

**Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования «Красноярский государственный медицинский
университет имени профессора В. Ф. Войно – Ясенецкого» Министерства
здравоохранения Российской Федерации
Кафедра Сердечно-сосудистой хирургии ИПО**

**Рецензия профессора, ДМН кафедры - клиники сердечно –
сосудистой хирургии ИПО Дробота Дмитрия Борисовича на реферат
ординатора первого года обучения по специальности Сердечно –
сосудистая хирургия Мозгова Игоря Игоревича по теме «Устройство
аппарата искусственного кровообращения».**

Искусственного кровообращения аппарат (АИК), аппарат «искусственное сердце — легкие», аппарат, обеспечивающий оптимальный уровень кровообращения и обменных процессов в организме больного или в изолированном органе донора; предназначен для временного выполнения функций сердца и лёгких. На основании предшествующих многочисленных работ первый аппарат для искусственного кровообращения теплокровного организма, так называемый автожектор, был создан в 1925 советским учёным С. С. Брюхоненко при помощи этого аппарата советский учёный Н. Н. Теребинский в 1930 экспериментально доказал возможность успешной операции на клапанах сердца. В 1951 итальянские хирурги А. Дольотти и А. Костантини выполнили операцию удаления опухоли средостения, используя АИК. В СССР первую операцию на «сухом» сердце с помощью АИК осуществил в 1957 А. А. Вишневский. АИК включает комплекс взаимосвязанных систем и блоков: «искусственное сердце» — аппарат, состоящий из насоса, привода, передачи и нагнетающий кровь с необходимой для жизнеобеспечения объёмной скоростью кровотока; «искусственные лёгкие» — газообменное устройство, так называемый оксигенатор, служит для насыщения крови кислородом, удаления углекислого газа и поддержания кислотно-щелочного равновесия в физиологических пределах. Оксигенаторы в АИК могут быть сконструированы на основании одного из 4 принципов насыщения крови кислородом: пузырькового, плёночного, пенно-плёночного и через полупроницаемые синтетические мембраны. Модель пенно-плёночного оксигенатора была создана Брюхоненко и В. Д. Янковским в 1937; пенно-плёночный принцип применяется в основном в советских оксигенаторах, которые по своим функциональным качествам более физиологичны, чем работающие при прямом контакте дыхательных газов с кровью.

Целью данного реферата является рассмотрение врачом – ординатором данных об этиологии, патогенезе и клинических особенностях данной патологии, а так же ее лечения. Реферат соответствует всем требованиям, тема раскрыта в полном объеме, информация актуальна.

Основные оценочные критерии рецензии на реферат ординатора
второго года обучения по специальности Сердечно – сосудистая хирургия:

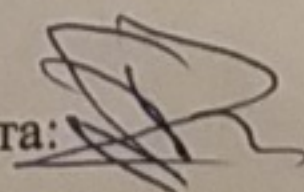
Оценочные критерии	Положительны й/отрицательн
1. Структурированность	f
2. Наличие орфографических ошибок	f
3. Соответствие текста реферата его теме	+
4. Владение терминологией	+
5. Полнота и глубина раскрытия основных понятий темы	f
6. Логичность доказательной базы	+
7. Умение аргументировать основные положения и выводы	f
8. Круг использования известных научных источников	f
9. Умение сделать общий вывод	f

Итоговая оценка: положительная/ отрицательная

Комментарии рецензента:

Дата:

Подпись рецензента:



Подпись ординатора:

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Красноярский государственный медицинский университет имени профессора В.Ф. Войно-Ясенецкого» Министерства здравоохранения Российской Федерации

Кафедра и клиника сердечно-сосудистой хирургии ИПО

Заведующий кафедрой: Д.М.Н. Профессор Сакович В.А.
Проверил: Д.М.Н. Профессор Дробот Д.Б.

Реферат

Устройство аппарата искусственного кровообращения

Выполнил: врач-ординатор сердечно-сосудистый хирург 2 года
Мозгов И.И.

Красноярск 2020 г.

Содержание:

Введение

Основная часть

-Аппараты ИК

-Методика проведения

-Неблагоприятные эффекты

Список литературы

Искусственное кровообращение (ИК, СРВ) подразумевает экстракорпоральный контур, который обеспечивает системный кровоток в организме в то время, когда сердце и легкие не функционируют. За исключением тех случаев, когда операции выполняются на поверхности сердца, как, например, при ограниченных коронаро-байпасных операциях, ИК требуется всегда, когда манипуляции с сердцем значительно компрометируют системное кровяное давление и когда осуществляется интракардиальная хирургия.

Введение

Мысль о возможности поддержания жизнедеятельности организма с помощью ИК, по свидетельству С.С. Брюхоненко и С.И. Чечулина (1928), была высказана LeGallois в 1812 г. Однако прошло более 100 лет, прежде чем С.С. Брюхоненко в 1924 г. сконструировал первый в мире АИК, названный им автожектором. С его помощью были проведены успешные эксперименты по перфузии головы собаки, отделенной от туловища.

