

УДК [531/534+536.2]:616-001

Е. Ю. Белова

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Изменение распределения температуры в биотехнической системе «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты» после установки фиксаторов для накостного остеосинтеза

Исследовано изменение распределения температуры в биотехнической системе «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты» после установки фиксаторов и ушивания раны. Сформулирована математическая постановка краевой задачи, определяющей распределение температуры в биотехнической системе «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты», и построена трехмерная компьютерная конечно-элементная модель данной биотехнической системы. В качестве начальной температуры большеберцовой кости использовано распределение температуры при конвективном теплообмене между площадкой на поверхности данной кости и обтекающим ее воздухом. Начальная температура фиксаторов 21 °С. Распределение температуры в биотехнической системе получено при 10 различных значениях времени – от 2.5 до 25 мин с шагом 2.5 мин. По прошествии 20 мин в биотехнической системе наблюдается равномерное распределение температуры. Значение температуры стремится к 37 °С.

Большеберцовая кость, диафиз, сегментарный перелом, накостный остеосинтез, томографические срезы, компьютерное моделирование, конвективный теплообмен, теплопроводность, метод конечных элементов, SolidWorks Simulation

Диафизарные переломы относятся к наиболее распространенным повреждениям большеберцовой кости. Они составляют от 32 до 37 % среди всех случаев переломов длинных трубчатых костей. Ситуация осложняется тем, что рассматриваемый тип перелома чаще всего встречается у трудоспособных пациентов в возрасте до 40 лет. Процент выхода на инвалидность колеблется от 7 до 24 % [1]. В случае когда лечение диафизарного перелома проводится оперативным путем, врачи в качестве выбранной методики отдают предпочтение накостному остеосинтезу. Его суть заключается в соединении костных отломков с помощью пластины определенной формы и винтов внутри тела пациента.

В ходе операции распределение температуры в костных тканях становится неравномерным, что приводит к появлению температурных напряжений. Определение значений температурных напряжений необходимо для того, чтобы в дальнейшем учесть их при выборе метода лечения пациента – обосновать рациональный выбор фиксатора перелома кости. В [2] выполнено исследование поперечного перелома диафиза большеберцовой кости, стабилизированного с использова-

нием пластины и 8 винтов. Авторы представили биомеханическое обоснование выбора фиксатора и проанализировали изменение значений эквивалентного напряжения в материале фиксатора при резких изменениях температуры. По результатам исследования значения эквивалентного напряжения оказались больше в случае, когда температура фиксаторов отличалась от температуры кости на 20 °С в меньшую сторону, чем когда кость была холоднее фиксаторов на аналогичное значение. В [3] смоделирован процесс нагревания пластины, винтов и нитиноловых скоб, которые используются в качестве фиксаторов поперечного перелома плечевой кости, от комнатной температуры до температуры тела пациента. Авторами получены эпюры результирующих перемещений и эквивалентных напряжений для кости и фиксаторов. В [4] описан линейный статический анализ системы «кость–фиксаторы» в модуле SolidWorks Simulation с учетом двух различных значений температуры – 17 и 37 °С. Система «кость–фиксаторы» представляла собой сегментарный перелом ключицы, стабилизированный пластиной ТРХ и 6 винтами.

После установки пластины, винтов и ушивания раны изменяется распределение температуры как в самой кости, так и в фиксаторах. Данное явление возникает, поскольку температура кости выше температуры фиксаторов. В рассмотренных статьях температура кости принималась равной 37 °С. Иначе говоря, авторы не учитывали наличие конвективного теплообмена между площадкой на поверхности кости, на которую устанавливается пластина во время операции, и обтекающим ее воздухом. При существовании данного условия уже перед установкой фиксаторов распределение температуры в кости является неравномерным, и его необходимо учитывать при нахождении распределения температуры после ушивания раны.

Целью работы являлось исследование изменения распределения температуры в биотехнической системе (БТС) «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты» после установки фиксаторов для накостного остеосинтеза и ушивания раны.

