

В. Е. ФРИДМАН, В. П. ОСИПОВ, М. Я. ХОДАС, В. В. МЫЧКО-МЕГРИН

ОБ АВТОМАТИЧЕСКОМ РЕГУЛИРОВАНИИ ПРОИЗВОДИТЕЛЬНОСТИ АРТЕРИАЛЬНОГО НАСОСА ПРИ ИСКУССТВЕННОМ КРОВООБРАЩЕНИИ

Целью искусственного кровообращения является поддержание параметров гомеостаза при выключении сердца и легких из кровообращения. Однако, если функции сердца и легких успешно воспроизводятся машиной, то сложная система регулирования параметров гомеостаза значительно нарушается.

Между тем длительность перфузий возрастает, а в связи с этим возрастают и требования к степени адекватности искусственного кровообращения. Поэтому возникает необходимость оснащения аппарата искусственного кровообращения достаточно простой и надежной системой автоматического регулирования, обеспечивающей поддержание параметров гомеостаза и минимальную травму крови в машине.

Частью такой системы является система автоматического регулирования объемной скорости кровотока (циркуляции, минутного объема крови—МОК).

Величину кровотока должны определять именно параметры кислородного режима организма [4, 5, 8].

Основным требованием к системе автоматического регулирования кровотока является соблюдение адекватности кислородного снабжения тканей, при котором потребность в кислороде полностью удовлетворяется. Это возможно только в том случае, если парциальное напряжение кислорода PO_2 в клетках на периферии диффузионного поля капилляров не падает ниже уровня, нужного для деятельности дыхательных ферментов. Перепад парциального напряжения кислорода между мембраной капилляра и периферией диффузного поля определяется факторами тканевого дыхания—удельным потреблением кислорода, количеством открытых капилляров. Поэтому адекватное кислородное снабжение осуществляется только при условии поддержания парциального напряжения кислорода в венозной крови (pO_2) выше некоторого критического уровня.

Если оксигенатор обеспечивает свою функцию, pO_2 при определенном потреблении кислорода зависит от кислородной емкости крови и величины циркуляции (минутного объема крови, МОК), поэтому МОК необходимо регулировать так, чтобы pO_2 в клетках на периферии диффузионного поля капилляров оставалось не ниже некоторого критичес-

4—371

кого уровня. Однако измерение pO_2 в тканях для регулирования связано сейчас с непреодолимыми техническими трудностями.

Насыщение кислородом гемоглобина смешанной венозной крови, на которое влияет общее потребление кислорода организмом, эффективно применялось в лаборатории искусственного кровообращения НИИКиЭХ для контроля адекватности перфузии в 500 операциях на сердце [4, 7].

Попытки построить «биоуправляемую» систему автоматического регулирования МОК, в которой параметром, определяющим величину его, будет насыщение венозной крови кислородом, уже предпринимались [3].

В условиях искусственного кровообращения была испытана система автоматического регулирования, в которой отклонение HVO_2 на 1% от заданного значения вызывало изменение МОК до 30%. Оказалось, что такая система неработоспособна, регулирование «вырождается» в автоколебания с большой амплитудой. Успешно работающая система автоматического регулирования может быть построена только на основе исследования статистических и динамических характеристик объекта регулирования.

Если зависимость HVO_2 (pO_2) от МОК, потребления кислорода и т. д. рассматривалась во многих работах [1, 2, 7, 9], то динамика изменения HVO_2 при изменении тех же факторов, в первую очередь МОК, не изучена.

Для изучения динамики изменений HVO_2 (pO_2), происходящих при изменениях МОК, нами были проведены исследования во время экспериментов на собаках с применением искусственного кровообращения (аппарата ИСЛ-3). В этих экспериментах наносилось типовое возмущение—скачкообразное или периодическое—и измерялось pO_2 смешанной венозной крови закрытым полярографическим электродом Кларка, установленным в специальной проточной камере.

Для усиления тока использовался модифицированный рН-метр типа ЛПУ-01, к которому был подключен малоинерционный самопишущий прибор (рис. 1).

Обработка результатов исследований позволила установить, что динамика изменения pO_2 определяется суммарным транспортным запаздыванием от движения крови по сосудам организма и магистральям аппарата, упругими свойствами кровеносного русла, инерционностью датчика. Теоретическая кривая, рассчитанная в соответствии с этими факторами, и экспериментальная сравниваются на рис. 1.

Заметим, что транспортное запаздывание изменяется в соответствии с величиной МОК.

