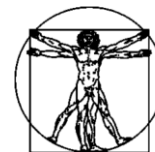


DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2019.4.12
УДК 539.3 611.127



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ МЕХАНИЧЕСКИХ СВОЙСТВ РЫХЛОЙ СОЕДИНИТЕЛЬНОЙ ТКАНИ СВИНЬИ

И.Д. Шитоев, В.М. Тверье, С.В. Словиков, В.Э. Вильдеман

Пермский национальный исследовательский политехнический университет, Россия, 614000, Пермь, Комсомольский проспект, 29, e-mail: shitoev26@gmail.com, cem@pstu.ru

Аннотация. В литературе приводится много примеров и предположений о возможном влиянии дисфункции височно-нижнечелюстного сустава (и вообще стоматологических заболеваний) на состояние очень важной сосудистой магистрали – внутренней сонной артерии, а именно на образование в ней изгибов и петлистостей, что может привести к развитию инсульта и ишемической болезни головного мозга. Эти заболевания в настоящее время являются одними из самых частых причин глубокой инвалидизации и преждевременной смерти людей. К сожалению, в настоящее время нет строгого объяснения механизма влияния зубочелюстной системы человека на повреждение жизненно важной сосудистой магистрали, соединяющей и объединяющей работу мозга и сердца. Эти расхождения и противоречия могут быть устранены после разработки биомеханической модели влияния дисфункции височно-нижнечелюстного сустава на внутреннюю сонную артерию. Для того чтобы корректно решить данную задачу, необходимо знать механические свойства тканей, находящихся между височно-нижнечелюстным суставом и внутренней сонной артерией. В данной статье описана методика проведения эксперимента, определена теория, описывающая поведение ткани в данном эксперименте, подобраны и изготовлены оснастки, произведено моделирование эксперимента в программном пакете *ANSYS* и сравнение результатов моделирования и теоретического расчета с результатами эксперимента. Моделирование с хорошей точностью совпало с данными эксперимента, в результате определен модуль упругости для рыхлой соединительной ткани с модулем упругости $E = 3$ МПа.

Ключевые слова: височно-нижнечелюстной сустав, внутренняя сонная артерия, рыхлая соединительная ткань, механические свойства.

ВВЕДЕНИЕ

Согласно статистике, сердечно-сосудистые заболевания представляют собой очень серьезную проблему, являясь основной причиной инвалидности и смертности населения на сегодняшний день [1, 23]. Данные заболевания и гемодинамические отклонения в целом становятся одной из наиболее социально-значимых проблем в большинстве развитых стран мира [24]. Проблемой кровообращения головного мозга

© Шитоев И.Д., Тверье В.М., Словиков С.В., Вильдеман В.Э., 2019

Шитоев Иван Дмитриевич, аспирант кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь

Тверье Виктор Моисеевич, к.т.н., доцент кафедры вычислительной математики, механики и биомеханики, Пермь

Словиков Станислав Васильевич, к.т.н., доцент кафедры экспериментальной механики и конструкционного материаловедения, Пермь

Вильдеман Валерий Эрвинович, д.ф.-м.н., профессор, заведующий кафедрой экспериментальной механики и конструкционного материаловедения, директор Центра экспериментальной механики, Пермь

занимаются многие группы ученых по всему миру как с точки зрения медицины, так и биомеханики, а именно, гемодинамики [5, 8, 24, 25, 31].

В настоящее время существует ряд исследований, которые предполагают, что патология височно-нижнечелюстного сустава может стать причиной нарушения мозгового кровоснабжения, вызывая компрессию отделов внутренней сонной артерии [10, 14, 22, 32]. В некоторых исследованиях говорится, что патология височно-нижнечелюстного сустава и всей зубочелюстной системы в целом может вызвать даже повреждение головного мозга в результате изменения мозгового кровообращения [32]. У пациентов с дисфункцией височно-нижнечелюстного сустава наблюдается снижение скоростных показателей кровотока на фоне увеличения индекса пульсации [20]. Несложно понять, как даже при небольшом пространственном смещении височно-нижнечелюстного сустава происходит сдавливание находящихся рядом с ним тканей и костных пространств. Путь артерий и вен, питающих головной мозг, через эти пространства черепа сужен, и они неизбежно окажутся в компрессии. Следствием этого может быть нарушение мозгового кровообращения, перепады давления, сбои в работе гипофиза и гипоталамуса как координаторов эндокринной системы. Во многих исследованиях говорится, что дисфункция височно-нижнечелюстного сустава встречается у 20% детей и у 80% взрослого населения [3, 4, 28].

Височно-нижнечелюстной сустав представляет собой очень сложную систему как функционально, так и анатомически, так как он претерпевает постоянные изменения, связанные с ростом костных структур, перестройкой прикуса и мускулатуры в течение всей жизни человека [13]. Чаще всего патология сустава протекает без каких-либо симптомов, что увеличивает риск болезней, связанных с сердечно-сосудистой системой, еще больше. Данные изменения могут повлиять на кровоснабжение головного мозга, в частности привести к инсульту [14]. Возникающее дополнительное усилие в височно-нижнечелюстном суставе оказывает дополнительное воздействие на внутреннюю сонную артерию, это может привести к отклонению от прямолинейного состояния артерии (извитости), вплоть до полного схлопывания сосуда.

