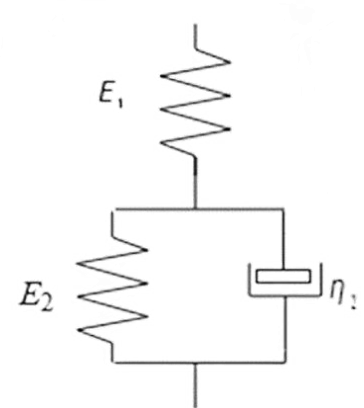


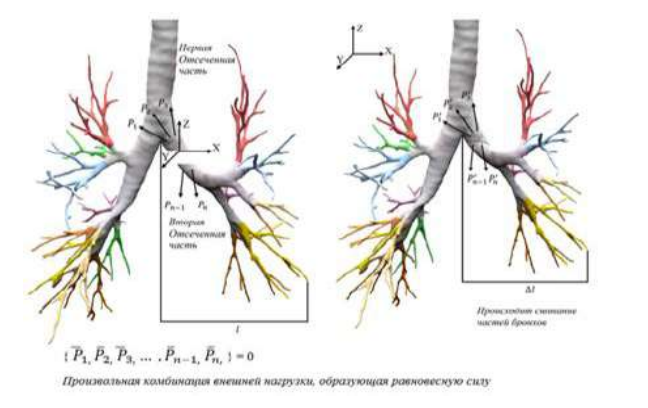
Введение

Ранее уже была разработана модель переменного коэффициента жесткости бронхиального дерева, учитывающая предел прочности бронхиального анастомоза, на основании анализа напряженно-деформированного состояния бронха, с учетом внешних силовых факторов [1]. Однако некоторые ее параметры требуют более точного определения. В частности, динамика деформированного бронхиального анастомоза под действием внутренних сил, а именно нагрузки, возникающей в результате натяжения соединенных концов бронхиального анастомоза и краткосрочных пиковых нагрузках, например, при кашле.

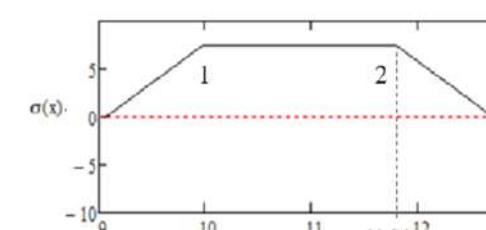
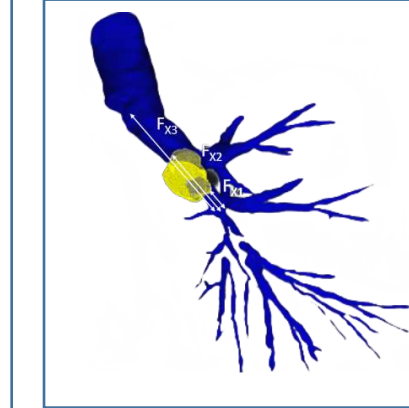
Выбор прототипа



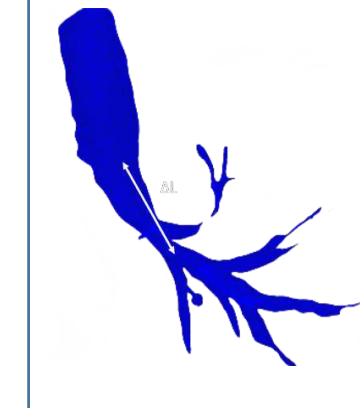
Общая постановка задачи



Реализация расчетной модели



$$\eta := \frac{100 \text{ MPa}}{\sigma_{\max} \text{ MPa}} = 5.376$$



Цель

Усовершенствование предоперационного метода анализа прочностного предела бронхиального анастомоза, который учитывает факторы возникающей деформации и позволяет проводить анализ напряженно-деформированного состояния бронха, с учетом внешних силовых факторов.

