

S. V. Motorina

FS BI «Federal North-West Medical Research Centre them V. A. Almazov»

THRESHOLD P-WAVE DETECTION METHOD IN THE DIAGNOSIS OF ATRIAL FIBRILLATION

One of the most common and dangerous types of cardiac arrhythmias is atrial fibrillation which can cause a stroke and even lead to death, so timely diagnosis of this disease is one of the most important functions of the human health monitoring systems. Today, there are many algorithms for detection of atrial fibrillation, they are based on two main principles: the evaluation of heart rhythm irregularities and detection of P-wave on the cardiogram, and their accuracy is not greater than 94.5 %. This study presents a high sensitivity threshold method detection of the presence or absence of P-wave.

Automated ECG analysis, atrial fibrillation, averaged QRS-complex

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 большеберцовой кости до установки пластины ТРХ при проведении остеосинтеза

Исследованы изменения распределения температуры в большеберцовой кости при выполнении остеосинтеза сегментарного перелома в период между обнажением площадки на поверхности кости и установкой пластины ТРХ и винтов на данную площадку. Конвективный теплообмен происходит из-за разности температур между площадкой и обтекающим ее воздухом. Распределение температуры в модели получено при 10 различных значениях времени – от 6 до 60 мин с шагом 6 мин. Глубина распространения фронта охлаждения больше в средней части диафиза, где находится костно-мозговая полость. Минимальное значение температуры в модели практически не меняется после 30 мин и составляет 34.5 °С.

Большеберцовая кость, сегментарный перелом, остеосинтез, пластина ТРХ, биотехническая система, теория теплообмена, компьютерное моделирование, метод конечных элементов, SolidWorks

Среди всех случаев переломов длинных трубчатых костей наибольший процент составляют переломы диафиза большеберцовой кости – 32–37 %. Процент выхода на инвалидность высок и составляет от 7 до 24 % [1]. Одной из современных оперативных методик лечения диафизарного перелома большеберцовой кости является внутренний остеосинтез, в основе которого лежит принцип соединения костных отломков хирургическим путем с помощью различных фиксаторов внутри тела пациента.

Вследствие неравномерного распределения температуры в живых тканях возникают температурные напряжения. Задачи определения значенных температурных напряжений и их дальнейше-

го учета при выборе метода лечения пациента достаточно часто решаются применительно к такому разделу медицины, как травматология. Исследования в большинстве случаев осуществляют с целью обоснования рационального выбора фиксатора перелома кости. В [2] рассматривается поперечный перелом диафиза большеберцовой кости, фиксация которого осуществляется с помощью пластины и 8 винтов. Авторами произведено биомеханическое обоснование выбора фиксатора и проанализировано изменение значений эквивалентного напряжения, возникающего в материале фиксатора, при резких перепадах температуры. Значения эквивалентного напряжения оказались меньше в случае, когда температура фиксаторов

отличалась от температуры кости на $20\text{ }^{\circ}\text{C}$ в большую сторону, чем когда фиксаторы были холоднее кости на аналогичное значение. В [3] смоделирован процесс нагревания пластины, винтов и титиновых скоб, которые в совокупности служат для фиксации поперечного перелома плечевой кости, от комнатной температуры до температуры тела пациента и представлены эпюры результирующих перемещений и эквивалентных напряжений для кости и фиксаторов. Линейный статический анализ систем «кость–фиксаторы» в модуле SolidWorks Simulation с учетом двух различных значений температуры – 17 и $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ – описан в [4]. Авторы рассматривают сегментарный перелом ключицы, зафиксированный пластиной TPX и 6 винтами.

