный анализ системы эндо-экзопротезирования в условиях остеоинтеграции

Аннотация

Приводятся результаты и метод проведения персонализированного моделирования напряженно-деформированного состояния эндочасти системы эндо-экзопротезирования, имплантированной в интрамедуллярный канал бедренной кости, на основании КТ пациента.

Цель исследования: определить состоятельность и запас прочности системы имплант-кость в условиях остеоинтеграции при ходьбе.

Результат исследования: плотность кости выбранного пациента удовлетворительна для работы системы эндо-экзопротезирования бедра, коэффициент запаса прочности кости 11,5.

Введение

Согласно статистике, в развитых странах 1 из 150 человек живет с ампутацией. Вследствие увеличения продолжительности жизни к 2050 году общее количество людей с ампутациями удвоится [1].

Реабилитация людей с ампутациями осуществляется при помощи протезов. Первые протезы были известны еще с Древнего Египта и дошли до нашего времени, изменившись только частично. Как и в древности, современные протезы закрепляются на теле пациента при помощи культеприемной гильзы и ремней.

Новым витком развития протезов и их систем крепления являются эндо-экзопротезы.

Эндо-экзопротез – протез, закрепляемый напрямую в костные ткани культы, образующий с человеком одно целое. Для этого эндочасть хирургическим путем имплантируется во внутренний канал кости культы, дистальный конец которой чрескожно выходит из остаточной конечности, позволяя прикреплять к ней внешний протез [2].

Такой способ предлагает полное биомеханическое восстановление опороспособности, избавление от множества недостатков культеприемных гильз, таких как большая энергозатратность ходьбы, проблемы с кожными покровами и т. д. [3]-[5].

Успешность чрескожного протезирования зависит от состоятельности системы имплант-кость. Она выражается в плотности кости и ее несущей способности.

Без естественных нагрузок на кость происходит резорбция кости, что влечет уменьшение ее плотности и снижение несущей способности.

При имплантации эндочасти в кость с недостаточной прочностью требуются либо применение дополнительных мер по ее укреплению, либо отказ от эндо-экзопротезирования.

Поэтому на этапе предоперационного планирования следует проводить конечно-элементное моделирование с целью определения состоятельности соединения кость-имплант в условиях остеоинтеграции.

Для проведения исследования была взята КТ пациента К. 33-х лет весом 80 кг, имеющего ампутацию правой ноги выше колена. Для пациента была разработана индивидуальная система эндо-экзопротезирования бедра.

Задачей данного исследования являлось проведение персонализированного конечно-элементного расчета эндочасти, имплантированной в интрамедуллярный канал бедренной кости, с целями получения эпюры напряженно-деформированного состояния кости и вычисления действительного коэффициента запаса по прочности.

Материалы и методы

Методом проведения исследования являлся динамический конечно-элементный анализ в программном пакете «Ansys 2020R2» компании «Ansys inc» (США). Подготовка конечно-элементной модели производилась в программах «Materialise

Mimics» и «Materialise 3-Matic» компании «Materialise NV» (Бельгия).

В первую очередь файлы КТ в формате DICOM пациента К. были импортированы в программу «Materialise Mimics», где был создан проект.

После этого проводилась сегментация модели по КТ путем наложения маски на зоны КТ, соответствующие костным тканям, по шкале Хаунсфилда.

Далее из маски создавалась 3D STL-модель костных структур, затем она была сглажена.

После этого были выполнены импортирование полученной 3D-модели в «Materialise 3-matic», исправление геометрии модели, удаление внутренних полостей кости.

Затем в «Materialise 3-matic» была импортирована и установлена интрамедуллярно в кости индивидуально спроектированная под пациента К. эндо-экзосистема (рис. 1).



Рис. 1. Модель кость-имплант

Была создана «Non-manifold» сборка.

Были выделены и отделены поверхности крепления и нагрузки, после чего им были даны собственные (в зависимости от их назначения) названия латиницей.

Была выполнена ретопология сетки с целью ее улучшения. Длина ребра треугольника конечно-элементной сетки была задана 1 мм в возможном диапазоне от 0,5 до 1,5 мм.

Был осуществлен контроль качества сетки – проверка правильности формы элементов.

Была создана трехмерная расчетная сетка, где размер сетки был задан 1 мм в возможном диапазоне от 0,5 до 2 мм.

Модель была импортирована в «Materialise mimics» с КТ-исследованием пациента, где выполнялось применение материала к модели.

D: Static Structural
Static Structural
Time: 1, s
18.08.2021 14:09

A Force: 800, N
B Nodal Displacement



Рис. 2. Граничные условия

К импортированной геометрии были применены материалы, где материал кости был задан как анизотропный согласно мануалу «Materialise mimics», а материал импланта был задан как изотропный со значением плотности 4500 р, модулем Юнга 55000 Е, коэффициентом Пуассона 0,33 v.

