

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ПРЕДПОСЫЛКИ СОЗДАНИЯ АППАРАТА ПРЯМОГО НАСЫЩЕНИЯ КРОВИ КИСЛОРОДОМ - АППАРАТА ИСККУСТВЕННОЕ ЛЁГКОЕ

М.С. Диков

Ядерное общество России

Констатируется необходимость создания качественно нового аппарата для насыщения крови кислородом. Предложено использование экспериментально подтверждённого эффекта значительного увеличения массопереноса на границе газ-жидкость при реализации режима микроконвекции. Расчётные параметры массопереноса оцениваются по обобщённому соотношению модели массоотдачи в приближении микроконвекции, учитывающему реологические и теплофизические параметры крови. Полученные данные показывают возможность создания аппарата искусственное лёгкое.

Ключевые слова

Кровь, кислород, лёгкие, оксигенатор, насыщение, реологические свойства, теплофизические свойства.

Условные обозначения

K – коэффициент массоотдачи, м/с; F – площадь контакта, м²; D – коэффициент диффузии, м²/с.

Введение.

В качестве одного из первых исследований практического применения отечественных оксигенаторов можно привести [1]. По конструктивным особенностям выделяются дисковые, пузырьковые и мембранные. В качестве одного из важных критериев оценки и предпочтения клинического применения выбрана наименьшая травмоопасность при воздействии на кровь. На основании этого наиболее перспективным указано направление мембранных оксигенаторов, что подтверждено их преимущественным применением в настоящее время.

С точки зрения массопереноса для осуществления процесса насыщения крови кислородом необходимо обеспечить контакт газа и жидкости на поверхности раздела.

В живом и здоровом организме это происходит в лёгких. Соппротивление диффузии кислорода в кровь в лёгких создают альвеолярно-капиллярная мембрана, слой плазмы в капиллярах, мембрана эритроцита и слой его протоплазмы [2]. Указывается, что диффузионная способность лёгких для углекислого газа примерно в 20 раз выше таковой для кислорода

Для описания процесса массопереноса кислорода в кровь в лёгких наилучшим образом подходит модель Higbie. Эта же модель “работает“ в дисковом, пузырьковом и мембранном оксигенаторе. В дисковом и пузырьковом оксигенаторах нет промежуточного звена между газом и жидкостью, но для повышения массового потока газа в жидкость, а следовательно коэффициента массоотдачи, необходимо повышать гидродинамические параметры течения жидкости и газа, чтобы обеспечить конструктивно приемлемые габариты установки. Однако это приводит к повышению травматичности крови. Мембранный оксигенатор обеспечивает коэффициент массоотдачи,

соответствующий нетравматичному режиму работы дискового (пузырькового) оксигенатора, т.е. более низкий, но позволяет повысить массовый поток газа в жидкость за счёт увеличения площади контакта газ-жидкость. При фиксированных габаритах увеличение площади достигается посредством уменьшения диаметра капиллярных мембран. Отрицательные эффекты присутствия промежуточного неживого звена (мембраны) очевидны: недолговечность, склонность к засорению, увеличение давления на прокачку и, соответственно, повышение травмоопасности для крови.

С целью обеспечения необходимой величины потока кислорода в кровь предлагается на конструктивно приемлемой площади контакта газ-жидкость обеспечить повышенную величину коэффициента массоотдачи посредством обеспечения особого режима течения жидкости на границе – режима микроконвекции.

Постановка задачи и теоретические результаты.

Ранее экспериментально было обнаружено значительное повышение массового потока газа с границы раздела газ-жидкость в жидкость в условиях значительной плотности теплового потока с границы. Для объяснения экспериментальных результатов была предложена модель массопереноса с привлечением модели микроконвекции в пограничном слое жидкости в месте контакта газ-жидкость [3]. При этом имело место хорошее согласование расчётных и экспериментальных данных. Оставался открытым вопрос о пусковом механизме микроконвекции, о возможности распространения результатов на сочетание газ-жидкость при различных значениях числа Прандтля для жидкости.