Во всех рассмотренных исследованиях температура кости принималась равной $37\text{ }^{\circ}\text{C}$. Однако следует отметить, что при проведении внутреннего остеосинтеза врач-травматолог должен выполнить разрез мягких тканей и оголить часть поверхности кости – площадку, на которую впоследствии устанавливается пластина с винтами. В связи с тем, что значения температуры площадки и обтекающего ее воздуха различны, возникает конвективный теплообмен или теплоотдача. Он осуществляется одновременным действием теплопроводности и конвекции [5]. Соответственно, уже перед установкой фиксаторов распределение температуры в кости является неравномерным, и его необходимо учитывать при проведении дальнейших температурных и биомеханических исследований.

Цель работы – исследование изменения распределения температуры в большеберцовой кости до установки пластины TPX и винтов при проведении операции внутреннего остеосинтеза сегментарного перелома. Основные задачи исследования:

1. Создать объемную компьютерную модель сегментарного перелома большеберцовой кости с площадкой, которая является проекцией линии контура пластины TPX на поверхность данной кости.

2. Сформулировать математическую постановку краевой задачи, определяющей распределение температуры в модели сегментарного перелома большеберцовой кости с площадкой.

3. Построить объемную компьютерную конечно-элементную модель сегментарного перелома большеберцовой кости с площадкой.

4. Провести температурное исследование модели сегментарного перелома большеберцовой кости с площадкой.

Моделирование сегментарного перелома большеберцовой кости с площадкой. В системе автоматизированного проектирования SolidWorks построена трехмерная компьютерная модель большеберцовой кости. При ее создании использовано 50 томографических срезов: 9 – для проксимального, 11 – для дистального и 30 – для диафизарного отделов. Срезы располагаются ближе друг к другу в проксимальном и дистальном отделах в связи со сложной геометрической формой этих частей кости.

С использованием созданной модели большеберцовой кости выполнено построение компьютерной трехмерной модели сегментарного перелома данной кости. Отломок локализован в средней трети диафиза, и его размер составляет 50 мм . В момент перелома между отломками образуется щель – диастаз. Его высота принята равной 0.5 мм .

Моделирование внутреннего остеосинтеза сегментарного перелома большеберцовой кости выполнено посредством пластины TPX и 9 винтов. После установки фиксаторов в заданном положении создана площадка, являющаяся проекцией линии контура пластины TPX на поверхность большеберцовой кости. Построенная трехмерная компьютерная модель БТС «большеберцовая кость–пластина TPX–винты» представлена на рис. 1. Затем пластина TPX и винты из модели исключаются.

Начальные температуры. Температура большеберцовой кости составляет $37\text{ }^{\circ}\text{C}$, температура воздуха в операционном блоке – $21\text{ }^{\circ}\text{C}$ [6]. Наличие разности температур между площадкой на поверхности большеберцовой кости и обтекающим ее воздухом является условием конвективного теплообмена. Тепловой поток направлен в сторону меньших температур. Способом переноса тепла в рассматриваемом случае является конвекция – процесс распространения тепла в результате теплопроводности и непосредственного перемещения молярных частей среды из одной области пространства в другую. Поскольку перемещения молярных частей среды

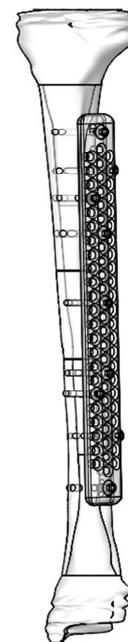


Рис. 1

происходят под влиянием разности температур, то конвекция считается естественной.

Математическая постановка краевой задачи, определяющей распределение температуры. Теплопередача от точки к точке внутри большеберцовой кости осуществляется только путем теплопроводности, следовательно, уравнение поля рассматриваемой краевой задачи всегда будет вида 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, $\text{м}^2/\text{с}^2$; Q – мощность внутренних источников теплоты, $\text{Вт}/\text{м}^3$; ρ – плотность, $\text{кг}/\text{м}^3$; c – удельная теплоемкость, $\text{Дж}/(\text{кг} \cdot \text{К})$; T – температура, К ; t – время, с .

