

Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждение высшего образования
«Московский государственный университет
имени М. В. Ломоносова»

Механико-математический факультет

Кафедра теоретической механики и мехатроники

Курсовая работа

Моделирование внедрения индентора в линейноупругую ткань

Modeling an indentation into a linear elastic tissue

Выполнила студентка 322 группы
Резанова Анфиса Сергеевна

Научные руководители:
д.ф.-м.н., профессор Самсонов Виталий Александрович
к.ф.-м.н., в.н.с. Досаев Марат Закирджанович

Москва, 2021

Содержание:

1 Введение	2
2 Постановка задачи	
2.1 Модель	2
2.2 Конечно-элементная сетка	3
2.3 Граничные условия	4
2.4 Действующие силы	5
3 Результаты расчётов	5
3.1 Оценка влияния количества элементов на результаты расчётов	8
4 Выводы	11

1 Введение.

При лапароскопических операциях прямой тактильный контакт хирурга с внутренними тканями тела пациента невозможен. Поэтому разработка инструмента, который даёт количественную информацию о состоянии этих тканей, является важной и актуальной задачей современной биомеханики.

Одним из вариантов такого прибора может быть искусственный механорецептор (ИТМ), чувствительный элемент которого представляет собой упругую силиконовую головку, ограничивающую пневматическую камеру. Давление воздуха в камере возможно изменять. На базе ИТМ могут быть разработаны и внедрены медицинские лечебные и диагностические аппараты для исследования свойств мягких биологических тканей и диагностики патологий. Возможно оснащение тактильными датчиками эндоскопов и определение с их помощью свойств стенки полого органа, механических характеристик прилегающих объектов.

Наша цель - разработать адекватную модель контакта между сенсорной головкой чувствительного элемента и мягкой тканью.

Указываемая модель имеет множество параметров, допусков и условий, которые отличают её от реальности и влияют на точность расчётов, что в конечном итоге может повлиять на выводы врача. К таким параметрам математической модели относятся (в частности): разрешение расчётной сетки, геометрия расчётных тел, метод взаимодействия в зоне контакта, изотропность и анизотропность мягкой ткани, величина и вектор приложения силы к исследуемой системе; ряд биологических факторов, а именно активность тканей. Необходимо учитывать тот факт, что характеристики тканей могут изменяться, например, в зависимости от уровня адреналина в организме человека, то есть свойства тканей изменяются во времени, и их нельзя, как в случае с металлом идентифицировать раз и навсегда.

2 Постановка задачи

Задача состоит в определении модуля упругости мягких материалов. При индентировании головки сенсора в мягкую ткань фиксируются показания датчика нагрузки и площадь пятна контакта. С учетом упругих характеристик оболочки определяются характеристики исследуемого тела.

Решается стационарная задача равновесия напряженной системы, состоящей из головки и исследуемой ткани. Оба контактирующих тела испытывают значительные деформации. Задача является нелинейной, решение проводится численно с применением метода конечных элементов с использованием пакета ANSYS. Проведем оценку влияния параметров математической модели на результаты расчета напряженно-деформированного состояния мягкой биологической ткани.

2.1 Модель

Оболочка. Оболочка чувствительного элемента датчика (Рис. 1,2) состоит из линейного изотропного материала, модуль упругости которого $E_1 = 2100$ кПа, коэффициент Пуассона $\nu_1 = 0,4$.

Мягкая ткань. Моделируем образец мягкой биологической ткани круглым цилиндром из линейно-упругого практически несжимаемого материала с коэффициентом Пуассона $\nu_2=0,49$. Модуль упругости биологической ткани E_2 варьируем.

Пластина и датчик расположены соосно и в начале контакта касаются друг друга в точке, находящейся на оси симметрии.

Важной характеристикой при решении контактных задач для каждой контактной пары является коэффициент трения μ . Согласно соответствующей литературе, коэффициент трения между силиконом и мягкими тканями варьируется от 0.1 до 6. В данной работе выбрано значение $\mu = 0.6$.

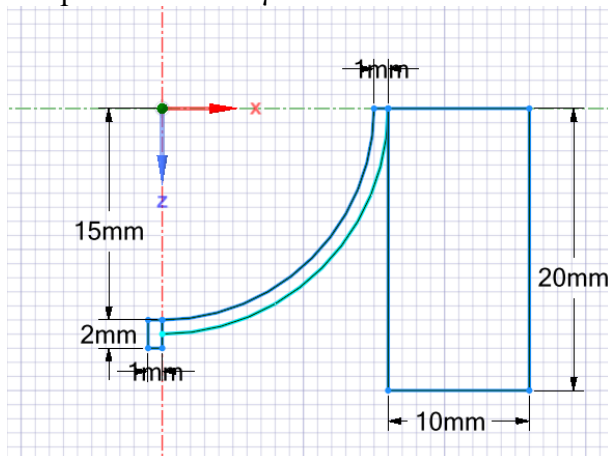


Рис. 1. Геометрические размеры модели в сечении вдоль оси симметрии.

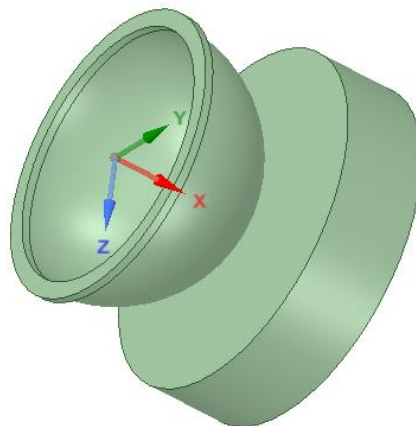


Рис. 2. Геометрия модели в объёме.

