

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 ВНЕДНЕНИЯ ИНДЕНТОРА
В ЛИНЕЙНОУПРУГУЮ ТКАНЬ

MODELING AN INDENTATION INTO A LINEAR ELASTIC TISSUE

Выполнила студентка 422 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, 2022

Содержание

1	Введение	1
2	Постановка задачи	2
2.1	Модель	2
2.2	Конечно-элементная сетка	2
2.3	Граничные условия	4
2.4	Действующие силы	4
3	Результаты расчётов	6
3.1	Случай без добавочного внутреннего давления	6
3.2	Случай с добавочным внутренним давлением 5%	7
3.3	Случай с добавочным внутренним давлением 10%	7
4	Выводы	8

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. В медицинской технике был разработан ряд устройств, которые позволяют определять некоторые эластичные характеристики мягких тканей. Например, магниторезонансная эластография [1], датчики контактного давления [2]. В работе [3] разработан видеотактильный датчик для определения локальной жесткости мягких тканей и предложена методика его использования. Предварительные испытания датчика на свиной печени показывают, что этот прибор способен идентифицировать образцы с модулем упругости в диапазоне 1-10 кПа (что близко к характеристикам здоровой свиной печени).

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. Множество моделей сплошной среды, используемых для описания мягких тканей, влияние податливости индетнатора на контактные характеристики представлены в [4]. 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. В частности параметром математической модели выступает 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

При индентировании датчика в мягкую ткань фиксируются площадь пятна контакта и показания нагрузки. Хотим узнать, насколько точно по текущим данным площади контакта в зависимости от приложенной нагрузки можем определить модуль Юнга мягкой ткани. Решается стационарная задача равновесия напряженной системы, состоящей из жесткой камеры датчика, головки и исследуемой ткани, последние два контактирующих тела испытывают значительные деформации. Задача является нелинейной, решение проводится численно с применением метода конечных элементов с использованием пакета ANSYS. Проводится оценка 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 $E_1 = 2100$, коэффициент Пуассона $\nu_1 = 0,4$.

Камера индентора. За материал жесткой камеры возьмём также линейный изотропный материал - сталь с модулем Юнга $E_3 = 2 \cdot 10^5$ МПа и коэффициентом Пуассона $\nu_3 = 0,3$.

Мягкая ткань. Моделируем образец мягкой биологической ткани круглым цилиндром из линейно-упругого практически несжимаемого материала с коэффициентом Пуассона $\nu_2 = 0,49$. Модуль Юнга E_2 варьируем, рассматриваем значения $E_{2_1} = 10\,000$ Па, $E_{2_2} = 100\,000$ Па, $E_{2_3} = 1$ МПа, $E_{2_4} = 2$ МПа.

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 $\mu = 0.6$.

2.2 Конечно-элементная сетка

Расчётная схема представляет собой регулярную сетку конечных элементов. Для построения сетки обоих тел применим метод Contact Sizing. Расчеты

