

Методы оценки интегральной жесткости артериальной системы: сравнительный анализ, новые возможности

Терегулов Ю. Э.^{1,2}, Ацель Е. А.¹, Максимова М. С.¹, Максумова Н. В.¹, Прокопьева С. Н.¹, Чувашаева Ф. Р.^{1,2}

Цель. Разработка нового метода расчета показателя интегральной жесткости артериальной системы — коэффициента объемной упругости (КОУ).

Материал и методы. Проведен ретроспективный анализ данных интегральных параметров гемодинамики 1660 пациентов (60% — женщины, $58,6 \pm 16$ (M $\pm\sigma$) лет; 40% — мужчины, $53,5 \pm 17,7$ (M $\pm\sigma$) лет). 1-ю группу составили 898 пациентов с нормальным уровнем артериального давления (АД) (<140/90 мм рт.ст.); 2-ю — 762 пациента с артериальной гипертензией (АГ). Исследовали систолическое и диастолическое АД, ударный объем (УО), частоту сердечных сокращений (ЧСС); вычисляли КОУ, общее периферическое сосудистое сопротивление (ОПСС), среднегемодинамическое АД; показатель системной ригидности (СР) и суммарный модуль объемной упругости (Е_о).

Результаты. Пациенты 1-й и 2-й групп закономерно отличались по параметрам АД, УО, ОПСС и всем параметрам интегральной жесткости КОУ, СР и Е_о, они были достоверно выше у пациентов с АГ. КОУ имел сильную положительную корреляцию с СР ($r=0,996$, $p<0,001$) и Е_о ($r=0,985$, $p<0,001$), что позволило методом регрессионного анализа рассчитать формулы зависимости КОУ от СР и Е_о.

Заключение. Методом линейного регрессионного анализа получена формула расчета КОУ_{ср} из значений СР, которая имеет высокую точность расчета при ЧСС от 60 до 90 уд./мин, ошибка не более $\pm 5\%$. При тахикардии и брадикардии ошибка превышает $\pm 5\%$, в этих случаях необходимо рассчитывать КОУ по математической модели А. Э. Терегулова.

Расчет КОУ из Е_о при использовании значений D, вычисленных по формуле Карпмана, не дает достаточно достоверного результата и, вероятно, требуется прямое измерение продолжительности диастолы эхокардиографическим методом.

Ключевые слова: интегральная жесткость артериальной системы, системная ригидность, коэффициент объемной упругости, артериальная гипертензия.

Отношения и деятельность: нет.

¹КГМА — филиал ФГБОУ ДПО РМАНПО Минздрава России, Казань; ²ГАУЗ Республиканская клиническая больница Минздрава Республики Татарстан, Казань, Россия.

Терегулов Ю. Э.* — д.м.н., доцент; зав. кафедрой функциональной диагностики, зав. отделением функциональной диагностики, ORCID: 0000-0001-9120-142X, Ацель Е. А. — д.м.н., доцент, профессор кафедры терапии, гериатрии и семейной медицины, ORCID: 0000-0002-1640-5411, Максимова М. С. — ассистент кафедры функциональной диагностики, ORCID: 0000-0002-1510-4940, Максумова Н. В. — к.м.н., доцент кафедры функциональной диагностики, ORCID: 0000-0003-3235-5706, Прокопьева С. Н. — к.м.н., доцент, доцент кафедры функциональной диагностики, ORCID: 0000-0003-0134-0472, Чувашаева Ф. Р. — ассистент кафедры функциональной диагностики, врач-кардиолог, ORCID: 0000-0002-8571-2685.

*Автор, ответственный за переписку (Corresponding author):
tereg2@mail.ru

АГ — артериальная гипертензия, АД — артериальное давление, ДАД — диастолическое артериальное давление, Е_о — суммарный модуль объемной упругости, КОУ — коэффициент объемной упругости, МОК — минутный объем кровообращения, ОПСС — общее периферическое сосудистое сопротивление, ПАД — пульсовое артериальное давление, САД — систолическое артериальное давление, СР — системная ригидность, СрАД — среднегемодинамическое артериальное давление, УО — ударный объем, ЧСС — частота сердечных сокращений.

