

УДК 612.085.4

## **Определение упруго-деформативных и прочностных характеристик кровеносных сосудов при одноосном растяжении**

***Беликов Н.В.**, студент  
кафедры «Биомедицинские технические системы»  
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана*

***Баилай А.П.**, аспирант  
кафедры «Биомедицинские технические системы»  
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана*

*Научный руководитель: Саврасов Г.В., д.т.н., профессор  
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана*

*[bmt-1@bmstu.ru](mailto:bmt-1@bmstu.ru)*

### **Введение**

В настоящее время задачи определения биомеханических параметров сосудов являются крайне актуальными. В связи с ростом количества сердечно-сосудистых заболеваний [1] встаёт вопрос о необходимости более детального изучения процессов, происходящих в сосудах. Одним из способов, позволяющих получить информацию об их прочностных характеристиках, является проведение биомеханических испытаний. Результатом может служить определение механических характеристик всей стенки сосуда или отдельных её слоёв, что поможет в создании более точных, с механической точки зрения, моделей сосудов в норме и патологии [3, 4, 5], моделировании сосудистых операций и в других областях [2].

### **Существующие данные**

На текущий момент в литературе приводятся различные данные о деформациях, возникающих в стенках сосудов в физиологических условиях нагружения и при хирургическом вмешательстве [7]. Данные о касательном модуле упругости (модуле

Юнга) также разнятся [4, 5, 6]. Это объясняется различиями в биоматериале, используемом для испытаний, но причиной также служит отсутствие унифицированной методики проведения биомеханических испытаний.

### Описание методики

При применении различных методов получения и обработки информации необходима оценка соответствия полученных количественных и качественных характеристик действительному состоянию объекта исследований. Для характеристики биообъекта с более общих методологических позиций и адекватной оценки особенности его поведения при различных условиях необходимо использовать системный подход [8].

На принципе системного подхода построен испытательный комплекс для биомеханических исследований, основой которого является универсальная испытательная машина INSTRON 3365. В рамках данного исследования, в соответствии с поставленной задачей, необходимые упруго-деформативные характеристики биоматериала определяются путём проведения испытания на одноосное растяжение. Этот вид является традиционным методом механических испытаний, вследствие простоты его воспроизведения. В связи с этим используется базовый вариант проведения испытаний по схеме, указанной на рис. 1.

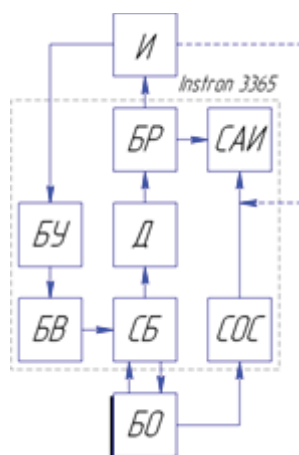


Рис. 1. Общая схема проведения испытания:

И – испытатель; БР – блок регистрации; САИ – система анализа информации; БУ – блок управления; Д – датчик; БВ – блок воздействия; СБ – согласующий блок; СОС – система оптического слежения; БО – биологический объект

## Проведение испытаний

Для испытаний использовались брюшная аорта и общая подвздошные артерии, а также внутренняя и наружная подвздошные артерии, при наличии таковых в секционном материале.

При подготовке образцов к испытаниям участок артериального русла рассекается вдоль с помощью скальпеля или ножниц. После этого определяется степень поражения сосуда атеросклерозом и наличие кальцинированных участков. Исходя из состояния сосуда, определяется возможность расслоения различных участков на слои без их повреждения. Участок разделяется на фрагменты, часть из которых расслаивается с помощью распатора. Из полученных слоев вырубается двусторонние лопатки. Лопатки по форме соответствуют стандартным образцам для проведения испытаний на одноосное растяжение, однако размер уменьшен в соответствии с размерами сосудов (рис. 2). Для вырубке используется специальный штамп. Зачастую также необходимо использовать скальпель для окончательного выделения лопатки. В случае наличия кальциноза использование штампа невозможно из-за хрупкого разрушения кальцинированного участка и лопатка не выделяется. В данном исследовании из подобных участков изготавливались образцы прямоугольной формы.

