

## **ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ТКАНЕЙ ЧЕЛОВЕЧЕСКОГО ОРГАНИЗМА ПРИ МОДЕЛИРОВАНИИ В ПРОГРАММНОМ КОМПЛЕКСЕ ANSYS**

**Пронкевич С.А., Орловская А.А., Томило Е.В.**

*For reception of authentic results at modelling in ANSYS 12 physicommechanical properties of the basic fabrics of a human body - blood, a skin, muscles and bones are established. On the basis of the analysis of references all criteria necessary for computer modelling of real processes of ability to live of a complex biological organism are picked up*

### **Введение.**

Специалисты разных областей знаний, деятельность которых касается как изучения и коррекции органов и структур человеческого организма, так и создания имплантатов, сталкиваются в своей работе с необходимостью проанализировать поведение структур человеческого организма и элементов технических систем при различных внешних воздействиях. Значительной помощью в решении данных проблем является моделирование биологических объектов. Данный метод основан на построении и изучении их физических и математических моделей. Моделирование структур человеческого организма даёт возможность предсказать критические ситуации, выяснить механизмы формирования патологий, находить области допустимых изменений формы, механических свойств и характера функционирования этих биологических объектов.

Для компьютерного моделирования реальных биомеханических процессов с высокой степенью достоверности необходимо максимально точно задавать физико-механические свойства исследуемых материалов, таких как костная и мышечная ткани, кожа и кровь.

В данной работе представлены физико-математические модели таких структур биологических тканей, как компактная костная ткань, мышечная ткань, кровь и кожа. При моделировании были рассмотрены вопросы выбора вида и параметров модели, проведена работа по выяснению необходимых механических свойств рассматриваемой структуры. Основная сложность при исследовании напряжённо-деформированного состояния биологических объектов заключается в выборе адекватной модели для описания структуры биологических тканей, так как они состоят из множества разнородных структурных элементов и представляют собой композитный материал. Механические свойства биологической ткани отличаются от механических свойств каждого компонента в отдельности. Методы определения механических свойств биологических тканей аналогичны методам определения этих свойств у технических материалов.

### **Моделирование структуры крови.**

Кровь – соединительная ткань организма, представляющая собой суспензию форменных элементов и особых жидких частиц. Данная система является изотропной жидкостью с вязкостью от 4 до 5 мПа·с. Она зависит от количества и свойств форменных элементов, содержания белков, гемоглобина и углекислоты. Вязкость крови повышается с увеличением содержания углекислоты, вызывающей разбухание эритроцитов и понижается с увеличением в крови содержания кислорода. Поэтому вязкость венозной крови больше, чем артериальной. Это необходимо учитывать при создании модели структуры конкретной крови. Кровь

можно считать несжимаемой жидкостью с постоянной плотностью, которая составляет в среднем  $1,05 \cdot 10^3 \text{ кг/м}^3$ .

При моделировании в программном пакете ANSYS для начала необходимо выбрать тип решаемой задачи, что позволит активизировать те пункты меню, которые соответствуют указанному типу. Выбираем тип задачи, для моделирования структуры крови как вязкой изотропной жидкости - FLOTRAN CFD. Для выделенного типа задачи выбираем тип конечного элемента. Для данной структуры это 3D FLOTRAN 142. Далее задаём свойства материала, указывая конкретные константы (табл. 1)

### Моделирование структуры поперечнополосатой мышцы.

Мышечная ткань – ткань, образованная клетками, содержащими сократительные элементы. Поперечнополосатые мышцы – это скелетная мускулатура и сердечная мышца. Скелетные мышцы поддерживают положение тела в пространстве, сердечные мышцы – непрерывный ток крови. Все мышцы работают по единому принципу. Мышечная ткань анизотропная и обладает упругими и вязкими свойствами.

Таблица 1

Физико-механические свойства крови

| Наименование  | Значение          |
|---|-------------------|
| Вязкость, мПа·с   | 4-5               |
| Плотность, кг/м <sup>3</sup>                                      | $1,05 \cdot 10^3$ |
| Теплоёмкость, Дж/кг·К   | 3600              |
| Коэффициент теплопроводности, Вт·м <sup>-1</sup> ·К <sup>-1</sup> | 0,58              |

Модель мышцы можно представить в двух вариантах, состоящих из пружин и амортизатора. Первый вариант представлен на рис. 1.