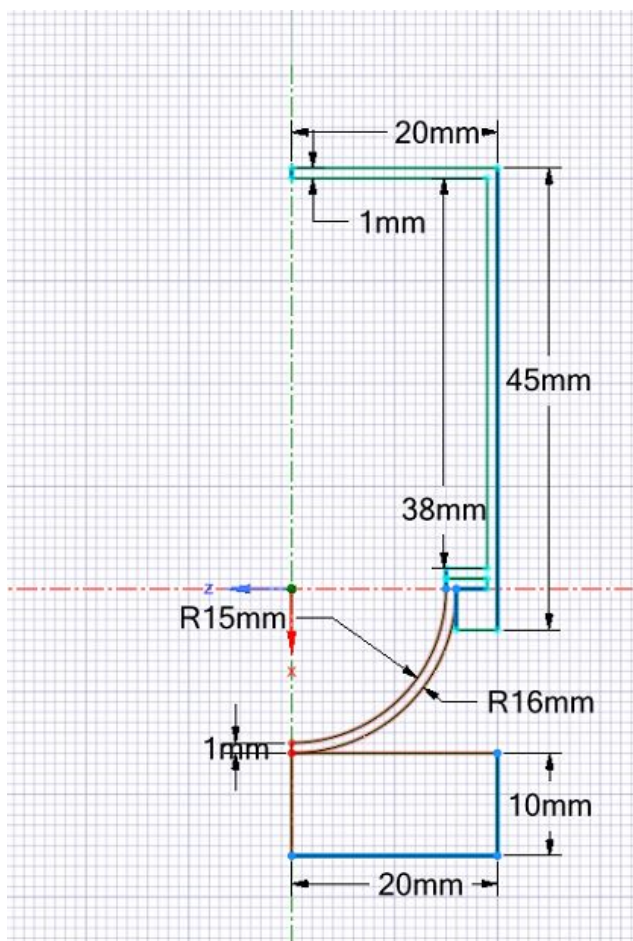


Рис. 1: Геометрические размеры модели в сечении вдоль оси симметрии.

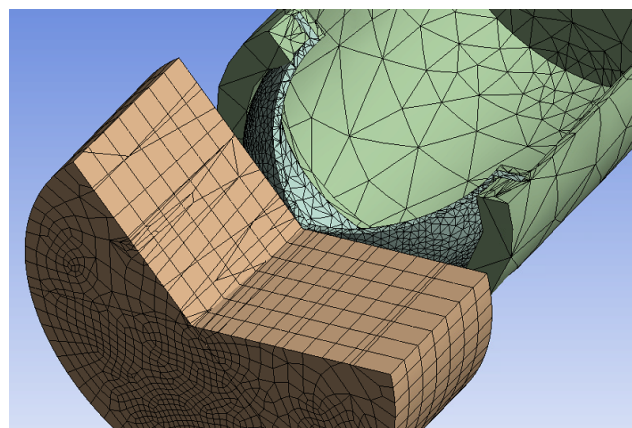


Рис. 2: Конечно-элементная сетка.

проводятся в предположении больших деформаций объектов, что позволяет учитывать влияние изменения формы тел в процессе деформирования. Базовая расчётная модель была представлена 52731 узлами и 17090 элементами:

- линейными тетраэдрами моделировалась весь датчик;
- линейными гексаэдрами моделировалась пластина мягкой ткани.

Длина ребер конечных элементов камеры $d = 20mm$, мягкой ткани $d = 5mm$, головки датчика $d = 1.5mm$. В области контакта с тканью используется метод contact sizing, которым задаём длину ребра конечных элементов $d = 0,9mm$. Ранее было показано, что более мелкая сетка не дает существенного увеличения точности модели, однако подсчёты по ней происходят на порядок дольше. Учитывая, что размер ребра четырёхугольного элемента сетки в исследуемой области контакта $d = 0,90mm$, погрешность измерения радиуса пятна контакта составляет $\delta = \frac{d}{2} = 0,45mm$, а ошибка оценки площади контакта пластины $\delta^2 = 0,20mm^2$.

2.3 Граничные условия

Наложено условие отсутствия вертикальных перемещений на нижнюю плоскость пластины.

Рассматриваем перемещения вдоль только одной оси, поэтому на соответствующую грань камеры наложим условие отсутствия нормальных перемещений.

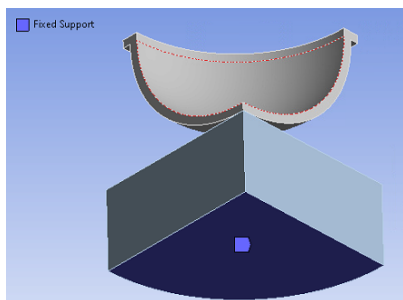


Рис. 3: Граничное условие на нижнюю грань с помощью метода fixed support.