Основные задачи исследования:

1. Сформулировать математическую постановку краевой задачи, определяющей распределение температуры в БТС «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты».
2. Построить объемную компьютерную конечно-элементную модель БТС «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты».
3. Провести температурное исследование БТС «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты».



Рис. 1

Материалы и методы. *Построение конечно-элементной модели биотехнической системы «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты».* В данном исследовании используется трехмерная компьютерная модель БТС «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты» (рис. 1), построенная автором ранее [5]. Трехмерная компьютерная модель БТС «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты» представляет собой трехмерную компьютерную модель большеберцовой кости, при создании которой использовано 50 томографических срезов, с сегментарным переломом, который стабилизирован при помощи пластины ТРХ и 9 винтов.

Математическая постановка краевой задачи о распределении температуры в БТС «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты». Теплопередача от точки к точке внутри БТС осуществляется только путем теплопроводности. Поэтому уравнение поля краевой задачи имеет вид уравнения теплопроводности Фурье

$$\chi \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) + \frac{Q}{\rho c} = \frac{\partial T}{\partial t}, \quad (1)$$

где χ – коэффициент температуропроводности, м/с²; Q – мощность внутренних источников теплоты, Вт/м³; ρ – плотность, кг/м³; c – удельная теплоемкость, Дж/(кг·К); T – температура, К; t – время, с.

Формула для определения коэффициента температуропроводности записывается в виде

$$\chi = \frac{\lambda}{\rho c},$$

где λ – коэффициент теплопроводности (или теплопроводность), Вт/(м·К).

Выделение тепла внутри БТС отсутствует, следовательно, уравнение (1) целесообразно переписать следующим образом:

$$\chi \left(\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial z^2} \right) = \frac{\partial T}{\partial t}.$$

С целью формулировки начальных и граничных условий введены следующие обозначения поверхностей: $S_{бк}$ – полная поверхность большеберцовой кости, включая поверхность костномозгового канала; $S_{пт}$ – поверхность пластины ТРХ; $S_{вн}$ – поверхность винтов.

Начальные условия указывают начальное распределение температуры в БТС. Начальная температура пластины ТРХ и винтов равна 21 °С. В качестве начальной температуры большеберцовой кости задано поверхностное распределение температуры в виде

$$T(P, t) = f(P, t), \quad P \in S_{бк}.$$

Функция $f(P, t)$ определена автором ранее в ходе температурного исследования сегментарного перелома большеберцовой кости, поэтому считается известной [5]. Целью выполненной работы являлось нахождение распределения температуры в большеберцовой кости в период между обнажением площадки на поверхности кости и установ-

кой пластины ТРХ и винтов на данную площадку. Исследование проводилось с учетом возникновения конвективного теплообмена между площадкой на поверхности большеберцовой кости и обтекающим ее воздухом вследствие выполнения разреза мягких тканей.

Граничное условие для идеально изолированной поверхности, через которую невозможен поток тепла, имеет вид

$$\frac{\partial T}{\partial n}(P, t) = 0,$$

$$P \in S_{\text{БК}} \setminus ((S_{\text{БК}} \cap S_{\text{ПТ}}) \cup (S_{\text{ПТ}} \cap S_{\text{ВН}}) \cup (S_{\text{БК}} \cap S_{\text{ВН}})),$$

где n – внешняя нормаль к поверхности в точке P .

Между граничными поверхностями большеберцовой кости и фиксаторов имеется идеальный тепловой контакт. Следовательно, температуры на данных поверхностях контакта являются одинаковыми. Поток тепла, выходящий из большеберцовой кости через контактную поверхность, равен потоку тепла, входящему в соответствующий фиксатор:

$$\begin{aligned} T_{\text{БК}}(P, t) &= T_{\text{ПТ}}(P, t), \quad P \in S_{\text{БК}} \cap S_{\text{ПТ}}, \\ \lambda \frac{\partial T_{\text{БК}}}{\partial n}(P, t) &= \lambda \frac{\partial T_{\text{ПТ}}}{\partial n}(P, t), \quad P \in S_{\text{БК}} \cap S_{\text{ПТ}}, \\ T_{\text{ПТ}}(P, t) &= T_{\text{ВН}}(P, t), \quad P \in S_{\text{ПТ}} \cap S_{\text{ВН}}, \\ \lambda \frac{\partial T_{\text{ПТ}}}{\partial n}(P, t) &= \lambda \frac{\partial T_{\text{ВН}}}{\partial n}(P, t), \quad P \in S_{\text{ПТ}} \cap S_{\text{ВН}}, \\ T_{\text{БК}}(P, t) &= T_{\text{ВН}}(P, t), \quad P \in S_{\text{БК}} \cap S_{\text{ВН}}, \\ \lambda \frac{\partial T_{\text{БК}}}{\partial n}(P, t) &= \lambda \frac{\partial T_{\text{ВН}}}{\partial n}(P, t), \quad P \in S_{\text{БК}} \cap S_{\text{ВН}}, \end{aligned}$$

где $T_{\text{БК}}(P, t)$ – температура поверхности большеберцовой кости; $T_{\text{ПТ}}(P, t)$ – температура поверхности пластины ТРХ; $T_{\text{ВН}}(P, t)$ – температура поверхности винтов; n – общая нормаль к контактной поверхности в точке P .

Аналитическими методами решить данную задачу сложно, поэтому целесообразно использовать численные методы.

Построение трехмерной компьютерной конечно-элементной модели БТС «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты» в модуле SolidWorks Simulation (рис. 2). При построении используется сетка высокого качества из параболиче-

ских тетраэдральных твердотельных элементов. Средний глобальный размер элемента составляет 6.10 мм, допуск – 0.30 мм. Количество узлов равно 49 497, количество элементов – 28 736.

Физические характеристики материалов большеберцовой кости. Особенности внутреннего строения большеберцовой кости обусловлены двумя видами ее костного вещества. Метафизы и эпифизы, за исключением их тонкого верхнего слоя, состоят из спонгиозного костного вещества, диафиз и тонкий верхний слой эпифизов – из кортикального костного вещества.

В построенной трехмерной компьютерной конечно-элементной модели БТС «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты» диафиз образован из кортикальной костной ткани без учета заполняющего внутреннее пространство костного мозга. Эпифизы и метафизы смоделированы конечными элементами, имеющими физические характеристики спонгиозной костной ткани. Пластина ТРХ и винты изготовлены из сплава титана ВТ-6. Физические характеристики материалов компонентов БТС «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты» представлены в таблице.

Термические нагрузки. Значения начальной температуры пластины ТРХ и винтов одинаковы и составляют 21 °С. В качестве начальной температуры большеберцовой кости используется распределение температуры при конвективном теплообмене между площадкой на поверхности данной кости и обтекающим ее воздухом, полученное автором ранее [5]. Минимальное значение температуры равнялось 34.5° С.

Результаты. Термический анализ трехмерной компьютерной конечно-элементной модели БТС «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты» выполнен в модуле SolidWorks Simulation. Общее время для переходного процесса составляет 1500 с. Приращение времени для шагов решения переходного процесса равно 150 с, т. е. поведение модели рассмотрено на 10 стадиях. Предполагается,



Рис. 2

Материал	Физические характеристики		
	Плотность (ρ), кг/м ³	Теплопроводность (λ), Вт/(м·К)	Удельная теплоемкость (c), Дж/(кг·К)
Кортикальная костная ткань	1850 [6]	0.38 [7]	1260 [7]
Спонгиозная костная ткань	300 [6]	0.39 [7]	2238 [8]
Сплав титана ВТ-6	4430 [9]	8.37 [9]	539 [10]

