



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2023.3.06

УДК 531/534: [57+61]

МЕХАНИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА АТЕРОСКЛЕРОТИЧЕСКИХ БЛЯШЕК, ПОКРЫШЕК И СТЕНОК АРТЕРИАЛЬНЫХ СОСУДОВ: ИСПЫТАНИЯ НА МОБИЛЬНОМ СТЕНДЕ

А.В. Доль

Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Саратов, Россия

О СТАТЬЕ

Получена: 30 мая 2023

Одобрена: 10 августа 2023

Принята к публикации: 11 августа 2023

Ключевые слова:

биомеханика, атеросклероз, мобильный стенд, сжатие, модуль Юнга.

АННОТАЦИЯ

В рамках данной работы разработаны методика и прототип испытательного стенда для проведения экспериментов на сжатие образцов биологических тканей. Испытательный стенд для реализации методики состоит из высокоточных весов (точность измерений до 0.01 г, максимальная масса – 5 кг), электронного штангенциркуля (точность измерения до 0.01 мм) с изготовленными на 3D-принтере площадками, которые крепятся на захваты, а также видеокамеры. Благодаря такому мобильному стенду удалось провести серию экспериментов (в общей сложности 99 испытаний) по определению модуля Юнга атеросклеротических бляшек и участков сосудистых стенок, изъятых из организма не позднее нескольких часов. Это позволило набрать базу данных о максимально приближенных к реальным свойствам механических характеристиках бляшек. Кроме того, построены регрессионные зависимости между числами Хаунсфилда, соответствующим плотным атеросклеротическим отложениям, различимым на компьютерной томограмме, и модулями Юнга, полученными в ходе экспериментов. Такие зависимости в дальнейшем позволят определять механические свойства бляшек *in vivo* на основе данных компьютерной томографии. Методика была верифицирована посредством механических экспериментов на универсальной испытательной машине Instron 3342 и на мобильном испытательном стенде на образцах из твердых (с явно выраженным кальцинозом) и мягких бляшек. Для образцов каждого типа было проведено по 7 экспериментов. Результаты отличались не более чем на 4.3% для мягких бляшек и не более чем на 9.5% для твердых бляшек. Для проверки межэкспертной надежности методики был проведен ряд экспериментов с привлечением двух независимых участников. Каждый из трех операторов мобильного стенда выполнил по 5 испытаний на образцах из мягкой резины. Исследование межэкспертной надежности позволило показать независимость методики от навыков и квалификации оператора.

© ПНИПУ

© Доль Александр Викторович – старший научный сотрудник, e-mail: dolav86@yandex.ru

ID: 0000-0001-5842-1615



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

Введение

Проблема определения механических характеристик стенок артерий и атеросклеротических бляшек постоянно возникает при решении задач биомеханики участков артериального русла [1, 18, 30]. В литературе встречаются, как правило, данные, полученные для бляшек в целом, без информации по отдельным структурным элементам: ядру, покрышке или мягкой составляющей [4, 9, 14]. Кроме того, эксперименты на универсальных испытательных машинах проводятся обычно в специальных лабораториях [17, 24], а значит, образцы тканей подвергаются достаточно длительному хранению, транспортировке и часто даже заморозке. Все это, безусловно, существенно влияет на свойства тканей, поэтому результаты могут отличаться от реальной картины. Именно поэтому актуальной является задача разработки мобильных испытательных устройств [3, 13, 25], которые могут быть установлены непосредственно в клинике и использоваться сразу после операции.

Интерес представляет также задача определения зависимостей механических характеристик тканей от чисел Хаунсфилда на компьютерной томограмме (КТ). Эта задача может быть решена для плотных кальцинированных бляшек, хорошо различимых на КТ. Для плотных костных структур подобные задачи на сегодняшний день уже успешно решаются [6].

Материалы и методы

Принцип работы испытательной машины основан на фиксации усилия, с которым подвижная траверса давит на образец, и перемещения, которое она прошла

в ходе эксперимента. Модуль Юнга образца в случае одноосного растяжения или сжатия определяется по графику зависимости напряжений от деформаций [2].