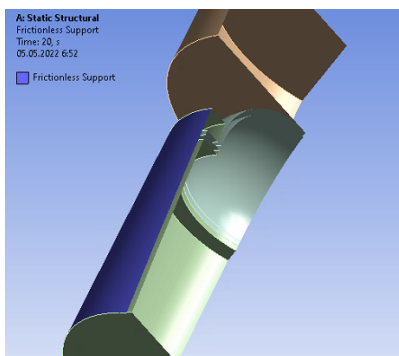


Рис. 4: Граничное условие на внешнюю грань камеры методом frictionless support.

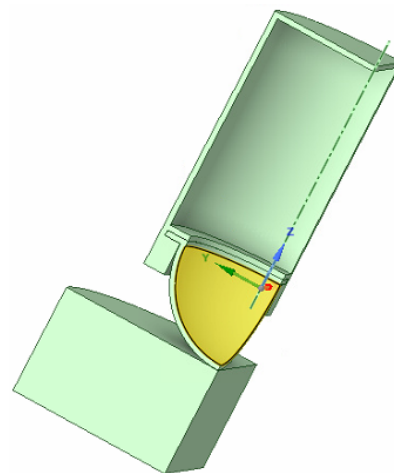


Рис. 5: Жесткая камера датчика обеспечивает корректную фиксацию чувствительного элемента датчика.

2.4 Действующие силы

К граничной плоскости индентора, перпендикулярной оси Ox , прикладывается сила. В равновесном состоянии у плоскости появляется соответствующее перемещение, значение которого варьируем. Перемещение задаётся с шагом 0,25. Для значения модуля Юнга 10 000 Па максимальное перемещение составляет 3,0 мм, для всех остальных - 5,0 мм. Верхняя граница перемещений для тел с модулем упругости меньше 10 кПа обусловлена слишком большими деформациями.

Компенсируем возможное прогибание индентора, добавив к его внутренней поверхности дополнительно 5 кПа, то есть +5% от атмосферного давления P_0 . Также для сравнения рассмотрим случай, когда добавили ещё +5% от P_0 .

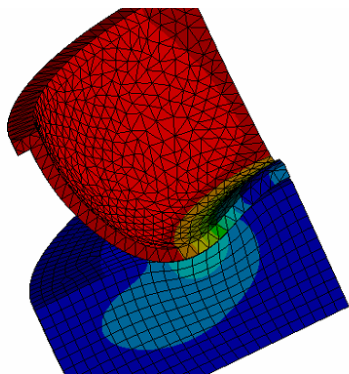


Рис. 6: Деформации без добавочного давления при $E_t = 10$ кПа и $E_h = 2.1$ МПа.

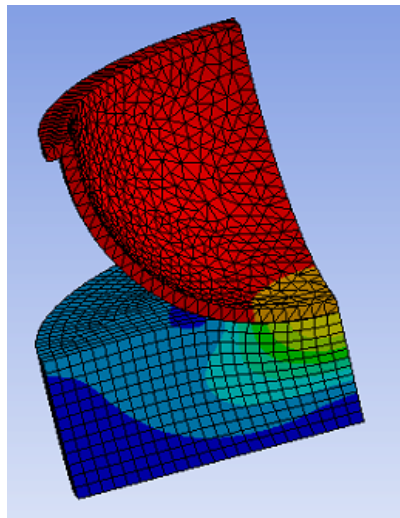


Рис. 7: Деформации с добавочным давлением 5 кПа при $E_t = 10$ кПа и $E_h = 2.1$ МПа.

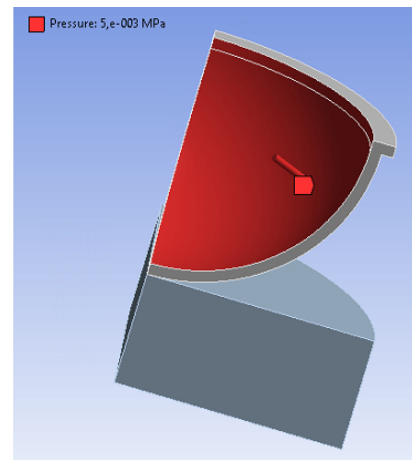


Рис. 8: Дополнительное давление по нормали ко внутренней поверхности датчика.