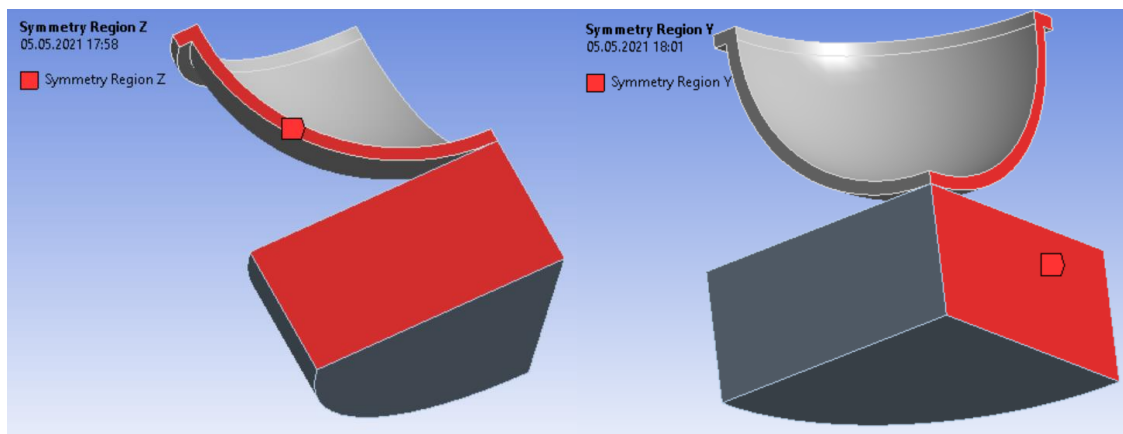
2.2 Конечно-элементная сетка

Расчётная схема представляет собой регулярную сетку конечных элементов. Для построения сетки обоих тел применим метод Contact Sizing. Расчёты проводятся в предположении больших деформаций объектов, что позволяет учитывать влияние изменения формы тел в процессе деформирования. Базовая расчётная модель была представлена 34334 узлами и 10782 элементами:

- линейными тетраэдрами моделировалась головка чувствительного элемента датчика;
- линейными гексаэдрами моделировалась пластина мягкой ткани.

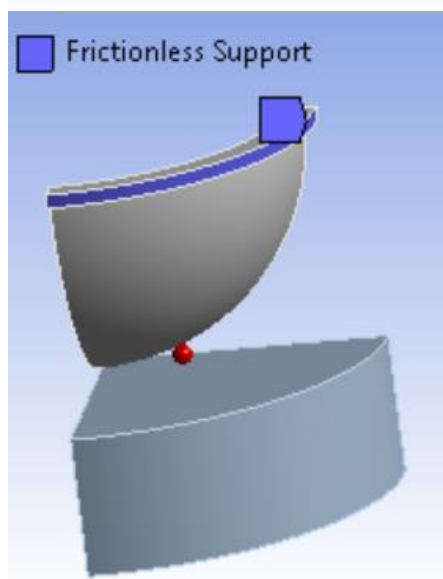
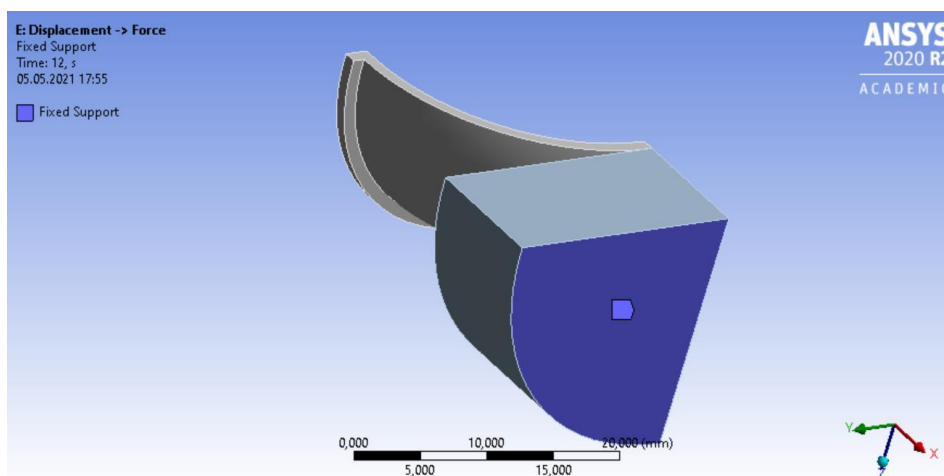
Учитывая, что размер ребра четырёхугольного элемента сетки $d = 0,90 \text{ mm}$, погрешность измерения радиуса пятна контакта составляет $\delta = \frac{d}{2} = 0,45 \text{ mm}$, а ошибка оценки площади контакта пластины $\delta^2 = 0,20 \text{ mm}^2$.

Задача осесимметричная, поэтому достаточно рассмотреть, как меняется четверть пластины и датчика при приложении силы на плоскость каёмки. Были наложены соответственные граничные условия.



2.3 Граничные условия

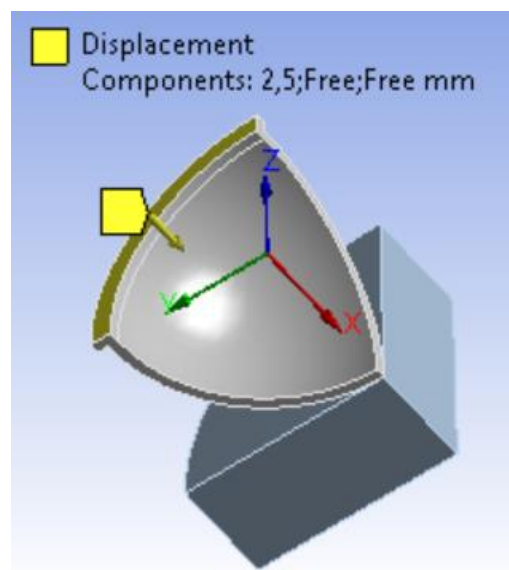
Наложено условие отсутствия вертикальных перемещений на нижнюю плоскость пластины с помощью метода fixed support:



Так как оболочка зафиксирована внутри индентора, на соответствующую грань наложим условие отсутствия нормальных перемещений через frictionless support.