В литературе извитостью внутренней сонной артерии называется ее деформация, аномальное переплетение или изогнутость. Существует множество работ [9, 11, 12, 16, 17, 19, 30, 33], которые рассматривают различные причины патологической извитости. На сегодняшний день есть несколько проработанных математических моделей гемодинамики [5–8, 17, 22, 26, 27, 29, 34, 35]. Доль [6–8] в своей модели учитывает работу вторичного (периферического) сердца, данное предположение было сделано Янковским [15] еще в начале XX века. В работах Устинова [22] учитывается винтовая анизотропия стенки артерии. В работах Хольцапфеля [27, 29, 34] учитывается анатомическая структура стенки артерии. А в работах Василевского [26, 35] в моделях учитываются различные патологические извитости церебральных сосудов. Но на данный момент в современной науке нет четкого математического описания влияния дисфункции височно-челюстного сустава как фактора потери устойчивости внутренней сонной артерии.

Для того чтобы описать влияние височно-нижнечелюстного сустава как фактора извитости внутренней сонной артерии, необходимо учитывать ее морфологическое строение и функциональные особенности, а также тесное взаимодействие с другими системами и процессами в организме человека. По мнению авторов, требуется провести дополнительный обзор литературы для верификации моделей течения крови по внутренней сонной артерии, затем предполагается провести биомеханическое моделирование более полной задачи течения крови по внутренней сонной артерии с учетом ее строения, иннервации и взаимного расположения тканей, окружающих артерию.

Для правильного построения биомеханической модели дисфункции височно-нижнечелюстного сустава и воздействия на внутреннюю сонную артерию необходимо детально изучить механические свойства тканей, находящихся между височно-нижнечелюстным суставом и внутренней сонной артерией. Большое внимание стоит уделить рыхлой соединительной ткани, которая заполняет все пространства между органами и тканями. На сегодняшний день в литературе отсутствует четкое описание механических свойств рыхлой соединительной ткани, а именно модуля упругости и коэффициента Пуассона, которые необходимы при моделировании передачи усилия через эту ткань.

В настоящей статье изложены результаты экспериментальных исследований деформационных свойств рыхлой соединительной ткани свиньи на разрывной машине *Instron 5965*, определены механические свойства данной ткани.

МОРФОЛОГИЯ ГОЛОВЫ СВИНЬИ

В отличие от других животных свинья похожа на человека не только генетически, но и физиологически. По многим параметрам (состав крови, размер внутренних органов, температура тела, давление, физиология пищеварения, всеядность и др.) свинья стоит к человеку ближе всех животных, исключая обезьяну. Она болеет теми же болезнями, что и человек, и лечить ее можно теми же лекарствами и почти в тех же дозах, что и людей. Эмбрион свиньи имеет закладку пятипалой руки и мордочку, сходную с человеческим лицом, копытца и пяточок развиваются только перед самыми родами; физиология свиньи наиболее соответствует человеческой. Недаром для трансплантации печени, почек, селезенки и сердца можно использовать органы свиньи. В связи с этим было решено использовать рыхлую соединительную ткань, изъятую из головы свиньи, для проведения механических испытаний и определения физических свойств данной ткани. Анатомию головы свиньи можно увидеть на рис. 1.

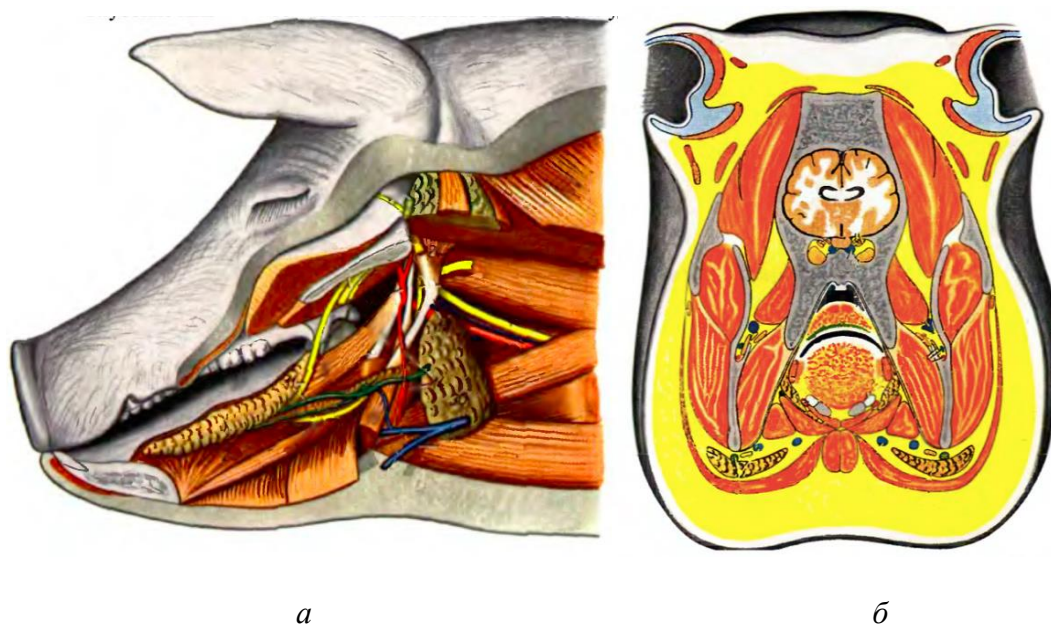


Рис. 1. Анатомия головы свиньи: *а* – голова свиньи после удаления нижней челюсти (вид слева); *б* – поперечный разрез головы свиньи впереди челюстного сустава (вид спереди) [18]

МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ ЭКСПЕРИМЕНТА

Экспериментальная методика заключалась в следующем. Совместно с сотрудниками Пермского государственного медицинского университета было изъято несколько образцов рыхлой соединительной ткани. Для этого был сделан разрез в районе височно-нижнечелюстного сустава 5–7 см в длину, затем было выделено несколько образцов рыхлой соединительной ткани размерами 30–35 мм в диаметре и 1–2 мм толщиной. Авторы изготовили специальную оснастку для того, чтобы закрепить образцы рыхлой соединительной ткани (рис. 2, *а*, *б*). Она представляет собой цилиндр с внешним диаметром 29 мм, внутренним диаметром 20 мм, высотой 38 мм. Образец крепился на оснастку с помощью специального пластикового зажима (стяжки). Стальной индентор (рис 2, *в*) для разрывной машины был изготовлен сферической формы 7,88 мм в диаметре для того, чтобы смоделировать точечное нагружение образца.

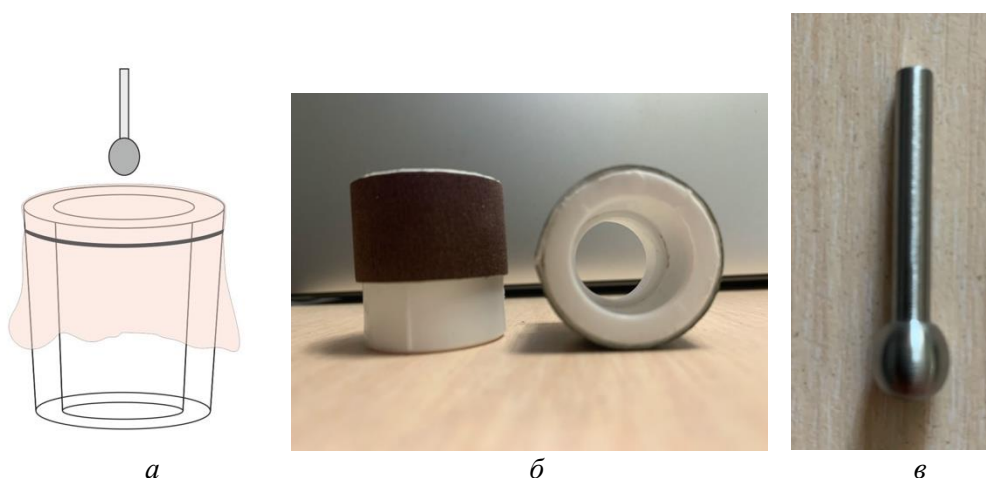


Рис. 2. Специальная оснастка: *а* – схема закрепления образца на оснастки; *б* – фотография оснастки для закрепления образца; *в* – фотография индентора для проведения испытаний

Эксперимент проводился на разрывной машине *Instron 5965*. Скорость движения индентора составляла 60 мм/мин. В результате эксперимента была получена зависимость нагрузки P от перемещения w .

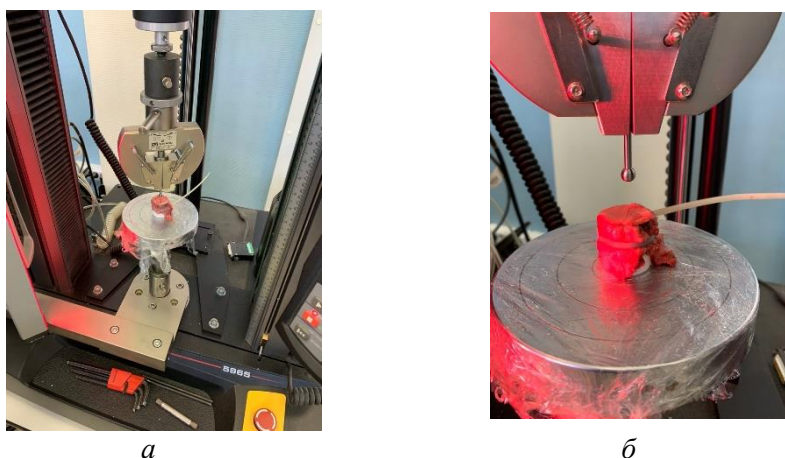


Рис. 3. Разрывная машина *Instron 5965*: *а* – фотография машины *Instron* с закрепленным образцом и индентором; *б* – увеличенная фотография области проведения эксперимента

ОБРАБОТКА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ

Данные эксперимента представлены на рис. 4. Для обработки результатов использовалась теоретическая зависимость прогиба круглого образца от нагрузки, сосредоточенной в центре, из теории упругости гибких пластин [2, 21]. В этой теории используются следующие допущения: 1) перемещения в плоскости пластины малые; 2) прогибы симметричны относительно плоскости симметрии; 3) отношение толщины к наименьшему размеру 1/5. В связи с этим для расчетов использовалась только линейная область на графике (рис. 5), начало графика (см. рис. 4). Была использована формула линейной зависимости прогиба от нагрузки для нахождения механических свойств рыхлой соединительной ткани:

$$\frac{4}{3(1-\nu^2)} \left(\frac{w}{h} \right) = \frac{Pr^2}{\pi E h^4}, \quad (1)$$

где P – сосредоточенная нагрузка; w – максимальный прогиб образца; h – толщина образца; r – радиус свободной поверхности образца; E – модуль упругости рыхлой соединительной ткани; ν – коэффициент Пуассона рыхлой соединительной ткани.