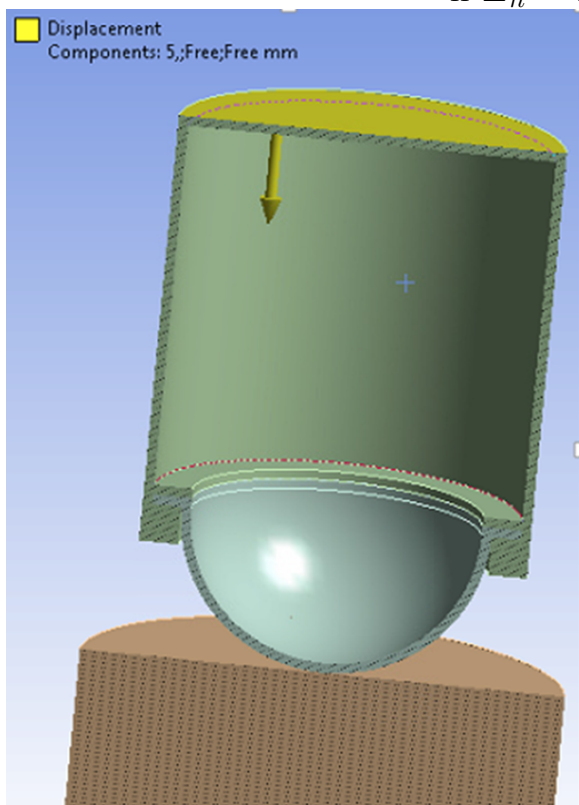


Рис. 9: Нагрузка, задаваемая перемещением.

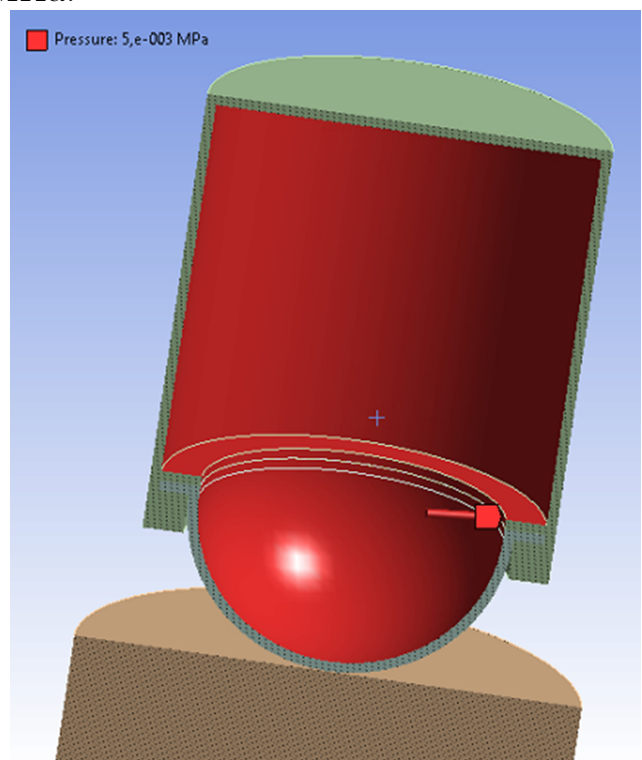


Рис. 10: Дополнительное давление по нормали ко внутренней поверхности индентора.

3 Результаты расчётов

Увеличим модуль Юнга оцениваемой ткани на 10%, обозначим большие значения E'_2 . По данным большего модуля упругости строим интерполяционный многочлен Лагранжа, в точках для меньшего вычисляем значения многочлена и относительную ошибку $|\frac{S_i - S'_i}{S_i}|$ в каждой точке, затем ищем максимум модуля ошибки. Пропускаем эту процедуру для каждого из четырёх значений модуля Юнга ткани.

Имеем $E'_{2_1} = 11\ 000\ \text{Pa}$, $E'_{2_2} = 110\ 000\ \text{Pa}$, $E'_{2_3} = 1.1\ \text{MPa}$, $E'_{2_4} = 2.2\ \text{MPa}$.