Для определения толщины образцов использовался электромеханический толщиномер, благодаря звуковой индикации позволяющий определить момент касания образца щупом. Таким образом измеряется толщина недеформированного образца. Каждый образец измерялся в трех точках в узкой части лопатки или в середине прямоугольника, результат усреднялся.

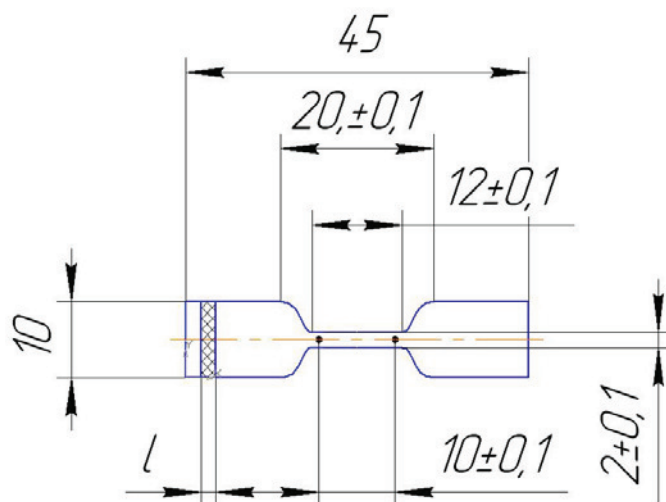


Рис. 2. Образец для испытаний на одноосное растяжение

Полученные образцы закрепляются в зажимах испытательной машины INSTRON 3365. Образцы сосудов влажные, поэтому для надежной фиксации необходимо плотно сжимать зажимы. Однако это может привести к повреждению образца и его разрушению не в исследуемой узкой части, а по краю губки. Результаты таких испытаний нельзя использовать, т.к. неизвестно сечение образца в месте разрушения. В связи с этим для закрепления образцов необходимо использовать губки с насечкой или абразивным покрытием. Образцы закрепляются в свободном состоянии. Перед испытанием производится автобалансировка: образец медленно, со скоростью 1 мм/мин, натягивается до усилия 0,01 Н. Испытание проводится со скоростью 10 мм/мин ( $\approx 1,7 \cdot 10^{-4}$  м/с), что соответствует естественному уровню функционирования биообъекта [8]. Испытание продолжается до разрушения образца. Используется датчик с диапазоном измерений 5 кН и точностью не хуже  $\pm 0,25$  %. Сигнал с датчика записывается с частотой 10 Гц. В случае испытаний образцов только в форме лопатки возможно использование датчика с диапазоном 10 Н, что позволит существенно снизить уровень шума.

Результатом испытания является диаграмма «сила– удлинение», типичный вид которой представлен на рис. 3.