Формула для определения коэффициента температуропроводности имеет вид

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

где λ – коэффициент теплопроводности (или теплопроводность), $\text{Вт}/(\text{м} \cdot \text{К})$.

Выделение тепла внутри большеберцовой кости отсутствует, поэтому (1) можно переписать следующим образом:

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

Начальные условия указывают начальное распределение температуры в большеберцовой кости. Начальная температура данной кости 37°C .

Выбор граничных условий определяет способ теплообмена, которым в рассматриваемом случае является конвекция. Для формулировки граничных условий введены обозначения поверхностей: $S_{\text{п}}$ – полная поверхность большеберцовой кости, включая поверхность костно-мозгового канала; $S_{\text{пл}}$ – поверхность большеберцовой кости, которая обтекается воздухом.

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

$$\frac{\partial T}{\partial n}(P, t) = 0, P \in S_{\text{п}} \setminus S_{\text{пл}},$$

где n – внешняя нормаль к поверхности в точке P .

Поток тепла через граничную поверхность можно считать пропорциональным разности между температурой поверхности $T(P, t)$ и известной температурой воздуха в операционном блоке T_0 . Тогда граничное условие при конвекции имеет вид

$$\lambda \frac{\partial T}{\partial n} = \alpha [T_0 - T(P, t)], P \in S_{\text{пл}},$$

где α – коэффициент теплообмена (или теплоотдачи), $\text{Вт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К})$.

Формула для коэффициента теплоотдачи «воздух–гладкая поверхность» имеет вид [7]

$$\alpha = 5.6 + 4v,$$

где v – скорость, $\text{м}/\text{с}$.

Скорость движения воздуха в операционном блоке принята равной $0.1 \text{ м}/\text{с}$ [6]. Таким образом, коэффициент теплоотдачи «воздух–гладкая поверхность»

$$\alpha = 5.6 + 4 \cdot 0.1 = 6 \text{ Вт}/(\text{м}^2 \cdot \text{К}).$$

В связи с тем, что аналитическими методами решить данную задачу сложно, целесообразно использовать численные методы.

Построение конечно-элементной модели сегментарного перелома большеберцовой кости с площадкой. Трехмерная компьютерная конечно-элементная модель сегментарного перелома большеберцовой кости с площадкой создана в модуле SolidWorks Simulation. При построении используется сетка высокого качества из параболических тетраэдральных твердотельных элементов. Средний глобальный размер элемента составляет 6.10 мм , допуск – 0.30 мм . Количество узлов равно $18\,597$, количество элементов – $11\,030$. На рис. 2 изображена построенная трехмерная компьютерная конечно-элементная модель сегментарного перелома большеберцовой кости с площадкой.

Физические характеристики материалов большеберцовой кости. Особенности внутреннего строения большеберцовой кости обусловлены двумя видами ее костного вещества. Диафиз и тонкий верхний слой эпифизов состоят из компактного (кортикального) костного вещества. Эпифизы и метафизы представлены губчатым (трабекулярным или спонгиозным) костным веществом, которое находится под компактным. Оно



Рис. 2

Материал	Физические характеристики		
	ρ , кг/м ³	λ , Вт/(м·К)	c , Дж/(кг·К)
Кортикальная костная ткань	1850 [8]	0.38 [9]	1260 [9]
Спонгиозная костная ткань	300 [8]	0.39 [9]	2238 [10]