Рукопись получена 02.09.2020

Рецензия получена 03.10.2020

Принята к публикации 02.11.2020



Для цитирования: Терегулов Ю. Э., Ацель Е. А., Максимова М. С., Максумова Н. В., Прокопьева С. Н., Чувашаева Ф. Р. Методы оценки интегральной жесткости артериальной системы: сравнительный анализ, новые возможности. *Российский кардиологический журнал*. 2020;25(12):4089. doi:10.15829/1560-4071-2020-4089

Methods for assessing integral parameters of arterial stiffness: comparative analysis and new potential

Teregulov Yu. E.^{1,2}, Atsel E. A.¹, Maksimova M. S.¹, Maksumova N. V.¹, Prokopyeva S. N.¹, Chuvashaeva F. R.^{1,2}

Aim. To develop a new method for calculating integral parameter of arterial stiffness — volume elastic modulus (E_v).

Material and methods. A retrospective analysis of integral hemodynamic parameters of 1660 patients (women, 60%, $58,6 \pm 16$ (M $\pm\sigma$) years of age; men, 40%; $53,5 \pm 17,7$ (M $\pm\sigma$) years of age) was carried out. The first group consisted of 898 patients with normal blood pressure (BP) (<140/90 mm Hg). The second group included 762 patients with hypertension (HTN). We studied following parameters: systolic and diastolic BP, stroke volume (SV), heart rate (HR). Calculation of E_v , total peripheral resistance (TPR), mean arterial pressure (MAP), systemic arterial compliance (SAC) and total bulk modulus (E_{Σ}) was carried out.

Results. The analysis showed that BP, SV, TPR and all parameters of the integral stiffness (E_v , SAC, and E_{Σ}) were significantly higher in hypertensive patients. E_v had a strong positive correlation with SAC ($r=0,996$, $p<0,001$) and E_{Σ} ($r=0,985$, $p<0,001$). This made it possible to calculate the dependence of E_v on SAC and E_{Σ} using regression analysis.

Conclusion. Using linear regression, the formula for calculating the E_v using SAC was obtained, which has a high accuracy at a heart rate of 60 to 90 bpm (error,

no more than $\pm 5\%$). With tachycardia and bradycardia, the error exceeds $\pm 5\%$. In these cases, it is necessary to calculate the E_v using the mathematical model of A. E. Teregulov.

Calculation of E_v from E_{Σ} using the diastolic duration calculated by the Karpman formula does not give a sufficiently reliable result. Thus, a direct measurement of diastolic duration using echocardiography is required.

Key words: integral arterial stiffness, systemic arterial compliance, volume elastic modulus, hypertension.

Relationships and Activities: none.

¹Kazan State Medical Academy, Kazan; ²Republican Clinical Hospital, Kazan, Russia.

Teregulov Yu. E.* ORCID: 0000-0001-9120-142X, Atsel E. A. ORCID: 0000-0002-1640-5411, Maksimova M. S. ORCID: 0000-0002-1510-4940, Maksumova N. V.

ORCID: 0000-0003-3235-5706, Prokopyeva S. N. ORCID: 0000-0003-0134-0472, Chuvashaeva F. R. ORCID: 0000-0002-8571-2685.

*Corresponding author: tereg2@mail.ru

For citation: Teregulov Yu. E., Atsel E. A., Maksimova M. S., Maksumova N. V., Prokopyeva S. N., Chuvashaeva F. R. Methods for assessing integral parameters of arterial stiffness: comparative analysis and new potential. *Russian Journal of Cardiology*. 2020;25(12):4089. (In Russ.) doi:10.15829/1560-4071-2020-4089

Received: 02.09.2020 **Revision Received:** 03.10.2020 **Accepted:** 02.11.2020

Рост смертности от сердечно-сосудистых заболеваний диктует необходимость поиска надежных критериев стратификации риска развития таких заболеваний, как артериальная гипертензия (АГ), мозговой инсульт, инфаркт миокарда. Показано, что одним из факторов развития АГ и сердечно-сосудистых катастроф является снижение эластических свойств артериальной стенки, а показатели жесткости артериальных сосудов являются интегральным фактором, определяющим сердечно-сосудистые риски [1].

Артериальная жесткость (ригидность) относится к наиболее сложно определяемым характеристикам, хотя в клинической практике методов изучения состояния артериальной стенки и ее упруго-эластических свойств достаточно много.

Все методы изучения ригидности артерий можно разделить на две группы: оценивают интегральную (системную) и региональную (локальную) артериальную жесткость [2, 3].

