

Новый метод оценки скорости смещения стенки брюшной аорты по данным ультразвукового исследования

Сандриков В.А.¹, Фисенко Е.П.¹, Гаврилов А.В.², Ложкевич А.А.¹, Архипов И.В.¹

¹ФГБУ "Российский научный центр хирургии им. акад. Б.В. Петровского" РАМН, Москва, Россия

²ГБОУ ВПО "Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова", Москва, Россия

New Method for Estimate the Rate of Displacement of the Wall of Abdominal Aorta by Ultrasound

Sandrikov V.A.¹, Fisenko E.P.¹, Gavrilov A.V.², Lozhkevich A.A.¹, Arhipov I.V.¹

¹The acad. B.V. Petrovsky Russian Scientific Center of Surgery RAMS, Moscow, Russia

²Moscow State University by M.V. Lomonosov, Moscow, Russia

Цель: оценить скорости смещения стенки брюшно-го отдела аорты у здоровых и больных атеросклерозом по результатам УЗИ с последующей обработкой на рабочей станции Multivox.

Материал и методы. УЗИ брюшного отдела аорты выполнено 57 пациентам: здоровые лица – 15 (26,3%), пациенты с атеросклерозом брюшной аорты – 42 (73,7%, из них аневризма брюшной аорты у 22 (52,4%)).

Результаты. Выявлено объективное снижение показателей скорости смещения стенки брюшной аорты у больных с атеросклерозом по сравнению с группой здоровых лиц, соответственно: $V_s = 3,5 \pm 1,1$ мм/с, $V_d = 1,5 \pm 0,5$ мм/с и $V_s = 9,7 \pm 1,4$ мм/с. Установлена зависимость скорости смещения стенки брюшной аорты от ее диаметра у пациентов с атеросклеротическим поражением аорты. Наиболее высокие скорости смещения зарегистрированы при диаметре аневризмы более 6,0 см: $V_s = 10,7 \pm 2,9$ мм/с, $V_d = 4,8 \pm 1,9$ мм/с. При этом скорость смещения стенки аневризмы в 2,2 раза превы-

шала аналогичные показатели в сохранных отделах аорты над аневризмой.

Выводы. У пациентов с атеросклеротическим поражением аорты скорости смещения стенки брюшной аорты достоверно ($p < 0,05$) ниже аналогичных показателей здоровых лиц. Развитие аневризмы аорты сопровождается формированием значительной разницы скорости смещения стенки в расширенных и нерасширенных участках аорты, что является отрицательным прогностическим моментом и ведет к усугублению патологической деформации.

Ключевые слова: атеросклероз, аорта, аневризма, деформация.

Aim: To evaluate the displacement velocity wall of the abdominal aorta in healthy patients with atherosclerosis and the results of ultrasound, followed by treatment at a workstation Multivox.

Для корреспонденции: Фисенко Елена Полиектовна – 119992, Россия, Москва, Абрикосовский пер., 2, ФГБУ "Российский научный центр хирургии им. акад. Б.В. Петровского" РАМН. Тел. 8-499-248-16-00; 8-916-501-75-74 (моб.). E-mail: e.fissenko@mail.ru

Сандриков Валерий Александрович – доктор мед. наук, профессор, академик РАМН, заместитель директора по науке ФГБУ "Российский научный центр хирургии им. акад. Б.В. Петровского" РАМН; Фисенко Елена Полиектовна – доктор мед. наук, главный научный сотрудник лаборатории ультразвуковой диагностики ФГБУ "Российский научный центр хирургии им. акад. Б.В. Петровского" РАМН; Гаврилов Андрей Васильевич – канд. техн. наук, заведующий лабораторией медицинских компьютерных систем НИИ ядерной физики им. Д.В. Скобелыцина МГУ им. М.В. Ломоносова; Ложкевич Александр Александрович – аспирант ФГБУ "Российский научный центр хирургии им. акад. Б.В. Петровского" РАМН; Архипов Иван Владимирович – инженер ФГБУ "Российский научный центр хирургии им. акад. Б.В. Петровского" РАМН.

