

healthcare professionals: A meta-analysis on 1583 cases of out-of-hospital cardiac arrest / S. Tomasso [et al.] // Resuscitation. — 2008. — Vol. 76, № 2. — P. 226–232.

4. Predictors of Survival From Out-of-Hospital Cardiac Arrest A Systematic Review and Meta-Analysis / C. Sasson [et al.] // Circulation: Cardiovascular Quality and Outcomes. — 2010. — № 3. — P. 63–81.

5. Обзор рекомендаций АНА по СЛР и неотложной помощи при сердечно-сосудистых заболеваниях от 2010 года / сайт The American Heart Association [Электронный ресурс]. — 2015 — Режим доступа: http://www.heart.org/idc/groups/heart-public/@wcm/@ecc/documents/downloadable/ucm_317344.pdf. — Дата доступа: 26.08.2015.

6. Recent trends in survival from out-of-hospital cardiac arrest in the United States / P. S. Chan [et al.] // Circulation. — 2014. — № 21. — P. 1876–1882.

7. Clinical Outcomes in Cardiac Arrest Patients Following Prehospital Treatment with Therapeutic Hypothermia / E. Cortez [et al.] // Prehosp Disaster Med. — 2015. — № 16. — P. 1–5.

8. История электрической дефибрилляции с древнейших времен и до наших дней / А. Ю. Ладеев [и др.] // Новости хирургии. — 2014. — Т. 22, № 2. — С. 513–525.

9. Relationship between duration of prehospital resuscitation and favorable prognosis in ventricular fibrillation / T. Arima [et al.] // Am J Emerg Med. — 2015. — Vol. 33, № 5. — P. 677–681.

10. A Case of Survival after Cardiac Arrest and 3½ Hours of Resuscitation / D. M. Nusbaum [et al.] // Tex Heart Inst J. — 2014. — Vol. 41, № 2. — P. 222–226.

11. Thrombolysis and other drugs during cardiopulmonary resuscitation / F. Spöhr [et al.] // Curr Opin Crit Care. — 2008. — Vol. 14, № 3. — P. 292–298.

Поступила 15.09.2015

НОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ

УДК 621.59

МЕТОДИКА ГАЗОДИНАМИЧЕСКОГО РАСЧЕТА АЗОТНОГО КРИОХИРУРГИЧЕСКОГО АППАРАТА

Хасан Весам Анвар Али

Одесская национальная академия пищевых технологий
Учебно-научный институт холода, криотехнологий и экоэнергетики
им. В. С. Мартыновского, г. Одесса, Украина

Рассмотрена типичная схема азотного криохирurgical аппарата и выделены основные узлы расчета: контейнер с азотом, капилляры, подводящие жидкий азот и отводящие пары азота, криозонд и рабочий наконечник. Приведены методы расчета гидравлических потерь по длине капилляров, в местных сопротивлениях и идущих на преодоление высоты уровня жидкого азота в контейнере и в криозонде. Определено максимальное и минимальное давление азота в контейнере.

Ключевые слова: криохирurgical, азот, капилляры, контейнер, криозонд, потери давления.

THE METHOD OF GAS-DYNAMIC CALCULATION OF NITROGEN CRYOSURGICAL APPARATUS

Vesam Anwar Ali Hasan

Odessa National Academy of Food Technologies
Institute of Refrigeration, Cryotechnology and Ecoenergetics
named after V. S. Martynovsky, Odessa, Ukraine

The article considers the typical scheme of a nitrogen cryosurgical apparatus and describes the apparatus units such as the container with liquid nitrogen, capillaries to supply liquid and discard vapor phase of nitrogen, cryoprobe and operational tips. Methodologies for calculating hydraulic losses along the capillaries, local hydrodynamic resistances and level differences of the liquid phase of nitrogen in the container and cryoprobe have been reported. The maximum and minimum values of nitrogen pressure in the container have been calculated.

Key words: cryosurgery, nitrogen, capillary container, cryoprobe, pressure losses.

Введение

В настоящее время разработано и применяются на практике большое количество криохирurgical аппаратов различных типов. Многие из них работают по открытому циклу на разнообразных холодильных агентах, таких как жидкий азот, углекислота, фреоны и дают возможность проводить операции

с использованием различных температурных уровней (250K – 190K). Имеются также автономные аппараты с герметичным контуром, базирующиеся на компрессорах, обеспечивающих низкие температуры при помощи смесей холодильных агентов.

Большинство аппаратов разработаны на основе на экспериментальных данных и имеют слабую

теоретическую базу. В частности, отсутствует газодинамический анализ аппаратов, работающих по открытому циклу, что не дает возможность оценить массу аппаратов и их компактность.