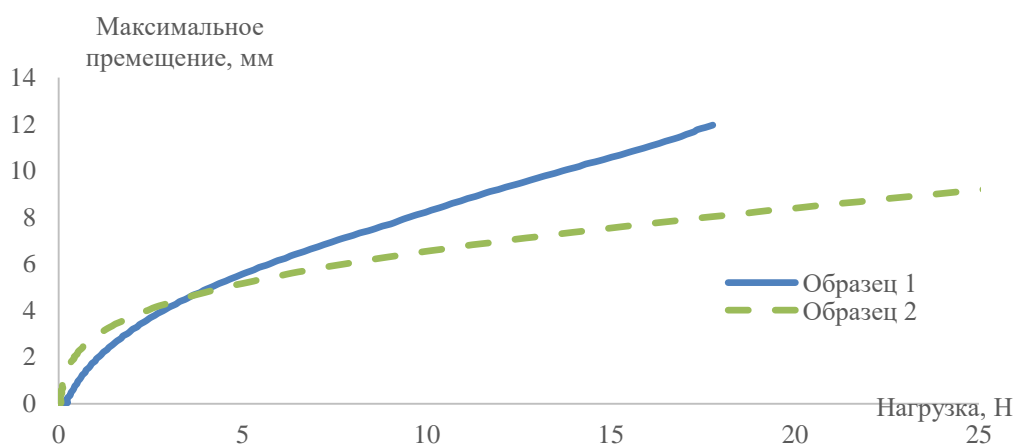


Рис. 4. Экспериментальные данные, полученные от разрывной машины *Instron*

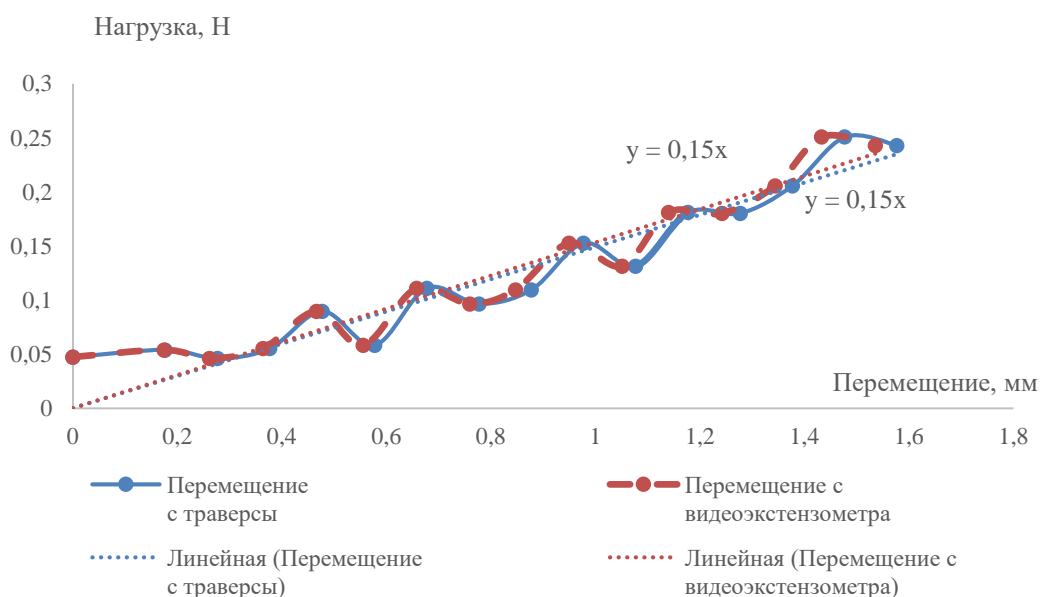


Рис. 5. Зависимость нагрузки от перемещения образца № 2

Для подтверждения результатов расчета было дополнительно проведено моделирование эксперимента в программном пакете *ANSYS* (рис. 6). Для этого были выбраны нагрузка $P = 0,5$ Н и граничные условия:

$$u_i|_A = 0, \quad (2)$$

$$u_i|_C = 0, \quad (3)$$

$$\sigma_{ij}n_j|_B = F_i, \quad (4)$$

где A – жестко зафиксированная боковая поверхность оснастки, исключаются любые перемещения; C – боковая поверхность образца, жестко закреплена, имитируется защемление образца пластиковым зажимом; B – область индентора, к которой приложена распределенная сила 0,5 Н.

Для проверки работоспособности модели в программном пакете *ANSYS* были решены тестовые задачи с данной геометрией, но с материалом, у которого были заранее известны механические свойства. Результаты показали полное совпадение теории с промоделированным экспериментом для известного материала.