3.1 Случай без добавочного внутреннего давления

Получаем следующие графики зависимостей площадей контакта от приложенной силы (задаваемой перемещениями) и от силы реакции на верхнюю грань индентора:

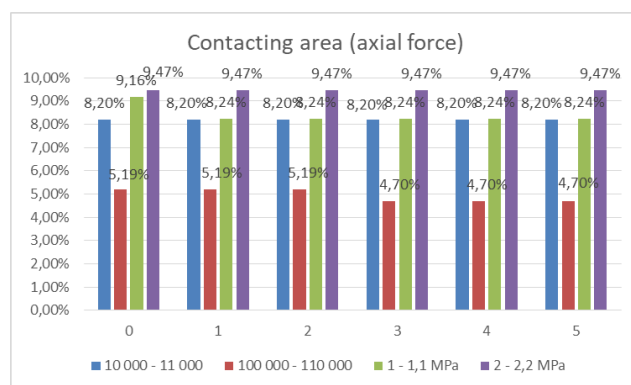
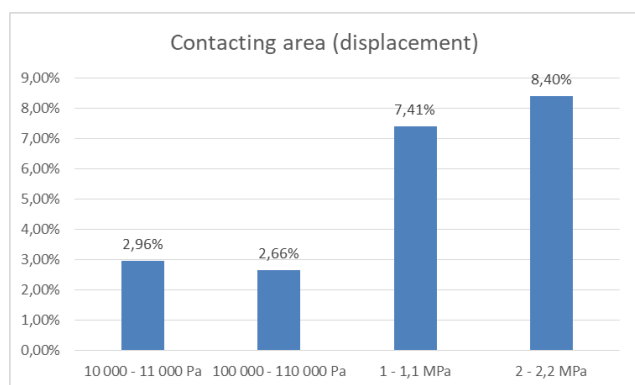
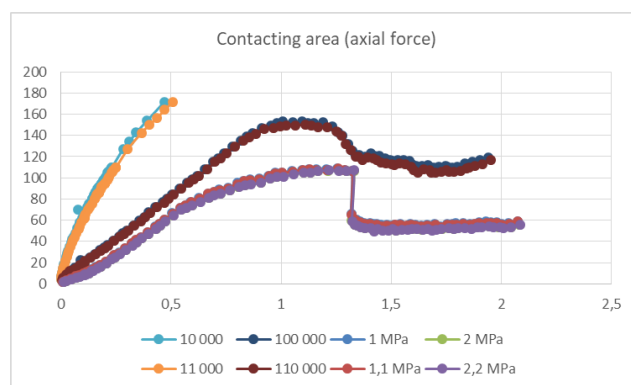
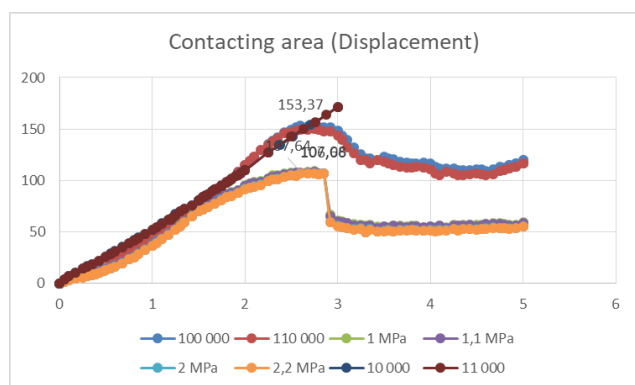


Рис. 11: Максимальные ошибки для графиков от перемещений в зависимости от модуля Юнга мягкой ткани

Рис. 12: Максимальные ошибки для графиков силы реакции в зависимости от модуля Юнга мягкой ткани

3.2 Случай с добавочным внутренним давлением 5%

Добавили на внутреннюю поверхность датчика +5% от атмосферного давления P_0 , то есть 5 кПа. Получаем следующие графики зависимостей площадей контакта от приложенной силы (задаваемой перемещениями) и от силы реакции на верхнюю грань датчика:

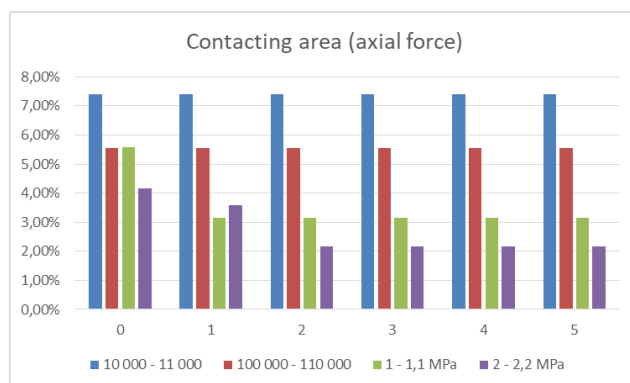
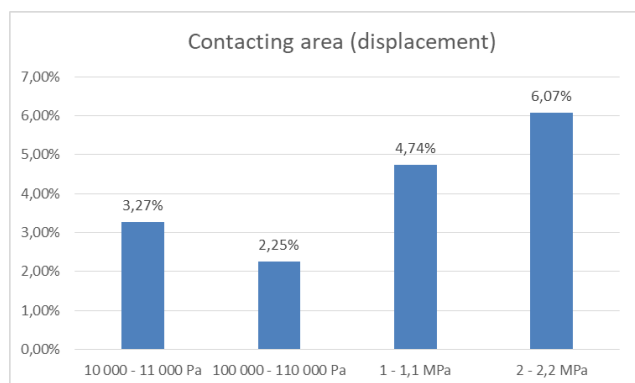
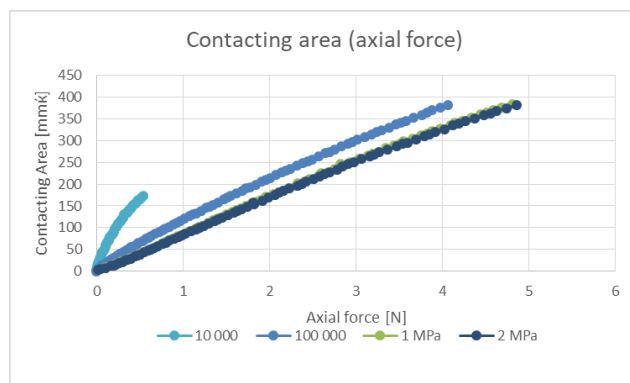
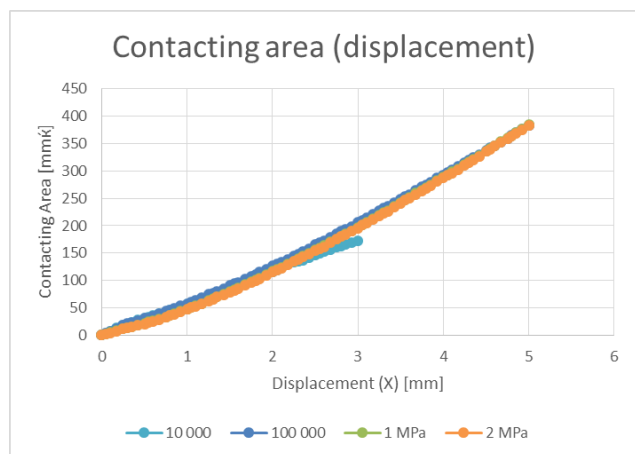


Рис. 13: Максимальные ошибки для графиков от перемещений в зависимости от модуля Юнга мягкой ткани

Рис. 14: Максимальные ошибки для графиков силы реакции в зависимости от модуля Юнга мягкой ткани