В статье приводятся результаты газодинамического анализа наиболее широко используемых азотных криохирургических аппаратов и дается оценка требуемого избыточного давления, обеспечивающего необходимую циркуляцию азота и холодопроизводительность аппарата.

Газодинамический анализ аппарата

На рисунке 1 показана известная схема азотного криохирургического аппарата [1]. Он состоит из теплоизолированного цилиндрического внутреннего контейнера (2), в котором хранится жидкий азот, кризонда (3), облегчающего доступ к обрабатываемому органу, и съемного полого рабочего наконечника (4), с помощью которого проводится криооперация. Остальные элементы аппарата указаны на рисунке.

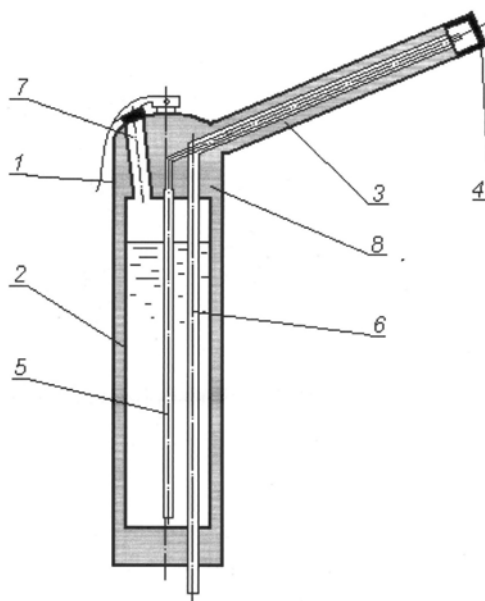


Рисунок 1 — Схема криохирургического аппликатора, работающего на жидком азоте: 1 — внешний корпус аппарата; 2 — контейнер жидкого азота; 3 — кризонда; 4 — рабочий наконечник; 5 — жидкостной капилляр; 6 — пароводводящая трубка; 7 — заправочная горловина; 8 — теплоизоляция

Жидкий азот поступает из контейнера по микрокапилляру через кризонду к рабочему наконечнику, в котором он кипит и охлаждает объект. Микрокапилляр состоит из двух частей. Та из них, которая проходит через кризонду, имеет меньший диаметр, что связано с необходимостью улучшить условия создания кольцевого канала для обратного потока пара. Образующиеся пары отводятся в окружающую среду.

Газодинамический расчет аппарата сводится к определению избыточного подъема давления азота во внутреннем контейнере криохирургического аппарата, необходимого для проталкивания жидкого азота из контейнера по капилляру в рабочий наконечник. Кроме гидравлических сопротивлений следует учитывать также и сопротивление, необходимое на преодоление высоты жидкого азота во внутреннем контейнере и кризонде.

Будем считать, что в капиллярах аппарата имеет место равномерное и одномерное движение азота. Капилляры могут быть отнесены к категории коротких и потери напора движущихся в них потоков сопоставимы с местными сопротивлениями. Не будем учитывать сжимаемость жидкого азота и пренебрегаем вязкими силами в

жидкости, то есть будем рассматривать жидкий азот как идеальную жидкость. При расчете примем также ряд следующих допущений:

— по прямому капилляру движется только жидкость, а не парожидкостная смесь;

— в рабочем наконечнике жидкий азот полностью испаряется и, таким образом, в обратном потоке находится только пар азота.

При движении прямого и обратного потоков имеются следующие гидравлические потери [2]:

— потери давления жидкости и пара по длине капилляров;

— местные потери из-за внезапного сужения или расширения жидкостного и парового потоков при их переходе в трубки иного диаметра;

— потери, связанные с поворотом капилляров;

— кроме гидравлических сопротивлений следует учитывать также и сопротивление, необходимое на преодоление высоты жидкости в контейнере и кризонде.

Таким образом, гидравлические потери в азотном криохирургическом аппарате — ΔP_{Σ} составляют:

$$\Delta P_{\Sigma} = \Delta P_{\text{дл}}^{\text{ж}} + \Delta P_{\text{дл}}^{\text{п}} + \Delta P_{\text{м}} + \Delta P_{\text{h}} \quad (1)$$

где: $\Delta P_{\text{дл}}^{\text{ж}}$ и $\Delta P_{\text{дл}}^{\text{п}}$ — гидравлические потери по длине жидкостного и парового каналов;

$\Delta P_{\text{м}}$ — местные потери в каналах жидкости и пара;

ΔP_{h} — потери, связанные с преодолением высоты жидкости.