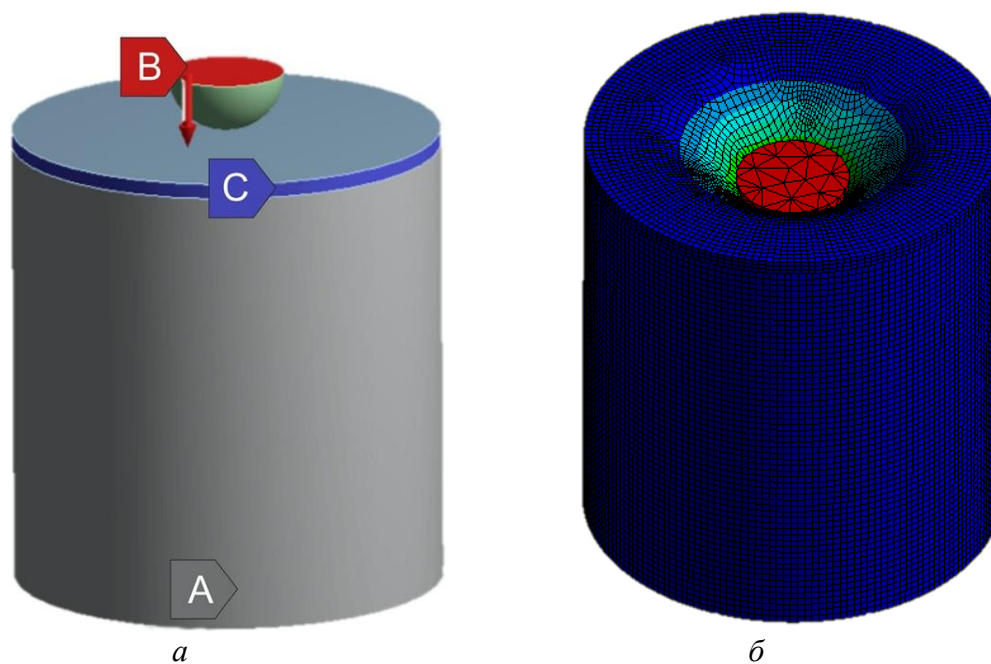


Рис. 6. Модель для расчетов в пакете *ANSYS*: *а* – модель эксперимента, построенная в программном пакете *ANSYS*, с граничными условиями; *б* – результат моделирования по заданным параметрам, представлен прогиб образца под нагрузкой индентора в 0,5 Н

Задача в программном пакете *ANSYS* решалась итерационно, а именно: предполагались механические свойства неизвестного материала, затем производились расчеты и сравнение с экспериментальными данными, в случае несовпадения проводилось увеличение модуля упругости с шагом $\Delta E = 0,01$ МПа, далее повторялась вся серия с изменением коэффициента Пуассона с шагом $\Delta \nu = 0,01$.

Как можно заметить из графика (рис. 7), полученная зависимость в программном пакете *ANSYS* с хорошей точностью совпала с линией тренда начального участка графиков и, следовательно, с теоретическими расчетами.

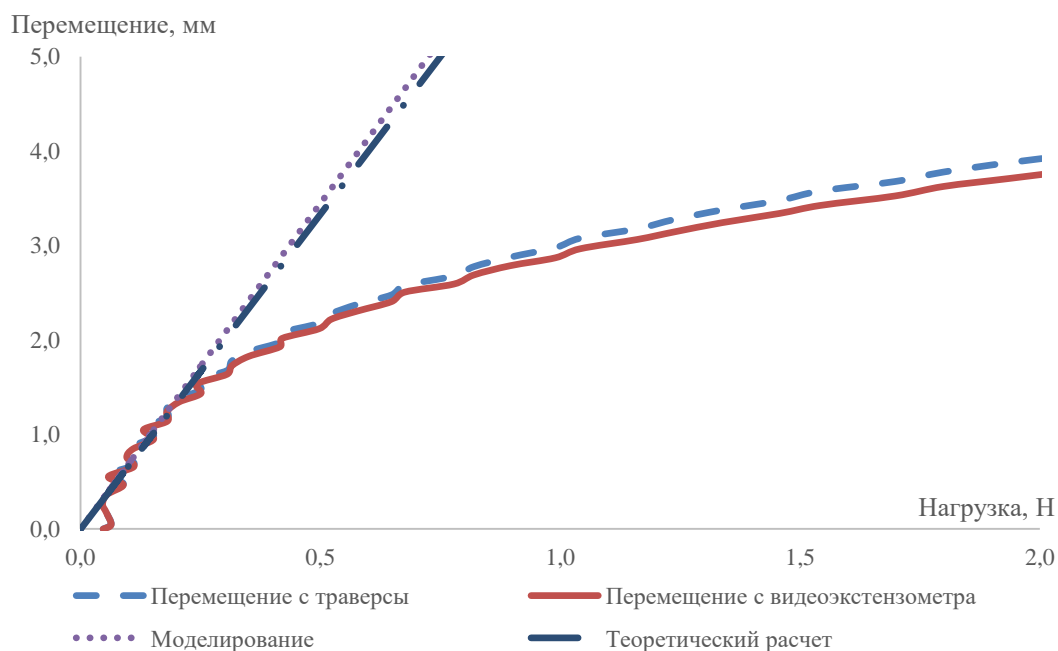


Рис. 7. Зависимость прогиба образца № 2 от нагрузки

На графиках рис. 5 и 7, а также из формулы (1) можно заметить линейную зависимость прогиба образца (перемещение) от нагрузки, следовательно, мы не можем однозначно определить и модуль упругости E , и коэффициент Пуассона ν . Можно получить только зависимость $E(\nu)$, которая представлена на графике рис. 8, либо поверхность (рис. 9), получающуюся итерационным методом моделирования эксперимента.

