

Влияние эластичности трубок гидравлического имитатора давления на результаты поверки неинвазивных сфигмоманометров

Аннотация

В статье приведены результаты экспериментального исследования коэффициента эластичности трубок гидравлического имитатора давления, входящего в состав установок пульсирующих потоков жидкости для комплектной автоматизированной поверки неинвазивных сфигмоманометров. На основе классических моделей Франка и Ростона рассмотрены основополагающие показатели, позволяющие произвести оценку влияния коэффициентов эластичности трубок на качество поверки неинвазивных сфигмоманометров.

Введение

Неинвазивные сфигмоманометры нашли широкое применение в повседневной практике и зачастую используются при диагностике состояния организма человека. Однако нестабильность их показаний во времени существенно сдерживает их применение в медицинской практике.

Развитие эталонных средств в данной области измерений ставит задачи объективной и достоверной оценки показаний средств измерений артериального давления и частоты сердечных сокращений. Авторами предложены экспериментальные установки, в состав которых входит гидравлический имитатор давления и частоты, сигналы с которого воспринимаются поверяемыми приборами [1], [2].

Целью рассматриваемой работы является исследование влияния коэффициента эластичности трубок гидравлического имитатора давления и частоты на качество поверки неинвазивных сфигмоманометров.

Материал и методы исследования

Гидравлический имитатор давления и частоты представляет собой последовательное соединение двух измерительных модулей с эластичными трубками, используемых для поверки неинвазивных сфигмоманометров как с плечевыми, так и с запястными манжетами [3].

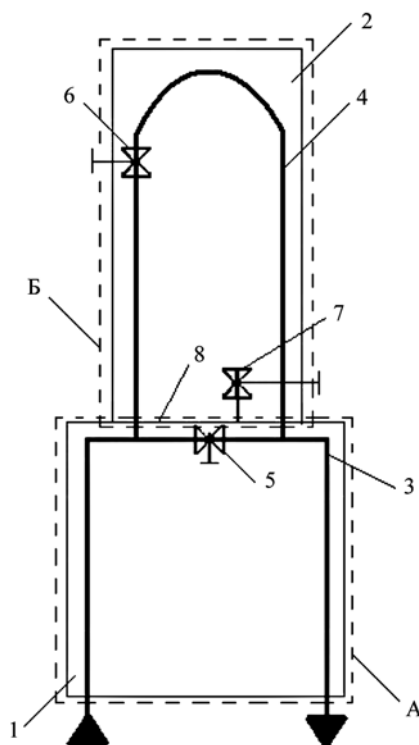


Рис. 1. Гидравлический имитатор давления и частоты

Измерительные модули А и Б представляют собой эластичные цилиндры 1 и 2, в которых размещены эластичные трубки 3 и 4, имитирующие сосуды верхней конечности. Измерительный модуль А используется для поверки неинвазивных сфигмоманометров с плечевыми манжетами, модуль Б – для поверки неинвазивных сфигмоманометров с запястными манжетами (рис. 1).

Регулирование расхода рабочей жидкости в трубке 4 осуществляется запорно-регулирующим элементом 6. Регулирование расхода рабочей жидкости в трубке 3 осуществляется запорно-регулирующим элементом 5.

Цилиндры 1 и 2 разделены перегородкой 8, в которой установлен соединительный запорно-регулирующий элемент 7, выполняющий функцию гидравлического объединения цилиндров 1 и 2, выравнивая соответствующие давления в цилиндрах 1 и 2 для более точной передачи пульсаций рабочей жидкости на компрессионные манжеты поверяемых средств измерений. На цилиндры 1 и 2 надеваются компрессионные манжеты поверяемых сфигмоманометров. Контроль давления в измерительных модулях осуществляется датчиками избыточного давления МИДА-13П с верхним пределом измерения 40 кПа и относительной погрешностью 0,25 %.

В основу построения математической модели гидравлического имитатора давления положена модель О. Франка, в соответствии с которой изменение объема ΔV эластичной трубки линейно зависит от изменения давления жидкости ΔP в нем [4]–[6]:

$$\Delta V = C \cdot \Delta P, \quad (1)$$

где $C = 1/K$ – эластичность – коэффициент пропорциональности между давлением и объемом; K – коэффициент объемной упругости.