В случае исследования механических характеристик атеросклеротических бляшек проводятся механические эксперименты на сжатие образцов. Описанная выше методика для испытаний на сжатие может быть реализована как на мобильном устройстве на базе тензодатчика и линейного актуатора [4], так и с использованием высокоточных весов и электронного штангенциркуля с некоторыми модификациями конструкции. В нашем случае был выбран последний вариант.

Испытательный стенд для реализации методики состоит из высокоточных весов (точность измерений до 0.01 г, максимальная масса – 5 кг), электронного штангенциркуля (точность измерения до 0.01 мм) с изготовленными на 3D-принтере площадками, которые крепятся на захваты, а также видеокамеры (рис. 1).

Порядок реализации методики на практике выглядит следующим образом. Из сосуда, пораженного атеросклерозом, выделяются образцы геометрически правильной формы (предпочтительно в виде параллелепипеда или цилиндра). При этом так как будут проводиться эксперименты по одноосному сжатию, необходимо стремиться, чтобы линейный размер образца вдоль оси сжатия был больше двух других линейных размеров образца. При больших участках поражения такие образцы удается выделить как из мягких, так и из кальцинированных бляшек (рис. 2). В среднем высота такого образца варьировалась от 9 до 11 мм при радиусах от 2 до 2.5 мм.



Рис. 1. Элементы мобильного стенда



Рис. 2. Цилиндрический образец мягкой атеросклеротической бляшки

В ряде экспериментов удастся выделить покрывку бляшки: по сути, измененную и уплотненную интиму [12, 28, 29]. Тогда, как и при исследовании свойств стенок, линейный размер образца в направлении сжатия оказывается меньше двух других размеров (при средней толщине 1 ± 0.5 мм линейные размеры подбирались порядка 2-4 мм), однако расчеты для таких образцов также велись по формулам для линейного одноосного сжатия в рамках теории сопротивления материалов. Кроме того, в большинстве случаев при работе с образцами получается предварительно оценить, содержит ли бляшка кальцинированный компонент. Из одного участка сосуда, принадлежащего конкретному пациенту, при большом объеме атеросклеротических отложений удастся выделить несколько образцов для испытаний.

После подготовки образцов измеряется площадь поверхности и высота каждого из них. Далее начинается стадия эксперимента. Образец помещается на поверхность высокоточных весов, к его верхней грани подводится одна губка штангенциркуля с широкой плоской насадкой (рис. 2). Вторая губка упирается в нижний край столешницы. Показания весов и штангенциркуля обнуляются. Включается видеозапись на смартфоне, и оператор начинает медленно и по возможности равномерно перемещать верхнюю губку штангенциркуля по направлению к площадке весов, осуществляя сжатие образца. При достижении предельного значения на весах или при невозможности дальнейшего сжатия образца (в случае высокой степени кальциноза бляшки) эксперимент останавливается, видеозапись прекращается.

На следующем этапе полученное видео покадрово анализируется, и показания весов и штангенциркуля в

одни и те же моменты времени записываются в таблицу. Далее в программе *Microsoft Excel* показания штангенциркуля пересчитываются в деформации, которые в данном случае представляют собой относительное укорочение образца в направлении оси сжатия. Показания весов пересчитываются в напряжения в образце. По полученному набору точек строится график зависимости напряжений от деформаций. Далее, используя линейный участок графика, можно рассчитать модуль Юнга по классической формуле закона Гука для случая одноосного растяжения.

Модуль Юнга вычисляется в нескольких точках (как правило, 10 точек на графике), после чего берется среднее значение. Это значение и принимается в качестве модуля упругости для исследуемого образца.