Задачи

1. Описать упругие и вязкие свойства бронхиального анастомоза при периодической и ступенчатой нагрузке в области физиологических деформаций на основе простых двумерных структур, отражающих функциональные особенности бронхиального дерева, составленных из линейных гуконских элементов с включенными параллельно им вязкими элементами (ньютоновскими демпферами).

Материалы и методы исследования

Имеется много моделей напряженно-деформированного состояния, объединяющих свойства твердых упругих и жидких вязких тел [1]. Во всех этих моделях при описании одноосных деформаций используют одномерные конструкции. Для достижения поставленной цели нами применяются пространственные схемы (графы), позволяющие за счет новых геометрических степеней свободы учесть ранее не описываемые нелинейные явления, например зависимость времени релаксации напряжения при ступенчатой деформации от уровня текущей деформации, т.е. от "номера ступени".

2. Исследовать особенности релаксации при заданном периодическом или ступенчатом изменении нагрузки в зависимости от величины параметров вязкости первичных элементов.

Выбор и описание модели

При моделировании вязкоупругих динамических свойств бронхиального дерева мы будем опираться на двумерные структуры, составленные из гуконских линейных упругих элементов, соединёнными шарнирами без трения в точках a и b (Рисунок 1). Вязкость учитывается введением ньютоновских демпферов, включённых параллельно упругим элементам. Таким образом, остановимся на моделях ромбической и параллельной геометрии.

Постановка задачи

Рассмотрены два варианта постановки задачи исследования динамики.

1. Считаем заданной зависимость от времени деформации какого-либо первичного элемента модели в виде периодической функции синусоидальной или пилообразной формы. При этом предполагается, что этот элемент обладает вязкостью.
2. Считаем заданной зависимость от времени внешней нагрузки $F(t)$ в виде периодической или ступенчатой функции.

Результаты и обсуждения

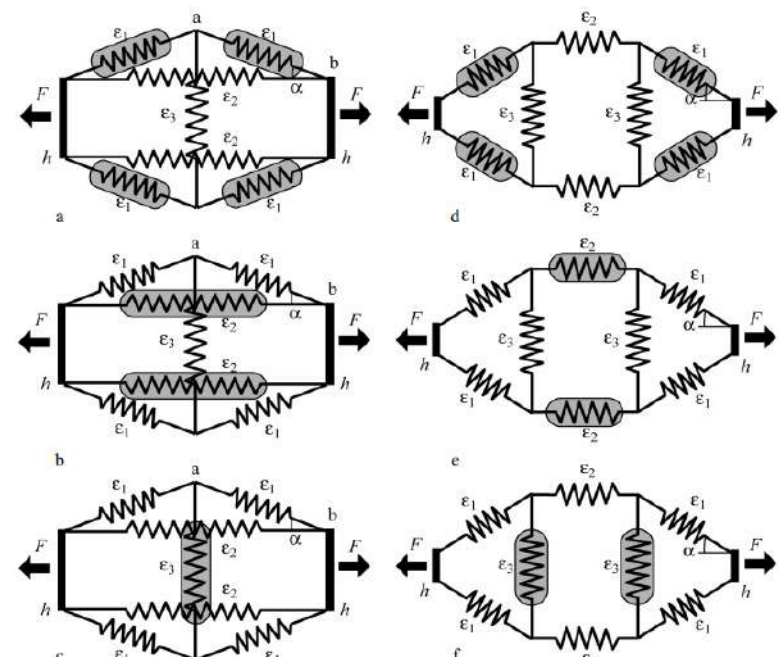


Рис. 1. Схемы моделей RLH1 (a), RLH2 (b), RLH3 (c) ромбической (слева) и параллельной PH1 (d), PH2 (e), PH3 (f) (справа) геометрии. Первичные элементы, обладающие вязкостью, заштрихованы серым цветом.