Интегральная артериальная жесткость показывает эластичность артериальной системы в целом и является одним из гемодинамических факторов, определяющих уровень артериального давления (АД), наряду с общим периферическим сосудистым сопротивлением (ОПСС) и сердечным выбросом — ударным объемом (УО), минутным объемом кровообращения (МОК) [4].

Анализ интегральной жесткости является сложной задачей, т.к. она зависит от многих гемодинамических факторов — показателей АД, сердечного выброса, частоты сердечных сокращений (ЧСС), продолжительности фаз сердечного цикла. Ее нельзя непосредственно измерить, ее рассчитывают по определенным формулам. Для оценки интегральной жесткости используется показатель системной ригидности (СР), который представляет собой отношение пульсового артериального давления (ПАД) к УО [5]. Н. Н. Савицкий (1974) вывел формулу вычисления “суммарного модуля объемной упругости” E_0 на основе модельного представления артериальной системы как “неветвящейся эластической трубки с площадью сечения, равной площади сечения аорты у ее основания”: $E_0 = \text{ОПСС} \times \text{ПАД} / (\text{СрАД} \times D)$, где D — продолжительность диастолы в сек, СрАД — среднегемодинамическое АД [6]. Более сложная математическая модель сердечно-сосудистой системы была разработана А. Э. Терегуловым на основе упругого резервуара Франка. По данной

модели рассчитывается ОПСС, СрАД и коэффициент объемной упругости (КОУ), который является интегральным показателем, характеризующим жесткость всей артериальной системы. Входными параметрами модели являются ЧСС, УО, систолическое АД (САД), диастолическое АД (ДАД), центральное венозное давление, продолжительность изометрического сокращения левого желудочка [7]. По своей основной функции сердце является насосом, который во время сокращения генерирует кинетическую энергию сердечного выброса. Энергия движущего потока крови тратится на преодоление эластического сопротивления артериальных сосудов (КОУ) и ОПСС. Модель позволяет рассчитать КОУ и ОПСС в одной размерности, т.е. стандартизовать эти параметры, и по соотношению КОУ/ОПСС оценить распределение энергии, которая расходуется на преодоление эластического и периферического сосудистого сопротивления. Если это соотношение >1 , то преобладает жесткость артериальной системы, если <1 , то периферическое сопротивление. Так как КОУ и ОПСС имеют размерность выполненной работы за счет затраченной энергии, то абсолютные значения этих показатели имеют меньшее значение, чем отношение КОУ к ОПСС, в связи с тем, что абсолютные значения зависят от общей энергии сердечного выброса [8].

Терегуловым Ю. Э. (2015) были предложены дифференцированные типы гемодинамики на основе анализа интегральных параметров кровообращения, определяющих уровень АД, — МОК, ЧСС, КОУ и ОПСС. Для каждого пациента рассчитывалось должное значение МОК по данным пола, возраста, роста и массы. На основании сравнения измеренного значения МОК с должным выделялись гиперкинетический, эукинетический и гипокинетический типы; по ЧСС — тахисистолический, нормосистолический и брадисистолический; по соотношению КОУ/ОПСС — с преобладанием жесткости артериальной системы и с преобладанием периферического сосудистого сопротивления [8].

При известных параметрах сердечного выброса, ОПСС и интегральной жесткости у пациентов с АГ, возможно определение дифференцированных типов гемодинамики с оценкой основного звена кровообращения, ответственного за повышение АД. Это дает возможность проведения персонализированной антигипертензивной терапии с воздействием на данное звено гемодинамики [4].

Данный подход можно применять как при первичном назначении антигипертензивной терапии, так и при неконтролируемой АГ. При преобладании ОПСС мы рекомендуем использовать блокаторы кальциевых каналов, учитывая их прямое вазодилатирующее действие на артериолы. При преобладании жесткости артериальной системы необходимо к антигипертензивной терапии подключать мочегонные средства для снижения объема циркулирующей крови. Также у этой группы пациентов, вероятно, будет перспективным использование антагонистов рецепторов альдостерона, ингибиторов ангиотензин-превращающего фермента и блокаторов рецепторов ангиотензина II в связи с наличием у них ангиопротекторного действия.

Применение β -блокаторов у пациентов с АГ неоднозначно, т.к. они в некоторых случаях могут привести даже к увеличению АД. Это связано с тем, что урежение сердечного ритма при приеме β -блокаторов может приводить к увеличению УО и КОУ, что и вызывает подъем АД. Особенно это актуально для пожилых пациентов с высокой жесткостью артериальной системы. В то же время, безусловно, у пациентов с гиперкинетическим типом кровообращения при тахи- и нормокардии применение β -блокаторов даст хороший терапевтический эффект, тогда как использование этих препаратов у пациентов с гипокинетическим типом гемодинамики при бради- и нормокардии не показано [8].