3.3 Случай с добавочным внутренним давлением 10%

Добавили на внутреннюю поверхность датчика +10% от P_0 . Сначала нет нагрузочных перемещений, пока давление в датчике не увеличится до 10 кПа, при этом площадь контакта с мягкой тканью увеличивается до определённого постоянного значения, после которого уже начинаем перемещать датчик. Получаем следующие графики зависимостей площадей контакта от приложенной силы (задаваемой перемещениями) и от силы реакции на верхнюю грань датчика:

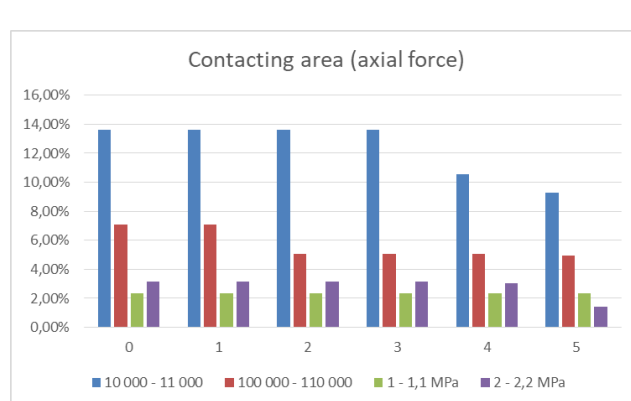
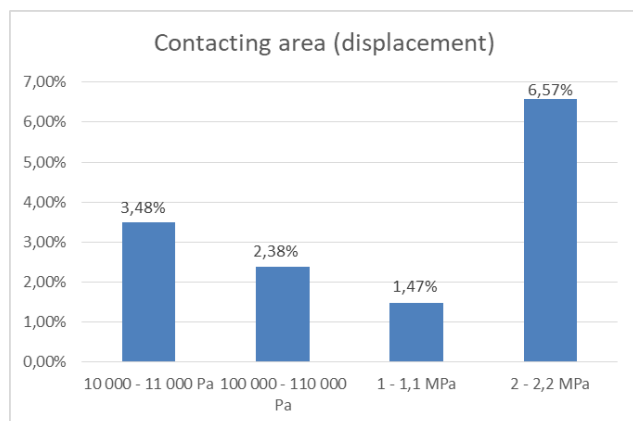
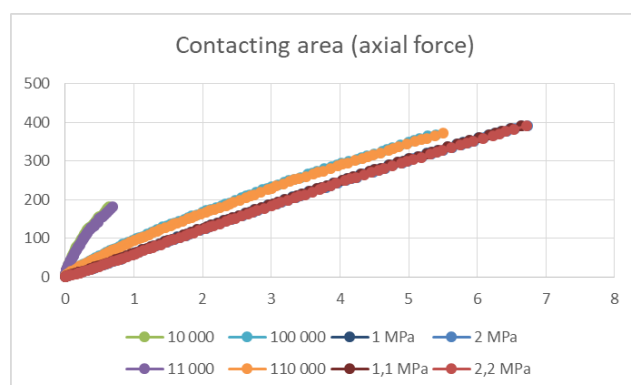
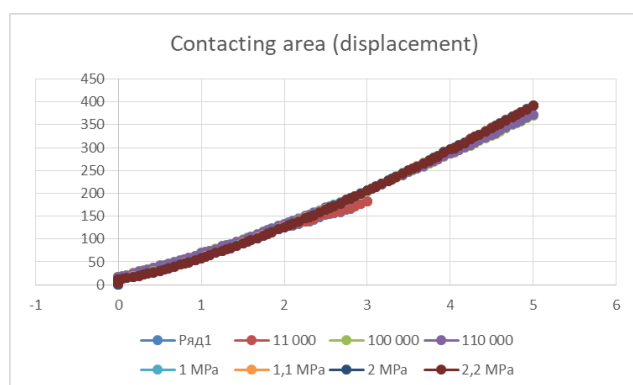


Рис. 15: Максимальные ошибки для графиков от перемещений в зависимости от модуля Юнга мягкой ткани

Рис. 16: Максимальные ошибки для графиков силы реакции в зависимости от модуля Юнга мягкой ткани

4 Выводы

Ошибка в определении модуля упругости материала зависит от его абсолютной величины. Диапазон вдавливания устройства в исследуемый образец ограничен сверху, так как при больших значениях силы индентирования возможен переход к кольцевой области контакта. Дополнительным параметром управления податливостью сенсора является воздушное давление, создаваемое внутри оболочки чувствительного элемента. Увеличение давления воздуха в камере может увеличить диапазон сближения индентора и образца. Без дополнительного давления наибольшая точность при определении значений модуля упругости ткани в пределах 100 кПа - 1 МПа.