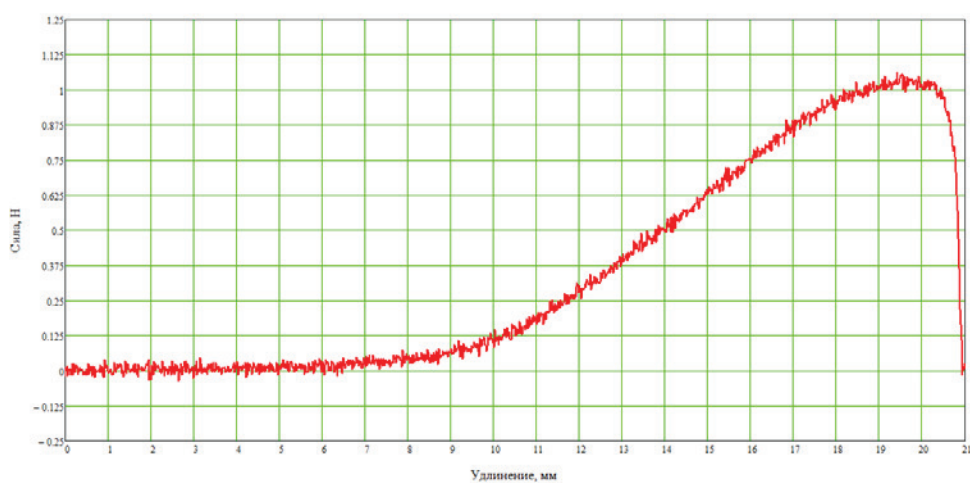
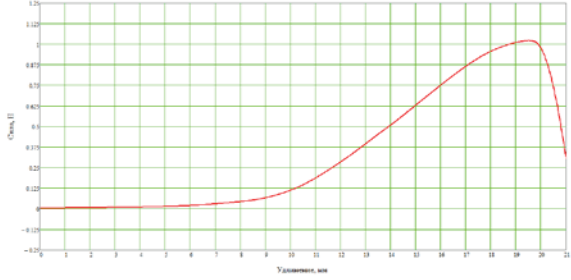
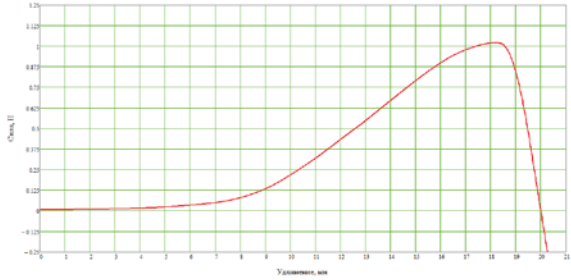
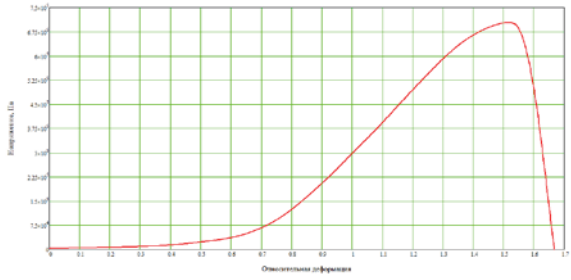


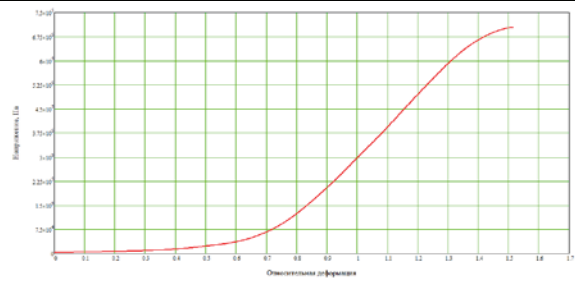
Рис. 3. Диаграмма «сила– удлинение»

## Обработка экспериментальных данных

Обработка результатов испытаний проводилась в среде Mathcad и включала в себя следующие этапы:

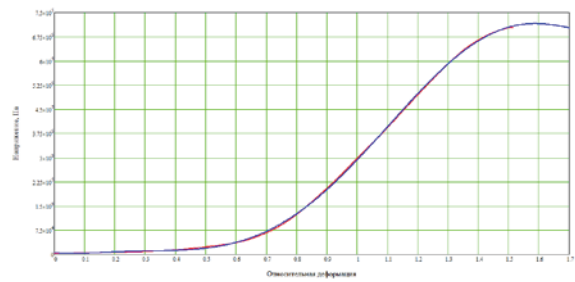
Причина проведения этапа	Этап обработки и вид диаграммы после его проведения
<p>Из-за работы в нижней части диапазона датчика получаемые данные оказываются зашумлёнными</p>	 <p>Устранение шума</p>
<p>Изначально образец, закреплённый в зажимах, не натянут. После начала испытания некоторое время происходит его распрямление. Данные об этом участке не используются в дальнейших расчетах</p>	 <p>Отсечение неинформативного участка</p>
<p>Необходим перевод диаграммы из осей «сила– удлинение» в оси «напряжение– деформация» с использованием следующих соотношений:</p> $\sigma = \frac{N}{S_0}, \quad \varepsilon = \frac{L}{L_0},$ <p>где <math>\sigma</math> – напряжение, <math>N</math> – сила, <math>S_0</math> – площадь поперечного сечения образца, <math>\varepsilon</math> – относительная деформация, <math>L</math> – удлинение, <math>L_0</math> – начальная длина образца</p>	 <p>Диаграмма напряжение - деформация</p>