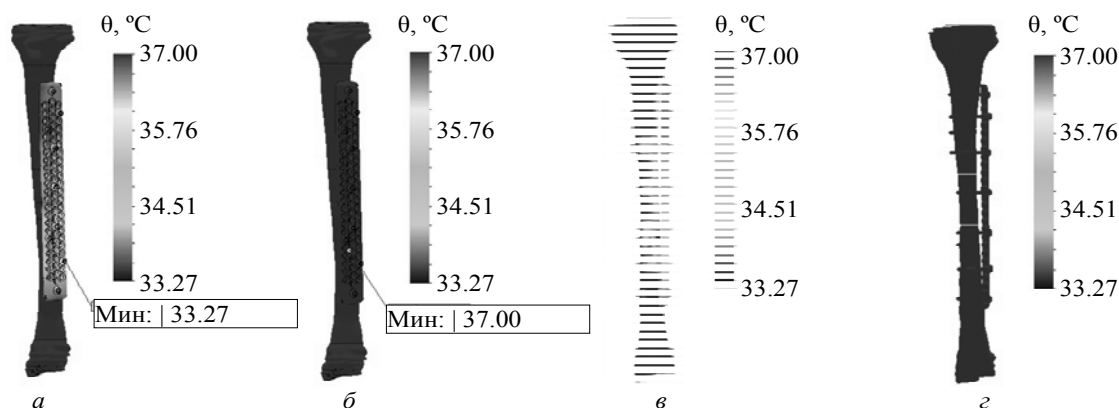


Рис. 3

что за выбранный промежуток времени температура компонентов БТС достигнет 37 °С.

На рис. 3, а, б в качестве примера показано распределение температуры для БТС на первой стадии (а – 150 с) и на десятой стадии (б – 1500 с) соответственно. На рисунках выведено примечание, содержащее минимальное значение температуры в рассматриваемой модели. На рис. 3, в, г показано распределение температуры в продольном сечении БТС на первой и десятой стадиях соответственно.

График зависимости минимальной температуры в рассматриваемой модели от времени представлен на рис. 4.

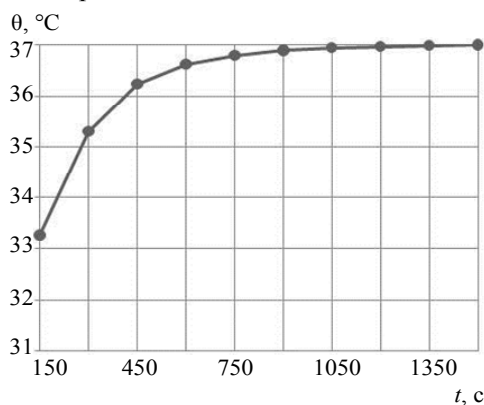


Рис. 4

На рис. 5, а, б показано распределение температуры в поперечном сечении модели в районе нижней трети диафиза на первой стадии (150 с) и на десятой стадии (1500 с) соответственно. На рисунках выведены примечания, каждое из которых содержит значение температуры в заданном местоположении (узле), – результаты проведения зондирования.

Обсуждение. Проведенное исследование показывает, что распределение температуры в БТС «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты» становится равномерным с течением времени и стремится к 37 °С, что проиллюстрировано на

рис. 3, а, б. На первой стадии фиксаторы окрашены неравномерно – имеются области светло-серого и темно-серого цвета. На десятой стадии они окрашены равномерно в черный цвет. Температура областей светло-серого и темно-серого цвета ниже, чем области черного цвета, что говорит о постепенном нагревании костной ткани и сплава титана БТ-6.

Поскольку начальная температура фиксаторов на 16 °С ниже температуры большеберцовой кости, то на первой стадии фронт охлаждения от фиксаторов распространяется в глубь данной кости. На продольном срезе, представленном на рис. 3, в, видно, что фронт охлаждения продвигается в глубь диафиза, который состоит из кортикальной костной ткани. Однако при достижении проксимального и дистального метафизов, которые