Contact: Fisenko Elena Poliektovna – Abrikosov Lane, 2, Moscow, Russia, 119992, Acad. B.V. Petrovsky Russian Scientific Center of Surgery RAMS. Phone: 8-499-248-16-00. E-mail: e.fissenko@mail.ru

Sandrikov Valery Aleksandrovich – professor, academic of med. sci., RAMSci, Deputy Director of Science of the acad. B.V. Petrovsky Russian Scientific Center of Surgery RAMS; Fisenko Elena Poliektovna – doct. of med. sci., chief researcher at the laboratory ultrasonic of the acad. B.V. Petrovsky Russian Scientific Center of Surgery RAMS; Gavrilov Andrew Vasilyevich – cand. of techn. sci., Head labs. Medical Computer Systems Institute of Nuclear Physics D.V. Skobel'tsyn Moscow State University by M.V. Lomonosov; Lozhkevich Aleksandr Aleksandrovich – graduate student of the acad. B.V. Petrovsky Russian Scientific Center of Surgery RAMS; Arhipov Ivan Vladimirovich – engineer of the acad. B.V. Petrovsky Russian Scientific Center of Surgery RAMS.



Materials and Methods. Ultrasound of the abdominal aorta performed 57 patients: a healthy person – 15 (26.3%), patients with abdominal aortic atherosclerosis – 42 (73.7%), an aneurysm of the abdominal aorta revealed at 22 (52.4%).

Results. Identified objective reduction of speed of displacement of the abdominal wall in patients with aortic atherosclerosis in comparison with a group of healthy individuals, respectively: $V_s = 3.5 \pm 1.1$ mm/s, $V_d = 1.5 \pm 0.5$ mm/s and $V_s = 9.7 \pm 1.4$ mm/s. The dependence of the velocity of displacement of the abdominal aorta wall to its diameter in patients with atherosclerotic lesions of the aorta. The highest rate of displacement detected by the aneurysm diameter of 6.0 cm: $V_s = 10.7 \pm 2.9$ mm/s, $V_d = 4.8 \pm 1.9$ mm/s. The velocity of displacement of the wall of the aneurysm is 2.2 times higher than in intact aorta above the aneurysm.

Conclusions. In patients with atherosclerotic lesions of the aortic wall displacement velocity of the abdominal aorta was significantly ($p < 0.05$) lower than those of healthy individuals. Development of aortic aneurysm formation accompanied a significant difference in the rate of displacement wall extended and expanded sections of the aorta, which is a negative prognostic points and leads to aggravation of pathological deformation.

Key words: atherosclerosis, aorta aneurysm, deformation.

Введение

Снижение эластических свойств сосудистых стенок является одним из ранних факторов риска развития сердечно-сосудистых заболеваний и их осложнений [1]. Атеросклеротическое поражение стенок аорты – наиболее частая причина потери ее эластических свойств [2, 3]. Развитие заболевания в аорте начинается именно в абдоминальном отделе и со временем может привести к деформации сосуда и формированию аневризмы [4–6]. Изучение упругоэластических свойств стенки брюшной аорты, выявление признаков потери ее эластичности может помочь в выявлении ранних признаков заболевания.

Цель исследования

Оценить скорости смещения стенки брюшного отдела аорты у здоровых и больных атеросклерозом по результатам УЗИ с последующей их обработкой на рабочей станции Multivox.

Материал и методы

В РНЦХ им. акад. Б.В. Петровского РАМН выполнено УЗИ брюшного отдела аорты с последующей оценкой смещения ее стенки 57 пациентам: контрольная группа – 15 (26,3%) здоровых лиц (10 мужчин и 5 женщин, средний возраст $25,4 \pm 0,7$ года); с атеросклеротическим поражением стенки брюшной аорты – 42 (73,7%) пациента, из них у 22 (52,4%) пациентов (20 мужчин и 2 женщины) выявлена аневризма брюшного отдела аорты

(средний возраст $67,1 \pm 5,7$ года), у 20 (47,6%) человек (14 мужчин и 6 женщины) диаметр брюшного отдела аорты не был расширен (средний возраст $61,2 \pm 8,1$ года).

УЗИ выполняли на ультразвуковом аппарате PhilipsHD 11 EX (Голландия) конвексным датчиком частотой от 2,0 до 5,0 МГц с последующей регистрацией на цифровой носитель. УЗИ брюшного отдела аорты проводили в продольном и поперечном направлении по стандартной схеме [7] с измерением диаметра аорты в трех точках: под диафрагмой, на уровне отхождения чревного ствола и у бифуркации.