С дополнительным давлением для определения модуля Юнга ткани в пределах 10% при расчетах площади контакта от перемещений также наиболее точный диапазон 100 кПа - 1 МПа - ошибка не более 6,5%, а при расчётах площади контакта от силы реакции на нагрузочную грань устройства ошибка не более 5,5% и с ростом модуля Юнга ткани не уменьшается, причем с увеличением дополнительного давления только уменьшается.

Во всех случаях ошибка не более 10%, так что предложенный метод определения модуля Юнга мягкой ткани корректный.

Список литературы

- [1] A. Manduca'Correspondence information about the author A. ManducaEmail the author A. Manduca, T.E. Oliphant, M.A. Dresner, J.L. Mahowald, S.A. Kruse, E. Amromin, J.P. Felmlee, J.F. Greenleaf, R.L. Ehman *Magnetic resonance elastography: Non-invasive mapping of tissue elasticity*
- [2] Mir A. Imran*Apparatus and method for detecting contact pressure*
- [3] Marat Dosaev, Irina Goryacheva, Yuri Martynenko, Alexey Morozov, Fyodor Antonov, Fong-Chin Su, Chien-Hsien Yeh, Ming-Shaung Ju*Application of Video-Assisted Tactile Sensor and Finite Element Simulation for Estimating Young's Modulus of Porcine Liver*. Journal of Medical and Biological Engineering, издательство Biomedical Engineering Society of the R.O.C. (Taiwan) DOI (2014)
- [4] 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.
- [5] Chien-Hsien Yeh, Fon-Chin Su, Goryacheva I.G., Yuri Martinenko, Marat Dosaev, Ming-Shaung Ju*Image-assisted method for estimating local stiffness of soft tissues and calibration of bias due to aqueous humor effect*. Журнал Sensors and Actuators, A: Physical, издательство Elsevier BV (Netherlands), том 212, с. 42-51 (2014)
- [6] Anastasya Yakovenko, Irina Goryacheva, Marat Dosaev *Estimating Characteristics of a Contact Between Sensing Element of Medical Robot and Soft Tissue*. Сборник New Trends in Mechanism and Machine Science, Mechanisms and Machine Science, место издания Springer International Publishing Switzerland, том 43, с. 561-569 DOI (2017)
- [7] Dosaev M., Goryacheva I., F-C Su, C-H Yeh, M-S Ju, Gubenko M., Lyubicheva A., Morozov A., Selyutskiy Yu *Pneumatic Video Tactile Sensor for Laparoscopic Surgery*. Сборник New Trends in Mechanism and Machine. Science Mechanisms and Machine Science Volume, место издания SPRINGER PUBLISHING CO, том 24, с. 623-631 (2015)
- [8] Gubenko M.M., Goryacheva I.G., Dosayev M.Z., Morozov A.V., Lyubicheva A.N., F-C Su, Yeh C-H, M-S Ju *Young's Modulus Estimation of Soft Tissues by Video Tactile Pneumatic Sensor*. Сборник IFMBE Proceedings, серия 1st Global Conference on Biomedical Engineering 9th Asian-Pacific Conference on Medical and Biological Engineering, том 47, с. 212-215 (2015)
- [9] Горячева И.Г., Досаев М.З., Любичева А.Н., Селюцкий Ю.Д., Ф-Ч Су *Анализ влияния включения на характеристики контактного взаимодействия мягких тканей с головкой видеотактильного сенсора*. Сборник 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.