

Р.П. ДЖАВАХЯН, О.С. АРЗУМАНЯН

ПРОЕКТИРОВАНИЕ РОЛИКОВОГО НАСОСА, ОБЕСПЕЧИВАЮЩЕГО ПРЕРЫВИСТЫЙ ПОТОК КРОВИ

Предлагаются необходимые изменения структуры и основных параметров роликового насоса аппарата искусственного кровообращения, а также номенклатура и размеры сменных кровеносных трубок, обеспечивающие прерывистый поток крови и непрерывное регулирование кровотока. Получены корреляционные зависимости, позволяющие установить во время операции на сердце значения регулируемых параметров насоса с целью обеспечения им требуемого кровотока.

Ключевые слова: искусственное кровообращение, прерывистый поток крови, регулирование кровотока, роликовый насос, кровеносная трубка, корреляция.

В связи с широким применением аппаратов искусственного кровообращения (АИК) при операциях на сердце важное значение приобретает вопрос проектирования и создания насосов АИК, отвечающих современным требованиям [1] по обеспечению *прерывистого потока крови и близкого к физиологическому закона $V(t)$ изменения объемной скорости кровотока* [2, 3]. Номенклатура сменных упругих кровеносных трубок и основные параметры представленного на рис. 1 роликового насоса, отвечающего этим требованиям, устанавливаются при обеспечении следующих условий:

$$500 \leq Q_m \leq 6500 \text{ мл}, \quad (1)$$

$$0,7Q_m^0 \leq Q_m \leq 1,1Q_m^0, \quad (2)$$

$$60 \leq n_1 = n \leq 100 \text{ об/мин}, \quad (3)$$

$$50 \leq P_{cp} \leq 100 \text{ мм рт. ст.}, \quad (4)$$

$$0,01 \leq k_1 \leq 0,15, \quad (5)$$

$$\frac{1}{3} < k_s < \frac{2}{3}, \quad (6)$$

где Q_m - минутный объем кровотока (МОК); Q_m^0 - стартовый МОК, определяемый для больного весом m , ростом H , наружной площадью $S \cong \sqrt{m \cdot H / 3600} \text{ м}^2$ тела по формуле

$$Q_m^0 = (1,7 \dots 2,4) S; \quad (7)$$

n_1 - частота вращения несущего ролик кривошипа I , равная числу n сокращений сердца в минуту; P_{cp} - среднее за цикл давление крови; k_1 - коэффициент, характеризующий степень деформации упругой кровеносной трубки; $k_s = t_s / T$ - отношение времени систолы ко времени одного цикла.

Геометрические и кинематические параметры насоса АИК определяются векторами

где (см. рис. 1) R_n - максимальный радиус опорной цилиндрической поверхности насоса, где помещается упругая кровеносная трубка радиуса r ; ϕ_1 - угол поворота несущего ролик кривошипа.

В [1] на основе принятых допущений предложена методика расчета МОК- $Q_m = Q_m(W_r, W_k)$ по геометрическим и кинематическим параметрам роликового насоса. Для учета ошибок, вносимых принятыми допущениями, и неучтенных факторов проведено также сравнение расчетных и экспериментальных данных, полученных для фиксированных значений радиуса r гибких кровеносных труб роликового насоса, и введен уточняющий коэффициент k_2 , равный

Рис. 1

В [1] получены также расчетные формулы

позволяющие определить с учетом k_2 близкие к реальным значения объема скорости (V), циклового (Q) и минутного (Q_m) объемов кровотока, реализуемых роликовым насосом.

Для регулирования в интервале (1) МОК Q_m , определяемого для конкретного больного по формуле (7), основные параметры насоса, номенклатура и размеры сменных гибких кровеносных трубок должны быть выбраны так, чтобы возможно было обеспечить условие (1) в более узких границах изменения стартовых значений

$$0,02 \leq k_1^0 \leq 0,1 \quad (9)$$

параметров n_1 и k_1 , чем условия (3) и (5).

Для определения значений радиуса R_H (рис. 1), коэффициента k_s и наибольшего значения $\max r$ радиуса кровеносной трубки необходимо решить трансцендентное уравнение

$$Q_m^0(R_H, r, \min k_1^0, k_2(r), k_s, \max n_1^0) = \max Q_m^0 = 6,5 \text{ л}, \quad (10)$$

в котором $\min k_1^0 = 0,02$, $\max n_1^0 = 90 \text{ об/мин}$.