Полученные данные (видеофрагменты исследования длительностью 200–300 кадров) сохраняли в формате DICOM с последующей обработкой на рабочей станции Multivox с помощью специально разработанного модуля. Модуль обеспечивает слежение за движением помеченных участков ультразвукового изображения и позволяет строить графики кривых смещения, скорости смещения между отмеченными областями стенки сосуда, графики кривых скорости смещения отмеченных участков аорты.

В работе оценивали скорость поперечного растяжения стенки брюшной аорты как параметр, наиболее доступный для измерения при стандартном УЗИ, на основании чего были построены графики кривых движения и скорости смещения выделенных фрагментов стенки брюшной аорты, где по оси X откладывали время в секундах, а по оси Y – скорость смещения стенок аорты в каждый момент времени. Показатель скорости, расположенный выше изолинии, означает смещение стенки аорты в систолу, а ниже – в диастолу. Автоматически проводились математические расчеты скорости смещения стенки аорты на данном отрезке (рис. 1).

При обследовании здоровых (контрольная группа) и пациентов с атеросклеротическими изменениями брюшного отдела аорты без изменения ее диаметра измерение скорости смещения стенки оценивали в инфраренальном отделе, что обусловлено наиболее близким ее расположением к передней брюшной стенке и лучшим качеством визуализации. Измеряли максимальную скорость смещения стенки аорты (в мм/с) в систолу (V_s) и диастолу (V_d) в 3–5 кардиоциклах, затем выводили их среднее значение.

У пациентов с аневризмой брюшного отдела аорты оценивали скорость смещения стенок аорты выше аневризмы и в ее центральной части. После операции протезирования брюшного отдела аорты оценивали скорость смещения стенок сохранного участка нативной аорты выше протеза и стенок самого протеза.

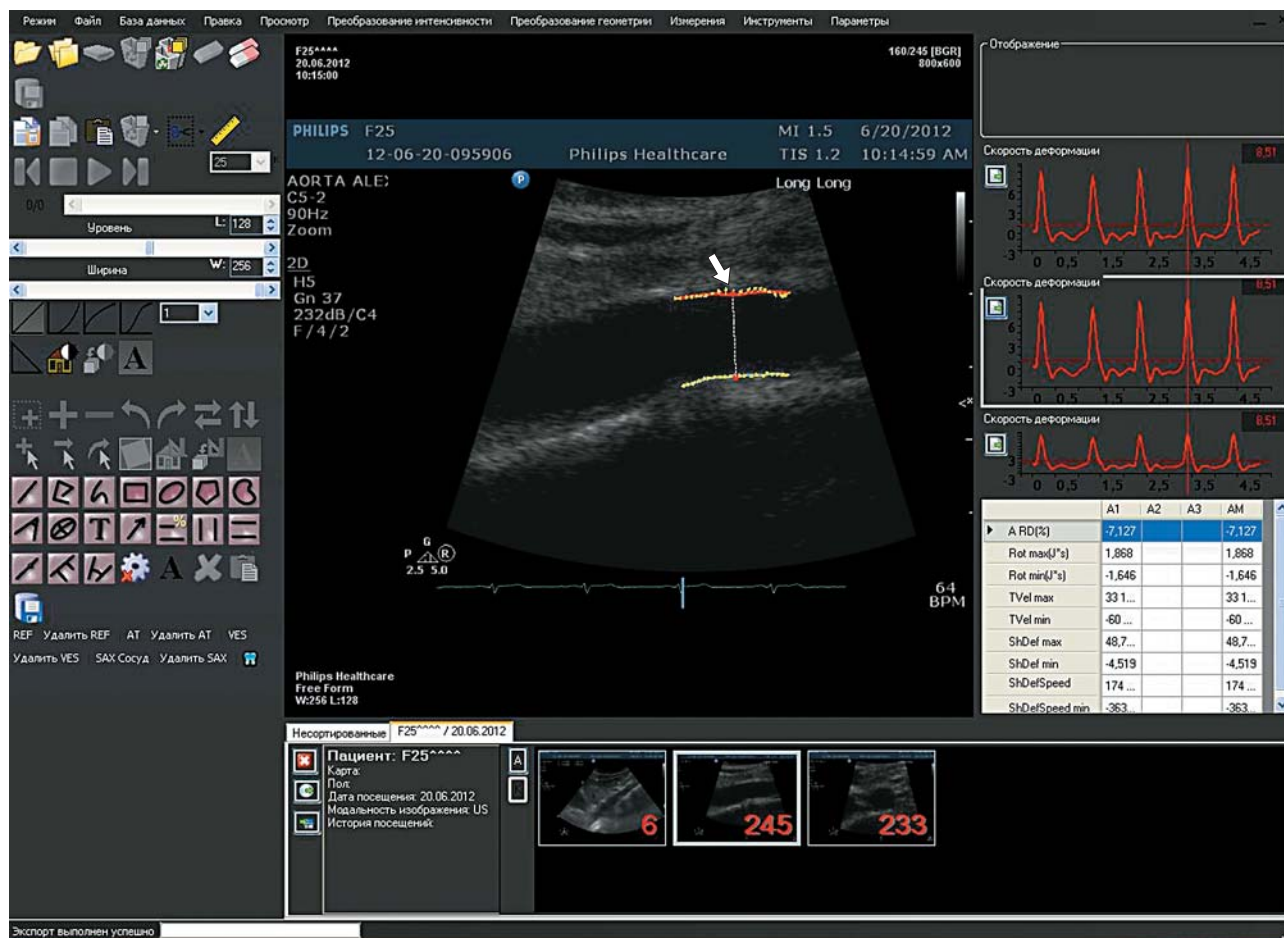
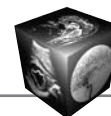


