

СЕДАЧ В.В., МОРОККО И.И.

ГИДРАВЛИЧЕСКИЙ РАСЧЁТ ПРОТОЧНОГО ТРАКТА МЕДИЦИНСКОГО ШПРИЦА

Проведено аналіз типових недоліків медичних шприців, що випускаються серійно. Розроблено алгоритм розрахунку проточного тракту шприца, що дозволяє оцінити конструктивні та ергономічні параметри шприца на стадії проектування. Наведено приклад розрахунку для шприца об'ємом 5 мл.

The Organized analysis standard defect serial produced medical syringe. The Designed algorithm hydraulic calculation running tract of the syringe, which allows to estimate constructive and ергономические parameters syringe on stage of the designing. Calculation is Cited an instance for syringe volume 5 ml.

Шприц [нем. Spritze] – прибор в виде оснащённого поршнем цилиндра с полый иглой, предназначенный для подкожных инъекций [1].

В настоящее время существует много разновидностей данного медицинского прибора и его производителей: “Гемопласт”, “luer” “Becton Dickinson”, “B. Braun”, “ERG”, “Helmject”, “Bulim Medical”, “BogMark”, “Момина крепост”, “Восток” и другие. Шприцы выпускают двух- и трехкомпонентные. В последних кроме корпуса и поршня со штоком (два компонента) на конце поршня установлено специальное резиновое уплотнение. Обычно шприцы имеют объём 1, 2, 5, 10 и 20мл, а также 22 мл и 24 мл. Они комплектуются стандартными иглами, каждая из которых представляет собой сборочную единицу с основой из стальной цельнотянутой бесшовной трубки с наружным диаметром 0,6–0,8 мм, толщиной стенки 0,15 мм и имеющей с одной стороны срез под углом 15° для облегчения ввода в ткани пациента. Другой конец трубки закреплен в канюле иглы с конической насадкой типа “luer” для сочленения с канюлей корпуса шприца.

Опрос практикующих процедурных сестер позволил выявить следующие типовые недостатки шприцев различных конструкций и фирм-изготовителей, которые существенным образом затрудняют как подготовку, так и непосредственно сам процесс проведения инъекции:

1. необходимость приложения чрезмерных усилий в самом начале набора лекарственного препарата (ЛП) из ампулы, т.е. в период, пока поверхности корпуса шприца и поршня сухие;
2. достаточно большое усилие большого пальца в процессе введения ЛП, особенно при работе со шприцами большой емкости, что приводит к быстрому утомлению пальцев и кисти руки процедурной сестры;
3. чрезмерно малое сопротивление со стороны штока в процессе введения, что приводит к неравномерности подачи ЛП и недопустимому сокращению рекомендуемого времени проведения инъекции.

Анализ приведенных недостатков свидетельствует, что, несмотря на кажущуюся конструктивную простоту, проектирование шприца требует грамотного конструкторского подхода, обеспечивающего назначение необходимых допусков и посадок, выбор соответствующих материалов и технологии изготовления, а также проведения специальных гидравлических расчетов проточного тракта с целью определения потерь давления.

С точки зрения гидравлики шприц следует рассматривать как гидравлический ручной насос, на выходе которого установлено сопротивление в виде иглы и тканей тела пациента, а они, в свою очередь, могут быть представлены как комплекс местных гидравлических сопротивлений и сопротивлений по длине.

Авторами разработан алгоритм гидравлического расчёта проточного тракта медицинского шприца, позволяющий оценивать усилие, необходимое для проведения инъекции, а также проверять основные конструктивные параметры изделия на предмет соответствия требованиям эргономики. Он может быть также использован при испытании или проектировании изделий-аналогов, например, шприца-маслёнки.

Для пользования алгоритмом, необходимо подготовить следующие исходные данные:

1. параметры шприца: $V_{ном}$ – номинальный объём шприца, мл, D_n – диаметр поршня, мм; параметры иглы: l_u – длина иглы, мм; d_u – внутренний диаметр иглы, мм;
2. параметры процедуры: время проведения инъекции τ , с.

При проведении проверочного расчета серийно выпускаемого образца используются данные по номинальному объёму, длине и наружному диаметру комплектующей иглы, приведенные на его упаковке, а остальные определяются с помощью мерительного инструмента. Для нового изделия необходимые сведения содержатся в разработанной на него конструкторской документации.

Расчетная гидравлическая схема проточного тракта типового шприца с иглой стандартной конфигурации приведена на рис. 1.

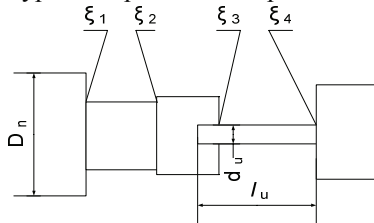


Рис. 1 – Расчётная гидравлическая схема проточного тракта шприца

Из данной схемы видно, что нагнетательный тракт системы “шпигц – игла” включает следующие местные сопротивления:

1. внезапное сужение на выходе из шприца – ζ_1 ;
2. внезапное расширение на выходе из шприца в канюлю иглы – ζ_2 ;

3. внезапное сужение на переходе из канюли иглы в трубку иглы – ζ_3 ;
4. внезапное расширение на выходе из трубки иглы – ζ_4 .