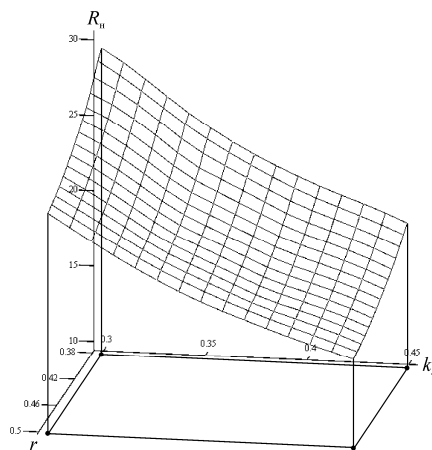
В табл. 1 для различных сочетаний значений k_s и $\max r$ приведены расчетные значения R_H (рис. 2), полученные решением (10).

С учетом конструктивных и габаритных ограничений из табл. 1 окончательно выбираем следующие значения параметров:

$$\max r = 0,5 \text{ дюйм}, \quad R_H = 140 \text{ мм} \quad \text{и} \quad k_s = 0,5. \quad (11)$$

Таблица 1

$\max r$, дюйм k_s	0,500	0,450	0,400	0,350	0,300	0,250
0,30	239,7	254,3	278,7	317,9	380,8	485,6
0,35	200,9	213,6	235,0	268,2	321,4	411,2
0,40	173,2	184,0	202,7	232,0	279,2	356,3
0,45	152,0	162,0	178,0	204,2	245,7	314,9
0,50	135,4	144,6	158,9	182,2	219,6	282,0
0,55	122,5	130,8	143,6	164,3	198,4	255,1
0,60	111,9	118,8	131,0	149,9	180,8	232,9
0,65	103,0	109,0	120,4	138,2	166,1	214,5
0,70	95,4	101,1	111,3	127,7	153,6	198,1



$$R_H = R_H(r, k_s)$$

Рис. 2

Для принятых значений параметров (11), с целью обеспечения требуемого значения МОК Q_m в диапазоне (1), с учетом n_1^0 и k_1^0 , регулируемых в диапазонах (8) и (9), установлены восемь значений радиусов сменных кровеносных трубок (табл. 2) в диапазоне $r = 1/9 \dots 1/2$ дюйм. Для граничных значений n_1^0 и k_1^0 интервалов (8) и (9) в табл. 2 приведены также соответствующие им граничные значения МОК Q_m , обеспечиваемые этими трубками.

Диаграммы зависимостей

$$r = r(Q_m), \quad n_1^0 = n_1^0(Q_m), \quad k_1^0 = k_1^0(Q_m)$$

представлены на рис. 3а и б.

В средней части табл. 2 приведены также рекомендуемые диапазоны изменения Q_m^0 , установленные для каждой сменной трубки из условий непрерывности МОК и минимальности значения коэффициента k_1^0 .

Для реализации требуемого МОК (Q_m) во время операции на сердце установлена линейная корреляционная зависимость

$$Q_m = Q_m(n_1, k_1) = a_0 + a_1 n_1 + a_2 k_1 \quad (12)$$

между требуемым значением Q_m и регулируемыми параметрами n_1 и k_1 насоса. Значения постоянных коэффициентов a_0, a_1, a_2 и коэффициентов корреляции выражения (12), полученные для всех типоразмеров сменных кровеносных трубок, приведены в правой части табл. 2.

Таблица 2

r , дюйм	n_1 , об/мин	$\min Q_m$ ($k_1 = 0,1$), л	$\max Q_m$ ($k_1 = 0,02$), л	Q_m^0 , л	a_0	a_1	a_2	R
1/2	70	4,49	5,28	5 ... 6,7	0,070	11,27	0,68	0,999
	90	5,77	6,78					
3/8	70	3,42	4,03	4 ... 5	0,053	8,68	0,52	0,999
	90	4,40	5,18					
5/16	70	2,71	3,19	2,9 ... 4	0,042	6,87	0,41	0,999
	90	3,48	4,10					
1/4	70	1,96	2,31	2 ... 2,9	0,031	4,99	0,30	0,999
	90	2,52	2,97					
5/24	70	1,47	1,86	1,5 ... 2	0,023	3,78	0,23	0,999
	90	1,89	2,23					
1/6	70	1,02	1,20	1 ... 1,5	0,016	2,60	0,16	0,999
	90	1,31	1,54					
2/15	70	0,69	0,82	0,75 ... 1	0,011	1,80	0,11	0,999
	90	0,89	1,05					
1/9	70	0,50	0,59	0,5 ... 0,75	0,078	1,30	0,08	0,999
	90	0,64	0,76					