Рис. 1. Обработка данных УЗИ на рабочей станции Multivox с построением графиков скорости смещения выделенного отрезка стенки брюшного отдела аорты (стрелка) у здоровых пациентов.

Результаты и их обсуждение

Проведенный анализ графиков скорости смещения брюшной аорты, полученных в результате обработки ультразвуковых данных исследования стенки аорты на рабочей станции Multivox, показал, что у здоровых людей скорость смещения в систолу составила: $V_s = 9,7 \pm 1,4$ мм/с, в диастолу – $V_d = 3,9 \pm 0,8$ мм/с. У пациентов с атеросклеротическим поражением стенок аорты без аневризмы скорости были резко снижены по сравнению с группой здоровых и составили: $V_s = 3,5 \pm 1,1$ мм/с, $V_d = 1,5 \pm 0,5$ мм/с. В группе пациентов с аневризмой брюшного отдела аорты скорость смещения стенки аорты на сохранном участке была также низкой: $V_s = 4,8 \pm 1,4$ мм/с, $V_d = 2,2 \pm 0,9$ мм/с, на аневризматически измененном участке аорты скорость стенки была выше: $V_s = 7,1 \pm 3,4$ мм/с, $V_d = 3,1 \pm 1,7$ мм/с.

Выявлена зависимость скорости смещения стенки брюшной аорты от ее диаметра у пациентов с атеросклеротическим поражением брюшной аорты. При диаметре аорты, не превышающем 2,9 см,

скорости смещения стенки аорты были достоверно ниже, чем у здоровых ($p < 0,05$). На аневризматически измененном участке аорты скорость смещения стенки была выше, но имела большой цифровой разброс значений: V_s от 2,3 до 15,4 мм/с, V_d от 1,2 до 7,8 мм/с. Наиболее высокие скорости смещения выявлены при диаметре аневризмы более 6,0 см: $V_s = 10,7 \pm 2,9$ мм/с, $V_d = 4,8 \pm 1,9$ мм/с. При диаметре аневризмы от 5,0 до 6,0 см скорости смещения стенки аневризматического мешка были ниже: $V_s = 5,8 \pm 1,1$ мм/с, $V_d = 2,3 \pm 0,7$ мм/с. При малых аневризмах (диаметр $< 5,0$ см) скорости смещения достоверно не отличались от аналогичных показателей на сохранном участке: $V_s = 3,7 \pm 1,1$ мм/с, $V_d = 1,9 \pm 0,5$ мм/с.

Результаты показателей скорости смещения стенки брюшной аорты по группам представлены на рис. 2.