Требуется выбрать участок, на котором, происходят упругие деформации. Необходимый участок ограничивается точкой максимума деформаций, после которой происходит разрушение образца



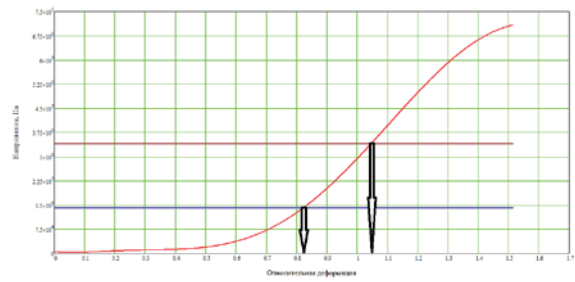
Выделение исследуемого участка диаграммы

Для удобства определения упруго-деформативных характеристик образца необходима аппроксимация диаграммы функциональной зависимостью напряжения от относительной деформации. Аппроксимация производится полиномами, порядок которых выбирается автоматически по уровню среднеквадратичного отклонения аппроксимирующей функции от диаграммы. СКО составляет доли процента от значений напряжения.



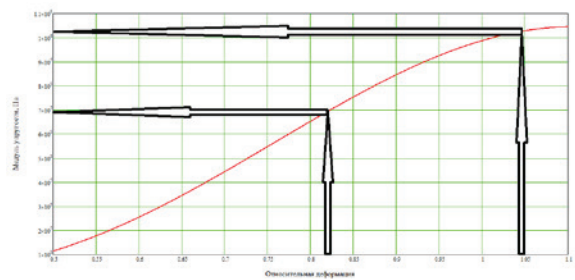
Аппроксимация диаграммы кривой

По известным уровням физиологического (140 кПа) и хирургического (340 кПа) напряжений с помощью аппроксимирующей функции необходимо найти значения относительных деформаций, возникающих в образце при этих уровнях, а также определить максимальное напряжение



Определение относительной деформации при известных уровнях напряжений

Требуется определить модуль упругости при заданных уровнях напряжений с использованием функциональной зависимости «напряжение-деформация», найденных на предыдущем этапе уровней



относительных деформаций, а также соотношения: $E(\varepsilon_0) = \left. \frac{d\sigma}{d\varepsilon} \right _{\varepsilon=\varepsilon_0}$	Определение модуля упругости при известной относительной деформации
--	---

### Результаты испытаний

Испытания проводились на секционном материале шести пациентов: 2 мужчин (61 и 78 лет) и 4 женщин (57, 63, 81 и 82 года). Материал предоставлен и подготовлен Першаковым Д.Р. и Михайловой А.В. из Ярославской Медицинской Академии.

Успешно было испытано 53 образца. Сведения о сосудах, слоях и формах образцов приведены в таблице 1.

Таблица 1

Сведения об образцах

Прямоугольный/ лопатка	Брюшная аорта	Общая подвздошная артерия	Наружная подвздошная артерия	Внутренняя подвздошная артерия	Σ
Интима	4/-	-/-	-/-	-/-	4/-
Медиа	-/1	-/-	-/-	-/-	-/1
Адвентиция	-/7	-/6	-/2	-/-	-/15
Интима+Медиа	1/1	6/1	-/-	-/1	7/3
Медиа+Адвентиция	-/5	-/2	-/2	-/3	-/12
Все слои	1/-	-/8	-/2	-/-	1/10
Σ	6/14	6/17	-/6	-/4	12/41

Присутствие большой доли образцов прямоугольной формы из интимы и интимы с медией обусловлено поражением именно этих слоев атеросклеротическими бляшками. Также видно, что прямоугольные образцы получены из аорты и общей подвздошной артерии. Это связано с локализацией атеросклероза в зоне бифуркации аорты. Малое количество образцов интимы и медики обусловлено низкой, по сравнению с адвентицией, прочностью, что зачастую не позволяет разделить их без повреждений. Кроме того, разделение невозможно и при глубоком поражении стенки атеросклерозом, когда бляшка расположена в обоих этих слоях.