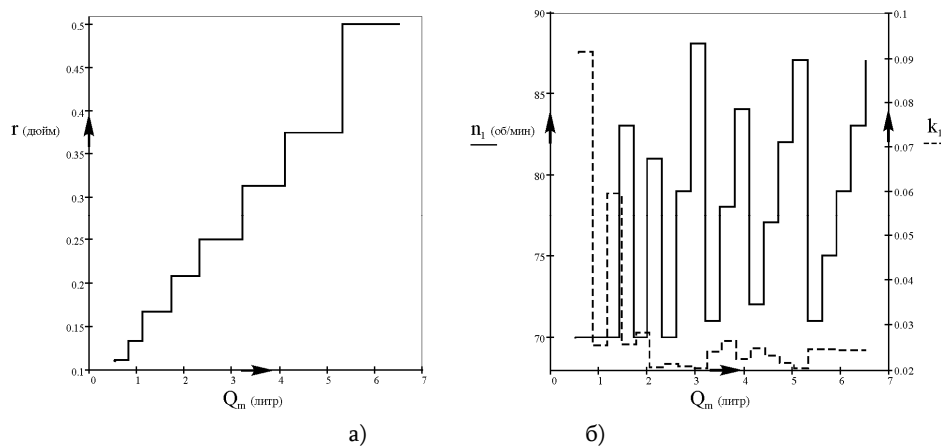


Рис. 3

С целью обеспечения во время операции на сердце адекватности искусственного кровообращения по P_{cp} путем регулирования значений n_1 и k_1 в интервалах (3) и (5), в табл. 3 приведены границы изменения стартовых значений Q_m^0 . Исходя из установленных при операциях на сердце данных, зависимость между МОК и средним давлением крови можно принять близкой к линейной и представить формулой

$$Q_m(P_{cp}) = \frac{Q_m}{100} [110 - 0,8(P_{cp} - 50)]. \quad (13)$$

Таблица 3

r , <i>ДЮЙМ</i>	$\min Q_m^0$, <i>л</i>	$\min Q_m$, <i>л</i>	$\frac{\min Q_m^0 - \min Q_m}{\min Q_m}$, <i>%</i>	$\max Q_m^0$, <i>л</i>	$\max Q_m$, <i>л</i>	$\frac{\max Q_m^0 - \max Q_m}{\max Q_m}$, <i>%</i>
1/2	4,49	3,45	-30,0	6,78	7,68	11,7
3/8	3,42	2,63	-30,3	5,18	5,86	11,7
5/16	2,71	2,08	-30,2	4,10	4,64	11,7
1/4	1,96	1,50	-30,8	2,97	3,37	11,7
5/24	1,47	1,13	-30,3	2,23	2,53	11,8
1/6	1,02	0,78	-30,3	1,54	1,75	11,7
2/15	0,69	0,53	-30,5	1,05	1,19	11,8
1/9	0,50	0,38	-30,4	0,76	0,86	11,8