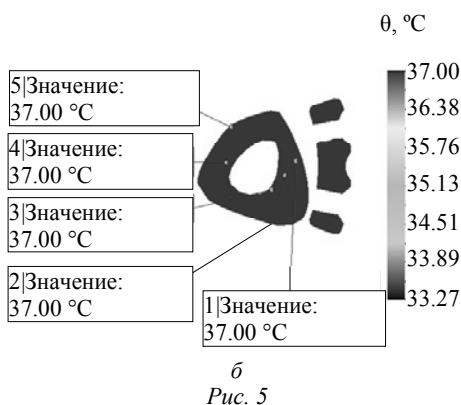
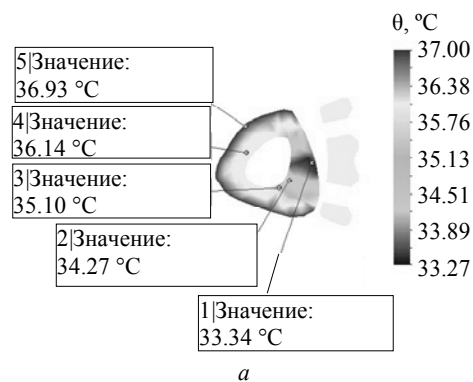


Рис. 5

состоят из спонгиозной костной ткани, процесс продвижения замедляется. Это связано с тем, что спонгиозная костная ткань имеет менее плотную структуру, чем кортикальная костная ткань. Тем временем в средней части диафиза, где находится костномозговая полость, фронт охлаждения продолжает продвигаться в глубь кортикальной костной ткани, обеспечивая дальнейшее понижение температуры. Причем быстрее костная ткань охлаждается в областях, где толщина стенки диафиза меньше из-за расширения костномозговой полости. Этим объясняется факт того, что место, в котором определено минимальное значение температуры в модели, на каждой из стадий локализовано именно в такой области.

Начиная со второй стадии, температура в БТС начинает постепенно повышаться. На продольном срезе (рис. 3, г) видно, что произошло распространение теплового фронта в глубь большеберцовой кости и фиксаторов.

Из графика, представленного на рис. 4, видно, что минимальное значение температуры в БТС по прошествии времени повышается. Причем, начиная с восьмой стадии (1200 с), оно практически не меняется и стремится к 37 °С.

По поперечным срезам БТС на рис. 6, а, б можно проследить изменение распределения температуры в зависимости от рассматриваемой стадии. Значение температуры в пяти выбранных местоположениях определено с использованием зондирования. Для первого местоположения разница между значениями температур при 150 и 1500 с составляет 3.66 °С. Для второго, третьего, четвертого и пятого местоположений данная разница равна 2.73, 1.90, 0.86 и 0.07 °С соответственно. Указанные значения характеризуют увеличение глубины проникновения теплового фронта в кортикальную костную ткань и материал фиксаторов.

Полученные результаты могут быть использованы при проведении дальнейших биомеханических исследований БТС «большеберцовая кость–пластина ТРХ–винты», целью которых является определение максимальных значений напряжений и деформаций. Представленная методика применима по отношению к объемным компьютерным конечно-элементным моделям БТС, фиксаторами в которых служат другие типы наконечных пластин.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Щукин В. М. Накостный компрессионно-динамический остеосинтез диафизарных переломов костей голени в мирное время и при чрезвычайных ситуациях: автореф. дис. ... канд. мед. наук / Моск. мед. акад. им. И. М. Сеченова. М., 2005.
2. Analysis of plate-screw fixation by finite element method in transverse fractures of the tibia diaphysis / E. Bayramoglu, Y. Tomak, A. Cirakli, H. Gocer, B. Gulman // *Analysis*. 2016. Т. 55, № 3. С. 117–121.
3. Modular adaptive bone plate for humerus bone osteosynthesis / D. Tarnita, D. N. Tarnita, N. Bizdoaca, C. Tarnita, C. Berceanu, C. Boborelu // *Romanian J. of Morphology and Embryology*. 2009. Т. 50, № 3. С. 447–452.
4. Шукейло Ю. А., Хомутов В. П., Самсонов С. Ю. Влияние температурных воздействий на систему наконечного остеосинтеза в период реабилитации больного // *Междунар. конф. по мягким вычислениям и измерениям*. Т. 2. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2007. С. 245–247.
5. Белова Е. Ю. Изменение распределения температуры в большеберцовой кости до установки