Расчет средних скоростей (V_{mean}) смещения стенки аорты показал, что наибольшая средняя скорость выявлена у здоровых людей: $V_{mean} = 5,9 \pm 1,0$ мм/с. Самые низкие значения были у пациентов с ате-

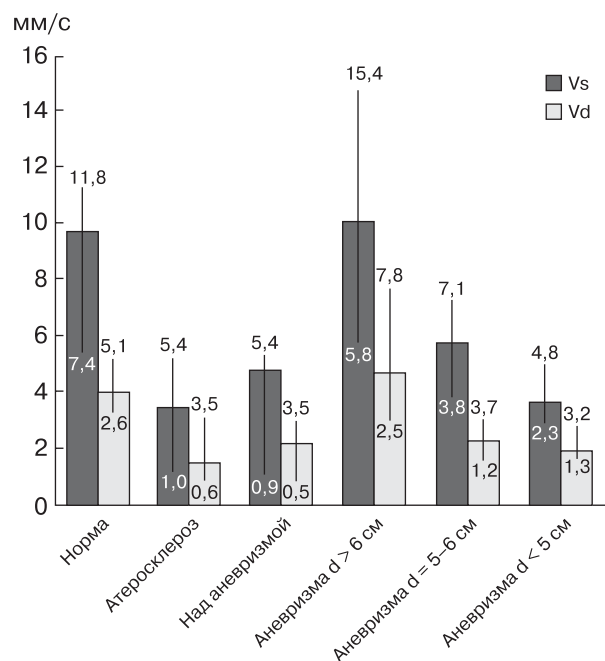


Рис. 2. Показатели скорости смещения стенки брюшной аорты по группам.

росклеротическим поражением аорты: в группе без аневризмы $V_{\text{mean}} = 2,2 \pm 0,7$ мм/с, у пациентов с аневризмой средняя скорость смещения стенки аорты над аневризмой составила: $V_{\text{mean}} = 3,1 \pm 1,0$ мм/с. В области аневризмы с диаметром аневризматического мешка больше 6,0 см средняя скорость смещения стенки аорты в 2,2 раза превышала аналогичный показатель в сохраненных отделах аорты над аневризмой и достигала $V_{\text{mean}} = 6,8 \pm 2,0$ мм/с.

Нарушение упругоэластических свойств артериальных стенок принято считать ранним проявлением их атеросклеротического поражения [8]. Общепринятым методом диагностики нарушений эластических свойств артерий является измерение скорости распространения пульсовой волны [9–12]. Для количественной оценки эластичности стенок сосудов современные исследователи используют целый ряд показателей: модуль эластичности Петерсона, индекс жесткости, коэффициент податливости, коэффициент растяжимости, модуль Юнга, степень деформации просвета и др. [8, 12, 13]. Применение тканевого доплеровского исследования движения сосудистой стенки позволяет изучать локальную эластичность сосуда, так как косвенно отражает микро- и макроструктурное состояние любого изучаемого сегмента артериального русла [14–17].

Однако следует отметить, что методы, используемые для изучения поверхностно расположенных и хорошо доступных для визуализации стенок

периферических артерий, достаточно сложно применить для изучения глубоколежащих сосудов, таких как брюшная аорта взрослого человека, в силу ограниченности проникающей способности ультразвука.

Необходим принципиально новый подход к оценке изображения движущейся структуры с последующей постпроцессинговой обработкой. Такие работы по оценке скорости смещения движущихся структур были впервые проведены на миокарде [18–20]. Данные эхокардиографического исследования обрабатывали с помощью рабочей станции Multivox. Результаты этих работ позволили подойти к функциональной оценке миокарда, механизмам компенсации и адаптации до и после хирургического лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы.

Мы полагаем, что данный метод может быть применен и для изучения брюшной аорты, в частности для измерения скорости смещения ее стенки.

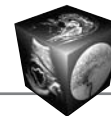
Данные проведенного анализа показали, что происходит резкое снижение скорости смещения стенок брюшной аорты у пациентов с атеросклеротическим поражением: максимальная скорость ее смещения в систолу была в 2,8 раза ниже, чем у здоровых, что подтверждает факт резкого снижения упругоэластических свойств стенки аорты при атеросклерозе [2–5, 8, 9].