Кроме этого, в расчетном проточном тракте имеются потери по длине трубки иглы, для вычисления которых необходимо определить режим течения жидкости в трубке, так как от этого зависит выбор вида расчетных зависимостей. Режим течения (ламинарный или турбулентный) определяется числом Рейнольдса [2]:

$$Re = \frac{v_i \cdot d_u}{\nu_t}, \quad (1)$$

где v_i – скорость течения ЛП в игле; d_u – внутренний диаметр иглы; ν_t – коэффициент кинематической вязкости ЛП.

Для вычисления скорости воспользуемся условием неразрывности потока жидкости, т.е. считаем, что весь объём ЛП, подаваемый поршнем из полости шприца при инъекции, непрерывно проходит через проходное сечение иглы. Тогда средний объёмный расход жидкости через иглу равен:

$$Q = \frac{V_{ном}}{\tau}, \quad (2)$$

где $V_{ном}$ – номинальный объём шприца; τ – время инъекции.

Определим скорость течения рабочей жидкости при инъекции:

$$v_u = \frac{Q}{f_u}, \quad (3)$$

где f_u - площадь внутреннего сечения иглы;

Тогда формула для вычисления числа Рейнольдса через основные исходные данные принимает следующий вид:

$$Re = \frac{Q \cdot d_u}{f_u \cdot \nu_t} = \frac{4 \cdot V_{ном}}{\pi \cdot d_u^2 \cdot \tau \cdot \nu_t} \quad (4)$$

Авторами установлено, что для основных типоразмеров шприцов расчетное число Рейнольдса при соблюдении рекомендуемого времени проведения инъекции значительно меньше критического $Re_{кр} = 2300$ и режим течения ЛП в игле чисто ламинарный, см.табл.1.

Таблица 1 – Зависимость числа Рейнольдса от времени проведения инъекции

Время инъекции, с	Число Рейнольдса Re для шприцов объёмом V, мл			
	2	5	10	20
3	2178	3266	6533	13070
6	1089	1633	3266	6533
9	725	1089	2178	4355
12	544	816	1633	3266
15	435	653	1307	2613
18	362	544	1089	2178

В этом случае коэффициент потерь по длине λ вычисляется по формуле Гагена – Пуазейля [3]:

$$\lambda = \frac{75}{\text{Re}}, \quad (5)$$

Местные сопротивления типа “внезапное сужение” вычисляются по формуле приведенной в [3]:

$$\xi_{oc} = 0.5 \cdot \left(1 - \frac{f}{F}\right) = 0.5 \cdot \left(1 - \frac{d^2}{D^2}\right), \quad (6)$$

где F, D – площадь сечения и диаметр канала до сужения, f, d - площадь сечения и диаметр канала после сужения.

При расчетах местных сопротивлений типа “внезапное расширение” для чисел Рейнольдса в диапазоне от 10 до 3500, кроме геометрических параметров необходимо учитывать и параметры потока ЛП [3], что существенно усложняет подготовку данных. Проведенные авторами исследования и расчеты показывают, что для указанных типоразмеров одноразовых шприцев можно в первом приближении принимать: $\xi_1 = 0.49$, $\xi_2 = 0.7$, $\xi_3 = 0.5$, $\xi_4 = 2.0$.

Тогда суммарные потери напора рабочей жидкости на преодоление местных сопротивлений и сопротивлений по длине трубки иглы составляют:

$$\Delta h = \left(\lambda \cdot \frac{l_u}{d_u} + \sum_{i=1}^4 \xi_i \right) \cdot \frac{v_i^2}{2g}; \quad (7)$$

$$\Delta p = \rho \cdot g \cdot \Delta h, \quad (8)$$

где g – ускорение свободного падения, ρ - плотность ЛП.

Для оценки усилия пальца медицинского работника при проведении инъекции, например, в вену пациента, запишем уравнение равновесия сил на поршне шприца при его равномерном перемещении (см. рис.2):

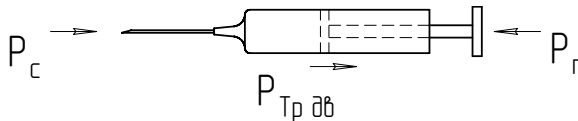


Рис. 2 – Схема распределения сил на штоке шприца при инъекции

$$P_n = P_{тр.дв} + P_c, \quad (9)$$

где P_n – усилие пальца на штоке; $P_{тр.дв}$ – сила трения движения; P_c – сила сопротивления, обусловленная перепадом давлений Δp в тракте “шприц-игла” и давлением в вене пациента $p_{вен}$:

$$P_c = (\Delta p + p_{вен}) F_n, \quad (10)$$

где F_n - площадь поршня.

Силу трения удобно находить экспериментальным путем. Цель такого исследования – определение силы трения покоя, после преодоления которой поршень шприца только начинает движение. Схема экспериментальной установки приведена на рис. 3.