Известно, что коэффициент объемной упругости сосуда K пропорционален модулю упругости E стенки кровеносного сосуда и определяется, исходя из начальных значений толщины стенки Δ_0 , объема V_0 , диаметра d_0 и длины l кровеносного сосуда [7]. Аналогичным образом для эластичной трубки гидравлического имитатора давления можно принять

$$K = \frac{E \cdot \Delta_0}{2 \cdot \pi \cdot r_0^3 \cdot l_0} = \frac{4 \cdot E \cdot \Delta_0}{\pi \cdot d_0^3 \cdot l_0}. \quad (2)$$

Для не слишком больших растяжений известно, что относительное увеличение длины $(l - l_0) / l_0$ сосуда пропорционально силе, приложенной к единице площади поперечного сечения F / S . В этом случае модуль упругости можно определить как

$$E = \frac{F}{S} \frac{l - l_0}{l_0} = \frac{4mg}{\pi d^2} \delta_l = \frac{4mg}{\pi d^2} \cdot \frac{\Delta l}{l_0}, \quad (3)$$

где $\delta_l = \Delta l / l_0$ – относительное увеличение длины трубки, определяемое экспериментально, %; m – масса грузов, прикладываемая к свободному концу эластичной трубки, кг; g – ускорение свободного падения, м/с².

Для расчета модуля упругости E был поставлен простой эксперимент. Тонкостенный измерительный образец номинальной длиной $l = 0,5$ м с одной стороны жестко крепился к верти-

кальной опоре, что обеспечивало отсутствие его возможных дополнительных перемещений. К свободному концу подсоединялось вспомогательное устройство массой 0,036 кг для крепления грузов различной массы. Масса грузов создавалась эталонными грузами 4-го разряда, в ходе эксперимента она изменялась от 0,1 до 3,0 кг с дискретностью нагружения 0,1 кг. Перед наложением груза определялась начальная длина образца и рабочий его участок длиной $l_0 = 0,1$ м, где осуществлялись измерения. Рабочий участок определялся в середине каждого исследуемого образца. Перед нагрузкой образец в течение 5...10 мин оставался неподвижным.

Был произведен расчет модуля упругости следующих образцов с наружными диаметрами 14 и 9 мм соответственно:

- образец № 1 – трубка резиновая по ГОСТ 5496-78;
- образец № 2 – трубка медицинская резиновая по ГОСТ 3399-76;
- образец № 3 – трубка из силиконовой резины по ТУ 9398-152-00149535-2006.

Линейные и диаметральные размеры образцов определялись цифровым штангенциркулем «S-Cal Pro» с ценой деления 0,01 мм и погрешностью 20 мкм.

Изменение объема образца от создаваемого давления определялось с помощью другого эксперимента. Исследуемые образцы располагались на горизонтальной платформе, одним концом были соединены с источником создания давления, а другим концом – с заглушкой. Заглушка была соединена со вспомогательным устройством массой 0,012 кг для крепления грузов различной массы. Нагружение осуществлялось эталонными грузами 4-го разряда в диапазоне от 0,1 до 3 кг.

Контроль давления осуществлялся датчиком давления МИДА-13П с верхним пределом измерений 40 кПа и погрешностью 0,25 %. Давление внутри полости образца варьировалось в диапазоне 0...300 мм рт. ст. через каждые 50 мм рт. ст. Герметичность проверялась при давлении, равном верхнему пределу измерения датчика давления. Соединение считают герметичным, если в течение 1...2 мин изменение давления внутри полости образца не превышает допустимой погрешности используемого прибора.

Измерение наружного диаметра образца осуществлялось в двух сечениях в двух взаимно перпендикулярных направлениях. С учетом неоднородности материалов трубок в расчетах необходимо было принимать усредненные значения длины и диаметра исследуемого образца.