Очевидно, что необходимы дальнейшие исследования в разработке индивидуализированной антигипертензивной терапии на основе комплексной оценки интегральных показателей кровообращения пациента. Однако имеются объективные ограничения внедрения оценки дифференцированных типов гемодинамики в медицинскую практику. Так, если измерения сердечного выброса и ОПСС в клинике не представляет сложностей, то расчет КОУ по математической модели требует использования сложного математического аппарата и это затрудняет применение данного показателя в практическом здравоохранении. Таким образом, упрощение метода расчета КОУ позволило бы обеспечить более широкое внедрение данного метода в клинику.

В связи с этим целью нашего исследования явилась разработка нового метода расчета показателя интегральной жесткости артериальной системы — коэффициента объемной упругости.

Материал и методы

Проведен ретроспективный анализ данных интегральных параметров гемодинамики (АД, ОПСС, УО, ЧСС и КОУ) 1660 пациентов с синусовым ритмом, которые были выбраны из базы данных случайным образом. Из них 60% составили женщины в возрасте от 18 до 90, $58,6 \pm 16,0$ ($M \pm \sigma$) лет; 40% —

мужчины в возрасте от 18 до 92, $53,5 \pm 17,7$ ($M \pm \sigma$) лет.

Пациенты были разделены на 2 группы: 1-ю составили 898 человек с нормальным уровнем АД ($<140/90$ мм рт.ст.), средний возраст составил $47,3 \pm 17,1$ лет; 2-ю — 762 пациента с АГ, средний возраст — $65,4 \pm 10,8$ лет.

Методы исследования:

— ЧСС, САД и ДАД определяли в положении лежа при проведении эхокардиографического исследования;

— УО измеряли при эхокардиографии методом Симпсона;

— КОУ, ОПСС и СрАД вычисляли по модели А. Э. Терегулова [7];

— СР рассчитывали в дин/мл по формуле $1333 \times \text{ПАД} / \text{УО}$ [5];

— E_o рассчитывали в дин/мл по формуле: $E_o = \text{ОПСС} \times \text{ПАД} / (\text{СрАД} \times D)$, где D — продолжительность диастолы в сек, СрАД — среднегемодинамическое АД [6];

— продолжительность диастолы определяли по формуле Карпмана $D = 0,88 \times \text{RR} - 0,235$ в сек [9].

Методы статистической обработки. Результаты исследования обработаны с применением программы Statistica 8.0. Средние значения в исследовании представлены как $M \pm SD$. Среди методов обработки использовались простая статистика, корреляционный анализ Пирсона, линейная регрессия, сравнение количественных данных проводилось методом Стьюдента.

Результаты и обсуждение

Всем пациентам было проведено исследование интегральных показателей гемодинамики, включая интегральную жесткость артериальной системы, определенную по математической модели А. Э. Терегулова (КОУ). Данные представлены в таблице 1. Показано, что пациенты 1-й и 2-й групп закономерно отличались по параметрам АД, сердечного выброса (УО и МОК) и ОПСС, они были достоверно выше у пациентов с АГ. Все параметры интегральной жесткости КОУ, СР и E_o у больных АГ также показали достоверно более высокие значения, чем у пациентов с нормальным АД. Таким образом, КОУ, СР и E_o однонаправленно отражают изменения жесткости артериальной системы при изменении АД. В то же время абсолютные значения СР и E_o значительно отличались от КОУ несмотря на то, что они имеют одну размерность — дин/мл и отражают один и тот же параметр — интегральную жесткость артериальной системы. В связи с этим невозможно использовать СР и E_o для выделения гемодинамических типов пациентов с преобладанием жесткости артериальной системы или с преобладанием периферического сопротивления, т.к. для определения дифференциро-

Таблица 1

Интегральные показатели гемодинамики у пациентов с нормальным уровнем АД и больных с АГ