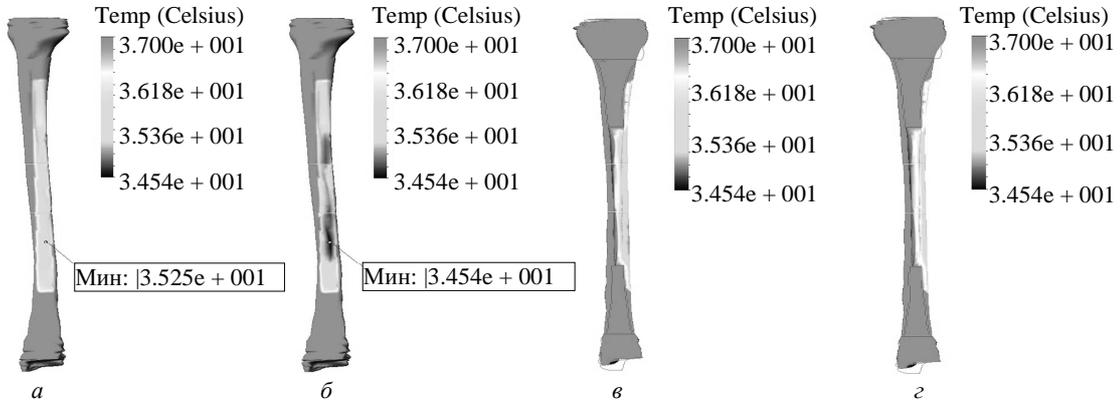


Рис. 3

имеет пористую структуру и состоит из тонких редко расположенных трабекул, перекрещивающихся между собой и образующих множество ячеек наподобие губки.

В построенной конечно-элементной модели сегментарного перелома большеберцовой кости с площадкой эпифизы и метафизы целиком смоделированы конечными элементами, имеющими физические характеристики спонгиозной костной ткани. Диафиз образован из кортикальной костной ткани без учета заполняющего внутреннее пространство костного мозга. Физические характеристики кортикальной и спонгиозной костных тканей представлены в таблице.

Термические нагрузки. В модуле SolidWorks Simulation значение начальной температуры в модели сегментарного перелома большеберцовой кости с площадкой составляет 37 °С.

Для площадки определено граничное условие конвекции, при котором коэффициент теплоотдачи равен 6 Вт/(м² · К). Температура окружающей среды (температура воздуха в операционном блоке) составляет 21 °С. Остальная поверхность большеберцовой кости окружена мягкими тканями, считается идеально изолированной и имеющей температуру 37 °С.

Результаты. Термический анализ конечно-элементной модели сегментарного перелома большеберцовой кости с площадкой выполнен в модуле SolidWorks Simulation. Общее время для переходного процесса составляет 3600 с. Приращение времени для шагов решения переходного процесса равно 360 с, т. е. поведение модели рассмотрено на 10 стадиях.

На рис. 3, а, б в качестве примера представлено распределение температуры для модели на первой (360 с) и пятой (1800 с) стадиях соответственно. На рисунках выведено примечание, содержащее минимальное значение температуры в рассматриваемой модели. На рис. 3, в, г показано распределение температуры в продольном сечении модели на первой и пятой стадиях соответственно.

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

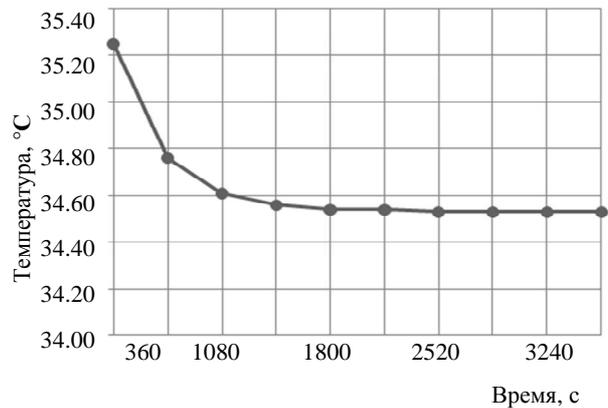


Рис. 4

На рис. 5, а, б показано распределение температуры в поперечном сечении модели в районе нижней трети диафиза на первой (360 с) и пятой (1800 с) стадиях соответственно. На рисунках выведены примечания, каждое из которых содержит значение температуры в заданном местоположении (узле), – результаты проведения зондирования.