2.4 Действующие силы

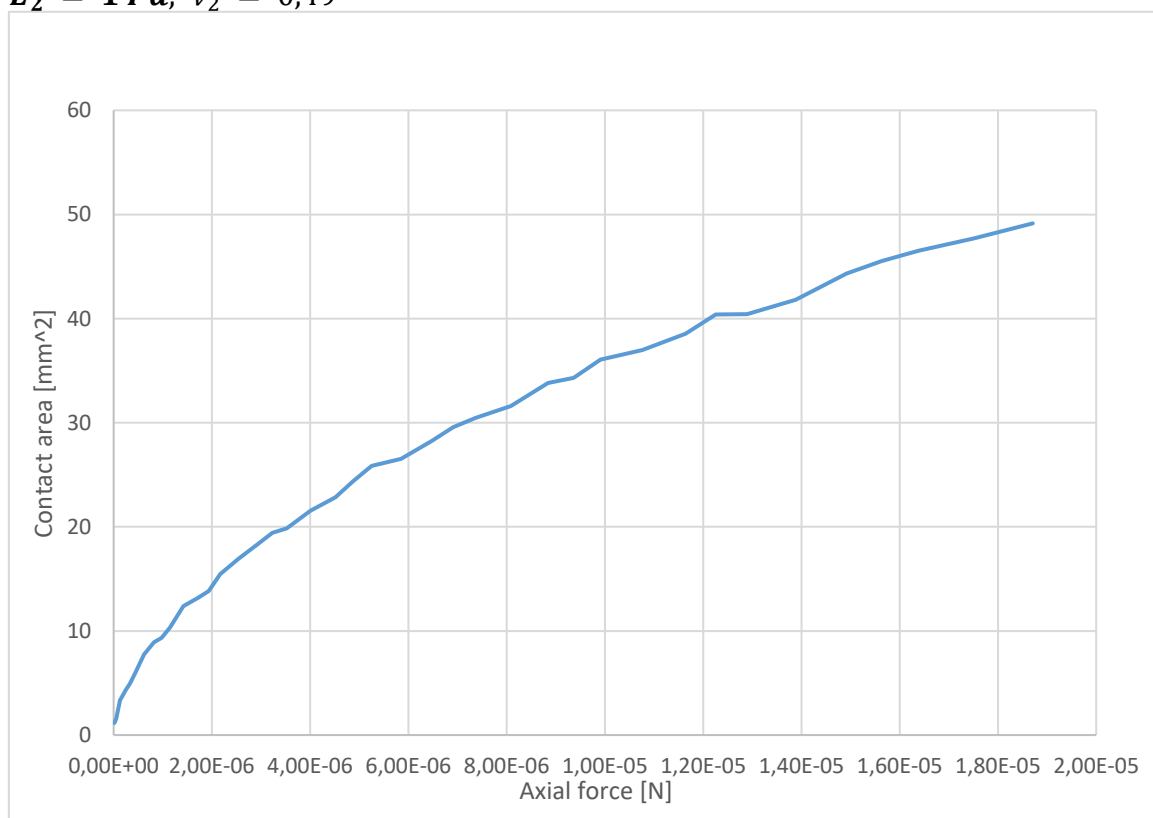
К граничной плоскости чувствительного элемента, перпендикулярной оси Ох, прикладывается сила. В равновесном состоянии у плоскости появляется соответствующее перемещение, значение которого варьируем. Перемещение задаётся с шагом 0,25 мм. При значениях модуля Юнга меньше 10 000 Па, проделываем 10 шагов нагрузки, для всех остальных 20 шагов нагрузки, максимальное перемещение составляет 2,5 мм и 5,0 мм соответственно. Верхняя граница перемещений для тел с модулем упругости меньше 10 кПа обусловлена слишком большими деформациями.