Методика была верифицирована посредством механических экспериментов на универсальной испытательной машине *Instron 3342* с нагрузочной ячейкой 500 Н (точность от $\pm 0,5\%$ показания вплоть до $1/100$ допустимой нагрузки на датчик) и на мобильном испытательном стенде на образцах из твердых (с явно выраженным кальцинозом) и мягких бляшек. Для образцов каждого типа было проведено по 7 экспериментов. Изначально испытания проводились на мобильном стенде, причем нагрузка на образец давалась в диапазоне 0-10 Н. Это позволяло минимально деформировать образец и не выходить из зоны упругих деформаций. Такой предел был определен на предварительных испытаниях ряда подобных образцов на универсальной испытательной машине. Пример диаграмм деформирования участков бляшек (как твердых, так и мягких) приведен на (рис. 3). На графиках видно, что все образцы не выходят из зоны упругих деформаций при нагрузке до 10 Н

Диаграммы сжатия образцов

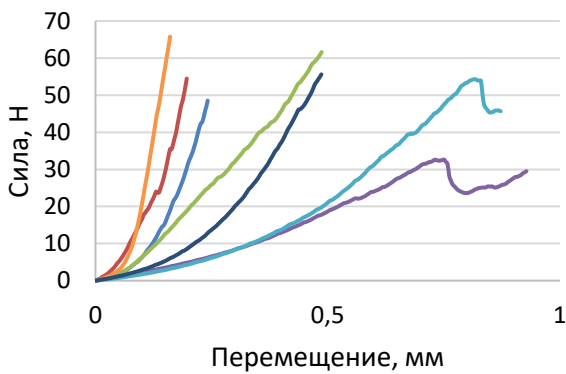


Рис. 3. Характерный график зависимости напряжений от деформаций

Зависимость напряжений от деформаций

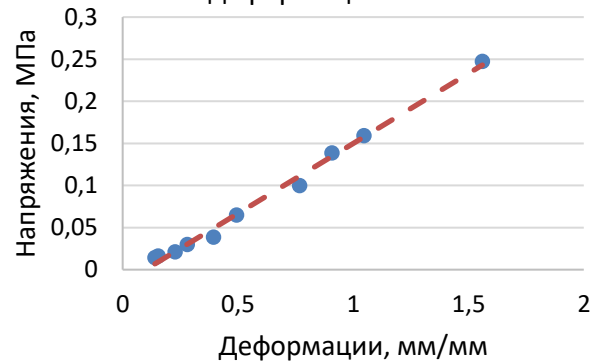


Рис. 5. Характерный график зависимости напряжений от деформаций



Рис. 4. Подготовленные образцы и участки сосудов, изъятых в ходе операции

Таблица 1

Средние модули Юнга и количество образцов

	Количество, шт.	Средний модуль Юнга, МПа
Мягкие бляшки, ВСА	31	0.29±0.14
Твердые бляшки, ВСА	24	0.85±0.39
Мягкие бляшки, БА	8	0.28±0.19
Твердые бляшки, БА	8	1.12±0.54
Стенка ВСА	13	0.34±0.24
Стенка ОСА	3	0.49±0.21
Стенка БА	3	0.4±0.22
Покрышка бляшки	3	0.09±0.02
Стенка ВСА за бляшкой	6	0.08±0.02

Результаты

В рамках сотрудничества с ФГБУ «Российский научный центр радиологии и хирургических технологий имени академика А.М. Гранова» Министерства здравоохранения Российской Федерации был проведен ряд экспериментов, направленных на исследование механических характеристик атеросклеротических бляшек разной плотности и локализации. Были получены значения модулей Юнга для твердых (сильно кальцинированных) участков бляшек, а также для мягких бляшек.

Помимо бляшек на мобильном стенде были исследованы участки стенок внутренних сонных (ВСА) и общих сонных артерий (ОСА), а также стенок бедренных артерий (БА), не подверженных изменениям. Кроме того, в ряде случаев удалось выделить покрышки бляшек ВСА и участки стенок за бляшкой (внешняя часть сосуда за кальцинированной бляшкой, только ВСА), для которых также были получены модули Юнга. На (рис. 4) представлены подготовленные для исследования образцы.

Результаты испытаний с количеством образцов были сведены в табл. 1.

Характерный график зависимости «напряжение –

деформация», полученный в ходе экспериментов на мобильном стенде, представлен на (рис. 5).