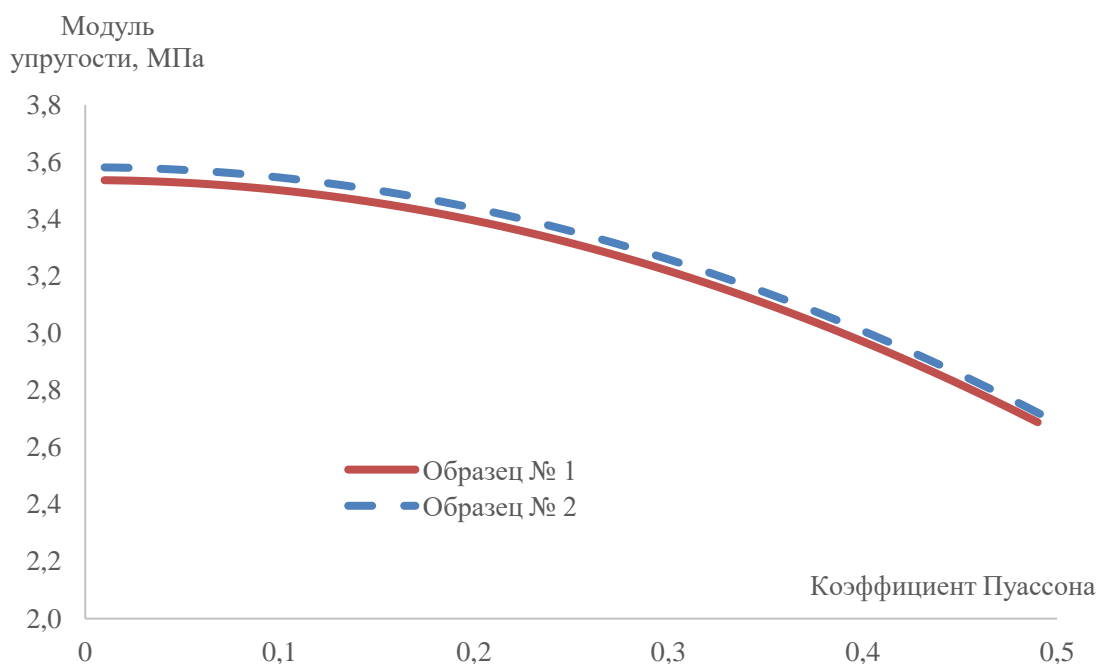


Рис. 8. Зависимость модуля упругости от коэффициента Пуассона

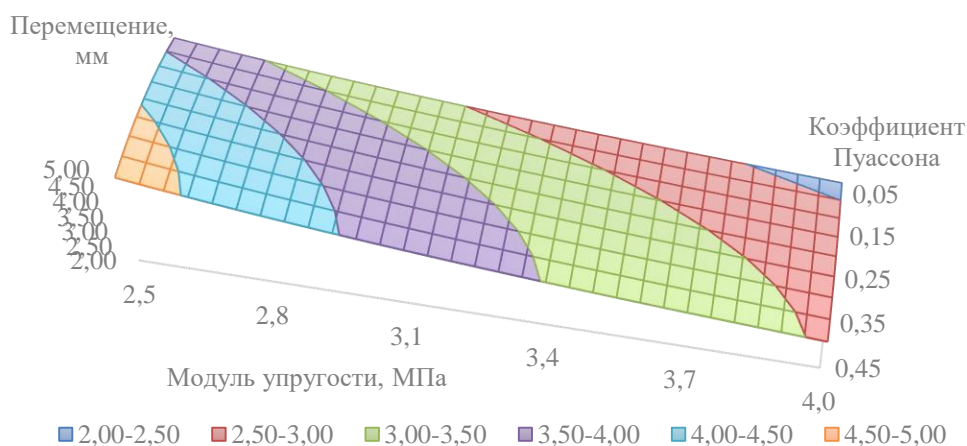


Рис. 9. Зависимость прогиба от модуля упругости и коэффициента Пуассона

При фиксированном значении коэффициента Пуассона $\nu = 0,3$ получается $E = 3,26 \cdot 10^6$ Па по формуле (1). Значение $E = 3,25 \cdot 10^6$ Па получено при моделировании эксперимента с нагрузкой через индентор (7,88 мм) в программном пакете ANSYS.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В заключение можно отметить, что при обработке данных о теоретической линейной зависимости и в программном пакете ANSYS данные совпадают с хорошей точностью и модуль упругости рыхлой соединительной ткани $E = 3 \cdot 10^6$ Па.

В дальнейшем планируется провести еще серию экспериментов на человеческой рыхлой соединительной ткани.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы выражают искреннюю благодарность сотрудникам Центра экспериментальной механики Пермского национального исследовательского политехнического университета за помощь в проведении эксперимента.