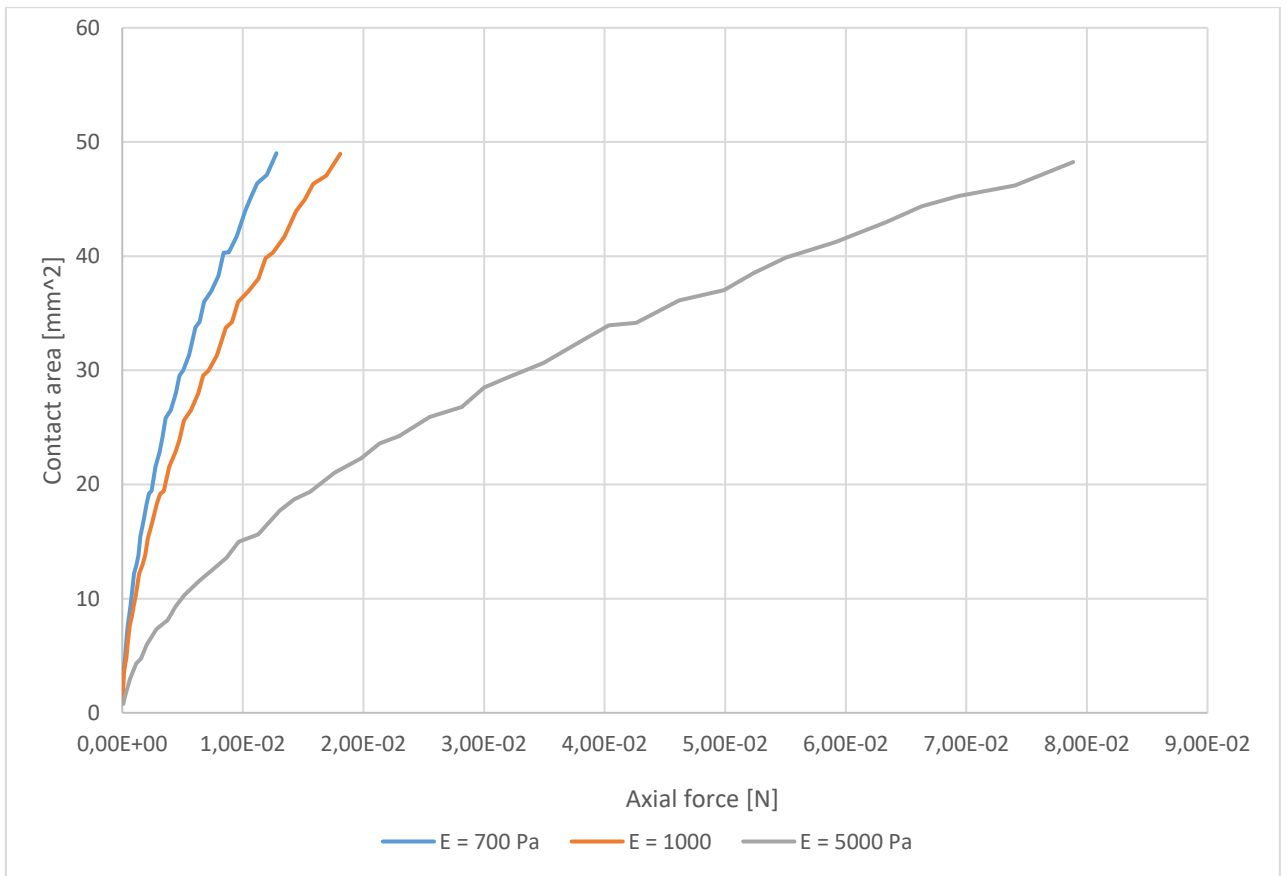
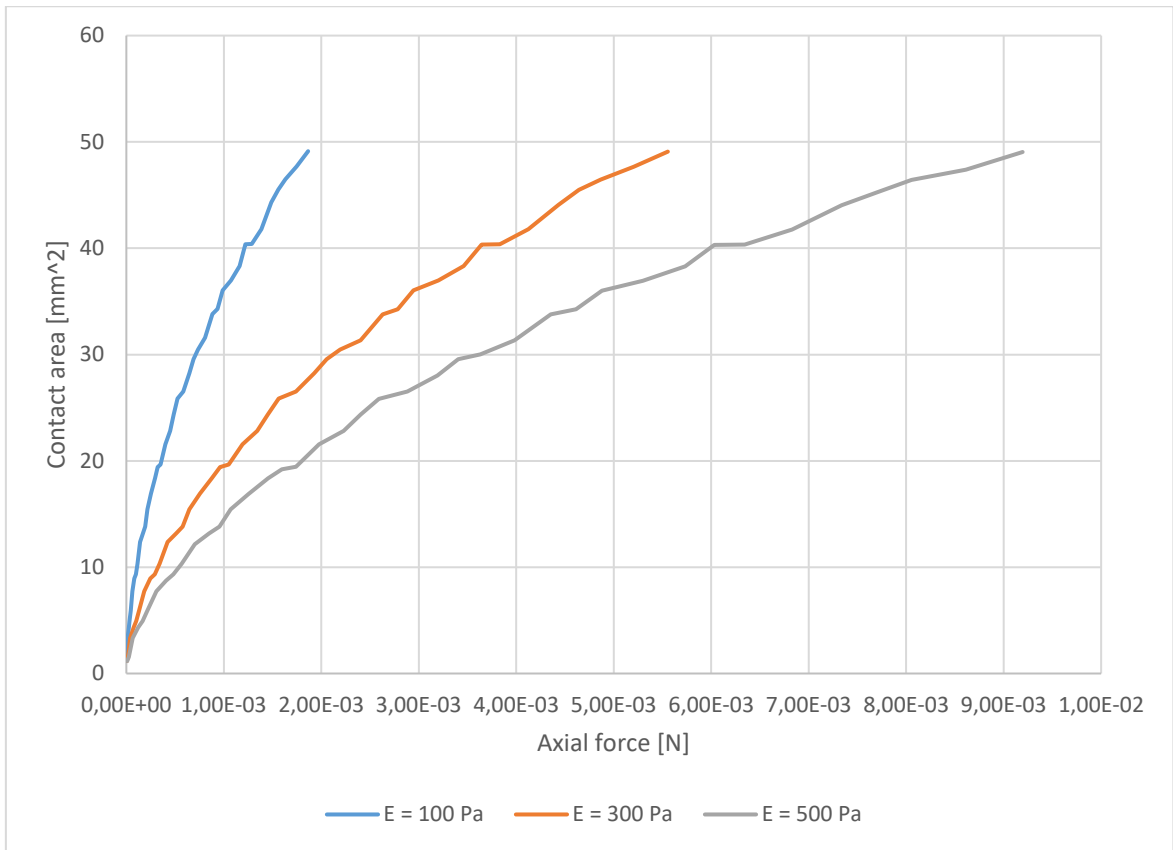