Кроме того, были построены регрессионные зависимости между числами Хаунсфилда (HU) и модулями Юнга, полученными в ходе экспериментов. Для 7 пациентов на момент написания работы были получены КТ с контрастированием участков сосудистого русла, пораженного атеросклерозом. На КТ были посчитаны значения чисел Хаунсфилда для кальцинированных участков бляшек, а также для мягких бляшек по каждому пациенту. Далее был построен график зависимости модулей Юнга от чисел Хаунсфилда по каждому рассмотренному случаю. По данному графику была построена регрессионная зависимость, представленная на (рис. 6).

Следует отметить, что на (рис. 6) четко прослеживается разбиение на отдельные группы мягких и жестких (кальцинированных) бляшек.

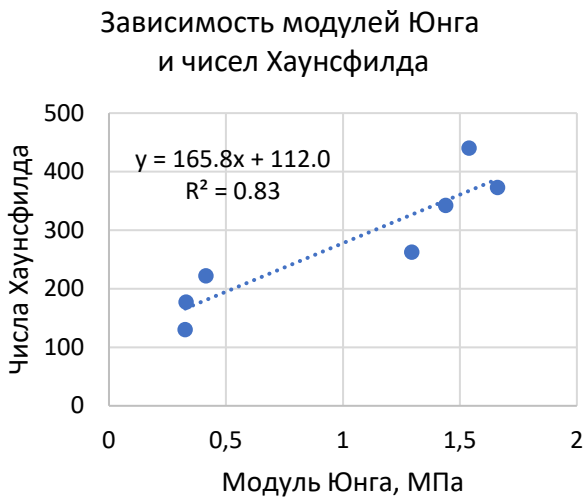


Рис. 6. Зависимость модулей Юнга и чисел Хаунсфилда

Среднее значение чисел Хаунсфилда для кальцинированных (твердых) бляшек составило 278. При этом в работе [27] авторами для кальцинированной части бляшки было получено среднее значение 256.7. На (рис. 7) приведена характерная картина измерения чисел Хаунсфилда в кальцинированной бляшке.

Для верификации методики были выполнены 14 экспериментов, по 7 на каждый тип бляшек. Результаты экспериментов на мобильном стенде и машине Instron в ходе верификации методики для мягких бляшек отличались не более чем на 4.3%, а для твердых (сильно кальцинированных) – не более чем на 9.5%.

Обсуждение

В ходе данной работы удалось провести серию экспериментов по определению механических характеристик кровеносных сосудов и атеросклеротических бляшек непосредственно после хирургического удаления. В этом случае образцы практически не теряли свойства, а значит, расчеты с использованием полученных параметров будут максимально точны и физиологичны. На данный момент ситуация, когда образцы доступны практически сразу после удаления из организма, является уникальной, ведь, как правило, их надо транспортировать из медицинского учреждения в лабораторию, а это, в свою очередь, может занять довольно продолжительное время. Кроме того, при транспортировке в большинстве случаев используется сильное охлаждение или даже заморозка образцов, что существенно влияет на механические характеристики. Использование же в экспериментах трупного материала не позволяет получить достоверную информацию о свойствах и, к тому же, сопряжено с рядом юридических ограничений.