При увеличении диаметра аорты и формировании аневризмы изменялись показатели скорости смещения стенки аорты. В малых аневризмах отмечено ее незначительное снижение по сравнению с вышележащим участком аорты, соответственно: $V_{\text{mean}} = 2,5 \pm 0,7$ мм/с и $V_{\text{mean}} = 3,1 \pm 1,0$ мм/с. При диаметре аневризмы 5,0–6,0 см скорости смещения стенки аневризматического мешка незначительно превышали аналогичные показатели на сохранном участке ($V_{\text{mean}} = 3,5 \pm 0,6$ мм/с).

Наиболее высокие скорости отмечены у пациентов с диаметром аневризматического мешка свыше 6,0 см. Средняя скорость смещения стенки аневризмы составила: $V_{\text{mean}} = 6,8 \pm 2,0$ мм/с, что достоверно превышало аналогичный показатель в сохраненных отделах аорты над аневризмой ($p < 0,05$).

Как известно, изменения стенки аорты в период сердечных циклов у здоровых людей (основные из них растяжение и сжатие) можно условно отнести к обратимой деформации, что в физике отождествляют с термином “упругость” или “эластичность” [21–23]. Разрушение эластического каркаса аорты приводит к асимметричному движению элементов ее стенки, препятствующему обратимой деформации.

Разработанный модуль обработки серий ультразвуковых изображений позволил отследить дви-



жение выделенных участков стенки брюшной аорты, соответствующие сердечному циклу, как у здоровых (при обратимой деформации), так и у пациентов с атеросклеротическим поражением, в том числе с развитием аневризмы аорты, где имела место патологическая деформация.

Известно, что именно асимметричность деформации соседних участков объекта ведет к возникновению и усилению патологической деформации [24–26]. Выявленная при проведении исследования значительная разница скоростей смещения соседних участков стенки брюшной аорты, особенно при наличии аневризматического ее расширения более 6,0 см, является одним из основных факторов, усугубляющих патологическую деформацию стенок сосуда и вызывающих прогрессирование заболевания.

Выводы

1. Разработанный новый метод обработки ультразвуковых изображений на рабочей станции Multivox позволяет количественно оценить скорость смещения стенки брюшной аорты.

2. У пациентов с атеросклерозом скорость смещения стенки брюшной аорты достоверно снижена по сравнению со здоровыми людьми ($p < 0,05$).

3. Формирование аневризмы ведет к возникновению значительной разницы скорости смещения отдельных участков стенки аорты: при диаметре аневризматического мешка более 6,0 см средняя скорость смещения стенок аневризмы в 2,2 раза превышает аналогичные показатели в сохранных отделах аорты над аневризмой ($p < 0,05$).

4. Выявленная асимметричность скорости смещения соседних участков стенки аорты при аневризматическом ее расширении является отрицательным прогностическим моментом и ведет к усугублению патологической деформации брюшной аорты.