В ходе экспериментов было оценено влияние коэффициентов эластичности материалов трубок на качество поверки неинвазивных сфигмоманометров. При этом критериями такой оценки выступали следующие показатели:

- 1) относительное изменение объема $\Delta V / V_0$ трубки под действием создаваемого давления, где V_0 – начальный объем трубки при отсутствии создаваемого давления;
- 2) расчетные максимальные значения пульсового давления $P_{\text{пульс}} = P_{\text{sys}} - P_{\text{dias}}$ при выборе материала трубок, соответствующие контрольным значениям P_{sys} и P_{dias} , указанным в соответствующих методиках поверки неинвазивных сфигмоманометров.

При воздействии пульсирующего потока жидкости, расход которого описывается произвольной функцией $Q_c(t) = Q \cos(v \cdot t)$, изменение давления $P_{\text{sys}}(t)$ в период систолы описывается следующим уравнением:

$$\frac{1}{K} \frac{dP}{dt} + \frac{P}{W} = Q \cos(v \cdot t), \quad (4)$$

где $v = \pi / T_{\text{sys}}$ – частота колебаний; Q – амплитуда генерируемого потока жидкости; W – общее гидравлическое сопротивление измерительного модуля.

Решение неоднородного дифференциального уравнения (4) при воздействии пульсирующих потоков жидкости было рассмотрено в работах [8], [9]. Так, давление в период систолы определяется в виде

$$P_{\text{sys}}(t) = (P_0 + B) \cdot e^{-\alpha t} + A \sin(v \cdot t - \psi), \quad (5)$$

где

$$P_0 = \frac{A \sin(\pi - \psi) \cdot e^{-\alpha \cdot T_{\text{dias}}} + B \cdot e^{-\alpha \cdot T_0}}{1 - e^{-\alpha \cdot T_0}}$$

– величина давления $P_{\text{sys}}(t)$ в момент времени $t = 0$;

$$A = \frac{K \cdot Q}{\sqrt{\alpha^2 + v^2}}$$

– величина синусоидального члена уравнения (5);

$$B = \frac{K \cdot Q \cdot v}{\alpha^2 + v^2}$$

– величина экспоненциального члена уравнения (5);

$\alpha = K / W$ – угловой коэффициент графика диастолического давления; $\psi = \arctg(v / \alpha)$ – начальная фаза колебаний; $T_0 = T_{\text{sys}} + T_{\text{dias}}$ – длительность сердечного цикла.

Изменение диастолического давления $P_{\text{dias}}(t)$ в трубках измерительного модуля в момент, когда $Q_c(t) = 0$, определяется в виде

$$P_{\text{dias}}(t) = P_1 \cdot e^{-\alpha(t - T_{\text{sys}})}, \quad (6)$$

где

$$P_1 = \frac{A \sin(\pi - \psi) + B \cdot e^{-\alpha \cdot T_0}}{1 - e^{-\alpha \cdot T_0}}$$

– величина $P_{\text{sys}}(t)$ в момент времени $t = T_{\text{sys}}$.

Результаты исследования

В ходе экспериментальных исследований были получены регрессионные соотношения, учитывающее изменение наружного диаметра d и удлинение образца Δl от создаваемого давления p и приложенной нагрузки F соответственно:

$$\begin{cases} \Delta l = a_{0i} \cdot m + b_{0i}; \\ d = a_{1i} \cdot p + b_{1i}, \end{cases} \quad (7)$$

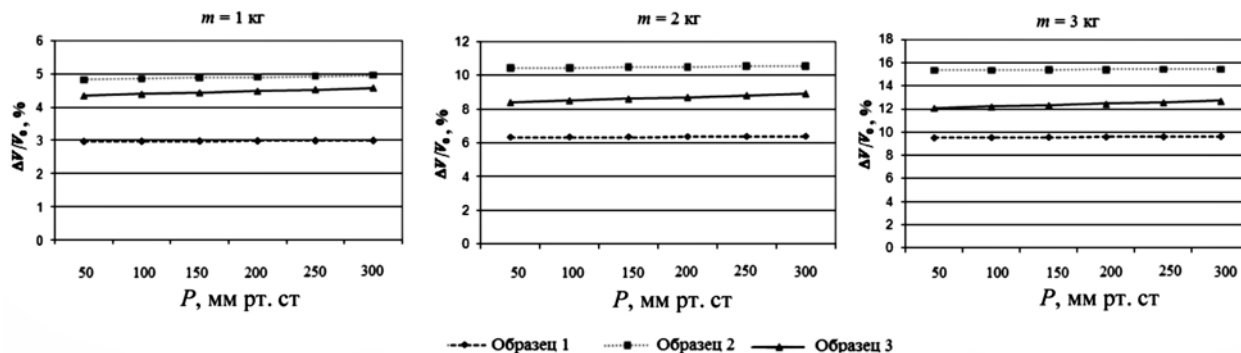
где нижний индекс i характеризует номер рассматриваемого образца.