Решение вопроса о природе пускового механизма микроконвекции позволило разработать модель массопереноса на границе жидкости с числом Прандтля в широком диапазоне. Причём обобщённое уравнение для коэффициента массоотдачи в приближении микроконвекции переходит в указанное в [3] при $Pr \ll 1$. Статья на эту тему готовится в печать. Реализация режима микроконвекции предполагает слабое обтекание границы раздела газ-жидкость, в нашем случае кислород-кровь. Режим микроконвекции в пограничном слое осуществляется автомодельно с числом Рейнольдса $Re = 4$. Поэтому гидродинамические условия течения жидкости обеспечивают травмобезопасность крови. В указанных условиях течения Ньютоновские свойства плазмы крови [4] переносятся на кровь.

Параметры массопереноса в лёгких здорового человека следующие: площадь контакта газ-жидкость около 100 м^2 ; время обновления поверхности около 1 с ; диффузионная способность для кислорода в лёгких около $20 \text{ мл/мин/мм.рт.ст.}$ [2]. Кислород в лёгких переходит в химически связанное состояние с гемоглобином, причём 100 г гемоглобина связывает 134 мл кислорода и объёмное содержание кислорода в артериальной крови около 20% . В нормальных условиях функционирования организма потребляется $200\text{-}240 \text{ мл}$ кислорода в мин [5]. Необходимо оценить коэффициент диффузии кислорода в гемоглобин эритроцита.

Поскольку теплофизические параметры крови, такие как: число Прандтля, коэффициент объёмного расширения и т. д. недоступны, примем их равными для воды.

Диффузионная способность лёгких по кислороду $DL = \dot{V} / \Delta p$; где \dot{V} – скорость поступления кислорода в лёгкие $\text{см}^3/\text{мин}$; Δp – перепад парциального давления кислорода в альвеолярном воздухе и крови лёгочных сосудов $\Delta p = 60 \text{ мм.рт.ст.}$

Тогда $\dot{V} = DL \Delta p$. Учитывая, что $DL = 20 \text{ мл/мин/мм.рт.ст.}$ получаем

$$\dot{V} = 1200 \text{ мл/мин} = 20 \text{ мл/с}.$$

Соотношение для потока газа в терминах массопереноса $\dot{V} = K F \rho \Delta C$, где $F=100\text{м}^2$; ΔC – разность объёмной концентрации кислорода в артериальной и венозной крови, $\Delta C = 60 \text{ см}^3/\text{кг}$; искомый коэффициент массоотдачи K .

Тогда коэффициент массоотдачи от кислорода к гемоглобину крови в лёгких $K=3,3 \times 10^{-6}$ м/с. Пренебрегая диффузионным сопротивлением мембран, оценим коэффициент массоотдачи $K=10^{-5}$ м/с.

С учётом применимости для рассматриваемых условий модели Higbie [6]

$$K = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \sqrt{\frac{D}{t_e}}$$

Тогда расчётный коэффициент диффузии кислорода в кровь $D = 10^{-10}$ м²/с. Коэффициент массоотдачи в режиме микроконвекции оценим с учётом принятых данных и плотности теплового потока с границы $q = 1000$ Вт/м². Получаем $K = 5 \times 10^{-4}$ м/с. Расчётный поток кислорода в кровь с 1 м² при прочих равных условиях равен $\dot{V} = 880$ см³/мин.

Наибольшая скорость насыщения крови кислородом из перечня современных оксигенаторов у модели Qodrox фирмы YOSTRA (Германия) $\dot{V} = 430$ см³/мин [7]. В качестве резерва повышения эффективности насыщения крови кислородом в аппарате предлагаемого принципа действия можно указать увеличение способности гемоглобина крови связывать кислород с уменьшением температуры (рис. 1).

Не вдаваясь в конструктивные тонкости, следует отметить, что основным отличием аппарата экстракорпоральной мембранной оксигенации (ЭКМО) от аппарата предлагаемого принципа действия является отсутствие собственно мембраны (рис.2).

