

4. Александров, Е.В. Прикладная теория и расчеты ударных систем [Текст] / Александров Е.В., Соколинский В.Б. – М.: Наука, 1969. – 195 с.

**Abstract**

The purpose of the article is to determine the nominal frequency of impacts of a machine for opening the iron notch of blast furnace taking into consideration mechanical characteristics of bored notch masses and the frequency of rotation of the drill rod. The effect of such factors as ultimate pressing strength and frequency of rotation of the drill rod on the desired frequency of punch impacts was estimated analytically. The recommendations to choose the design parameters of hammer mechanism of the machine for opening the iron notch of blast furnace were worked out. There is a theoretic consideration of a process of interaction of tools and frozen notch mass while using different methods of opening of iron notch of blast furnace. The article presents new scientifically based theoretical results, which are essential for solving the problem of determining the power parameters for opening the iron notch, as well as for a choice of rational parameters of the mechanism of boring of opening machines. The problem was solved on the basis of a comprehensive study of real notch masses and iron notches of blast furnaces, as well as structures of punch. A mathematical model that allows determining the nominal frequency of the punch impacts was designed

**Keywords:** punch, machine for opening the iron notch of blast furnace, impacts frequency, percussion rotary boring, impact energy

Наведені оригінальні гідравлічні, пневмогідравлічні і газопневматичні схеми гамми медичного обладнання: шприца, приладу для вимірювання артеріального тиску, крапельниці, інгалятора, апарата штучної вентиляції легенів та дано опис їх роботи з точки зору гідродинаміки

Ключові слова: апаратура, вакуум, гідродинаміка, тиск, медицина, принципова схема, сопло, ежекція

Приведены оригинальные гидравлические, пневмогидравлические и газопневматические схемы гаммы медицинского оборудования: шприца, прибора для измерения артериального давления, капельницы, ингалятора, аппарата искусственной вентиляции легких и дано описание их работы с точки зрения гидродинамики

Ключевые слова: апаратура, вакуум, гидродинамика, давление, медицина, принципиальная схема, сопло, ежекция

УДК 61:621.5-6

# ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ МЕДИЦИНСКИХ АППАРАТОВ В АСПЕКТЕ ГИДРОДИНАМИКИ

**В. В. Седач**

Кандидат технических наук, доцент  
Кафедра «Гидропневмоавтоматика и гидропривод»  
Национальный технический университет  
«Харьковский политехнический институт»  
ул. Фрунзе, 21, г. Харьков, Украина, 61002  
Контактный тел.: (057) 707-61-28, 067-574-70-31  
E-mail: wsedach@yandex.ru

## 1. Введение

Гидродинамика - это раздел физики сплошных сред, изучающий движение идеальных и реальных жидкостей и газов [1], которые в том или ином виде являются основными субстанциями жизнедеятельности человека. Именно поэтому приборы и аппараты, работающие на этих средах, являются функционально наиболее органичными, простыми и надёжными.

Рассмотрим и проанализируем работу ряда медицинских устройств, имеющих наиболее широкое применение в клиниках, машинах скорой помощи,

домашних и полевых условиях, с точки зрения гидродинамики.

## 2. Основная часть

**1. Шприц медицинский** в настоящее время выпускают как одноразовые шприцы объёмом 1, 2, 5, 10 и 20 мл, укомплектованные стандартными иглами с наружным диаметром 0,6 – 0,8 мм, так и специальные шприцы различного назначения. Шприц можно рассматривать как ручной гидравлический насос, на вы-

ходе которого расположено комплексное сопротивление в виде иглы и тканей пациента в области укола. Гидравлическое сопротивление иглы конструктивно обусловлено наличием внезапных сужений  $\xi_1, \xi_2$ , внезапных расширений  $\xi_3, \xi_4$  и сопротивлением трубки иглы  $\xi_5$  (рис. 1) [2].

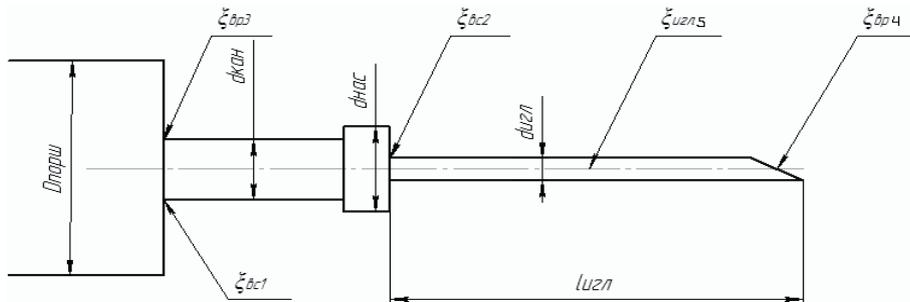


Рис. 1. Схема местных гидравлических сопротивлений в тракте «шприц-игла»

Величина гидравлического сопротивления выходного тракта шприца, наряду с силой трения поршня о корпус, обуславливает рабочее усилие, необходимое для перемещения штока. Проведенный опрос практикующих процедурных сестер выявил следующие типовые недостатки шприцов различных конструкций и фирм-изготовителей, которые могут затруднять подготовку и проведение процедуры. Это необходимость приложения чрезмерных усилий в самом начале набора лекарственного препарата (ЛП) из ампулы, т.е. в период, пока поверхности корпуса шприца и поршня сухие; а также достаточно большое усилие большого пальца при введении ЛП, особенно при работе со шприцами большой емкости, что приводит к быстрому утомлению кисти.