Коэффициенты a_{0i} , b_{0i} , a_{1i} , b_{1i} были найдены методом наименьших квадратов и сведены в табл. 1.

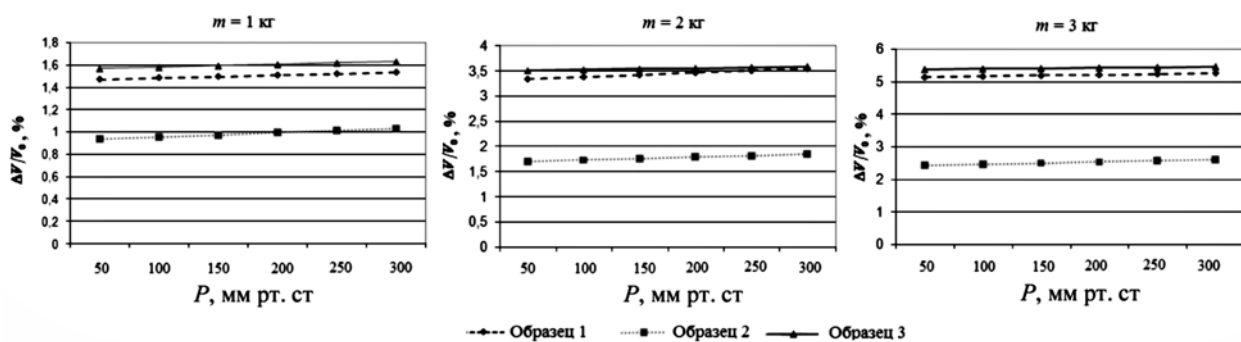
Таблица 1

Коэффициенты для экспериментального определения Δl и d

Масса m , кг	Материал эластичной трубки	Коэффициенты			
		a_{0i} , мм/кг	b_{0i} , мм	a_{1i} , (мм· с) ² /кг	b_{1i} , мм
Измерительный модуль А					
1,012	Образец № 1	3,75	−0,832	0,002	14,58
	Образец № 2	6,56	−1,747	0,007	16,56
	Образец № 3	4,61	−0,295	0,013	15,28
2,012	Образец № 1	3,75	−0,832	0,002	14,28
	Образец № 2	6,56	−1,747	0,003	16,56
	Образец № 3	4,61	−0,295	0,015	15,17
3,012	Образец № 1	3,75	−0,832	0,003	14,15
	Образец № 2	6,56	−1,747	0,011	16,38
	Образец № 3	4,61	−0,295	0,013	15,00
Измерительный модуль Б					
1,012	Образец № 1	1,94	−0,524	0,0060	9,34
	Образец № 2	0,76	0,141	0,0117	8,18
	Образец № 3	2,04	−0,542	0,0053	8,73
2,012	Образец № 1	1,94	−0,524	0,0087	9,16
	Образец № 2	0,76	0,141	0,0109	8,26
	Образец № 3	2,04	−0,542	0,0032	8,51
3,012	Образец № 1	1,94	−0,524	0,0037	9,09
	Образец № 2	0,76	0,141	0,0099	8,19
	Образец № 3	2,04	−0,542	0,0020	8,32



а)



б)

Рис. 2. Относительное изменение объема $\Delta V / V_0$ трубки под действием создаваемого давления: а) в первом измерительном модуле А при трех нагрузках m_i ; б) во втором измерительном модуле Б при трех нагрузках m_i