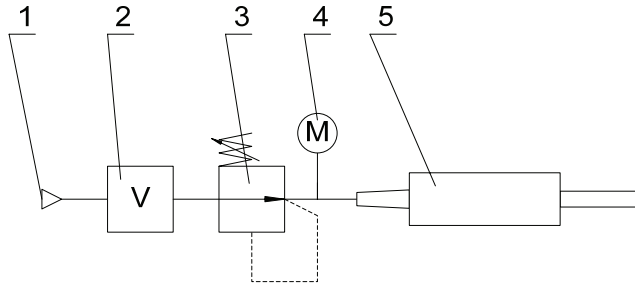


Рис. 3 –Пневмосхема экспериментальной установки для определения силы трения покоя

1 – источник питания; 2 – ресивер; 3 – редукционный пневмоклапан;
4 –образцовый манометр; 5 – исследуемый шприц

Пневмоклапаном 3 плавно повышается давление в рабочей полости шприца 5 и визуально, по образцовому манометру 4, фиксируется давление $p^{эксн}$, при котором происходит начало движения поршня. Тогда экспериментально найденная сила трения покоя может быть вычислена как:

$$P_{тр.п} = p^{эксн} \cdot F_n, \quad (12)$$

где F_n – площадь поршня исследуемого шприца.

Согласно рекомендациям работы [4], в первом приближении можно принимать

$$P_{тр.дв} \approx 0.6 \cdot P_{тр.п}, \quad (13)$$

где $P_{тр.дв}$ – сила трения движения.

В качестве примера применения разработанного алгоритма проведём расчёт типового одноразового двухкомпонентного медицинского шприца объёмом 5 мл типа “1ueг”. Исходные данные для расчёта: $V_{ном}=5$ мл; $D_n=12,5$ мм; $d_n=0,5$ мм; $l_n=42$ мм; $\tau=28$ с.

1. Вычисляем площадь поршня $F_n = 122.66 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2$ и площадь внутреннего сечения иглы $f_u = 0.196 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2$

2. Выполняем гидравлический расчёт течения ЛП в тракте „шприц – игла”:

1) расход ЛП

$$Q = \frac{V_{ном}}{\tau}; Q = \frac{5 \cdot 10^{-6}}{28} = 0.179 \cdot 10^{-6} \text{ (л/с?)};$$

2) скорость течения ЛП в игле

$$v_u = \frac{Q}{f_u}, v_u = \frac{0.179 \cdot 10^{-6}}{0.196 \cdot 10^{-6}} = 0.91 \text{ (м/с)}.$$

Принимая $v_t = 1.3 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2/\text{с}$, вычисляем по формуле (4) число Рейнольдса:

$$Re = \frac{0.91 \cdot 0.5 \cdot 10^{-3}}{1.3 \cdot 10^{-6}} = \frac{4 \cdot 5 \cdot 10^{-6}}{3.14 \cdot 0.5 \cdot 10^{-3} \cdot 28 \cdot 1.3 \cdot 10^{-6}} = 350 \ll 2300,$$

таким образом, течение ламинарное.

По формуле (5) коэффициент потерь по длине $\lambda = \frac{75}{350} = 0.214$.

Согласно приведенным выше рекомендациям принимаем $\xi_1 = 0.49$, $\xi_2 = 0.7$, $\xi_3 = 0.5$, $\xi_4 = 2.0$. Тогда

$$\Delta h = \left(0.214 \cdot \frac{42}{0.5} + 0.49 + 0.7 + 0.5 + 2.0 \right) \cdot \frac{0.91^2}{2 \cdot 9.8} = 0.91 \text{ (мм.лп.см)};$$

$$\Delta p = 1 \cdot 10^3 \cdot 9.8 \cdot 0.91 = 0.089 \cdot 10^5 \text{ (Па)}.$$

Принимая давление в вене при инъекции, $p_{вен} = 8,9 \text{ мм ртст} = 8.9 \cdot 133.3 = 1188.76 \cdot \text{Па}$, а экспериментальную силу трения движения $P_{тр.дв} = 0.6 \cdot 9,35 = 5.61 \text{ (Н)}$, по формуле (10) окончательно имеем:

$$P_n = 5.61 + 1.188 = 6.798 \text{ (Н)}$$

Таким образом, применение разработанного алгоритма для оценочного расчета показывает, что при использовании шприца с $V_{ном} = 5 \text{ мл}$ для проведения инъекции ЛП в вену пациента необходимо приложить усилие большого пальца до $7,0 \text{ Н}$, что удовлетворительно с точки зрения эргономики.

Список литературы: 1. Толковый словарь русского языка т.IV / Под ред. Д.Н.Ушакова. М., ГИИНС, 1940. 1500 с. 2. Бахта Т.М., Руднев С.С., Некрасов Б.Б. Гидравлика, гидромашины и гидроприводы. М., Машиностроение, 1982. 423 с. 3. Идельчик И.Д. Справочник по гидравлическим сопротивлениям. М., Машиностроение, 1975. 559 с. 4. Крагельский И.В., Михин Н.М. Узлы трения машин: Справочник. М., Машиностроение, 1984. 280 с.

Поступила в редколлегию 01.04.08