Из 53 образцов 21 не достигли уровня напряжений 340 кПа, принятого за хирургический. Во-первых, этот уровень установлен для сосудистой стенки в целом, а не для отдельных слоев. Во-вторых, многие образцы были поражены атеросклерозом, что

также снизило их прочность. Уточнение хирургического уровня напряжений для отдельных слоев и отдельно для нормы и патологии может быть результатом продолжения исследований. В-третьих, в некоторых образцах могли образоваться концентраторы напряжений в местах ответвления мелких боковых ветвей или повреждения при вырубке или расслоении. Снижение количества поврежденных образцов достигается путем повышения хирургических навыков исследователей.

В таблице 2 приведены средние значения для групп объемом не менее 5 образцов.

Таблица 2

Результаты испытаний

Сосуд	Слой	Количество образцов	$\sigma_{\text{макс}}$ , МПа	$\epsilon_{\text{физ}}$	$E_{\text{физ}}$ , МПа
Общая подвздошная артерия	Интима +медиа	7	0,315	0,136	2,08
Общая подвздошная артерия	Все	8	0,746	0,292	1,44
Общая подвздошная артерия	Адвентиция	6	0,485	0,459	0,97
Брюшная аорта	Адвентиция	7	0,506	0,445	1,01
Брюшная аорта	Адвентиция + медиа	5	0,583	0,283	1,49

### Выводы

Отработан метод испытания на одноосное растяжения различных слоев сосудистой стенки на машине Inston 3365.

Получены результаты для 53 образцов различных слоев и участков сосудистого русла. При этом 21 образец не достиг хирургического уровня воздействия, что может быть обусловлено как патологическими изменениями сосудов, так и дефектами образцов.

Использование данного метода для исследования участков сосудов, пораженных кальцинозом, затруднено, т.к. из них проблематично приготовить образцы в виде лопатки,



а при испытании прямоугольных образцов серьезное влияние оказывают краевые эффекты и неоднородность образцов.

Для получения статистически значимых результатов необходимо проведение дополнительных испытаний.

### Список литературы

1. По данным единой межведомственной информационно-статистической системы (ЕМИСС). <http://www.fedstat.ru/indicator/data.do?id=31270> (дата обращения: 13.05.2013г.)
2. Бегун П.И. Биомеханическое моделирование объектов протезирования: учебное пособие – СПб.: Политехника, 2011. – 464 с.: ил.
3. Беликов Н.В., Маркова М.В. Модель сосуда в норме и патологии. – Материалы межвузовской конференции «Студенческая наука» – 2011.
4. Иванов Ю.А. Технология моделирования эластичной стенки кровеносных сосудов и её приложение в модели кровообращения для решения задач рентгенохирургии. Сборник трудов конференции молодых ученых. Выпуск 7. Тезисы докладов научной школы «Технологии высокопроизводительных вычислений и компьютерного моделирования» и «Школьной секции» – СПб.: ИТМО, 2009.-С.14.
5. Иванов Д.В. Артерии человека с патологическими извитостями: клинические данные и численный эксперимент / Д.В. Иванов, Е.Л. Коссович // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2007: Материалы ежегодной Всерос. науч. школы-семинара. – Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 2007. – С. 39–41.
6. Пурина Б.А., Касьянов В.А. Биомеханика крупных кровеносных сосудов человека. – Рига: Зинатне, 1980. – 260 с.
7. Войнов В.В., Пospelов В.И., Гаврюшин С.С. Оценка влияния микроробототехнической системы на стенки кровеносного сосуда человека // Экстремальная робототехника: Материалы XIV Всероссийской научно-технической конференции. – СПб., 2004. – С. 126–133.
8. Саврасов Г.В. Физико-механические свойства биоматериалов при различных видах нагружения: учеб. пособие по дисциплине «Специальные вопросы технологий электронно-медицинских аппаратов» – М.: Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 1999. – 18 с.