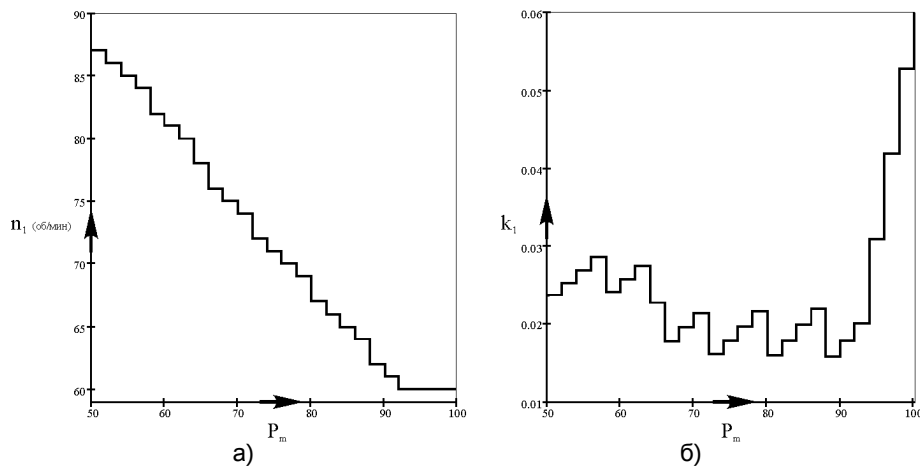


Рис. 4

На рис. 4 а и б представлены диаграммы $p_1(P_{cp})$ и $k_1(P_{cp})$, установленные при стартовом значении МОК $Q_m^0 = 4,52$ л (найденном по формуле (7) для больного весом $m = 75$ кг и ростом $H = 170$ см) и минимальном значении* коэффициента k_1 по формуле (13), обеспечивающие адекватность искусственного кровообращения при изменениях параметров Q_m , p_1 , P_{cp} и k_1 в интервалах (2)-(5).

Выводы

- Предложенные изменения структуры и основных размеров применяемого в АИК [1] роликового насоса позволяют реализовать близкий к физиологическому прерывистый поток крови.
- Предлагаемые значения основных параметров роликового насоса ($R_n = 140$ мм, $\Phi = \pi$) и радиусы сменных кровеносных трубок (табл. 2) позволяют удовлетворить требованиям (1)-(5), предъявляемым к насосу АИК, а также осуществить регулирование МОК путем изменения параметров (p_1, k_1) с целью поддержания нужного среднего давления P_{cp} крови в диапазоне (4).
- Для упрощения процесса регулирования Q_m установлена корреляционная зависимость $Q_m = Q_m(p_1, k_1)$, позволяющая с большой точностью определить и установить нужное значение $P_{cp} = P_{cp}(Q_m)$ среднего давления крови.
- Для обеспечения стартового значения Q_m^0 МОК, определяемого до операции на сердце для больного весом m и ростом H , из табл. 2 выбирается значение соответствующего радиуса кровеносной трубки, а стартовые значения p_1^0 и k_1^0 регулируемых параметров определяются из рис. 3б.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Джавахан Р. П., Арзуманян О. С.** Методика расчета роликового насоса, обеспечивающего близкий к физиологическому прерывистый поток крови. // Информационные технологии и управление: Науч.-техн. сборник.-2003.- № 2-1.- С 8-16.
2. **Каро К., Педли Т., Шротер Р., Сид У.** Механика кровообращения.- М.: Мир, 1981.- 624 с.
3. **Արզումանյան Հ. Ս.** Արյան բնական հոսքի ծավալային արագության տիպային կախվածության մաթեմատիկական ներկայացումը // ՀՊՀՀ տարեկան գիտաժողով, Նյութերի ժողովածու.-2002.-Հ. I.(Էջ 221-222:

ГИУА. Материал поступил в редакцию 17.11.2003.

Ռ.Պ. ԶԱՎԱԽՅԱՆ, Հ.Ս. ԱՐԶՈՒՄԱՆՅԱՆ ԱՐՅԱՆ ԸՆԴՀԱՏՈՒՆ ՀՈՍՔ ԱՊԱՀՈՎՈՂ ՀՈԼՈՎԱԿԱՎՈՐ ՊՈՄՊԻ ՆԱԽԱԳԾՈՒՄԸ

Առաջարկվում են ներկայումս կիրառվող արյան արհեստական շրջանառության հոլովակավոր պոմպի կառուցվածքի և հիմնաչափերի անհրաժեշտ փոփոխությունները և փոխովի արյունատար խողովակների անհրաժեշտ տրամաչափերի անվանացանկը, որոնք թույլ կտան ապահովել արյան ընդհատուն հոսք, ինչպես նաև արյան միջին ճնշման անընդհատ կարգավորում՝ պահանջվող սահմաններում: Ստացվել են կոռելյացիոն բանաձևեր, որոնց միջոցով որոշվում են պոմպի՝ արյան պահանջվող հոսք ապահովող փոփոխական պարամետրերի մեծությունները, և սրտի վիրահատության ժամանակ իրականացվում է կարգավորումը:

R.P. JAVAKHYAN, H.C. ARZUMANYAN

DESIGNING OF THE ROLLER PUMP PROVIDING PULSATILE BLOOD FLOW

Necessary changes of structure and key parameters of the roller pump of the artificial blood circulation device, and also the nomenclature and the sizes of replaceable blood pipes which will allow to provide a pulsatile blood flow and continuous regulation of blood flow are proposed. The correlation dependences allowing to establish values of pump adjustable parameters with the aim of maintaining the required blood flow are obtained.