Затем данные о модели были экспортированы в ПО «Ansys Workbench», где в рабочем поле была создана связанная система «External Model – Static Structural».

В «External Model» была импортирована экспортированная ранее из «Materialise mimics» конечно-элементная модель (КЭ).

После этого во вкладку «Connections» была добавлена новая контактная группа «Connections group».

В настройках контактной группы было отключено определение контактов между поверхностью и прямой, между прямыми КЭ-модели.

Далее контакты были сгенерированы автоматически, после чего они были проверены на соответствие физической модели вручную.

Контакт между костью и имплантом был задан как линейный параметр типа «Bonded», так как расчет был выполнен в условиях остеointеграции.

Граничные условия – заделка в узлах на поверхности сустава. Граничные условия показаны на рис. 2.

Нагрузка была задана 80 кг по оси эндочасти, симулировав ситуацию стояния пациента на одной ноге или момент переноса здоровой ноги в моменте шага.

Свойства анизотропного материала кости задавались при помощи команд MP и MPCNG для каждого конечного элемента в блоке «Commands», которые были импортированы из .txt файла, ранее экспортированного из «Materialise Mimics». Команды из .txt файла создают набор изотропных материалов с заданными свойствами и применяют их к конечным элементам.

Был выполнен расчет напряженно-деформированного состояния, получены перемещения и эквивалентные напряжения по Мизесу. При наличии сингулярности (высокие напряжения в области резкой смены геометрии) оценка напряжений производилась на расстоянии трех конечных элементов от зоны сингулярности.

Результаты

Была получена эпюра эквивалентных напряжений по Мизесу (рис. 3).

Оценка прочности кости производилась по максимальным эквивалентным напряжениям по Мизесу. Максимальное значение напряжений в области контакта между костью и винтом – 8 МПа, в области шейки бедра – 13 МПа. Максимальные напряжения на поверхности винта – 15 МПа. Критерии прочности для кости описаны в литературе [6]-[9]. Известно, что для анизотропных и ортотропных материалов применяется критерий Цай-Ву. Однако в рассмотренной постановке применяются изотропные материалы для каждого конечного элемента. Допускаемые напряжения рассчитываются как

$$[\sigma] = \frac{\sigma_B}{n},$$

где n – общий коэффициент запаса прочности; σ_B – минимальный предел прочности при растяжении/сжатии/сдвиге, полученный в ходе исследований.

Предел прочности кортикальной кости равен 150 МПа [10].

Максимальные напряжения кости были равны 13 МПа, коэффициент запаса 11,5.

D: Static Structural
Equivalent Stress
Type: Equivalent (von-Mises) Stress
Unit: MPa
Time: 2
20.08.2021 10:32

14,949 Max
10
9
8
7
6
5
4
2
8,7148e-5 Min

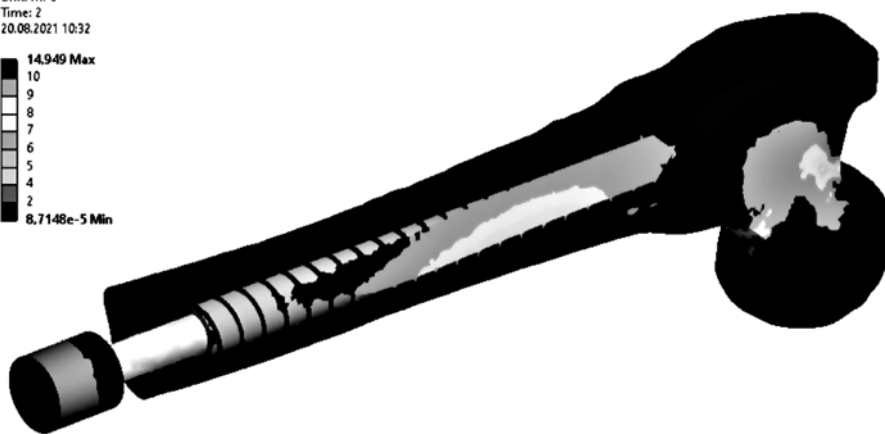


Рис. 3. Эпюра результирующих напряжений

Рекомендуется брать коэффициент запаса не менее 1,4 при использовании нижней границы максимальных напряжений, полученной при испытаниях, и коэффициент запаса до 4,1 при использовании верхней границы [11].

Также был произведен модальный анализ системы (рис. 4). По результатам были получены главные собственные частоты, наибольшая из которых не превышает 0,01 Гц. При ходьбе частота шага не превышает 0,5...2 Гц, что существенно выше всех главных собственных частот кости и протеза. Динамика кости при движении происходит за резонансной областью. Таким образом, задачу динамики системы можно свести к задаче статики.