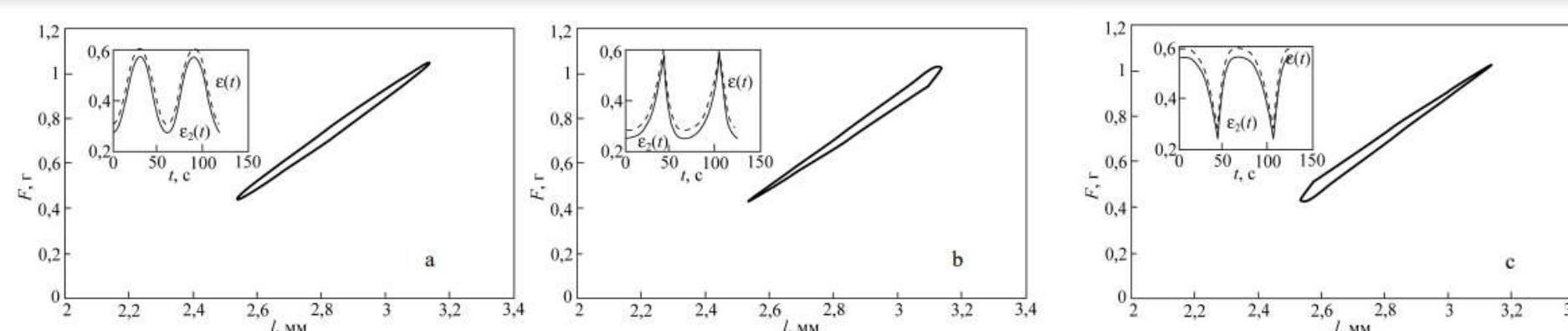


Рис. 2. Кривые гистерезиса, полученные в модели ромба с вязким продольным элементом RLH2 в области линейной статической кривой сила-длина при синусоидальной (a) и кубической пилообразной (b и c) нагрузке.

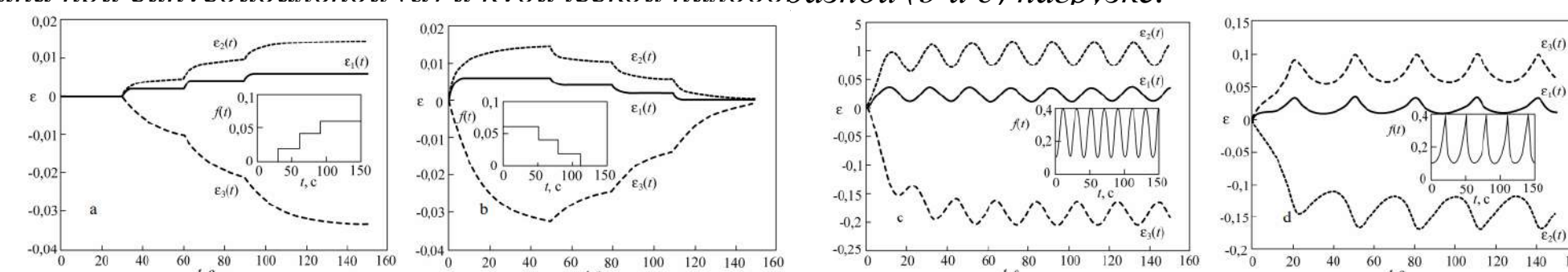


Рис. 3. Кривые релаксации деформации различных элементов модели RLH13. Ступенчатая восходящая (a), нисходящая (b), синусоидальная (c) и пилообразная (d) зависимости от времени задаваемой нагрузки $f(t)$ (на вставках)

Таким образом, показано, что простейший вариант учета вязкости в рассмотренных ранее двумерных моделях с помощью введения демпферов параллельно первичным упругим элементам позволяет получить нелинейные кривые гистерезиса, и кривые релаксации деформации, что в свою очередь позволяет рассматривать бронхиальное дерево, как систему с распределенными параметрами, которые описывают эффекты, возникающие в результате динамических нагрузок, связанных с изменениями некоторых частей бронхиального дерева посредством хирургических вмешательств. Проведенная работа по разработке модели позволяет дополнить структуру ранее разработанной модели переменного коэффициента жесткости, а также функционирование будущей системы и приступить к ее реализации.