Список литературы

1. Савицкий Н.Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики. Л.: Медицина, 1974. 311 с.
2. Risso R.J., McCarthy W.J., Dixit S.N. et al. Collagen types and matrix protein content in human abdominal aortic aneurysms. *J. Vasc. Surg.* 1989; 10: 365–373.
3. Minion D.J., Davis V.A., Nejezchle P.A. et al. Elastin is increased in abdominal aortic aneurysms. *J. Surg. Res.* 1994; 57: 443–446.
4. Dobrin P.B. Mechanics of normal and diseased blood vessels. *Ann. Vasc. Surg.* 1988; 2: 283–294.
5. Low M., Perktold K., Rauning R. Hemodynamics in rigid and distensible saccular aneurysms: a numerical study of pulsatile flow characteristics. *Biorheology.* 1993; 30 (3): 287–288.
6. Затевахин И.И., Цициашвили М.Ш., Матюшкин А.В., Толстов П.А. К вопросу об этиологии аневризм абдоминального отдела аорты. *Ангиол. и сосуд. хир.* 2003; 9 (4): 132–141.
7. Нормальная ультразвуковая анатомия внутренних органов и поверхностно расположенных структур; Под ред. Сандрикова В.А., Фисенко Е.П. М.: Стром, 2012. 192 с.
8. Ультразвуковая диагностика сосудистых заболеваний: Руководство для врачей; Под ред. В.П. Куликова. М.: Стром, 2011. 512 с.
9. Barth J.D., Blankenhorn D.H., Wickham E. et al. Quantitative ultrasound pulsation study in human carotid artery disease. *Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol.* 1988; 8: 778–781.
10. Asmar R., Benetos A., Topouchian J. et al. Assessment of arterial distensibility by automatic pulse wave velocity measurement. Validation and clinical application studies. *Hypertension.* 1995; 26: 485–490.
11. Reneman R.S., Hoeks A.P.G., Westerhof N. Non-invasive assessment of artery wall properties in humans-methods and interpretation. *J. Vasc. Invest.* 1996; 2 (2): 53–64.
12. Blacher J., Safar M.E. Скорость пульсовой волны – новый фактор риска сердечно-сосудистых осложнений. Клинические исследования лекарственных средств в России. 2000; 3:13–15.
13. Schmidt-Trucksass A., Grathwohl D., Schmid A. et al. Structural, Functional, and Hemodynamic Changes of the Common Carotid Artery With Age in Male Subjects. *Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol.* 1999; 19: 1091–1097.
14. Schmidt-Trucksass A. Assessment of carotid wall motion and stiffness with Tissue Doppler Imaging. *Ultrasound Med. Biol.* 1998; 24 (5): 639–646.
15. Врублевский А.В., Бощенко А.А., Карпов Р.С. Мультиплановое чреспищеводное ультразвуковое исследование в диагностике атеросклеротического поражения магистральных коронарных артерий и грудного отдела аорты. *Ультразвук. и функцион. диагн.* 2002; 2: 62–75.
16. Алехин М.Н. Возможности практического использования тканевого доплера. *Ультразвук. и функцион. диагн.* 2002; 3: 115–125.
17. Yasuoka K., Harada K. Wall Motion Velocities of Abdominal Aorta Measured by Tissue Doppler Imaging in Normal Children. *Pediatr. Cardiol.* 2005; 26 (4): 323–327.
18. Сандриков В.А., Кулагина Т.Ю., Гаврилов А.В., Архипов И.В. Новый подход к оценке систолической и диастолической функции левого желудочка у больных ишемической болезнью сердца. *Ультразвук. и функцион. диагн.* 2007; 1: 44–60.
19. Сандриков В.А., Кулагина Т.Ю., Ван Е.Ю. и др. Дисфункция миокарда. Адаптация и деадаптация сердца. В сб. "Ультразвуковые и лучевые технологии в клинической практике". М.: Стром, 2012. 71–82.
20. Березина Е.В., Кулагина Т.Ю., Ван Е.Ю., Сандриков В.А. Современные эхокардиографические методы оценки правого желудочка. В сб. "Ультразвуковые и лучевые технологии в клинической практике". М.: Стром, 2012. 45–54.
21. Кузнецов В.Д. Физика твердого тела. Томск: Красное знамя, 1941. 322 с.
22. Работнов Ю.Н. Сопротивление материалов. М.: Гос. изд-во физико-математической литературы, 1950. 335 с.



23. Безухов Н.И. Основы теории упругости, пластичности и ползучести. М.: Высшая школа, 1981. 531 с.
24. Седов Л.И. Механика сплошной среды. М.: Наука, 1970. 492 с.
25. Работнов Ю.Н. Механика деформируемого твердого тела. М.: Наука, 1988. 712 с.
26. Ильюшин А.А. Механика сплошной среды. М.: Изд-во МГУ, 1990. 310 с.