Биомеханическое моделирование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 18-01-00589. Численная реализация модели выполнена при поддержке Правительства Пермского края.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Вишневский А.Г., Андреев Е.М., Тимонин С.А. Влияние болезней системы кровообращения на демографическое развитие России // Аналитический вестник Совета Федерации Федерального собрания РФ. – 2015. – С. 61–78.
2. Вольмир А.С. Гибкие пластинки и оболочки. – М: Гос. изд-во техн.-теор. литературы, 1956. – 420 с.
3. Гажва С.И., Зызов Д.М., Шестопапов С.И., Касумов Н.С. Распространённость патологии височно-нижнечелюстного сустава у пациентов с частичной потерей зубов [Электронный ресурс] // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 6. – URL: www.science-education.ru/ru/article/view?id=23529 (дата обращения: 05.12.2019).
4. Гелетин П.Н. Дисфункция височно-нижнечелюстного сустава: этиология, патогенез и оптимизация терапии: клиничко-экспериментальное исследование: автореферат дис. ... докт. мед. наук: спец. 14.01.14. Саратов. гос. мед. ун-т им. В.И. Разумовского. – Саратов, 2016. – 38 с.
5. Долгов Д.А., Захаров Ю.Н. Моделирование движения вязкой неоднородной жидкости в крупных кровеносных сосудах // Вестн. Кемер. гос. ун-та. Сер. Математика. – 2015. – Т. 1, № 2 (62). – С. 30–34.

6. Доль А.В. Биомеханическое моделирование кровеносных сосудов с учетом мышечной активности стенок: автореф. дис. ... канд. ф.-м. наук: спец. 01.02.08. Саратов. нац. исслед. гос. ун-т им. Н.Г. Чернышевского. – Саратов, 2013. – 24 с.
7. Доль А.В., Гуляев Ю.П. Интегрирование основной системы уравнений динамики кровотока методом разделения переменных // Математика. Механика: сб. науч. тр. – Саратов: Изд-во Саратов. ун-та. – 2011. – С. 140–143.
8. Доль А.В., Гуляев Ю.П. Математические модели гемодинамики кровотока с учетом работы распределенного сердца // Вестн. Нижегород. ун-та им. Н.И. Лобачевского / под ред. Р.Г. Стронгина. – Н. Новгород: Изд-во Нижегород. ун-та, 2011. – С. 423–425.
9. Зербино Д.Д., Кузык Ю.И. Деформации внутренних сонных артерий: проблемы этиологии, патогенеза и морфогенеза // Серце і судини. – 2014. – № 1. – С. 97–105.
10. Ибрагимова Р.С., Мирзакулова У.Р., Беклемишева Н.И., Аубакирова Р., Джумаева Э. Биомеханические показатели крови при синдроме дисфункции височно-нижнечелюстного сустава // Вестник КазНМУ. – 2014. – № 5. – С. 217–220.
11. Каплан М.Л., Бонцевич Д.Н., Шилько С.В. Роль локальных нарушений гемодинамики при патологической извитости сонных артерий в развитии сосудистой мозговой недостаточности // Российский журнал биомеханики. – 2015. – Т. 19, № 1. – С. 8–24.
12. Лобов М.А., Казанчян П.О., Иллариошкин С.Н., Четкин А.О., Валиков Е.А., Сидорова О.П., Тараканова Т.Ю., Лотарева М.А., Борисова М.Н. Врожденная патологическая извитость внутренней сонной артерии: популяционный скрининг и генетические аспекты // Анналы клинической и экспериментальной неврологии. – 2007. – Т. 1, № 4. – С. 5–9.
13. Никитин В.Н. Биомеханическое моделирование коррекции прикуса зубочелюстной системы человека: дис. ... канд. ф.-м. наук: спец. 01.02.08. Саратов. нац. исслед. гос. ун-т им. Н.Г. Чернышевского. – Саратов, 2017. – 158 с.
14. Няшин Ю.И., Тверье В.М., Лохов В.А., Менар М. Височно-нижнечелюстной сустав человека как элемент зубочелюстной системы: биомеханический анализ // Российский журнал биомеханики. – 2009. – Т. 13, № 4. – С. 7–21.
15. Обрезан А.Г., Шункевич Т.Н. Теория «периферического сердца» профессора М.В. Яновского: классические и современные представления // Вестн. СПб. ун-та. – 2008. – Сер. 11, № 3. – С. 14–23.
16. Павлова О.Е. Биомеханическое исследование патологической извитости внутренней сонной артерии: автореф. дис. ... канд. ф.-м. наук: спец. 01.02.08. Саратов. нац. исслед. гос. ун-т им. Н.Г. Чернышевского. – Саратов, 2013. – 24 с.
17. Павлова О.Е., Иванов Д.В., Грамакова А.А., Морозов К.М., Суслов И.И. Гемодинамика и механическое поведение бифуркации сонной артерии с патологической извитостью // Изв. Саратов. ун-та. Сер. Математика. Механика. Информатика – 2010. – Т. 10, № 2. – С. 66–73.
18. Попеско П. Атлас анатомии домашних животных. – М.: Природа, 1974. – Т. 1. – 194 с.
19. Родин Ю.В. Исследование потоков крови при патологической S-образной извитости сонных артерий [Электронный ресурс] // Междунар. неврологический журн. – 2006. – Т. 4, № 8. – URL: www.mif-ua.com/archive/article/2465 (дата обращения: 05.12.2019).
20. Семенов Р.Р., Гандылян К.С., Караков К.Г., Карпов С.М., Шарипов Е.М. Клинико-диагностические аспекты патологии височно-нижнечелюстного сустава // Вестн. мед. стомат. ин-та. – 2012. – № 3. – С. 22–25.
21. Тимошенко С.П., Войновский-Кригер С. Пластинки и оболочки. – М.: -во Наука, 1966. – 636 с.
22. Устинов Ю.А., Панфилов И.А. Некоторые задачи для цилиндрической оболочки с винтовой анизотропией // Вестн. Нижегород. ун-та им. Н.И. Лобачевского. – 2011. – № 4. – С. 1817–1818.
23. Харченко В.И., Какорина Е.П., Корякин М.В., Вирин М.М., Ундритцов В.М., Смирнова Н.Л., Онищенко П.И., Потиевский Б.Г., Михайлова Р.Ю. Смертность от болезней системы кровообращения в России и экономически развитых странах // Российский кардиологический журнал. – 2005. – № 2. – С. 5–17.
24. Шилько С.В., Кузьминский Ю.Г., Саливончик С.П. Расчет характеристик пульсовой волны с учетом деформаций кровеносных сосудов // Российский журнал биомеханики. – 2001. – Т. 5, № 1. – С. 88–94.
25. Alnaes M.S., Isaksen J., Mardal K.A., Romner B., Morgan M.K., Ingebrigtsen T. Computation of hemodynamics in the circle of Willis // Stroke. – 2007. – № 38. – P. 2500–2505.
26. Bessonov N., Sequeira A., Simakov S., Vassilevski Yu., Volpert V. Methods of blood flow modelling // Math. Model. Nat. Phenom. – 2016. – Vol. 11, № 1. – P. 1–25.
27. Fereidoonzhad B., Naghdabadi R., Sohrabpour S., Holzapfel G.A. A mechanobiological model for damage-induced growth in arterial tissue with application to in-stent restenosis // Journal of the Mechanics and Physics of Solids. – 2017. – Vol. 101. – P. 311–327.