Определим составляющие в уравнении (1).

Потери давления по длине капилляров найдем по формуле Дарси — Вейсбаха:

$$\Delta P = \lambda \frac{l}{d} \cdot \frac{\rho \cdot V_{\text{ср}}^2}{2}, \quad (2)$$

где: λ — коэффициент трения или коэффициент Дарси (зависит от числа Рейнольдса и относительной шероховатости поверхности капилляра — Δ/d); для нержавеющей стали, обычно применяемой в криохирургических аппаратах, величина абсолютной шероховатости Δ равна, приблизительно, 0,001мм;

l и d — длина и внутренний диаметр капилляра;

ρ — плотность жидкости или пара;

$V_{\text{ср}}$ — средняя скорость потоков жидкости или пара.

Найдем скорости прямого $V_{\text{пр}}$ и обратного $V_{\text{об}}$ потоков в каждом капилляре:

$$\begin{aligned} V_{\text{пр1}} &= \frac{M}{\rho_{\text{ж}} \cdot f_{\text{пр1}}}; & V_{\text{пр2}} &= \frac{M}{\rho_{\text{ж}} \cdot f_{\text{пр2}}}; \\ V_{\text{об1}} &= \frac{M}{\rho_{\text{п}} \cdot f_{\text{об1}}}; & V_{\text{об2}} &= \frac{M}{\rho_{\text{п}} \cdot f_{\text{об2}}} \end{aligned} \quad (3)$$

где: M — массовый расход азота;

$\rho_{\text{ж}}$ и $\rho_{\text{п}}$ — плотности жидкости и пара;

$f_{\text{пр}}$ и $f_{\text{об}}$ — площади поперечных сечений каждой части — 1 и 2 прямого и обратного капилляров.

Определим λ для капилляров прямого и обратного потоков. Для этого вначале найдем критерий Рейнольдса для каждого участка капилляров. Общая формула для критерия Рейнольдса такова:

$$\text{Re} = \frac{V \cdot l_k}{\nu} \quad (4)$$

где: ν — кинематическая вязкость потоков;

l_k — характерный размер.

Скорость жидкости по прямому капилляру мала и расчеты показывают, что для жидкости поток течения ламинарный. В этом случае капилляр можно считать гладким, его гидравлика не зависит от шероховатости и коэффициент трения можно рассчитать по формуле Пуазейля:

$$\lambda = \frac{64}{\text{Re}} \quad (5)$$

Обратный поток идет по кольцевому сечению в криозонде и по капилляру во внутреннем контейнере. Для кольцевого сечения площадь сечения и характерный размер l_k равны:

$$f_{\text{к}} = \frac{\pi}{4} (d_2^2 - d_1^2) \quad (6)$$

$$l_{\text{к}} = \frac{4f_{\text{к}}}{\Pi} \quad (7)$$

где: Π — смоченный периметр проходного сечения;

d_1 и d_2 — диаметр жидкостного капилляра и внутренний диаметр парового кольцевого канала в криозонде.

Поток пара в кольцевом сечении и в контейнере турбулентный, и коэффициент определим по формуле Блазиуса [3]:

$$\lambda_n = \frac{0,316}{\text{Re}^{0,25}} \quad (8)$$

Таким образом, в соответствии с рисунком 1, потери давления по жидкостному и паровому капиллярам равны:

$$\begin{aligned} \Delta P &= \lambda_{\text{жс1}} \frac{l_{\text{жс1}} \rho_{\text{жс}} \cdot V_{\text{пр1}}^2}{2} + \lambda_{\text{жс2}} \frac{l_{\text{жс2}} \rho_{\text{жс}} \cdot V_{\text{пр2}}^2}{2} + \\ &+ \lambda_{\text{п}} \frac{l_{\text{п1}} \rho_{\text{п}} \cdot V_{\text{об1}}^2}{2} + \lambda_{\text{п}} \frac{l_{\text{п2}} \rho_{\text{п}} \cdot V_{\text{об2}}^2}{2} \end{aligned} \quad (9)$$

В формуле (9) обозначены:

$l_{\text{жс1}}$, $l_{\text{жс2}}$, и $l_{\text{п1}}$, $l_{\text{п2}}$ — длины участков жидкостного и парового капилляров в контейнере и в криозонде;

d — диаметр парового канала в контейнере.