Группы пациентов	Интегральные показатели гемодинамики (M±σ)										
	САД	ДАД	ПАД	СрАД	УО	МОК	ОПСС	КОУ	КОУ/ОПСС	СР	Ео
	мм рт.ст. M±SD	мм рт.ст. M±SD	мм рт.ст. M±SD	мм рт.ст. M±SD	мл M±SD	л/мин M±SD	дин°с/мл M±SD	дин/мл M±SD	дин/мл M±SD	дин/мл M±SD	дин/мл M±SD
1 группа (n=898)	121,3±77,1	77,1±7,9	44,2±8,7	97,0±6,58	68,9±17,7	5,11±1,42	1659±579	1257±509	0,78±0,24	926±366	1593±678
2 группа (n=762)	154,8±14,5	90,1±11,1	64,7±14,0	118,9±10,8	72,2±20,8	5,36±1,69	1968±715	1779±746	0,93±0,30	1308±534	2258±1002
p	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Все (n=1660)	136,7±20,1	83,1±11,5	54,6±15,4	107,1±14,0	70,5±19,2	5,22±1,56	1801±663	1496±681	0,85±0,28	1102±489	1899±905

Сокращения: ДАД — диастолическое артериальное давление, Ео — суммарный модуль объемной упругости, КОУ — коэффициент объемной упругости, МОК — минутный объем кровообращения, ОПСС — общее периферическое сосудистое сопротивление, ПАД — пульсовое артериальное давление, САД — систолическое артериальное давление, СР — системная ригидность, СрАД — среднегемодинамическое артериальное давление, УО — ударный объем, p — вероятность различий параметров между группами пациентов, определенная по критериям Стьюдента.

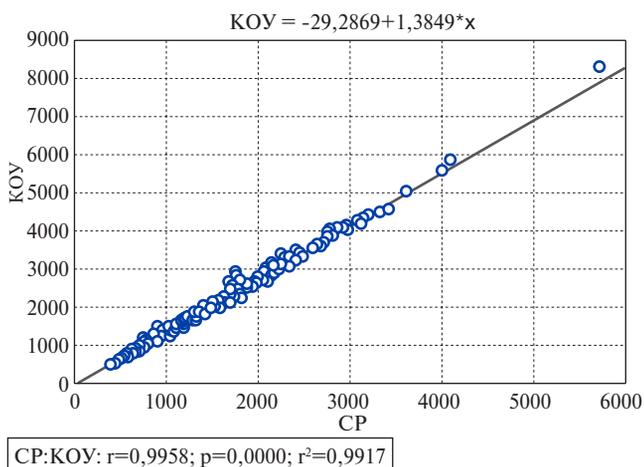


Рис. 1. График линейной регрессии КОУ от СР.
Сокращения: КОУ — коэффициент объемной упругости, СР — системная ригидность.

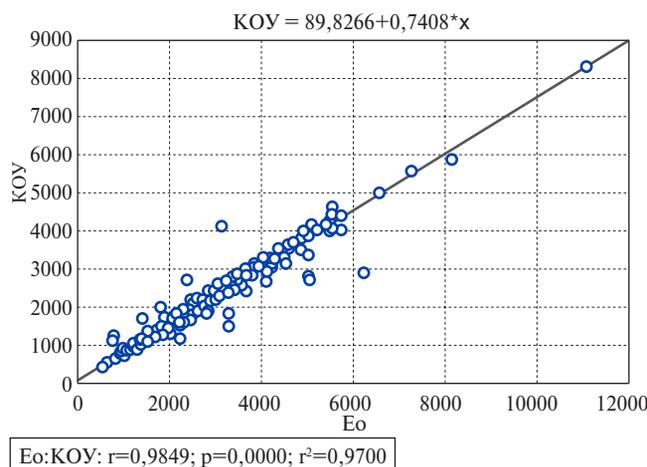


Рис. 2. График линейной регрессии КОУ от Ео.
Сокращения: КОУ — коэффициент объемной упругости, Ео — суммарный модуль объемной упругости.

ванных типов кровообращения необходимо соотносить значения показателя интегральной жесткости к ОПСС, для чего необходимо привести значения СР или Ео к показателю КОУ.

Для решения этой задачи мы изучили корреляционную связь между КОУ, СР и Ео. Выявлено, что КОУ имел сильную положительную корреляцию с СР (r=0,996, p<0,001) и с Ео (r=0,985, p<0,001). Методом регрессионного анализа построили график линейной зависимости КОУ от СР (рис. 1) и КОУ от Ео (рис. 2).