Таким образом, при проектировании шприца необходим грамотный конструкторский подход к назначению необходимых допусков и посадок, выбору соответствующих материалов и технологии изготовления, а также проведение проверочных гидравлических расчетов проточного тракта «шприц-игла» с целью его гидравлического сопротивления.

**2. Прибор для измерения артериального давления (ПИАД)** представляет собой пневматический либо пневмогидравлический аппарат, схема которого приведена на рис. 2.

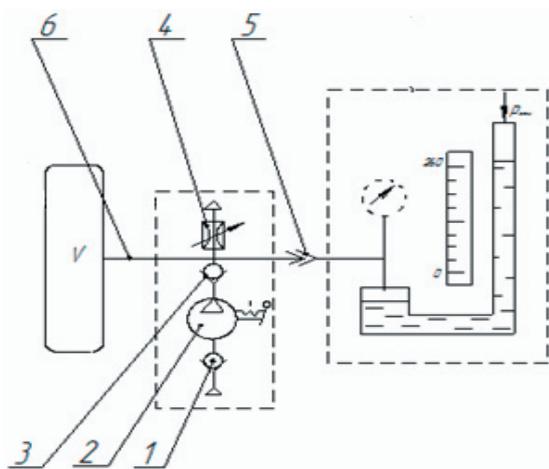


Рис. 2. Пневмогидравлическая схема ПИАД

Он называется сфигмоманометр, если в качестве показывающего прибора установлен ртутный чашечный манометр, и тонометр при использовании пружинного (стрелочного) манометра.

Поток сжатого воздуха, всасываемый через обратный клапан 1 ручным пневмонасосом 2 (резиновой грушей), подается одновременно в переменную емкость 8 (манжету), установленную на руке пациента, и на показывающий прибор. Обратный клапан 3 предотвращает утечки из емкости 8 и манометра обратно в грушу 2. Для плавного сброса давления в системе используется регулируемый дроссель 4, а для экстренного – быстросъемное соединение 5. Дроссель 4 может быть игольчатого или сегментного типа и размещаться в отдельном корпусе или встраиваться в грушу.

**3. Устройство для вливания кровезаменителей и перфузионных растворов (капельница)** представляет собой уникальное по простоте конструкции и точности дозирования гидравлическое устройство, схема которого приведена на рис. 3.

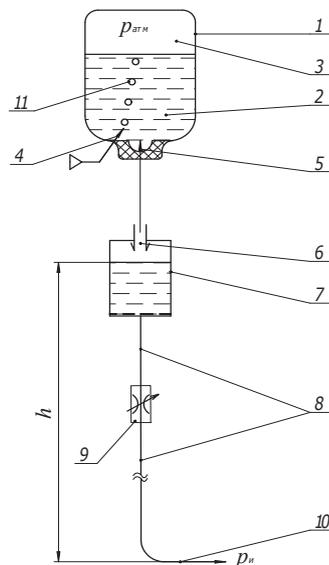


Рис. 3. Пневмогидравлическая схема капельницы

Практически оно является почти гидростатическим аппаратом, работа которого основана на том, что каждая последующая капля ЛП подается в тьюлпан 7 и пополняет уровень жидкости в нем только тогда, когда давление столба жидкости высотой  $h$  становится достаточным для продавливания очередной капли ЛП в вену пациента и преодоления при этом сопротивления гидравлического тракта из трубопровода 8, регулируемого дросселя 9, иглы 10 и подпора венозного давления.

Емкость 1 с подготовленным для введения ЛП 2 обычно устанавливается на штативе (на рис. не показан). При этом именно высота штатива определяет максимально возможную скорость подачи ЛП при пол-

ностью открытым дросселем 9. В верхней части емкости 1 образуется воздушная камера 3, которая затем сообщается с атмосферой через иглу 4, вводимую в резиновую пробку 5. Последующая подача барботажных пузырей воздуха 11 в камеру 3 исключает образование вакуума в емкости 1 по мере расходования из нее ЛП. Размер капель определяется размером сопла 6, выполненного в верхней части тюльпана 7. Последний обеспечивает принудительный разрыв непрерывного потока ЛП, благодаря чему исключается попадание в вену пациента пузырьков воздуха, а также появляется возможность «отката» ЛП из трубопровода 8 без необходимости вынужденного отключения пациента от системы.