Рассмотрим функциональную схему системы автоматического регулирования МОК (рис. 2). Текущее значение HVO_2 сравнивается с заданным значением HVO_2 и вычисляется отклонение HVO_2 от заданного значения. Величина ΔHVO_2 вводится в регулятор, который, действуя на артериальный насос, по определенному закону изменяет

МСК на величину ΔQ . Чем больше отношение $\frac{\Delta Q}{\Delta HbO_2}$, тем более быстродействующим и точным является регулятор. Однако увеличение

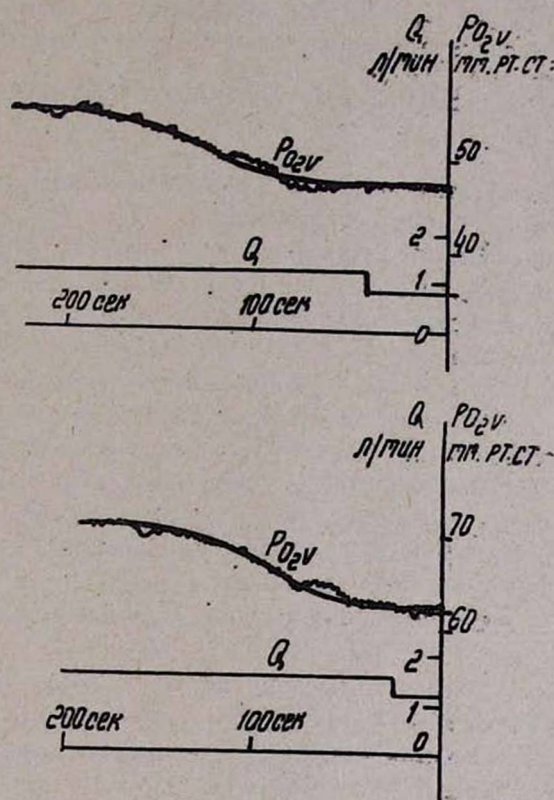


Рис. 1. Кривые разгона по rO_{2v} при изменении МОК при различных значениях МОК.

$\frac{\Delta Q}{HbO_2}$ не может быть бесконечным. При наличии запаздывания в



Рис. 2. Структура системы автоматического регулирования

объекте регулирования (см. рис. 1) увеличение $\frac{\Delta Q}{\Delta HbO_2}$ приводит не к

стабилизации регулируемого параметра, а к раскачке его, т. е. к потере устойчивости системы.

Расчет методами, применяемыми в теории автоматического регулирования, показывает, что система потеряет устойчивость, если при отклонении $\Delta \text{HbO}_2 = 1\%$ МОК изменится более чем на 4—5% [3].

В то же время система с допустимым по условиям устойчивости отношением $\frac{\Delta Q}{\Delta \text{HbO}_2}$ не способна сколько-нибудь эффективно стабилизировать HbO_2 .

Для совмещения устойчивости и высокого качества регулирования необходимо усложнить закон регулирования.

Теория автоматического регулирования указывает, что для регулирования объектов, обладающих динамикой, аналогичной динамике содержания кислорода, может быть применен изодромный закон регулирования, который учитывает не только текущее, но и предшествующее значение регулируемой величины. При появлении постоянного во времени отклонения ΔHbO_2 при изодромном законе регулирования регулирующее воздействие увеличивается. Проведенные нами расчеты показали, что для регулирования HbO_2 (или pO_2) может быть применен изодромный закон регулирования, при котором появление постоянного отклонения величиной 1% HbO_2 приводит к изменению ΔQ на 3—4% с последующим удвоением ΔQ за 50 сек.

Эксперименты проводились на собаках при перфузии аппаратом РП-3.

Экспериментально была испытана система с изодромным регулятором с указанными выше настройками.

Возмущение наносилось изменением температуры тела, причем потребление кислорода менялось 3—4 раза.

Регулирование вели по насыщению кислородом гемоглобина смешанной венозной крови (HbO_2). При этом была использована следующая аппаратура: датчик—проточный датчик оксигемографа ОГП-02; фотокомпенсационный усилитель Ф—17, регулятор—корректирующий прибор КПИ-Т2. Регулируемый привод насоса был состыкован с регулятором при помощи специальной схемы на транзисторах. Регулирование вели изменением частоты пульса. Ударный объем насоса устанавливался в соответствии с весом собаки таким образом, чтобы пульс держался в пределах 20—100 уд. в мин.

В ходе 10 экспериментов регулятор успешно поддерживал HbO_2 на заданном уровне при изменении потребления кислорода. Динамические отклонения не превышали 2—3% HbO_2 (рис. 3).