На рисунке 1 и рисунке 2 представлены графики линейной регрессии зависимости КОУ от СР и КОУ от Ео. Точками обозначены значения СР и КОУ каждого случая. На рисунке 1 подавляющее число значений располагаются на линии регрессии, что свидетельствует о высокой достоверности определения КОУ через СР по формуле линейной регрессии: КОУ = 1,3849 x СР — 29,3. Подставляя расчет СР, получили формулу определения КОУ по данным ПАД в мм рт.ст. и УО в мл:

$$КОУ_{СР} \left(\frac{\text{дин}}{\text{мл}} \right) = 1846 \times \frac{\text{ПАД}}{\text{УО}} - 29,3$$

На рисунке 2 большинство точек расположено вдоль линии регрессии, но ряд значений находится вне этой линии, что говорит о наличии возможной ошибки при пересчете значений Ео в КОУ по формуле линейной регрессии:

$$КОУ_{Ео} \left(\frac{\text{дин}}{\text{мл}} \right) = 89,8 + 0,7408 \times Ео$$

Учитывая, что Ео = ОПСС x ПАД / (СрАД x D), где D — продолжительность диастолического периода, формула расчета будет иметь следующий вид:

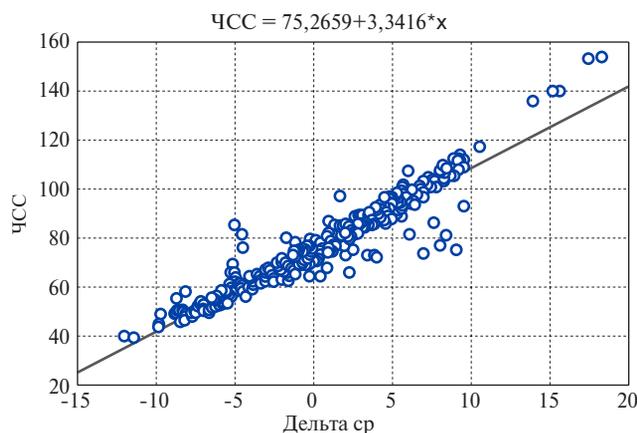
$$КОУ_{Ео} \left(\frac{\text{дин}}{\text{мл}} \right) = 89,8 + 0,7408 \times \frac{\text{ОПСС} \times \text{ПАД}}{\text{срАД} \times D}$$

По представленным выше формулам из данных СР и Ео рассчитали, соответственно, КОУ_{СР} и КОУ_{Ео}, затем сравнили их с КОУ, полученным из модели. Определили ошибку расчета КОУ по новым методам в процентах и обозначили этот параметр как Дельта:

$$\text{Дельта}_{СР}(\%) = \frac{КОУ - КОУ_{СР}}{КОУ} \times 100$$

$$\text{Дельта}_{Ео}(\%) = \frac{КОУ - КОУ_{Ео}}{КОУ} \times 100$$

Для оценки причин ошибки провели корреляционный анализ с показателями гемодинамики.



Дельта СР: ЧСС: $r=0,9663$; $p=0,0000$; $r^2=0,9338$

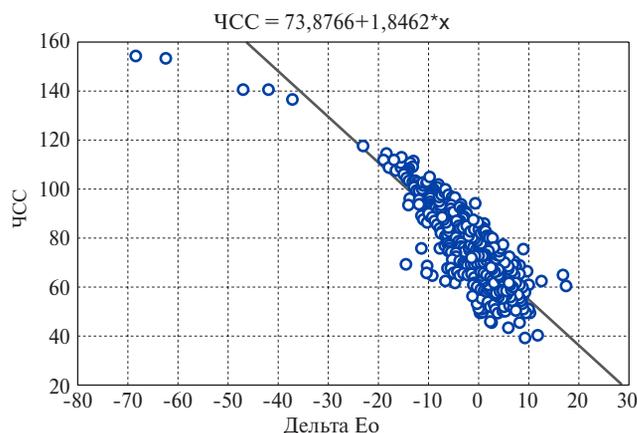
Рис. 3. График линейной регрессии ЧСС от Дельта СР (%).

Сокращения: СР — системная ригидность, ЧСС — частота сердечных сокращений.

Обнаружено, что Дельта СР и Дельта Ео имели сильную корреляционную связь с ЧСС ($r=0,966$, $p<0,001$ и $r=-0,819$, $p<0,001$, соответственно). Построили графики линейной регрессии ЧСС от Дельта СР и Дельта Ео (рис. 3, 4).