Регулируемый дроссель 9 в обычных устройствах очень прост и выполнен в виде ролика, который при настройке перемещается в конусообразном пазе корпуса и пережимает трубопровод 8, изменяя его проходное сечение. Однако такая простота конструкции имеет и свою отрицательную сторону, так как из-за релаксационной способности материала трубопровода выбранная настройка со временем «плывет», что приводит к необходимости периодического поднастраивания частоты подачи капель, а значит, непроизводительной потере времени обслуживающего медперсонала.

В широкой гамме медицинских аппаратов для создания вакуума успешно используется эффект эжекции. В образованную зону разрежения обычно происходит подсосывание ЛП и других необходимых потоков рабочих сред с их последующим распылением, смешиванием и вдуванием.

Для создания эффекта эжекции с низким уровнем вакуума используются специальные сопла, в которые подается поток рабочей среды под достаточно высоким давлением от компрессора или баллона со сжатым газом. При необходимости создания вакуума высокого уровня (до 50 кПа) применяют специально спроектированные эжекторы [3]. Рассмотрим типовые конструкции медицинских аппаратов с использованием эжекции.

**4. Ингалятор бытового типа АИИП-1** представляет собой устройство для формирования и последующего полуактивного впрыска мелкодисперсной аэрозольной смеси ЛП в дыхательные пути пациента. Пневмогидравлическая схема ингалятора приведена на рис. 4.

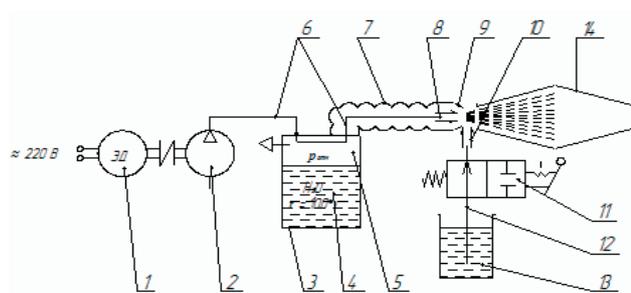


Рис. 4. Пневмогидравлическая схема ингалятора типа АИИП-1

При работе в ингаляторе формируются три потока рабочих сред: сжатого воздуха, теплого пара и ЛП, которые очень эффективно и качественно смешиваются и распыляются с помощью эжектирующего сопла 8.

Поток сжатого воздуха, создаваемый мембранным компрессором 2, под давлением до 100 кПа подается

по трубопроводу 6 на главное эжектирующее сопло 8 и истекает из него в насадок 14. При этом, благодаря достаточно высокой скорости истечения, на выходе сопла 8 создается зона разрежения, в которую из емкости 13 через трубопровод 12 и жидкостное сопло 10 подсосывается поток ЛП с расходом до 0,3 г/мин. Одновременно в зону эжекции через гофрированный трубопровод 7 подсосывается поток теплого пара с температурой  $35 \pm 4^\circ\text{C}$  из объема, образованного над поверхностью залитой в емкость 3 и предварительно нагретой до кипения воды 4. Оба эжектируемых потока распыляются и перемешиваются воздушной струей и образованный теплый лекарственный аэрозоль с дисперсностью 15-30 мкм через насадок 14 принудительно вдувается в дыхательные пути. Работой ингалятора управляет сам пациент, периодически нажимая на курок распределителя 11 и коммутируя емкость 13 с зоной эжекции.

**5. Аппарат дыхательной реанимации типа «Горноспасатель»** выпускается в различных модификациях и предназначен для восстановления дыхания у пострадавших при несчастных случаях с нарушением или полным прекращением самостоятельного дыхания. Аппарат имеет три режима работы: искусственная вентиляция легких ИВЛ (принудительное вдувание в легкие и отсасывание из них кислородно-воздушной смеси); ингаляция и аспирация. Газопневматическая схема аппарата приведена на рис. 5.

Источником питания аппарата является кислородный баллон 1 емкостью 2,0 л, заряженный на давление 22,0 МПа. Величина легочной вентиляции задается по редуктором 2 по литромеру 3 и в среднем составляет 20 л/мин.

Перед проведением ИВЛ или ингаляции обязательно необходимо очистить дыхательные пути от инородных веществ и слизи. Для этого аппарат распределителем 15 включается на режим аспирации и кислород подается на эжектор 5, который создает глубокий вакуум до 50 кПа в банке-сборнике 14 и отсасывающей трубке, введенной в рот пострадавшего.