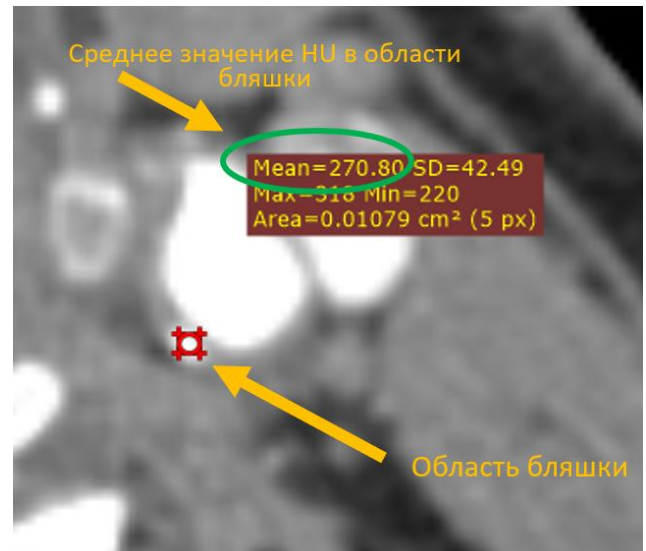


Рис. 7. Результат измерения чисел Хаунсфилда

Благодаря мобильному стенду удалось провести серию экспериментов по определению модуля Юнга атеросклеротических бляшек, а также участков сосудистой стенки, изъятых из организма не позднее нескольких часов назад (в ряде случаев эксперименты проводились непосредственно после завершения операции). Это позволило набрать базу данных о максимально актуальных механических характеристиках бляшек.

Результаты экспериментов по порядкам значений схожи с данными литературы [1, 5, 8, 9].

В [4] средние значения модуля Юнга фиброзной покрышки берутся равными 0.082 МПа при общем количестве в 8 образцов. Разница с полученными данными (0.087 МПа) составила не более 6%.

Для значений модуля Юнга стенок ВСА данные в литературе сильно разнятся, однако значения, приведенные в таблице 1, хорошо согласуются по порядкам с общеизвестными величинами [1, 20, 24]. Для стенок бедренной артерии также было получено соответствие литературным данным. К примеру, в работе [21] для стенки общей сонной артерии указан модуль Юнга, равный 0.49 МПа. Однако следует отметить, что во многих современных работах бедренную артерию принято моделировать с использованием моделей гиперупругих материалов [10, 11, 15–18] поэтому для расчета констант Муни-Ривлина [19, 22, 26, 30], к примеру, необходимо будет строить график «напряжение-деформация» по полученным на мобильном стенде точкам [7].

В работе [9] представлено исследование атеросклеротических бляшек в сонных и бедренных артериях, и здесь полученные в ходе данной работы значения немного отличаются от источника. Авторы [8] получили отличие модулей упругости бляшек в общей бедренной (0.44 МПа) и сонной (0.89 МПа) артериях практически в два раза, в то время как по данным из таблицы 1 для мягких и твердых бляшек в соответствующих артериях не наблюдается такой

Таблица 2

Значения модулей Юнга, полученные тремя операторами, МПа

Номер образца	Оператор 1	Оператор 2	Оператор 3
1	0,53	0,58	0,60
2	0,79	0,81	0,97
3	0,59	0,62	0,65
4	0,45	0,53	0,55
5	0,97	0,97	0,93

разницы: 0.281 МПа к 0.289 МПа для мягких бляшек в бедренной и сонной соответственно; 1.118 МПа к 0.854 МПа для твердых бляшек в бедренной и сонной соответственно. Такая разница в соотношениях может быть обусловлена тем, что в [9] не указано в явном виде, насколько кальцинированными были исследуемые бляшки. И, кроме того, авторы указывали, что перед испытаниями образцы подвергались заморозке при температуре -20 градусов по Цельсию, что могло повлиять на механические свойства.

Таким образом, методика и ее реализация на мобильном стенде показывают хорошее соответствие с литературными данными.

К ограничениям методики следует отнести тот факт, что не всегда удастся выделить для испытаний образец, один линейный размер которого больше двух других. Как следствие, результаты, полученные для образцов стенок и покрышек, следует использовать с учетом того, что в данном случае исследовались плоские образцы, сжатие которых осуществлялось в направлении наименьшего линейного размера. Предполагается, что данное допущение не оказывает существенного влияния на качество полученных результатов, однако это пока не было показано на практике. В дальнейшем видится необходимым провести ряд экспериментов на стенде с образцами разной геометрической формы из одного и того же материала, чтобы определить степень влияния соотношения размеров на качество получаемых результатов.