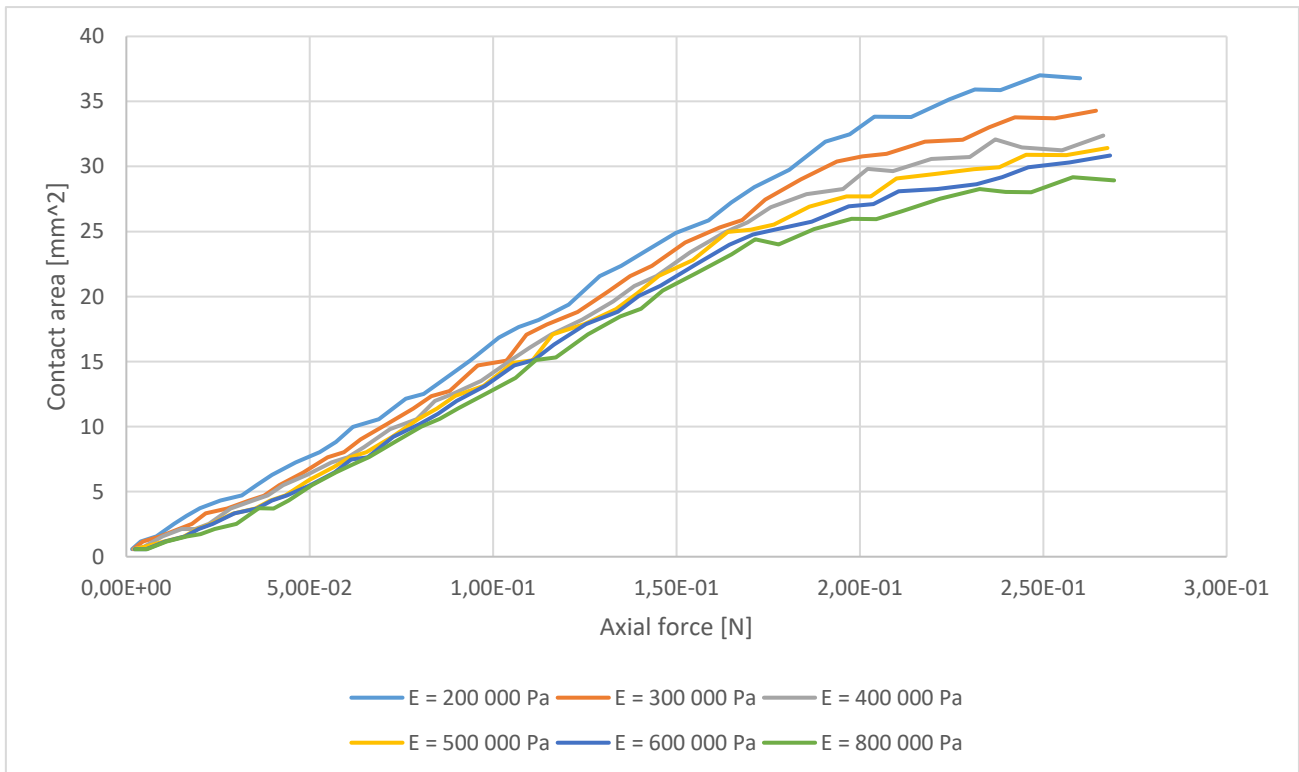
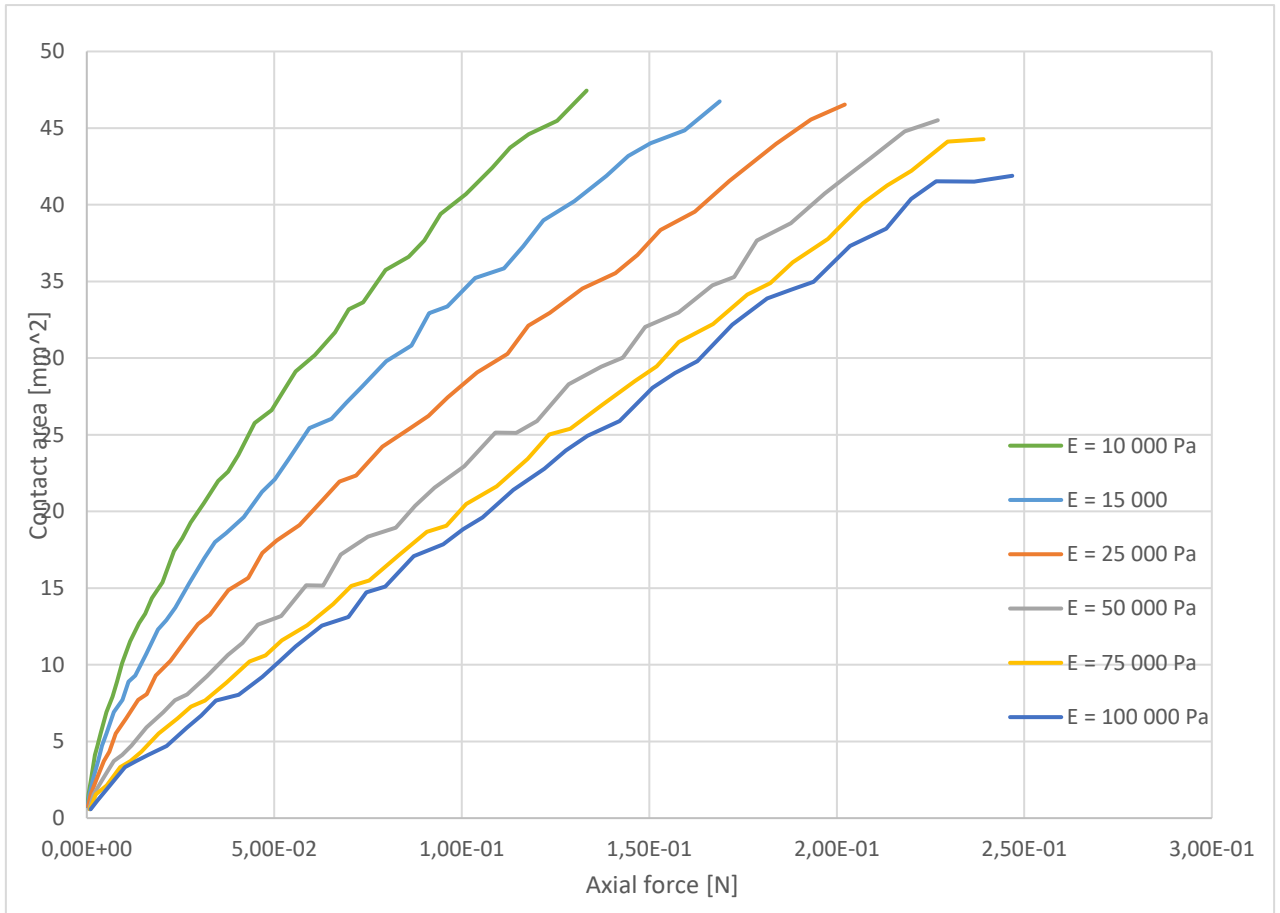
3 Результаты расчётов:

Получились следующие графики зависимостей площадей контакта от приложенной силы для разных значений модуля Юнга:

$$E_2 = 1 \text{ Pa}, \nu_2 = 0,49$$







3.1 Оценка влияния количества элементов на результаты расчётов

Изучим, насколько текущая модель чувствительна к плотности расчётной сетки и таким образом оценим достоверность полученных значений площади контакта в зависимости от приложенной силы. Проведём повторные расчёты этой же задачи с изменением плотности базовой сетки для одного и того же материала пластины и сравним полученные результаты.