Работу аппарата на двух других режимах обеспечивает главный инжектор 4. В режиме ИВЛ он на фазе вдоха подсосывает атмосферный воздух, образует кислородно-воздушную смесь и вдувает ее в маску 9, а на фазе выдоха отсасывает отработанную смесь из легких и выбрасывает ее в атмосферу. При достижении в легких избыточного давления 12 мм.рт.ст или вакуума 5 мм.рт.ст происходит автоматическое переключение аппарата с одной фазы работы на другую путем подачи текущего давления на мембранный блок 6, связанный с распределителем 7. Для предотвращения баротравмы легких в аппарате установлены предохранительные клапаны избыточного давления 12 и вакуума 13, настроенные на давление 18-20 мм.рт.ст. и разрежение 7-9 мм.рт.ст. соответственно.

В режиме ингаляции в разъем гофрированной трубки 10 устанавливается резиновый дыхательный мешок, в который инжектором 4 подается 60% -ная смесь или чистый кислород аналогично режиму ИВЛ, но при этом дыхание пациент осуществляет самостоятельно.

Важно отметить, что в процессе работы главный инжектор 4 подсосывает воздух из окружающей среды, что исключает возможность использования аппарата в условиях задымления или запыления.

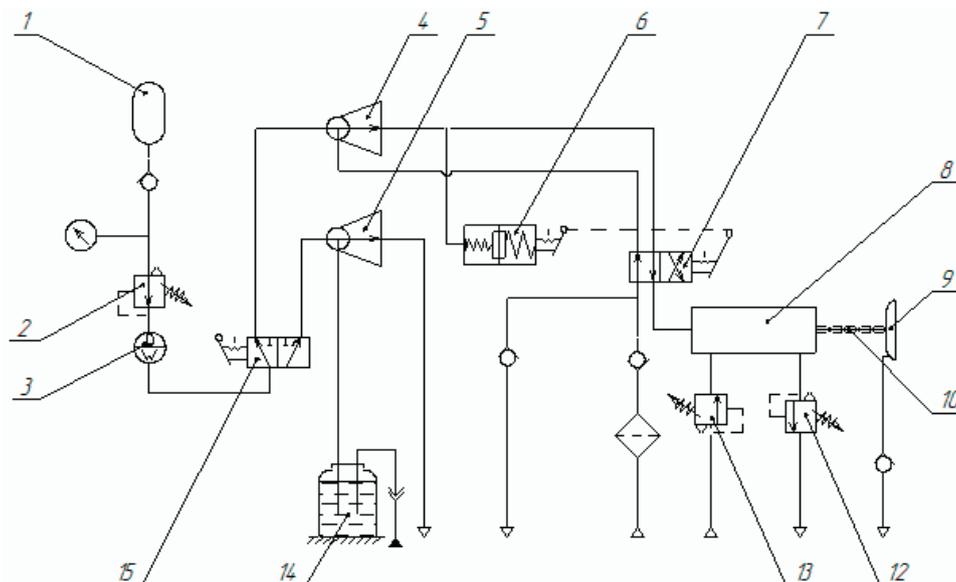


Рис. 5. Газопневматическая схема аппарата типа «Горноспасатель»

### 3. Выводы

Знание и понимание физических основ функционирования медицинских аппаратов позволит медицинскому персоналу повысить качество

эксплуатации оборудования и обеспечить более комфортные условия обслуживания пациента, а инженеру-конструктору медицинской техники – разрабатывать совершенное и эргономичное оборудование.

### Литература

1. Емцев Б.Т. Техническая гидромеханика. – М.: Машиностроение, 1978.
2. Седач В.В., Морокко И.И. Гидравлический расчет проточного тракта медицинского шприца. // Вісник НТУ «ХПИ» - Харків: НТУ «ХПИ». -2008.- №22.- С. 51 – 56.
3. Седач В.В. Газовые эжекторы как источники вакуума в технике и медицине. // Вестник НТУ «ХПИ» - Харьков: НТУ «ХПИ». – 2002. -№9. - С. 75-78.

### Abstract

The article represents the original hydraulic and composite schemes of the most commonly used medical devices and their description in terms of hydrodynamics. There is an examination of a medical syringe as manual hydraulic pump, the outlet of which is a complex resistance in the form of needle and tissues of the patient in the place of injection. Its defects and ways to improve the ergonomics were suggested. The scheme and peculiarities of the device for measuring blood pressure were described. The hydraulic scheme of the device for solutions infusion was suggested, and the principal features of its work were indicated. The efficiency of the ejection phenomenon in medical devices was considered. There is a diagram and description of the inhaler usage with an ejector nozzle for feeding and mixing of three fluid flows. There are the scheme and the peculiarities of operation of the artificial lung ventilation device powered by an oxygen cylinder with two special ejectors to create a high vacuum and oxygen respiratory mixture

**Keywords:** equipment, vacuum, hydrodynamics, pressure, medicine, principal scheme, nozzle, ejection