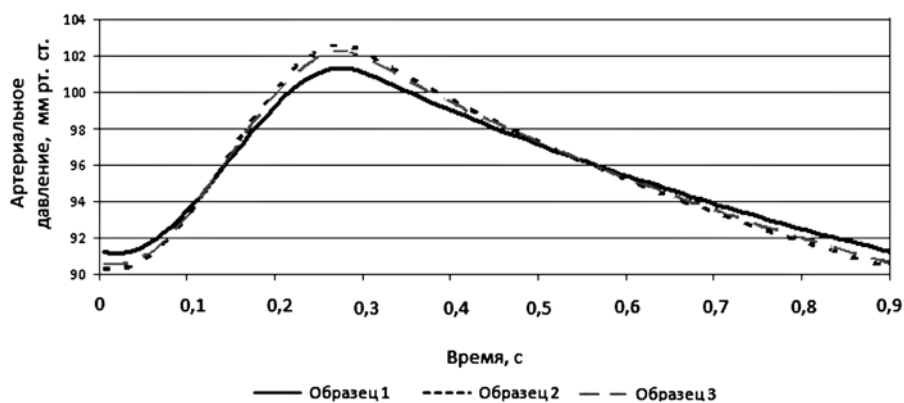


Рис. 3. Изменение АД в измерительном модуле А

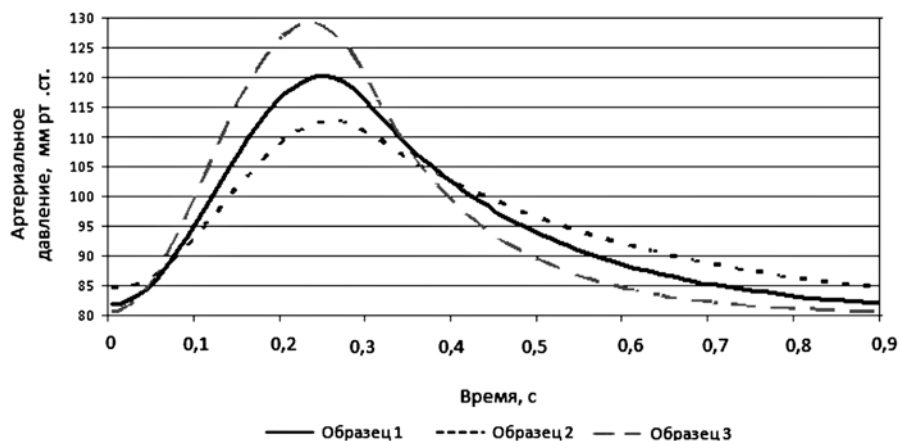


Рис. 4. Изменение АД в измерительном модуле Б

С учетом системы уравнений (7) и данных, приведенных в табл. 1, были рассчитаны коэффициенты объемной упругости K по формуле (2), а также определены отклонения внутреннего объема трубки V_i от начального значения V_0 : $\Delta V = V - V_0$. На рис. 2 в качестве примера представлены графики относительного изменения объема $\Delta V / V_0$ трубки под действием создаваемого давления ($p = 100$ мм рт. ст.) в эластичных трубках двух измерительных модулей А и Б.

Одним из показателей, определяющим качество восприятия пульсаций давления в измерительных модулях компрессионными манжетами поверяемых сфигмоманометров, является наибольшее относительное изменение объема $\Delta V / V_0$ трубки под действием создаваемого давления. На основании расчетов и были выбраны материалы трубки, удовлетворяющие данному показателю (рис. 2). Так, для измерительного модуля А наилучшим является образец № 2, для модуля Б – образец № 3.

На рис. 3 и 4 в качестве примера приведены результаты измерения АД при использовании в измерительных модулях А и Б исследуемых образцов при нагрузке $m = 3$ кг. Расчеты были проведены при номинальном давлении $p = 100$ мм рт. ст. и расходе рабочей жидкости $Q = 500$ мл/с.