$$E_2 = 1000 \text{ Pa}, \quad \nu_2 = 0,49$$

$d = 0,9 \text{ mm}$

1) $d = 1,15 \text{ mm}$

2) $d = 0,7 \text{ mm}$

3) $d = 0,9 \text{ mm}$

4) $d = 1,5 \text{ mm}$

Nodes	34334
Elements	10782

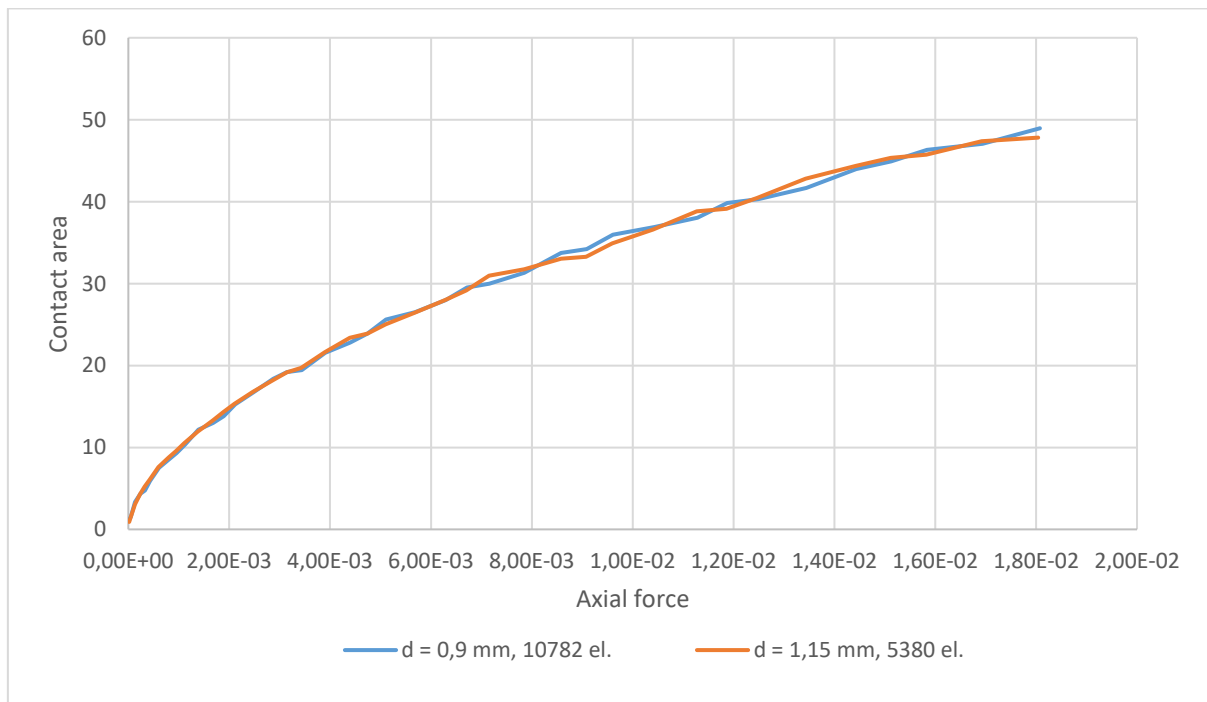
Nodes	19191
Elements	5380

Nodes	64781
Elements	21185

Nodes	60990
Elements	17772

Nodes	10129
Elements	2727

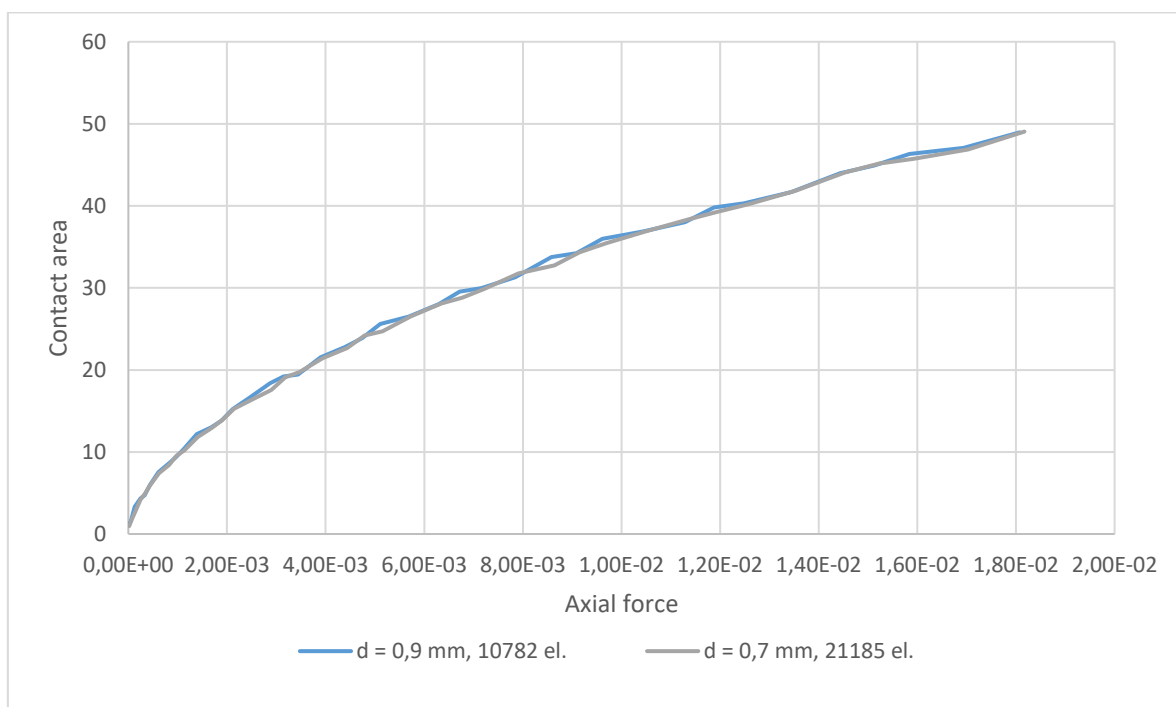
- 1) Для образца $E_2 = 1 \text{ кПа}$ рассчитаем задачу с сеткой, в которой по сравнению с базовой количество элементов уменьшено в два раза, размер конечного элемента увеличился с $d = 0,9 \text{ mm}$ до $d' = 1,15 \text{ mm}$. Новая погрешность измерения радиуса пятна контакта $\delta'' = 0,58 \text{ mm}$, а для площади ошибка увеличилась с $\delta^2 = 0,20 \text{ mm}^2$ до $\delta^2 = 0,33 \text{ mm}^2$.



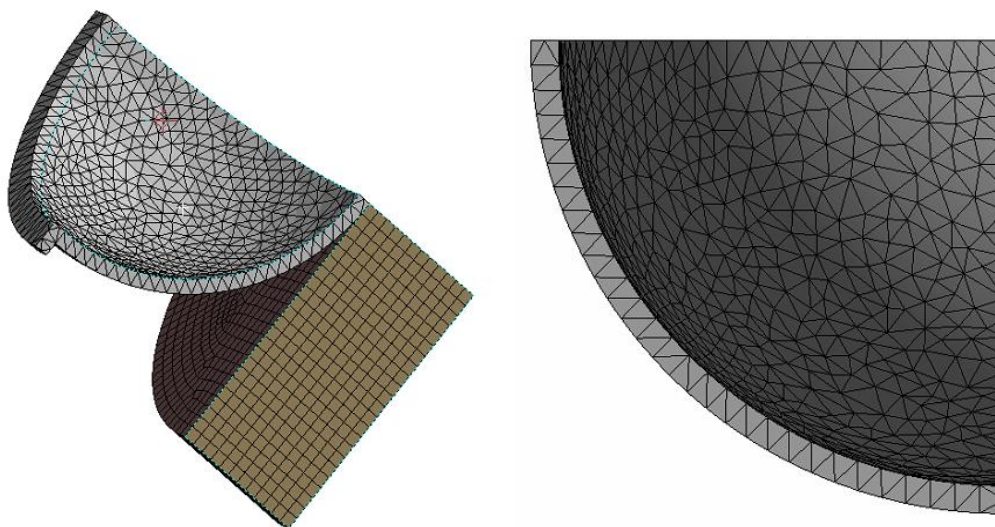
Максимальное относительное изменение силы при переходе на новую сетку составляет $(|\Delta F|)/F = 2,6\%$, а для площади контакта соответственная величина $(|\Delta S|)/S = 3,0\%$.