Список литературы

1. Иванов Д.В., Доль А.В., Кузык Ю.И. Биомеханические основы прогнозирования протекания каротидного атеросклероза // Российский журнал биомеханики. – 2017. – Т. 21. – № 1. – С. 29-40.
2. Лобанов Д.С. Экспериментальные исследования деформационных и прочностных свойств полимерных композиционных материалов и панелей с наполнителем: дис. канд. техн. наук: 01.02.04. – Пермь: Пермский национальный исследовательский политехнический университет, 2015. - 148 с.
3. Arrizabalaga J.H., Simmons A.D., Nollert M.U. Fabrication of an Economical Arduino-Based Uniaxial Tensile Tester // J. Chem. Educ. – 2016.
4. Barrett H.E., Van der Heiden K., Farrell E., Gijzen F.J.H., Akyildiz A.C. Calcifications in atherosclerotic plaques and impact on plaque biomechanics // Journal of Biomechanics. – 2019. – Vol. 87 – P. 1-12.
5. Barrett S.R.H., Sutcliffe M.P.F., Howarth S., Li Z.Y., Gillard J.H. Experimental measurement of the mechanical properties of carotid atherothrombotic plaque fibrous cap // J. Biomech. – 2009. – Vol. 42. – P. 1650–1655.
6. Bessonov L.V., Golyadkina A.A., Dmitriev P.O., Dol A.V., Zolotov V.S., Ivanov D.V., Kirillova I.V., Kossovich L.Y., Titova Yu.I., Ulyanov V.Yu., Kharlamov A.V. Constructing the Dependence Between the Young's Modulus Value and the Hounsfield Units of Spongy Tissue of Human Femoral Heads // Izvestiya of Saratov University. Mathematics.

Еще одним ограничением является, очевидно, человеческий фактор. То есть способность оператора аккуратно разместить, а после относительно равномерно и медленно сдавливать образец.

Для проверки межэкспертной надежности методики был проведен ряд экспериментов с привлечением двух независимых участников, при этом один участник является механиком, доктором физико-математических наук, а второй не имеет отношения к механике, работает совершенно в другой сфере. Каждый из трех (включая автора статьи) операторов мобильного стенда выполнил по 5 испытаний на образцах из мягкой резины (образцы с разными свойствами). Гиперупругий материал был выбран для того, чтобы можно было без потери механических свойств исследовать одни и те же образцы несколько раз. Результаты экспериментов также обрабатывались каждым оператором самостоятельно. Полученные значения средних модулей Юнга приведены в табл. 2. Полученные выборки попарно сравнивались между собой посредством U -критерия Манна-Уитни. Для уровня значимости $p=0.01$ не было выявлено различий между группами, что подтверждает воспроизводимость методики как экспертами в области биомеханики, так и не связанными с этой областью знаний операторами.

Заключение

В рамках данной работы были разработаны методика и прототип испытательного стенда для проведения экспериментов на сжатие образцов биологических тканей. Была проведена серия экспериментов по определению модуля Юнга атеросклеротических бляшек и участков сосудистых стенок, изъятых из организма не позднее нескольких часов назад. Это позволило набрать базу данных о максимально актуальных механических характеристиках бляшек. Кроме того, были построены регрессионные зависимости между числами Хаунсфилда и модулями Юнга, полученными в ходе экспериментов.