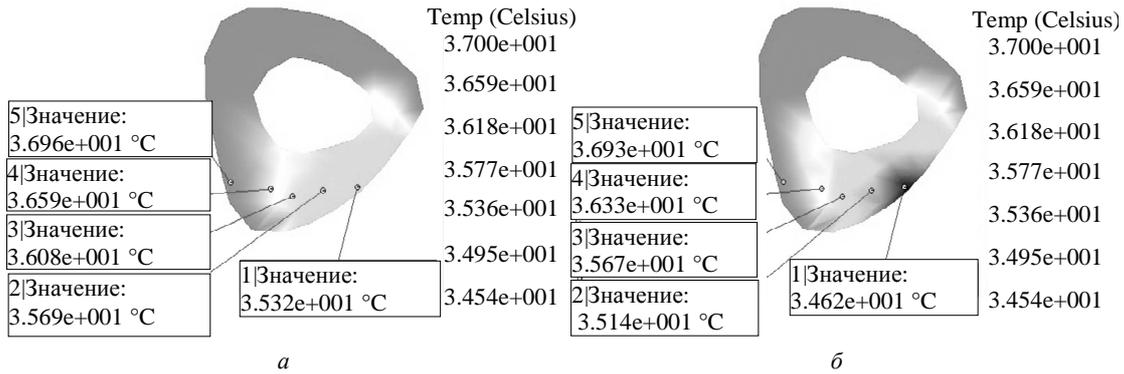


Рис. 5

На рис. 6, а, б приведены графики зависимости температуры, найденной при зондировании поперечного сечения модели на первой и пятой стадиях соответственно, от местоположения.

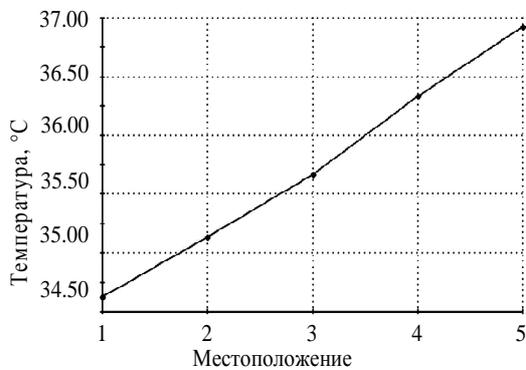
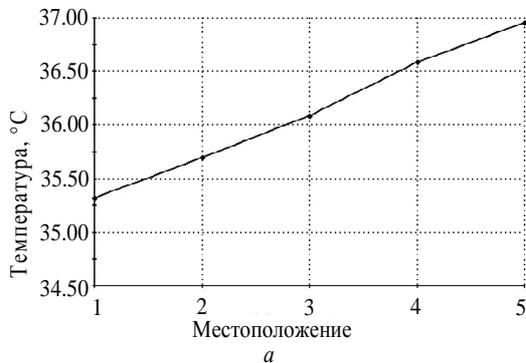


Рис. 6

Проведенное исследование показывает, что при наличии конвективного теплообмена распределение температуры в рассматриваемой модели становится неравномерным с течением времени. Из рис. 3, а, б видно, что фронт охлаждения соответствует размерам площадки, обтекаемой воздухом. На первой стадии площадка окрашена в светло-серый цвет достаточно равномерно, в то время как на пятой стадии на ней появляются темные области, которые хорошо заметны на рис. 3, б. Температура данных областей ниже, чем областей светло-серого цвета, что говорит о постепенном

охлаждении костной ткани. Появление темных областей в определенных частях площадки связано с характером распространения фронта охлаждения в глубь большеберцовой кости. На продольных срезах (представленных на рис. 3, в, г) видно, что фронт охлаждения продвигается в глубь диафиза, который состоит из кортикальной костной ткани. Однако при достижении проксимального и дистального метафизов, которые состоят из спонгиозной костной ткани, процесс продвижения замедляется. Это связано с тем, что спонгиозная костная ткань имеет менее плотную структуру, чем кортикальная. Тем временем в средней части диафиза, где находится костно-мозговая 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 костно-мозговой полости. Этим объясняется факт того, что место, в котором определено минимальное значение температуры в модели, на каждой из стадий локализовано именно в такой области.