На рисунке 3 представлена зависимость ЧСС от Дельта СР, где подавляющее число точек расположено на линии регрессии. По формуле линейной регрессии: $ЧСС = 75,3 + 3,3416 \cdot x$ Дельта СР можно рассчитать ЧСС, при котором возникает та или иная ошибка. Так, при ЧСС = 75 уд./мин Дельта СР стремится к нулю, при ЧСС 60-90 уд./мин ошибка составляет $\pm 5\%$, а при ЧСС 90-110 и 40-60 уд./мин $\pm 10\%$. Таким образом, представленная формула расчета КОУ от СР дает наиболее точные результаты с ошибкой $\pm 5\%$ при ЧСС от 60 до 90 уд./мин. При тахикардии и брадикардии ошибка становится больше $\pm 5\%$, в этих случаях необходимо рассчитывать КОУ по математической модели А. Э. Терегулова.

График линейной регрессии ЧСС от Дельта Ео представлен на рисунке 4. Показано, что, несмотря на то, что в основном точки значений расположены на линии регрессии, достаточно большое их количество находится вне графика, что говорит о меньшей степени зависимости Дельта Ео от ЧСС, чем в предыдущем случае. Это также подтверждает более низкий коэффициент корреляции зависимости Дельта Ео от ЧСС ($r=-0,819$) относительно Дельта СР от ЧСС ($r=0,966$). Таким образом, очевидно, что на ошибку расчёта КОУ через Ео влияет не только ЧСС, но и другие факторы. Расчет Ео отличается от формулы СР учетом продолжительности диастолы (D), которую мы рассчитывали по линейной формуле Карпмана от интервала RR. Вероятно, что линейная зависимость сохраняется только при нормокардии, при учащении сердечного ритма она нарушается. Продолжительность диастолы также зависит от систолической и диастолической функции левого же-



Дельта Ео: ЧСС: $r=-0,8186$; $p=0,0000$; $r^2=0,6702$

Рис. 4. График линейной регрессии ЧСС от Дельта Ео (%).

Сокращения: Ео — суммарный модуль объемной упругости, ЧСС — частота сердечных сокращений.

лудочка, поэтому при выраженной сердечной недостаточности, диастолической дисфункции, тахикардии или брадикардии любые расчеты D по линейной формуле будут недостоверны. В этих случаях требуется прямое измерение продолжительности диастолы при эхокардиографическом исследовании.

Ограничения исследования. Интегральная (системная) жесткость является суммарным показателем ригидности всех артерий как эластического, так и мышечного типа, в отличие от регионарной артериальной жесткости, которая стандартно определяется по скорости пульсовой волны и оценивает упругоэластические свойства только аорты — артерии эластического типа. Интегральная жесткость определяет гемодинамический механизм повышения АД и клиническую форму АГ. Так, известно, что основной причиной развития изолированной систолической АГ является высокая интегральной жесткость артериальной системы. Изучение регионарной жесткости в клинике имеет значение, в основном, для оценки рисков развития сосудистых осложнений — мозговых инсультов и инфарктов миокарда. Нет прямой однозначной связи между регионарной и интегральной жесткостью, хотя взаимовлияние, несомненно, существует. Известно множество примеров, когда при наличии мультифокального атеросклероза и высокой регионарной жесткости по данным скорости пульсовой волны на аорте, у пациентов не наблюдалась АГ.

Интегральную жесткость нельзя измерить, ее, как и ОПСС, можно только рассчитать из гемодинамических параметров. Для этих целей используются различные подходы, в т.ч. расчеты по математическим моделям сердечно-сосудистой системы. Это наиболее точный метод, т.к. он учитывает множество параметров и их сложное взаимоотношение. В то же время в клинической практике использование метода расчета с помощью математических моделей затруднено из-

за его сложности. В связи с этим мы, используя расчет по математической модели А. Э. Тергулова как референтный метод, вывели новую формулу, имеющую высокую достоверность при нормокардии, которую рекомендуем использовать в практической работе при обследовании пациентов с АГ.

$КОУ_{ср} \left(\frac{\text{дин}}{\text{мл}} \right) = 1846 \times \frac{\text{ПАД}}{\text{УО}} - 29,3$ имеет достоверность расчета 95% при ЧСС от 60 до 90 уд./мин.

Необходимо отметить, что для расчета КОУ параметры АД и УО измеряются во время эхокардиографического обследования в положении лежа.