- 2) Теперь наоборот, удвоим количество элементов в базовой сетке. $d'' = 0,7 \text{ mm}$. Тогда погрешность измерения радиуса пятна контакта $\delta'' = 0,35 \text{ mm}$, а для площади ошибка уменьшается с $\delta^2 = 0,20 \text{ mm}^2$ до $\delta^2 = 0,12 \text{ mm}^2$. Новое максимальное значение $(|\Delta F|)/F = 2,1\%$.

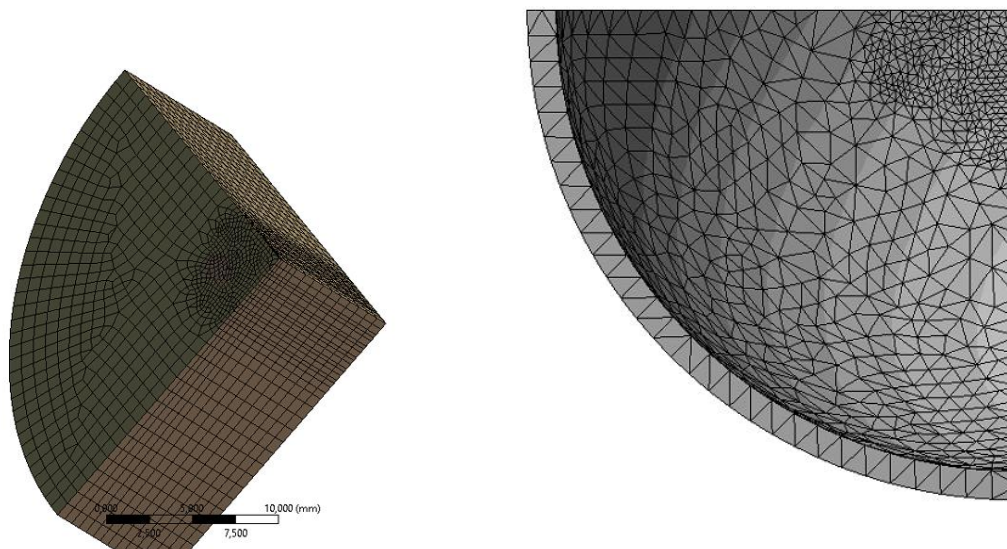
Максимальное относительное изменение площади $(|\Delta S|)/S = 4,3\%$.



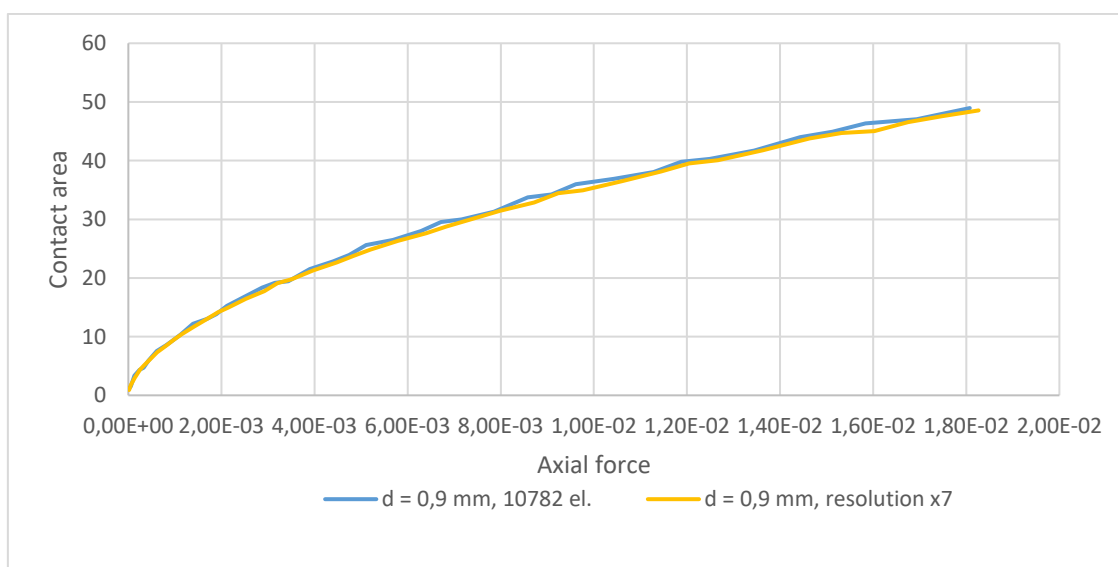
- 3) Уточним базовую сетку по-другому: с помощью метода Contact Sizing увеличим разрешающую способность в области контакта.



Базовая расчётная сетка.



Базовая расчётная сетка с увеличенной разрешающей способностью в области контакта.