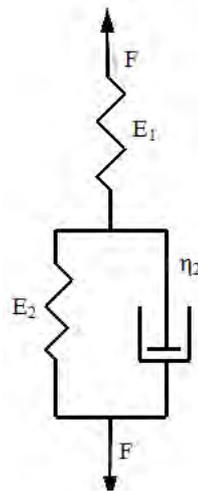


Рис. 1. Модель поперечнополосатой мышцы (вариант 1)

Для данной модели справедливы уравнения:

$$\varepsilon = \varepsilon_1 + \varepsilon_2 ; E_1 \varepsilon_1 = F ; F = E_2 \varepsilon_2 + \eta D \varepsilon_2 ; \varepsilon_1 = \frac{F}{E_1} ;$$

$$\varepsilon_2 = \frac{F}{E_2} + \frac{F}{E_2 + \eta_2 D} ; DF + \frac{E_1 + E_2}{\eta_2} F = E_1 D \varepsilon + \frac{E_1 E_2}{\eta_2} ; D = \frac{\partial}{\partial t}$$

Вторая модель представлена на рис. 2.

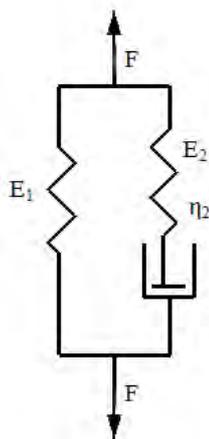


Рис. 2. Модель поперечнополосатой мышцы (вариант II)

Для неё справедливы уравнения:

$$F = F_1 + F_2 ; F_1 = E_1 \varepsilon ; \frac{1}{E} DF_2 + \frac{1}{\eta_2} F_2 = D\varepsilon ; F_2 = \frac{D\varepsilon}{\frac{\eta_2}{E_2} D + \frac{1}{\eta_2}} ;$$

$$DF + \frac{E_2}{\eta_2} F = (E_1 + E_2) D\varepsilon + \frac{E_1 E_2}{\eta_2} \varepsilon ; D = \frac{\partial}{\partial t}$$

Параллельные упругие элементы моделируются зависимостью между длиной пассивной мышцы и силой с которой она растягивается. Последовательные элементы позволяют более точно воспроизводить упругие свойства мышцы. В вязкоупругой модели учитываются нелинейные и упругие свойства мышцы.

Упругая деформация возникает и исчезает одновременно с нагрузкой и не сопровождается рассеиванием энергии. Для малых упругих деформаций справедлив закон Гука

$$\sigma = E\varepsilon$$

Для поперечнополосатой мышцы модуль упругости  $E$  равен  $4-8 \cdot 10^4$  Па.

В случае вязкой среды, напряжения определяются скоростью деформации

$$\sigma_v = \eta \frac{\partial \varepsilon}{\partial t} .$$

где  $\eta$  – коэффициент вязкости.

Для вязкоупругих состояний характерна зависимость  $\varepsilon$  от величины нагружения, причем при снятии нагрузки деформация самопроизвольно стремится к нулю через определенное время.

При моделировании в программном пакете ANSYS выбираем тип конечного элемента HYPER86, который в полной мере описывает свойства структуры поперечнополосатой мышцы. Данный тип применяется для гиперупругих твердотельных 3-D элементов, учитывает большие деформации и смещения. Затем задаём свойства материала, указывая конкретные константы (табл.2)

Таблица 2

Физико-механические свойства поперечнополосатой мышцы

| Наименование                 | Значение         |
|------------------------------|------------------|
| Плотность, кг/м <sup>3</sup> | 1100             |
| Модуль упругости, Па         | $4-8 \cdot 10^4$ |
| Коэффициент Пуассона         | 0,49             |

|  |             |
|--|-------------|
| Предел прочности, кПа  | 85          |
| Удельная температуропроводность, м <sup>2</sup> /с                 | 1,649±0,037 |
| Коэффициент теплопроводности, Вт·м <sup>-1</sup> ·°С <sup>-1</sup> | 0,45        |

### Моделирование кожи.

Кожа является вязкоупругим однородным материалом с высокоэластическими свойствами, она хорошо растягивается и удлиняется.

Данная структура проявляет линейную зависимость между напряжениями и деформациями в диапазоне небольших деформаций, поэтому подчиняется закону Гука.

Величину E выбирают на основании данных для всего слоя кожи от 0,1 МПа до 0,5 МПа.

Для моделирования в ANSYS применяем тип конечного элемента VISCO88. Данный тип элементов применяется для плоской задачи с учётом геометрической нелинейности структуры кожи. Он учитывает качества вязкоупругих тканей, которым не свойственны большие деформации и смещения. Конкретные значения для свойств материала приведены в табл. 3.