28. Goulet J.P., Lavigne G.J., Lund J.P. Jaw pain prevalence among french-speaking Canadians in Quebec and related symptoms of temporomandibular disorders // *Journal of Dental Research*. – 1995. – Vol. 74. – P. 1738–1744.
29. Gultekin O., Dal H., Holzapfel G.A. A phase-field approach to model fracture of arterial walls: theory and finite element analysis // *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Special issue "Phase Field Approaches to Fracture". – 2016. – № 312. – P. 542–566.
30. Han H.C. A biomechanical model of artery buckling // *Journal of Biomechanics*. – 2007. – № 40. – P. 3672–3678.
31. Hoeijmakers M.J.M.M., Silva Soto D.A., Waechter-Stehle I., Kasztelnik M, Weese J., Hose D.R., van de Vosse F.N. Estimation of valvular resistance of segmented aortic valves using computational fluid dynamics // *Journal of Biomechanics*. – 2019. – № 94. – P. 49–58.
32. Jou Y.-T. Dental deafferentation and brain damage: A review and a hypothesis // *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*. – 2018. – № 34. – P. 231–237.
33. Liu Q. Han H.C. Mechanical buckling of artery under pulsatile pressure // *Journal of Biomechanics*. – 2012. – № 45. – P. 1192–1198.
34. Sigaeva T., Sommer G., Holzapfel G.A., Di Martino E.S. Anisotropic residual stresses in arteries // *Journal of the Royal Society Interface*. – 2019. – № 16. – P. 1–12.
35. Vassilevski Yu., Salamatova V., Simakov S. On the elasticity of blood vessels in one-dimensional problems of hemodynamics // *J. Computational Mathematics and Mathematical Physics*. – 2015. – Vol. 55, № 9. – P. 1567–1578.

EXPERIMENTAL DETERMINATION OF THE MECHANICAL PROPERTIES OF THE PORCINE AREOLAR TISSUE

I.D. Shitoev, V.M. Tverier, S.V. Slovikov, V.E. Wildeman (Perm, Russian Federation)

In the literature, there are many examples and assumptions about the possible effect of dysfunction of the temporomandibular joint and general dental diseases on the state of a very important vascular artery, namely the internal carotid artery, the kinking and coiling in it, which can lead to the development of a stroke and ischemic disease of a brain. Nowadays, these diseases are one of the most frequent causes of severe disability and premature death of people. Unfortunately, at present there is no comprehensive explanation of influence mechanism of a person's dentition on the damage of the vital vascular line that connects and unites the work of the brain and the heart. These discrepancies and contradictions can be eliminated after developing the biomechanical model of the influence of the temporomandibular joint dysfunction on the internal carotid artery. In order to correctly solve this problem, it is necessary to know the mechanical properties of the tissues located between the temporomandibular joint and the internal carotid artery. In this article, we selected the experimental technique, determined the theory that describes the behavior of the tissue in this experiment, selected and manufactured equipment, simulated the experiment in the ANSYS software package and compared the simulation results and theoretical calculation of the experiment. The simulation coincided with experiment with good accuracy, as a result the elastic modulus for areolar tissue $E = 3$ MPa was determined.

Key words: temporomandibular joint, internal carotid artery, areolar tissue, mechanical properties.

Получено 17 ноября 2019