При анализе диаграмм были сделаны следующие предварительные выводы:

1) изменения АД в измерительном модуле А при удлинении измерительных образцов нагрузками 1, 2 и 3 кг являются неприемлемыми, поскольку амплитуда генерируемого давления в данных случаях мала. Так, при $m = 1$ кг пульсовое давление $P_{\text{пульс}}$ варьировалось от 1 до 1,2 мм рт. ст.; при $m = 2$ кг $P_{\text{пульс}}$ – от 4 до 5 мм рт. ст., при $m = 3$ кг $P_{\text{пульс}}$ – от 10 до 12 мм рт. ст. Для устранения таких несоответствий необходимо провести дополнительные исследования, заключающиеся в растяжении образцов номинальным диаметром 14 мм нагрузками $m = 4$ кг или $m = 5$ кг с целью достижения требуемых значений коэффициента эластичности C и пульсового давления $P_{\text{пульс}}$.

2) изменения АД в измерительном модуле Б являются приемлемыми только при растяжении образцов нагрузкой $m = 3$ кг, при этом пульсовое давление $P_{\text{пульс}}$ варьируется от 28 до 50 мм рт. ст. (рис. 4). При проектировании измерительного модуля для поверки неинвазивных сфигмоманометров с запястными манжетами, с учетом рассмотренных выше показателей, наиболее приемлемое значение коэффициента объемной упругости (коэффициента эластичности) имеет образец № 3.

Заключение

Приведенные в статье результаты экспериментального исследования коэффициента эластичности трубок гидравлического имитатора давления, построенные на основе классических моделей Франка и Ростона, позволяют произвести оценку качества измерений АД при проектировании установок для комплектной автоматизированной поверки неинвазивных сфигмоманометров. С этой целью были рассмотрены показатели, учитывающие коэффициент эластичности трубок и позволяющие дать количественную интерпретацию результатов измерения АД. С учетом полученных значений был осуществлен выбор материала эластичных трубок измерительных модулей для поверки неинвазивных сфигмоманометров с плечевыми и запястными манжетами.

Установлено, что необходимы дополнительные исследования коэффициента эластичности трубок измерительного модуля А, используемого для поверки неинвазивных сфигмоманометров с плечевыми манжетами. Для измерительного модуля Б, используемого для поверки неинвазивных сфигмоманометров с запястными манжетами с учетом рассчитанных значений коэффициента эластичности был выбран образец № 3, обеспечивающий необходимое качество измерений АД.

Список литературы:

1. Каратаев Р.Н., Сойко А.И., Силицын И.Н. и др. Устройство для поверки автоматизированных сфигмоманометров / Патент РФ № 2393758. № 2008144585; заявл. 11.11.2008; опубл. 10.07.2010. Бюл. № 19.
2. Сойко А.И., Каратаев Р.Н. Поверочные установки измерителей артериального давления с использованием генераций пульсирующих потоков. – Казань: Отечество, 2009. 132 с.
3. Каратаев Р.Н., Сойко А.И., Силицын И.Н., Галимов Ф.М. и др. Имитационная модель руки человека для поверки измерителей артериального давления и частоты сердечных сокращений / Пат. РФ № 2405423. № 2009123052; заявл. 16.06.2009; опубл. 10.12.2010. Бюл. № 34.
4. Frank O. Die Grundform des Arteriellen Pulses // Z. f. Biol. 1899. № 37. PP. 483-526.
5. Frank O. Die Theorie der Pulswellen // Z. f. Biol. 1927. № 85. PP. 91-130.
6. Frank O. Der Ablauf der Strömungsgeschwindigkeit in den Gefassen // Z. f. Biol. 1928. № 88. P. 249.
7. Рашиевски Н. Некоторые медицинские аспекты математической биологии. Пер. с англ. А.И. Верескова, А.В. Парина / Под ред. В.В. Парина. – М.: Изд-во «Медицина», 1966. С. 244.
8. Roston S. Variation of pressure with cycle length and duration of systole in the two-chambered cardiovascular model // Bull. Math. Biophysics. 1962. № 24. PP. 129-135.
9. Roston S., Leight L. A practical study of the air chamber model of the cardiovascular system // J. Clin. Invent. 1959. № 38. PP. 777-783.

Алексей Игорьевич Сойко,
канд. техн. наук, доцент,
Робиндар Николаевич Каратаев,
д-р техн. наук, доцент,
Александра Игоревна Хрунина,
аспирант,
кафедра стандартизации, сертификации
и технологического менеджмента,
КНИТУ-КАИ,
г. Казань,
e-mail: alexsoiko@rambler.ru

* * * * *