Заключение

Интегральная жесткость артериальной системы является, наряду с сердечным выбросом и ОПСС, гемодинамическим фактором, определяющим уровень АД. Оценка интегральной жесткости у пациентов с АГ позволяет определить гемодинамические типы кровообращения и выявить звено гемодинамики, ответственное за повышение АД, что открывает возможности к персонализированной терапии АГ. Наиболее точным является показатель интегральной

жесткости артериальной системы — КОУ, рассчитанный по математической модели А. Э. Тергулова, разработанной на основе эластического резервуара Франка. Сравнительный анализ других показателей интегральной жесткости — СР и Ео, выявил сильную положительную корреляционную связь КОУ с СР ($r=0,996$, $p<0,001$) и с Ео ($r=0,985$, $p<0,001$). Методом линейного регрессионного анализа получена формула расчета КОУ из значений СР, которая имеет высокую точность расчета при ЧСС от 60 до 90 уд./мин, ошибка составила не более $\pm 5\%$. При тахикардии и брадикардии ошибка превышает $\pm 5\%$, в этих случаях необходимо рассчитывать КОУ по математической модели А. Э. Тергулова.

Расчет КОУ из Ео при использовании значений D, вычисленных по формуле Карпмана, не дает достаточно достоверного результата и, вероятно, требуется прямое измерение продолжительности диастолы эхокардиографическим методом.

Отношения и деятельность: все авторы заявляют об отсутствии потенциального конфликта интересов, требующего раскрытия в данной статье.

Литература/References

1. Niiranen TJ, Kalesan B, Hamburg NM, et al. Relative contributions of arterial stiffness and hypertension to cardiovascular disease: The Framingham Heart Study. *J Am Heart Assoc.* 2016;5(11):e004271. doi:10.1161/JAHA.116.004271.
2. Nikitin YuP, Lapitskaya IV. Arterial stiffness: indicators, determination methods and methodological difficulties. *Kardiologiya.* 2005;45(11):113-20. (In Russ.) Никитин Ю. П., Лапицкая И. В. Артериальная жесткость: показатели, методы определения и методологические трудности. *Кардиология.* 2005;45(11):113-20.
3. Spronck B, Humphrey JD. Arterial stiffness: different metrics, different meanings. *Journal of Biomechanical Engineering.* 2019;141(9):091004. doi:10.1115/1.4043486.
4. Teregulov YuE. To a technique of definition of types of central hemodynamic in clinical practice. *Prakticheskaya meditsina.* 2011;4(52):138-40. (In Russ.) Тергулов Ю. Э. К методике определения типов центральной гемодинамики в клинической практике. *Практическая медицина.* 2011;4(52):138-40.
5. Van Bortel LM, Dupres D, Stormsham-Kool MJ, et al. Clinical application of arterial stiffness, Task Force III: recommendations for user procedures. *Am J Hypertens.* 2002;15:445-52. doi:10.1016/s0895-7061(01)02326-3.
6. Savitskiy NN. Biophysical fundamentals of blood circulation and clinical methods for the study of hemodynamics. Moscow: Medicine, 1974. p. 307. (In Russ.) Савицкий Н. Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики. Москва: Медицина, 1974. с. 307.
7. Teregulov YuE, Teregulov AE. The rigidity of the arterial system as a risk factor for cardiovascular events: methods of assessment. *Prakticheskaya meditsina.* 2011;4(52):133-7. (In Russ.) Тергулов Ю. Э. Тергулов А. Э. Жесткость артериальной системы как фактор риска сердечно-сосудистых осложнений: методы оценки. *Практическая медицина.* 2011;4(52):133-7.
8. Teregulov YuE, Mayanskaya SD, Teregulova ET. Determination of differentiated hemodynamics types based on the assessment of integral circulation indicators in healthy people and patients with hypertension. *Kazanskii Medicinskii Jurnal.* 2015;96(6):911-7. (In Russ.) Тергулов Ю. Э., Маянская С. Д., Тергулова Е. Т. Определение дифференцированных типов гемодинамики на основе оценки интегральных показателей кровообращения у здоровых людей и пациентов с артериальными гипертензиями. *Казанский медицинский журнал.* 2015;96(6):911-7. doi:10.17750/KMJ2015-911.
9. Kubyshekin VF. *Cardiodynamic phase syndromes.* Kiev: Health, 1983. p. 192. (In Russ.) Кубышкин В. Ф. Кардиодинамические фазовые синдромы. Киев: Здоров'я, 1983. с.192.