- Mechanics. Informatics. – 2021. – Vol. 21. – № 2. – P. 182-193.
7. Campbell D.C., Chapman A.V., Goodchild I.R., Fulton W.S. Experimental Determination of the Mooney-Rivlin Constant for Natural Rubber Vulcanisates // *J. nat. Rubb. Res.* – 1992. – Vol. 7. – Iss. 3. – P. 168 – 180.
 8. Chai C.K., Akyildiz A.C., Speelman L., Gijsen F.J.H., Oomens C.W.J., van Sambeek M.R.H.M., van der Lugt A., Baaijens F.P.T. Local Anisotropic Mechanical Properties of Human Carotid Atherosclerotic Plaques - Characterisation by Microindentation and Inverse Finite Element Analysis // *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* – 2014 – Vol. 43. – P. 59–68.
 9. Cunnane E.M., Mulvihill J.J.E., Barrett H.E., Hennessy M.M., Kavanagh E.G., Walsh M.T. Mechanical Properties and Composition of Carotid and Femoral Atherosclerotic Plaques: A Comparative Study // *Journal of Biomechanics.* – 2016. – Vol. 49. – Iss.15. — 26 p.
 10. Delfino A., Stergiopoulos N., Moore J.E. Meister J.-J. Residual strain effects on the stress field in a thick wall finite element model of the human carotid bifurcation // *J. Biomech.* – 1997. – Vol. 30. – P. 777–786.
 11. Desyatova A, Poulson W, MacTaggart J, Maleckis K, Kamenskiy A. Cross-Sectional Pinching in Human femoropopliteal Arteries due to Limb Flexion, and Stent Design Optimization for Maximum cross-Sectional Opening and Minimum Intramural Stresses // *J.R. Soc. Interface.* – 2018. – Vol.15. – P. 0475.
 12. Gao H., Long Q. Effects of varied lipid core volume and fibrous cap thickness on stress distribution in carotid arterial plaques // *J Biomech.* – 2008. – Vol. 41. – Iss. 14. – P.3053-9.
 13. Geasa M. M. Development of an Arduino based universal testing apparatus // *Archives of Agriculture Sciences Journal.* – 2022. – Vol. 4. – Iss. 3. – P. 121–131.
 14. Helck A., Bianda N., Canton G., Yuan C., Hippe D.S., Reiser M.F., Gallino A., Wytenbach R., Saam T. Intra-Individual Comparison of 17carotid and Femoral Atherosclerotic Plaque Features With in vivo MR Plaque Imaging // *18Int J Cardiovasc Imaging.* – 2015. – Vol.31. – P. 1611-8.
 15. Holzapfel G.A., Gasser T.C., Ogden R.W. A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models // *Journal of Elasticity.* – 2000. – Vol. 61. – P. 1–48.
 16. Holzapfel G.A., Ogden R.W. Constitutive modelling of arteries // *Proc. R. Soc.* – 2010. – Vol. 466. – P. 1551–1597.
 17. Karimi A., Navidbakhsh M., Faghihi S., Shojaei A., Hassani A.K. A finite element investigation on plaque vulnerability in realistic healthy and atherosclerotic human coronary arteries // *Proc IMechE Part H: J Engineering in Medicine.* – 2012. – Vol. 227. – Iss. 2. – P. 148–161.
 18. Kim Y.-H., Kim J.-E., Ito Y., Shih A.M., Brott B., Anayiotos A. Hemodynamic Analysis of a Compliant Femoral Artery Bifurcation Model using a Fluid Structure Interaction Framework // *Annals of Biomedical Engineering.* – 2008. – Vol. 36. – No. 11. – P. 1753–1763
 19. Kumar N., Pai R., Manjunath M., Ganesha A., Khader A. Effect of linear and Mooney–Rivlin material model on carotid artery hemodynamics // *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering.* – 2021. – Vol. 43. – 395.
 20. Labropoulos N., Mansour M.A., Kang S.S., Oh D.S., Buckman J.F., Baker W.H. Viscoelastic properties of normal and atherosclerotic carotid arteries // *European journal of vascular and endovascular surgery: the official journal of the European Society for Vascular Surgery.* – 2000. – Vol.19. – Iss. 3. – P. 221-225.
 21. Matsumoto T. Sugita S. Yaguchi T. Biomechanics of Blood Vessels: Structure, Mechanics, and Adaptation // *Advances in Metallic Biomaterials.* – 2015. – P. 71–98.
 22. Mooney, M. A Theory of Large Elastic Deformation // *J. Appl. Physiol.* – 1940. – Vol. 11. – P. 582–592.
 23. Nachar N. The Mann-Whitney U: A Test for Assessing Whether Two Independent Samples Come from the Same Distribution // *Tutorials in Quantitative Methods for Psychology.* – 2008. Vol. 4. – P. 1-13.
 24. Riley W., Barnes R., Burke G. Ultrasonic Measurement of the Elastic Modulus of the Common Carotid Artery: The Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) Study // *Medicine Stroke.* – 1992. – Vol. 23. – P. 952–956.
 25. Schiavone P., Chassat F., Boudou T., Promayon E., Valdivia F., Payan Y. In vivo measurement of human brain elasticity using a light aspiration device // *Med Image Anal.* – 2009. – Vol. 13. – P. 673–678.
 26. Tang D., Yang C., Zheng J., Woodard P.K., Sicard G.A., Saffitz J.E., Yuan C. 3D MRI-based multi-component FSI models for atherosclerotic plaques a 3-D FSI model // *Annals of Biomedical Engineering.* – 2004. – Vol. 32. – Iss. 7. – P. 947–960.
 27. Wintermark M., Jawadi S.S., Rapp J.H., Tihan T., Tong E., Glidden D.V., Abedin S., Schaeffer S., Acevedo-Bolton G., Boudignon B., Orwoll B., Pan X., Saloner D. High-Resolution CT Imaging of Carotid Artery Atherosclerotic Plaques // *American Journal of Neuroradiology.* – 2008. – Vol. 29 (5). – P. 875-882.
 28. Wissing T.B., Van der Heiden K., Serra S.M., Smits A., Bouten C., Gijsen F.J.H. (2021). Tissue-engineered Collagenous Fibrous Cap Models to Systematically Elucidate Atherosclerotic Plaque Rupture // *Scientific Reports.* – 2022. – Vol. 12. – 5434.
 29. Yanev S., Savova M., Chaldakov G. The fibrous cap: a promising target in the pharmacotherapy of atherosclerosis // *Biomedical Reviews.* – 2019. – Vol. 30. – P. 136-141.
 30. Zougari L., Bou-said B., Massi F., Culla A., Millon A. The Role of Biomechanics in the Assessment of Carotid Atherosclerosis Severity: A Numerical Approach // *World Journal of Vascular Surgery.* – 2018. – Vol. 1. – Iss. 1. – P. 1-8.