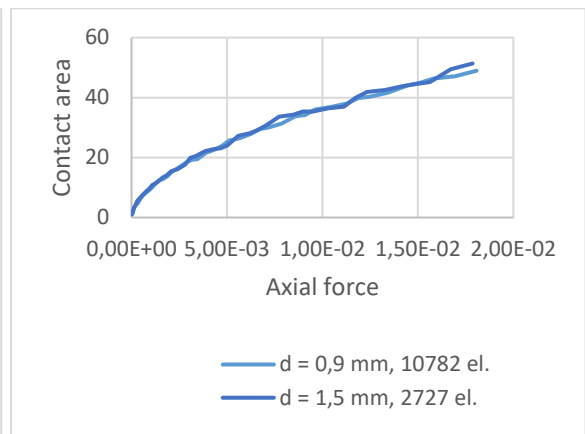
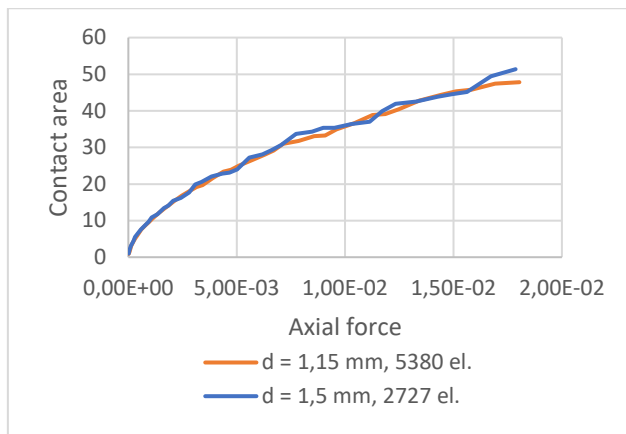
9

Получились следующие значения ошибок:

$$\text{Max}\{(|\Delta F|)/F\} = \mathbf{2,0\%}.$$

$$\text{Max}\{(|\Delta S|)/S\} = \mathbf{3,3\%}.$$

- 4) Рассмотрим сетку из второго способа с уменьшенным в два раза относительно базовой количеством элементов. Изучим, что произойдёт, если ещё в два раза уменьшить количество конечных элементов. В новой, более крупной сетке $d''' = 1,5 \text{ mm}$.
Погрешность измерения радиуса пятна контакта увеличилась с $\delta' = 0,58 \text{ mm}$ до $d''' = 0,75 \text{ mm}$, а для площади ошибка увеличилась с $\delta'^2 = 0,33 \text{ mm}^2$ до $\delta'''^2 = 0,56 \text{ mm}^2$.



В данном случае $\max\left\{\frac{|\Delta F|}{F}\right\} = 4,0\%$, а $\max\left\{\frac{|\Delta S|}{S}\right\} = 7,4\%$.

Если сравнивать самую крупную сетку с базовой, получим $\max\left\{\frac{|\Delta F|}{F}\right\} = 6,6\%$ и $\max\left\{\frac{|\Delta S|}{S}\right\} = 5,0\%$.

4 Выводы:

Представлена методика определения модуля упругости материала в диапазоне его значений диапазоне от 1 Па до 800 000 Па. Построена трехмерная модель контактной задачи в пакете ANSYS. Создана база кривых, соответствующих тканям с модулем упругости в диапазоне 1 – 800 кПа.

Проведена оценка точности данной методики исследования. Ошибка в определении площади пятна контакта не превышает 7%. Диапазон сближения устройства (его вдавливания в исследуемый образец) ограничен сверху, так как при больших значениях силы индентирования возможен переход к кольцевой области контакта.

Полученные результаты относительных изменений для более точных относительно базовой сеток отличались незначительно и все располагались в пределах 5%. Также были рассмотрены две менее точные сетки. При уменьшении в 4 раза количества конечных элементов в базовой сетке ошибка лежит в пределах 8%, что может быть недостаточно точным. Если количество элементов в базовой модели уменьшить только в два раза, ошибка лежит в пределах 5%. Расчеты по менее детализированной сетке занимают, в среднем, в 2 раза меньше времени, поэтому последнюю модель предпочтительно использовать в качестве основной.

Список литературы

- [1] *Application of Video-Assisted Tactile Sensor and Finite Element Simulation for Estimating Young's Modulus of Porcine Liver*. Marat Dosaev, Irina Goryacheva, Yuri Martynenko, Alexey Morozov, Fyodor Antonov, Fong-Chin Su, Chien-Hsien Yeh, Ming-Shaung Ju в журнале Journal of Medical and Biological Engineering, издательство Biomedical Engineering Society of the R.O.C. (Taiwan) DOI (2014)
- [2] И.Г.Горячева, А.А. Акаев, Ю.Г.Мартыненко, Ю.М.Окунев, А.В.Влахова, И.Ю.Богданович. *Применение методов механики контактных взаимодействий при диагностике патологических состояний мягких биологических тканей*. М.: Изд-во Моск. ун-та, 2009. - 306 с., ил., табл.
- [3] *Image-assisted method for estimating local stiffness of soft tissues and calibration of bias due to aqueous humor effect*. Chien-Hsien Yeh, Fon-Chin Su, Goryacheva I.G., Yuri Martinenko, Marat Dosaev, Ming-Shaung Ju в журнале Sensors and Actuators, A: Physical, издательство Elsevier BV (Netherlands), том 212, с. 42-51 (2014)
- [4] *Estimating Characteristics of a Contact Between Sensing Element of Medical Robot and Soft Tissue*. Anastasya Yakovenko, Irina Goryacheva, Marat Dosaev в сборнике New Trends in Mechanism and Machine Science, Mechanisms and Machine Science, место издания Springer International Publishing Switzerland, том 43, с. 561-569 DOI (2017)
- [5] *Pneumatic Video Tactile Sensor for Laparoscopic Surgery*. Dosaev M., Goryacheva I., F-C Su, C-H Yeh, M-S Ju, Gubenko M., Lyubicheva A., Morozov A., Selyutskiy Yu в сборнике New Trends in Mechanism and Machine. Science Mechanisms and Machine Science Volume, место издания SPRINGER PUBLISHING CO, том 24, с. 623-631 (2015)
- [6] *Young's Modulus Estimation of Soft Tissues by Video Tactile Pneumatic Sensor*. Gubenko M.M., Goryacheva I.G., Dosayev M.Z., Morozov A.V., Lyubicheva A.N., F-C Su, Yeh C-H, M-S Ju в сборнике IFMBE Proceedings, серия 1st Global Conference on Biomedical Engineering & 9th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering, том 47, с. 212-215 (2015)
- [7] *Анализ влияния включения на характеристики контактного взаимодействия мягких тканей с головкой видеотактильного сенсора*. Горячева И.Г., Досаев М.З., Любичева А.Н., Селюцкий Ю.Д., Ф-Ч Су в сборнике Международная конференция "Восьмые Окуневские чтения". 25-28 июня 2013 г., Санкт-Петербург: Материалы докладов, серия ISBN 978-5-85546-760-4, место издания Издательство Балтийского государственного технического университета Санкт-Петербург, с. 115-117