References

1. Sawicki N.N. Biophysical basis of circulation and clinical methods for studying hemodynamics. L.: Medicine, 1974. 311 p. (in Russian)
2. Risso R.J., McCarthy W.J., Dixit S.N. et al. Collagen types and matrix protein content in human abdominal aortic aneurysms. *J. Vasc. Surg.* 1989; 10: 365–373.
3. Minion D.J., Davis V.A., Nejezchleb P.A. et al. Elastin is increased in abdominal aortic aneurysms. *J. Surg. Res.* 1994; 57: 443–446.
4. Dobrin P.B. Mechanics of normal and diseased blood vessels. *Ann. Vasc. Surg.* 1988; 2: 283–294.
5. Low M., Perktold K., Rauning R. Hemodynamics in rigid and distensible saccular aneurysms: a numerical study of pulsatile flow characteristics. *Biorheology.* 1993; 30 (3): 287–288.
6. Zatevakhin I.I., Tsitsiashvili M., Matyushkin A.V., Tolstov P.A. On the etiology of abdominal aortic aneurysms. *Angiologiya and Sosudistaya Khirurgiya.* 2003; 9 (4): 132–141. (in Russian)
7. Normal ultrasound anatomy of the internal organs and superficial structures: Practical guide; Eds Sandrikov V.A., Fissenko E.P. M.: Strom, 2012. 192 p. (in Russian)
8. Ultrasound diagnosis of vascular disease; Ed. Kulikov V.P. M.: Strom; 2011. 512 p. (in Russian)
9. Barth J.D., Blankenhorn D.H., Wickham E. et al. Quantitative ultrasound pulsation study in human carotid artery disease. *Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol.* 1988; 8: 778–781.
10. Asmar R., Benetos A., Topouchian J. et al. Assessment of arterial distensibility by automatic pulse wave velocity measurement. Validation and clinical application studies. *Hypertension.* 1995; 26: 485–490.
11. Reneman R.S., Hoeks A.P.G., Westerhof N. Non-invasive assessment of artery wall properties in humans-methods and interpretation. *J. Vasc. Invest.* 1996; 2 (2): 53–64.
12. Blacher J., Safar M.E. Скорость пульсовой волны – новый фактор риска сердечно-сосудистых осложнений.

Клинические исследования лекарственных средств в России. 2000; 3:13–15.

13. Schmidt-Trucksass A., Grathwohl D., Schmid A. et al. Structural, Functional, and Hemodynamic Changes of the Common Carotid Artery With Age in Male Subjects. *Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol.* 1999; 19: 1091–1097.
14. Schmidt-Trucksass A. Assessment of carotid wall motion and stiffness with Tissue Doppler Imaging. *Ultrasound Med. Biol.* 1998; 24 (5): 639–646.
15. Wroblewski A.V., Boshchenko A.A., Karpov R.S. Large-transesophageal ultrasound in the diagnosis of atherosclerotic lesions of the main coronary arteries and thoracic aorta. *Ultrasvukovaja i funkcionalnaja diagnostika.* 2002; 2: 62–75. (in Russian)
16. Alekhin M.N. Possible practical applications of tissue Doppler. *Ultrasvukovaja i funkcionalnaja diagnostika.* 2002; 3: 115–125. (in Russian)
17. Yasuoka K., Harada K. Wall Motion Velocities of Abdominal Aorta Measured by Tissue Doppler Imaging in Normal Children. *Pediatr. Cardiol.* 2005; 26 (4): 323–327.
18. Sandrikov V.A., Kulagina T.Y., Gavrilov A.V., Arkhipov I.V. A new approach to the assessment of systolic and diastolic left ventricular function in patients with coronary heart disease. *Ultrasvukovaja i funkcionalnaja diagnostika.* 2007; 1: 44–60. (in Russian)
19. Sandrikov V.A., Kulagina T.Y., Wang E.Y. et al. Myocardial dysfunction. Adaptation and deadaptatsiya heart. In: *Ultrasonic and radiation technologies in clinical practice*; Eds Sandrikov V.A., Fissenko E.P., Kulagina T.Y. M.: Strom, 2012. 71–82. (in Russian)
20. Berezina E.V., Kulagina T.Y., Wang E.Y., Sandrikov V.A. Modern methods of echocardiographic evaluation of the right ventricle. In: *Ultrasonic and radiation technologies in clinical practice.* Eds Sandrikov V.A., Fissenko E.P., Kulagina T.Y. M.: Strom, 2012. 45–54. (in Russian)
21. Kuznetsov V.D. Solid State Physics. Tomsk: Krasnoe znamia, 1941. 322 p. (in Russian)
22. Rabotnov Y.N. Resistance of materials. M.: Gosudarstvennoe isdatelstvo fiziko-matematicheskoi literature, 1950. 335 p. (in Russian)
23. Bezukhov N.I. Fundamentals of the theory of elasticity, plasticity and creep. M.: Vischaja shkola, 1981. 531 p. (in Russian)
24. Sedov L.I. Mechanics of Continua. M.: Nauka, 1970. 492 p. (in Russian)
25. Rabotnov YN. Mechanics of deformable solids. M.: Nauka, 1988. 712 p. (in Russian)
26. Ilyushin AA. Continuum Mechanics. M.: Isdatelstvo MGU, 1990. 310 p. (in Russian)