Финансирование. Работа выполнена при финансовой поддержке Благотворительного фонда В. Потанина (проект № ГСАД-0013/23 от 23.01.2023).

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

MECHANICAL PROPERTIES OF ATHEROSCLEROTIC PLAQUES, CAPS AND WALLS OF ARTERIAL VESSELS: A MOBILE TEST BENCH EXPERIMENTS

A.V. Dol

Saratov State University, Saratov, Russia

ARTICLE INFO

Received: 30 May 2023
Approved: 10 August 2023
Accepted for publication: 11 August 2023

Key words:

biomechanics, atherosclerosis, mobile test bench, compression, Young's modulus.

ABSTRACT

Within the framework of this study, a methodology and a prototype of a test bench for conducting experiments on compression of biological tissue samples have been developed. The test bench for the implementation of the technique consists of high-precision scales (measuring accuracy up to 0.01 g, maximum weight - 5 kg), an electronic caliper (measuring accuracy up to 0.01 mm) with 3D-printer pads that are attached to grips, as well as video cameras. Thanks to such a mobile stand, it was possible to conduct a series of experiments (a total of 99 tests) to determine the Young's modulus of atherosclerotic plaques and areas of vascular walls removed from the body no later than a few hours. This made it possible to collect a database of the mechanical characteristics of the plaques as close as possible to the real properties. In addition, regression dependences were constructed between the Hounsfield numbers corresponding to dense atherosclerotic deposits discernible on a CT scan and the Young modules obtained during experiments. Such dependencies will further allow determining the mechanical properties of plaques in vivo based on computed tomography data. The technique was verified by mechanical experiments on the universal testing machine Instron 3342 and on a mobile test bench on samples of hard (with pronounced calcification) and soft plaques. 7 experiments were conducted for each type of samples. The results differed by no more than 4.3 % for soft plaques and no more than 9.5 % for hard plaques. To test the inter-expert reliability of the methodology, a number of experiments were conducted with the involvement of two independent participants. Each of the three mobile stand operators performed 5 tests on soft rubber samples. The study of inter-expert reliability allowed us to show the independence of the methodology from the skills and qualifications of the operator.

© PNRPU