Таблица 3

Физико-механические свойства кожи

| Наименование   | Значение                         |
|--|----------------------------------|
| Модуль упругости, МПа  | 0,1 - 0,5                        |
| Коэффициент Пуассона   | 0.48                             |
| Предел прочности, МПа  | 21 (для 8 лет)<br>17 (для 95лет) |
| Удельная температуропроводность, м <sup>2</sup> /с                               | 1,764±0,039                      |
| Коэффициент поглощения теплового излучения                                       | 0,90                             |
| Приведённый коэффициент теплового излучения, Вт·м <sup>-2</sup> ·К <sup>-4</sup> | 5,1·10 <sup>-8</sup>             |

### Моделирование компактной костной ткани.

Костная ткань является основным материалом опорно-двигательного аппарата. Композиционное строение кости придаёт ей нужные механические свойства: твёрдость, упругость и прочность. Зависимость  $\sigma = f(\varepsilon)$  для компактной костной ткани имеет характерный вид, подобный аналогичной зависимости для твёрдого тела. При небольших деформациях выполняется закон Гука.

Волокна костной ткани претерпевают преимущественно упругие деформации, а матрица (остальная часть) – пластические деформации и хрупкое разрушение. Модуль упругости определяют по формуле

$$E = E_a \frac{V_a}{V} \left( 1 + \frac{G_M V_M}{E_a V_a} \right).$$

где  $E_a$  – модуль упругости армирующих волокон;  $V = V_a + V_M$  – общий объём, состоящий из арматуры  $V_a$  и матрицы  $V_M$ ,  $G_M$  – модуль сдвига матрицы.

Прочность костей при сжатии достаточно высока, несущая способность при изгибе значительно меньше, прочность при кручении наиболее высока в 25-35 лет и после этого постепенно убывает.

Одним из основных факторов, наиболее существенно влияющих на свойства компактной костной ткани, является её влажность. От влагосодержания зависят модуль упругости, разрушающие напряжения и деформация, и значительно меняется вид кривой деформирования и характер разрушения. Структуре кости приближенно соответствует модель сочетающая последовательное соединение пружин

жины с моделью Кельвина–Фойхта. Для моделирования в ANSYS выбираем тип конечного элемента SOLID64, который применяется для анизотропных прочностных твердотельных 3-D элементов. Выбранный тип учитывает геометрические нелинейности структуры. Он не поддерживает больших деформаций в материале, но учитывает повышенную жёсткость. Затем задаём свойства материала, вводя конкретные константы (табл. 4)

Таблица 4

*Физико-механические свойства костной ткани*

| Наименование                        | Значение |
|-------------------------------------|----------|
| Плотность, кг/м <sup>3</sup>        | 2400     |
| Модуль упругости, ГПа               | 1-1,7    |
| Модуль эластичности, ГПа            | 17-20    |
| Коэффициент Пуассона                | 0,49     |
| Предел прочности на сжатие, МПа     | 150-170  |
| Предел прочности на растяжение, МПа | 100-120  |

Для моделирования приведенных биологических объектов, с учётом их электропроводимости, представим конкретные значения их свойств (табл. 5).

Таблица 5

*Электрические свойства*

| Биологическая ткань      | Удельная электрическая проводимость, Ом/м | Электропроводимость при переменном токе, Ом·м |
|--------------------------|---|---|
| Кровь                    | 0,6                                       | 2   |
| Поперечнополосатая мышца | 0,5                                       | 1,66  |
| Кожа                     | 10 <sup>-5</sup>                          | 10 <sup>5</sup>                               |
| Компактная костная ткань | 10 <sup>-7</sup>                          | 10 <sup>7</sup>                               |

### **Выводы.**

Компьютерное моделирование в программном пакете ANSYS позволяет заменить экспериментальные исследования реального объекта изучением характеристик уменьшенной, математически и физически подобной модели с последующим переходом от параметров модели к соответствующим параметрам биологического объекта или конструкции, и отвечает интересам представителей многих специальностей – от математиков-теоретиков до практикующих врачей.

### **ЛИТЕРАТУРА**

1. Чигарев А.В., Кравчук А.С., Смалюк А.Ф. ANSYS для инженеров. – М: Машиностроение, 2004. – 506 с.
2. Бегун П.И., Афонин П.Н. Моделирование в биомеханике: Учеб. пособие. – М.: Высш. шк., 2004. – 390 с.
3. Ремизов А.Н., Максина А.Г., Потапенко А.Я. Медицинская и биологическая физика: Учеб. Для вузов. – М.: Дрофа. 2003. – 560 с.
4. Арсеньев Д.Г., Аранов В.Ю., Бауэр С.М. и др. Математические модели и компьютерное моделирование в биомеханике: Учеб. пособие (под ред. А.В. Зинковского и В.А. Пальмова): – СПб.: Изд-во Политехн. ун-та, 2004.