- пластины ТРХ при проведении остеосинтеза // *Изв. СПбГЭТУ «ЛЭТИ»*. 2017. № 5. С. 66–71.
6. Marieb E. N., Hoehn K. Human anatomy & physiology. USA, IL, Glenview: Pearson Education, 2007.
7. Huiskes R. Some fundamental aspects of human joint replacement: analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures // *Acta Orthopaedica Scandinavica*. 1980. Vol. 51, № 185. P. 3–208.
8. Temperature and SAR calculations for a human head within volume and surface coils at 64 and 300 MHz / C. M. Collins, W. Liu, J. Wang, R. Gruetter, J. T. Vaughan, K. Ugurbil, M. B. Smith // *J. of Magnetic Resonance Imaging*. 2004. Vol. 19, № 5. P. 650–656.
9. Конструкционные материалы: справ. / Б. Н. Арзамасов, В. А. Брострем, Н. А. Буше и др.; под ред. Б. Н. Арзамасова. М.: Машиностроение, 1990.
10. Новицкий Л. А. Теплофизические свойства материалов при низких температурах: справ. М.: Машиностроение, 1975.

E. Yu. Belova

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI»

CHANGE OF TEMPERATURE DISTRIBUTION IN THE BIOTECHNICAL SYSTEM «TIBIA BONE-TRKH PLATE-SCREWS» AFTER INSTALLATION FIXATORS FOR PLATE OSTEOSYNTHESIS

Study of change of temperature distribution in a biotechnical system «tibia bone-TRKh plate-screws» after installation fixators and wound closure was conducted in the article. Mathematical formulation of the boundary value problem that determines the temperature distribution in the biotechnical system "tibia bone-TRKh plate-screws" are formulated, and a 3D-computer finite element model of this biotechnical system is created. Temperature distribution in case convective heat transfer between an area on a surface of a bone and air flowing around it is used as the initial temperature of the tibia bone. Initial temperature of fixators is equal to 21 °C. Temperature distribution in the biotechnical system is obtained to 10 different values of time – from 2.5 to 25 minutes in increments of 2.5 minutes. Uniform temperature distribution is occurred in the biotechnical system after 20 minutes. Temperature tends to 37 °C.

Tibia bone, diaphysis, segmental fracture, plate osteosynthesis, tomographic image, computer simulation, convective heat transfer, thermal conductivity, finite element method, SolidWorks Simulation

УДК 57.084.1

Г. С. Илюшов

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)

Биотехническая система исследования зрительных стимулов, используемых для измерения параметров реакции испытуемых

Представлена разработанная методика оценки зрительных стимулов для измерения параметров реакции испытуемых на их предъявление. В ходе исследования были разработаны: аппаратно-программный комплекс тестирования наборов стимулов и групп испытуемых; методика предъявления стимулов, набор экспериментальных стимулов, форма хранения результатов тестирования и проведены контрольные эксперименты в основной и контрольной группах испытуемых. Сформулированы основные требования к условиям проведения экспериментов и основные пространственные характеристики процесса тестирования. Установлен факт изменения времени реакции в зависимости от сложности стимула и логической задачи, поставленной перед испытуемыми. Проведенные эксперименты показали хорошую повторяемость результатов и удовлетворительную различимость дифференцирования испытуемых и пакетов стимулов, которые подвергались исследованию. В ходе экспериментов были получены интересные результаты в виде «резонансных серий откликов» для простых стимулов и переполнений «оперативной памяти» испытуемых при повышенных нагрузках на испытуемых.

Зрительные стимулы, время реакции испытуемого, среднее время реакции, пропуск искомого стимула, ложное срабатывание

В настоящее время недостаточно хорошо отработана методика выбора стимулов для измерения параметров времени реакции испытуемых. Отсутствуют экспериментально подтвержденные методики создания условий и порядка их предъявления.

Исследователю при изучении реакции испытуемых на предъявление различных зрительных

стимулов требуется знать насколько отличаются те или иные стимулы, используемые при исследовании. Сложность задания на обнаружение стимула, геометрические параметры и условия предъявления необходимо исследовать и сформулировать на языке технических терминов, понятном исследователю.