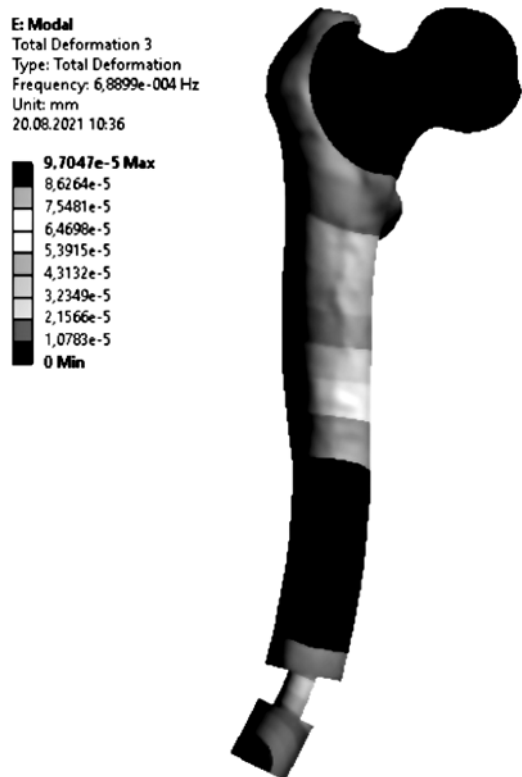


Рис. 4. Форма собственных колебаний

Заключение

В работе был выполнен персонафицированный статический конечно-элементный анализ эндочасти, системы эндо-экзопротезирования в условиях остеоинтеграции на основании КТ пациента.

Задачами анализа было выявить состоятельность системы имплант-кость и определить коэффициент запаса.

По результатам исследования для пациента К. коэффициент запаса прочности кости был равен 11,5. Это позволяет сделать вывод о том, что бедренная кость имеет достаточную плотность и несущую способность для проведения эндо-экзопротезирования.

Также в данной статье был описан краткий алгоритм выполнения такого расчета, что может послужить методическим пособием для выполнения подобных расчетов другими исследователями.

Исследование было выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-38-90091.

Список литературы:

1. Ziegler-Graham K. et al. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050 // Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2008. Vol. 89. № 3. PP. 422-429.

2. Thesleff A. et al. Biomechanical characterisation of bone-anchored implant systems for amputation limb prostheses: A systematic review // Annals of Biomedical Engineering. 2018. Vol. 46. № 3. PP. 377-391.
3. Sherman R.A. Utilization of prostheses among US veterans with traumatic amputation: A pilot survey // Journal of Rehabilitation Research and Development. 1999. Vol. 36. № 2. PP. 100-108.
4. Hagberg K., Brånemark R. Consequences of non-vascular transfemoral amputation: A survey of quality of life, prosthetic use and problems // Prosthetics and Orthotics International. 2001. Vol. 25. № 3. PP. 186-194.
5. Legro M.W. et al. Issues of importance reported by persons with lower limb amputations and prostheses // Journal of Rehabilitation Research and Development. 1999. Vol. 36. № 3. PP. 155-163.
6. Cowin S.C., He Q.C. Tensile and compressive stress yield criteria for cancellous bone // Journal of Biomechanics. 2005. Vol. 38. № 1. PP. 141-144.
7. Carpenter R.D. Finite element analysis of the hip and spine based on quantitative computed tomography // Current Osteoporosis Reports. 2013. Vol. 11. № 2. PP. 156-162.
8. Wolfram U. et al. Fabric-based Tsai-Wu yield criteria for vertebral trabecular bone in stress and strain space // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 2012. Vol. 15. PP. 218-228.
9. Zysset P.K. et al. Finite element analysis for prediction of bone strength // BoneKey Reports. 2013. Vol. 2. PP. 386.
10. Hart N.H. et al. Mechanical basis of bone strength: Influence of bone material, bone structure and muscle action // Journal of Musculoskeletal & Neuronal Interactions. 2017. Vol. 17. № 3. P. 114.
11. Biewener A.A. Safety factors in bone strength // Calcified Tissue International. 1993. Vol. 53. № 1. PP. 68-74.

Андрей Владимирович Синегуб,
аспирант,
Высшая школа автоматизации
и робототехники,
ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский
политехнический университет
Петра Великого»,
Александр Витальевич Лопота,
д-р техн. наук, профессор,
директор-главный конструктор ГНЦ РФ,
ФГАНУ «Центральный научно-
исследовательский и опытно-
конструкторский институт робототехники
и технической кибернетики»,
Владимир Александрович Суворов,
аспирант,
Высшая школа механики
и процессов управления,
ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский
политехнический университет
Петра Великого»,
г. С.-Петербург,
e-mail: a.sinegub@yandex.ru