Из графика, представленного на рис. 4, видно, что при конвективном теплообмене минимальное значение температуры в модели по прошествии времени снижается. Причем, начиная с пятой стадии (1800 с), оно практически не меняется и стремится к 34.5 °C. При проведении операции понижение температуры с 37 до 34.5 °C в окрестности соприкосновения кортикальной костной ткани с воздухом является допустимым и не ведет к опасным для здоровья пациента последствиям.

По поперечным срезам большеберцовой кости на рис. 6, а, б можно проследить изменение распределения температуры в модели в зависимости от рассматриваемой стадии. Значение температуры в пяти выбранных местоположениях определено с использованием зондирования. Для

первого местоположения разница между значениями температур при 360 и 1800 с составляет 0.70 °С, что продемонстрировано на соответствующих графиках (рис. 6, в, з). Для второго, третьего, четвертого и пятого местоположений данная разница равна 0.55, 0.41, 0.26 и 0.03 °С соответственно. Указанные значения характеризуют глубину проникновения фронта охлаждения в кортикальную костную ткань.

Полученные результаты рекомендуется использовать при проведении дальнейших темпера-

турных исследований рассматриваемой модели после установки фиксаторов и ушивания раны. Кроме того, учет неравномерного распределения температуры необходим при определении значений напряжений и деформаций. Исходные данные и описанную методику проведения работы целесообразно использовать при исследовании изменения распределения температуры в объемных компьютерных конечно-элементных моделях перелома кости, фиксаторами в которых служат другие типы наконечных пластин.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Шукин 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. P. 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. P. 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. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2007. Т. 2. С. 245–247.
5. Эккерт Э. Р., Дрейк Р. М. Теория тепло- и массообмена: пер. с англ. / под ред. А. В. Лыкова. М.–Л.: Госэнергоиздат, 1961.
6. Об утверждении СанПиН 2.1.3.2630-10 «Санитарно-эпидемиологические требования к организациям, осуществляющим медицинскую деятельность»: постановление Главного государственного санитарного врача РФ от 18.05.2010. № 58.
7. Кухлинг Х. Справочник по физике: пер. с нем. 2-е изд. М.: Мир, 1985.
8. Marieb E. N., Hoehn K. Human anatomy & physiology. USA, IL, Glenview: Pearson Education, 2007.
9. Huiskes R. Some fundamental aspects of human joint replacement: analyses of stresses and heat conduction in bone-prosthesis structures // Acta Orthopaedica Scandinavica. 1980. Т. 51, № 185. P. 3–208.
10. 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. Т. 19, № 5. P. 650–656.

E. Yu. Belova

Saint Petersburg Electrotechnical University «LETI»

CHANGE OF TEMPERATURE DISTRIBUTION IN A TIBIA BONE BEFORE INSTALLATION OF A TRKh PLATE DURING EXECUTION OSTEOSYNTHESIS

Study of change of temperature distribution in a tibia bone during execution osteosynthesis of segmental fracture in the period of time between exposure of an area on a surface of the bone and installation of a TRKh plate and screws to this area was conducted in the article. Convective heat transfer occurs due to temperature difference between the area and air that flows around it. Temperature distribution in the model was obtained at 10 different values of time – from 6 to 60 minutes in increments of 6 minutes. Depth distribution of a front is more in a middle part of a diaphysis, where a medullary cavity is. Minimum temperature value in the model practically doesn't change after 30 minutes and it is 34.5 °C.

Tibia bone, segmental fracture, osteosynthesis, TRKh plate, biotechnical system, heat exchange theory, computer simulation, finite element method, SolidWorks