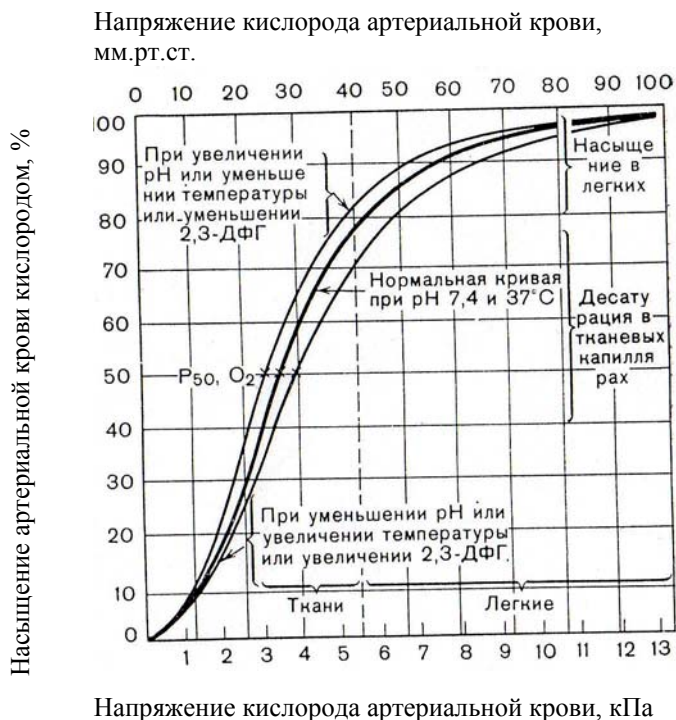


Рис.1 Кривая диссоциации оксигемоглобина. Влияние pH, температуры и 2,3-дифосфоглицерата на характер кривой [2]

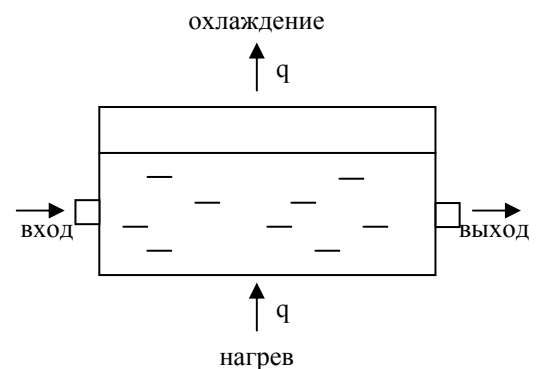


Рис.2 Схема модуля насыщения крови кислородом

Полученные теоретические результаты позволяют выбрать конструктивную схему, условия функционирования и сформулировать основные параметры планирования эксперимента по получению рабочих характеристик аппарата.

Литература

1. Цветков С.И. Сравнительная оценка влияния на кровь различных оксигенаторов. Дис. на соиск.учён.степ.канд.мед. наук. Л.: ВНИИ Пульмонологии МЗ СССР, 1988.
2. Дворецкий Д.П., Ткаченко Б.И.. Гемодинамика в лёгких.-Москва: Медицина,1987.
3. Диков М.С. Значительное увеличение массового потока на границе газ-жидкость в условиях слабого обтекания и превышения критической величины теплового потока с поверхности./ Минский международный форум по тепло- и массообмену.24-28 мая 2004 г. Тезисы докладов и сообщений. Институт тепло- и массообмена им.А.В. Лыкова,Т1,сс.66-67.
4. Виланская С.В. Изменение реологических свойств плазмы при криоплазмаферезе./ Минский международный форум по тепло- и массообмену.24-28 мая 2004 г. Тезисы докладов и сообщений. Институт тепло- и массообмена им. А.В. Лыкова, Т2,сс.124-125.
5. Березов Т.Т., Коровкин Б.Ф. Биологическая химия: Учебник / под ред.С.С. Дебова. – М.: Медицина,1982.
6. Бронштейн Б.И., Щеголев В.В. Гидродинамика, массо- и теплообмен в дисперсных системах, - Л.: Химия,1988.
7. Проспекты фирм: Японии, США, Италии и Германии. Мембранные оксигенаторы