Расчет местных потерь находим по формуле Вейсбаха:

$$\Delta P_{\text{м}} = \xi \frac{\rho \cdot v^2}{2}, \quad (10)$$

где: ξ — коэффициент местного сопротивления, зависящий от режима потока и вида местного сопротивления:

$$\xi = \xi_1 + \xi_2 + \xi_3 \quad (11)$$

где: ξ_1 — местное сопротивление от сужения потока;

ξ_2 — местное сопротивление от расширения потока;

ξ_3 — потери от поворота канала.

Суммируя все вышеприведенные значения, определим потери по длине жидкостного и парового капилляров, а также местные потери — ΔP_{Σ} .

Определим давление в жидкостном капилляре, необходимое для преодоления высоты столба жидкости в контейнере. Заметим, что при эксплуатации аппарата его работа протекает в двух крайних режимах (рисунок 2): режим с минимальным давлением в контейнере P_{min} (жидкий азот полностью заполняет контейнер) и режим с максимальным давлением P_{max} (азот находится на дне контейнера:

$$P_{\text{min}} = \rho \cdot g \cdot h_{\text{min}} + \Delta P_{\Sigma}; \quad (12)$$

$$P_{\text{max}} = \rho \cdot g \cdot h_{\text{max}} + \Delta P_{\Sigma}; \quad (13)$$

Таким образом, для подачи жидкого азота к рабочему наконечнику необходимо поднять дав-

ление в контейнере и преодолеть все рассмотренные выше гидравлические сопротивления.

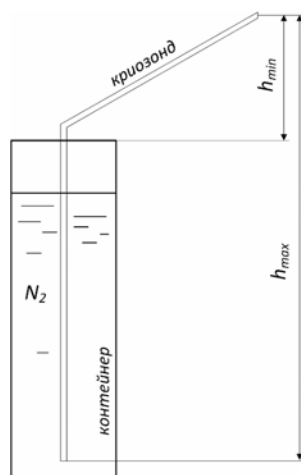


Рисунок 2 — Расчетная схема определения подъема жидкости

Приведем пример газодинамического расчета азотного криохирургического аппарата, изображенного на рисунке 1, для постоянного массового расхода азота $M = 0,2$ г/с. При длительности криооперации 3–5 минут этот расход соответствует полезной холодопроизводительности аппарата, равной 25–30 Вт, что достаточно для проведения многих видов операций (оториноларингология, дерматология, офтальмология и др.).

Необходимые для расчета размеры аппарата следующие:

- высота контейнера — 270 мм;
- длина криозонда — 210 мм;
- длина парового капилляра, проходящего по контейнеру — 270 мм;
- внутренний и внешний диаметры жидкостного капилляра в контейнере и в криозонде — 1,5 и 2 мм;
- внутренний диаметр кольцевого парового капилляра в криозонде 4 мм и в контейнере — 3 мм;
- характерный размер парового кольцевого зазора в криозонде — 2,03 мм.
- длина капилляра в криозонде — 210 мм, длина капилляра в контейнере — 270 мм, общая длина жидкостного капилляра — 480 мм.

$$h_{max} = 380 \text{ мм}; \quad h_{min} = 110 \text{ мм}.$$

Теплофизические свойства рабочего тела:

- плотность жидкого азота — 809 кг/м^3 ;
- плотность пара азота — $4,6 \text{ кг/м}^3$;
- кинематическая вязкость жидкого и пара азота — $2,0 \times 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}$ и $12,84 \times 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}$.

Проведенные расчеты дали такие результаты:

- скорость движения жидкого азота в капилляре, проходящем в контейнере и в криозонде, — 0,14 м/с;
- скорости движения пара в кольцевом зазоре — 4,56 м/с и по трубке, проходящей по контейнеру — 6,09 м/с.

Коэффициенты Рейнольдса — Re и коэффициенты трения:

— в капилляре жидкого азота — $Re = 1050$; $\lambda = 0,06$;

— в паровом кольцевом канале криозонда — $Re = 7209$; $\lambda = 0,0343$ и в паровой трубке, проходящей в контейнере — $Re = 14200$; $\lambda = 0,0289$.

Коэффициенты местных сопротивлений [3]:

— при внезапном сужении $\xi_1 = 0,5$ (в криозонде имеется одно сужение в прямом потоке, два — в обратном);

— при внезапном расширении $\xi_2 = 1,0$ (в криозонде имеются два расширения в обратном потоке и одно — в прямом);

— при плавном повороте потоков $\xi_3 = 0,14$ (в криозонде имеются два поворота).

При расчете считаем, что прямой поток жидкого азота движется по единому каналу, проходящему в контейнере и в криозонде, а обратный поток пара проходит по разным каналам в криозонде и в контейнере.