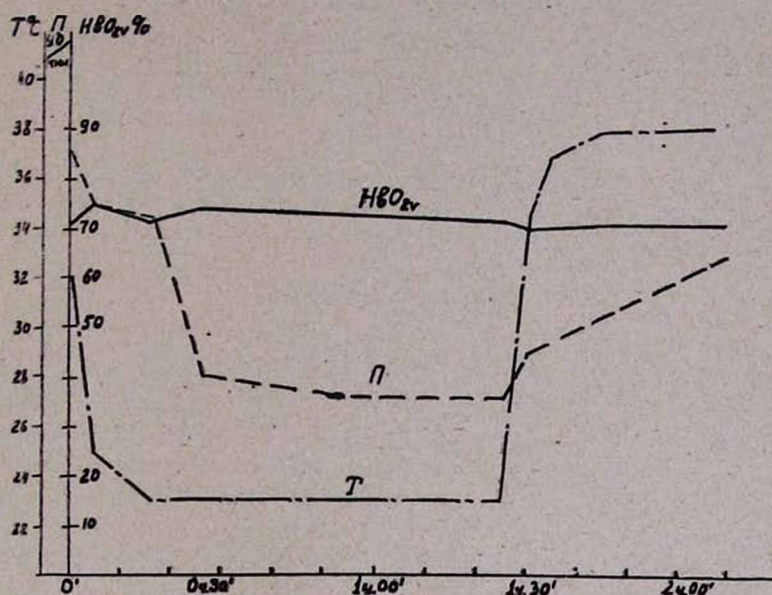


Рис. 3. Система автоматического регулирования HBO_{2v}. График изменения насыщения крови кислородом (HBO_{2v}) и частота пульса (п) при охлаждении и согревании собаки. Т — температура артериальной крови.

Выводы

1. Система автоматического регулирования с воздействием на объемную скорость кровотока может обеспечить при искусственном кровообращении поддержание заданного значения насыщения гемоглобина в смешанной венозной крови кислородом (или pO₂).

2. В сочетании с автоматическим устройством, обеспечивающим успешное функционирование оксигенатора, эта система может обеспечить при искусственном кровообращении автоматическое поддержание МОК в соответствии с потребностью организма в кислороде.

НИИ клинич.

и экспер. хирурги

МЗ СССР

Поступило 5/1 1970 г.

ՅՐԻԴԱՆ Վ. Ե., ՕՍԻՊՈՎ Վ. Պ., ԽՈՒՍՍ Մ. ՅԱ.

ԶԱՐԿԵՐԱԿԱՅԻՆ ՊՈՄՊԻ ԱՐՏԱԴՐՈՂԱԿԱՆՈՒԹՅՈՒՆԸ ԱՎՏՈՄԱՏ
ԿԱՐԳԱՎՈՐՄԱՆ ՄԱՍԻՆ ԱՐՅԱՆ ԱՐԶԵՍՏԱԿԱՆ
ՇՐՋԱՆԱՌՈՒԹՅԱՆ ԺԱՄԱՆԱԿ

Ա. մ փ ո փ ո ի մ

Առաջարկված է արյան արհեստական շրջանառության ապարատի զարկերակային պոմպի ավտոմատ կարգավորման սխեման, Հեղինակները ցույց են տալիս, որ HBO₂ կամ pO₂ վեներալում կարգավորելու համար կարելի է օգտագործել իզոդրոմ կարգավորող օրենքը:

V. E. FRIDMAN, V. P. OSIPOV, M. J. KHODAS

ON AUTOMATIC CONTROL OF ARTERIAL PUMP OUTPUT
IN EXTRACORPORAL CIRCULATION

Summary

A system of automatic control of the arterial pump used in the extracorporeal circulation apparatus is suggested. It is shown that for controlling the vein HBO_2 or pO_2 the isodrome law of control can be used.

ЛИТЕРАТУРА

1. Баюзек Ф. В. Докт. диссер., 1962.
2. Галетти П. М., Бригер Г. А. Основы и техника экстракорпорального кровообращения. Медицина, 1966.
3. Медеяновский А. Н., Прилуцкий В. И., Михайлов В. А., Регельсон Л. Л., Радзевич А. Э., Лескин Г. С., Вавилов С. Б., Сосин В. М. В сб.: «Проблемы моделирования в кардиологии». М., 1968.
4. Осипов В. П., Ходас М. Я. В сб.: «Реконструктивная хирургия», 1968, 140—152.
5. Петровский Б. В., Соловьев Г. М., Бунятян А. А., Ходас М. Я., Осипов В. П., Заргарли Ф. И., Шумаков В. И. Грудная хирургия, 1964, 2, 122.
6. Петровский Б. В., Соловьев Г. М., Бунятян А. А. Гипотермическая перфузия в хирургии открытого сердца. Ереван, 1967.
7. Соловьев Г. М., Шумаков В. А., Бунятян А. А., Ходас М. Я., Рышкин В. С., Шабалкин В. В., Пятницкая Г. Х., Жидовецкая А. С. Тезисы докладов 5-й научной сессии НИИЭХАИ, 1961, 52—53.
8. Ходас М. Я. Докт. диссер., М., 1965.
9. Шик Л. Л., Веницкая Р. С., Волюнский Ю. Д., Погосова А. В., Харнас С. Ш. Труды Института грудной хирургии АМН СССР, 1961, 7, 200—203.