Результаты расчетов:

— потери давления в жидкостном канале — $\Delta P_{ж} = 153 \text{ Па}$;

— потери давления в двух обратных каналах пара — $\Delta P_{п} = 172 + 221 = 393 \text{ Па}$;

— общие потери давления от трения — $\Delta P_{тр} = 546 \text{ Па}$;

местные сопротивления в прямом потоке —

$$\Delta P_{м}^{пр} = 13 \text{ Па};$$

местные сопротивления в обратном потоке —

$$\Delta P_{м}^{об} = 270 \text{ Па},$$

общие местные сопротивления $\Delta P_{м} = 283 \text{ Па}$.

Таким образом, общие потери давления от трения равны $\Delta P_{\Sigma} = 829 \text{ Па}$

Потери, связанные с преодолением высоты жидкости (рисунок 2 и уравнения 12 и 13):

$$P_{\max} = 3015 \text{ Па};$$

$$P_{\min} = 872 \text{ Па}.$$

С учетом потерь на преодоление высоты жидкости в аппарате общие потери составят: максимальные потери давления в аппарате — $\Delta P_{\Sigma \max} = 3844 \text{ Па}$, а минимальные — $\Delta P_{\Sigma \min} = 1700 \text{ Па}$.

Чтобы преодолеть эти потери следует в контейнере подогреть жидкий азот на 3–4 град. по сравнению с температурой насыщенных паров при давлении окружающей среды. Если давление в контейнере поднимется выше необходимого, то хирург путем открытия запорочной горловины может его сбросить.

Выводы

1. В настоящее время разработано большое количество типов криохирургических аппаратов. Наибольшее распространение получили аппараты, работающие на жидком азоте. Они ис-

пользуются в гинекологии и в других областях медицины. Однако расчеты таких аппаратов еще далеки от совершенства.

2. Проведенный газодинамический анализ показывает, что азотные криохирургические аппараты работают при сравнительно небольших избыточных давлениях азота.

3. Небольшие давления рабочего агента (азота) позволяют изготавливать азотные аппараты из тонкостенных элементов, делают их легкими, компактными и удобными в эксплуатации.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Наер, В. А. Криохирургические аппараты — аккумуляторы холода / В. А. Наер, А. В. Рожнецев, Хасан Весама Анвар Али // Холодильная техника и технология. — 2014. — № 6.
2. Штеренлихт, Д. В. Гидравлика / Д. В. Штеренлихт: кн. 1. — М.: Энергоатомиздат, 1981.
3. Дейч, М. Е. Гидрогазодинамика / М. Е. Дейч, А. Е. Зарянкин. — М.: Энергоатомиздат, 1984.

Поступила 26.05.2015

УДК 616-073.75

МОЛЕКУЛЯРНАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ В ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Н. М. Ермолицкий

Гомельский государственный медицинский университет

Цель: систематизация и аналитический обзор научных публикаций по указанной теме с акцентированием внимания на практическое применение методов молекулярной визуализации в лучевой диагностике.

Материалы. Доступные литературные источники о молекулярной визуализации в лучевой диагностике.

Результаты. Определены возможности и преимущества современной молекулярной визуализации в практике лучевой диагностики.

Заключение. Применение методов молекулярной лучевой визуализации значительно повышает качество изображения и качество диагноза, открывает широкие перспективы диагностики во многих областях медицины при сохранении неинвазивности исследований.

Ключевые слова: молекулярная визуализация, молекулярные изображения в лучевой диагностике, молекулярный зонд.

MOLECULAR VISUALIZATION IN DIAGNOSTIC RADIOLOGY

N. M. Ermolitsky

Gomel State Medical University

Objective: systematization and analytical review of scientific publications dealing with the stated topic with accentuation of attention to practical application of the methods of molecular visualization in diagnostic radiology.

Material. The available literary sources covering molecular visualization in diagnostic radiology.

Results. Possibilities and advantages of modern molecular visualization in the practice of diagnostic radiology have been defined.

Conclusion. The application of methods of molecular diagnostic visualization considerably raises the quality of the image and the diagnosis, opens wide prospects of diagnostics in many areas of medicine in preservation of non-invasive researches.

Key words: molecular visualization, molecular images in diagnostic radiology, molecular probe.

Введение

Все чаще в научной литературе встречаются обозначения «молекулярные изображения», «молекулярное отображение» и «молекулярная визуализация». В то же время в доступной форме отсутствуют фундаментальные

руководства, разъясняющие границы, составляющие и терминологию нового направления.

Молекулярная визуализация (молекулярные методы отображения) — это быстро развивающаяся область диагностики, новая генерация технологий, целью которой является изуче-