Усовершенствование автожектора позволило С.С. Брюхоненко впервые в мире осуществить ИК целостного организма собаки. Начало выдающемуся достижению медицины XX в было положено. Однако приоритет С.С. Брюхоненко был признан только после опубликования статьи WProbert и D. Melrose (1960). «Ранний русский аппарат сердце—легкие». Этот факт подтверждает и известный американский анестезиолог L. Rendel-Baker (1963) «...Только недавно нам стало известно о значительно более ранних сериях успешных перфузии собак, произведенных С.С. Брюхоненко в 1929 г. К несчастью, эта работа была опубликована в русской и французской литературе, где и осталась похороненной». Остается только удивляться, что подобное произошло с изобретением, запатентованным в 1929 г. в Германии и Англии и в 1930 г во Франции. Сами работы были опубликованы «Journal Physiology et Pathology General», 1929, Vol 27, № 1. И уж совершенно непонятно, когда тот же D. Melrose, в 1960 г. восстановивший приоритет С.С. Брюхоненко, через 26 лет в книге «Cardiopulmonary bypass»,

вышедшей в 1986 г. под редакцией K. Taylor, и C. Lake в книге «Cardiovascular anesthesia» (1985) основоположником метода ИК называют J. Gibbon. Только в 1937 г. этот автор провел успешные эксперименты с искусственным кровообращением на кошках. С помощью сконструированного им аппарата, состоящего из насоса и оксигенатора, он пережимал легочную артерию на 25 мин, вскрывал ее и демонстрировал возможность эмболизации. Начавшаяся вскоре Вторая мировая война затормозила работы в области ИК. Симптоматично, что в первые послевоенные годы наибольших успехов достигли ученые стран, не пострадавших в войне (США, Швеция). Были созданы более совершенные модели АИК, с помощью которых уже можно было провести общую перфузию у человека [Gibbon J. et al., 1948; Crafoord C. et al., 1948, Jongbloed D., 1919]. В 1951 г. C. Dennis и соавт. впервые применили ИК у человека, однако больная с дефектом межпредсердной перегородки умерла на операционном столе от сердечной недостаточности. Наконец, в 1953 г. J. Gibbon выполнил первую успешную операцию по поводу дефекта межжелудочковой перегородки в условиях общей перфузии организма. С 1955 г. метод стал применяться в различных странах. Этому способствовали работы D. Kirklin и соавт. из клиники Mayo (США). Авторы модифицировали аппарат Гиббона и стали оперировать с объемной скоростью, равной или близкой к нормальному сердечному выбросу.

В СССР работы по созданию клинических моделей АИК были начаты в 1952 г. (Е.А. Вайнриб и сотр.). В 1957 г. А.А. Вишневский с помощью второй модели АИК-57 произвел первую успешную операцию на открытом сердце, а спустя 2 года метод стал применяться в ведущих учреждениях страны, руководимых Н.М. Амосовым, А.Н. Бакулевым, А.А. Вишневским, П.А. Куприяновым, Б.В. Петровским, Ф. Г. Угловым и др. В настоящее время метод ИК широко применяется во всем мире. Сконструированные в 50-х годах образцы АИК по праву заняли место в музеях. На смену им пришли новые, оснащенные современной электронной техникой аппараты с одноразовыми оксигенаторами, теплообменниками, фильтрами, канюлями и т.д. Сам по себе метод ИК практически стал совершенно безопасным. Об этом свидетельствуют сотни тысяч успешных операций, проводимых ежегодно в разных странах [Tinker J., 1989].

Аппараты ИК

Насосы. Современные насосы АИК должны обладать производительностью 4-5 л/мин, т.е. приблизительно равной минутному объему сердца в покое. Главными требованиями ко всем конструкциям насосов являются минимальное повреждение форменных

элементов крови и высокая надежность. Различают клапанные (мембранный, камерный) и бесклапанные (роликовый, пальчиковый) насосы, которые создают пульсирующий поток различной амплитуды. В литературе существуют противоположные точки зрения относительно целесообразности использования насосов с малой или большой амплитудой [Taylor K., 1984; HdmundL., 1982; PhilbinD. et al., 1982]. Сторонники насосов с большой амплитудой (пульсирующий поток) подчеркивают их физиологичность, лучшее кровоснабжение миокарда, большой диурез, выраженный капиллярный кровоток, минимальный ацидоз, уменьшение периферического сопротивления и др. [WaabenA. et al., 1985]. Позиция же их противников основывается на увеличении гемолиза вследствие повышенной турбулентности из-за быстрого ускорения и замедления кровотока, а также усложнением насосов и других технических средств в АИК, тем более, что системные показатели кровообращения среднее артериальное давление и общее периферическое сопротивление практически не меняются как при пульсирующем, так и при неппульсирующем кровотоке [Осипов В.П., 1976].

Разумно поступили конструкторы фирмы «Stockert» (ФРГ), предусмотрев возможность применения пульсирующего и неппульсирующего кровотока в одном АИК.

Оксигенаторы

Технические устройства, временно заменяющие оксигенирующую функцию легких, подразделяются на две группы: 1) оксигенаторы, где кровь и кислород непосредственно контактируют друг с другом; 2) оксигенаторы, где между кровью и кислородом имеется газопроницаемая мембрана. К первой группе относятся пузырьковые и пленочные оксигенаторы, ко второй — мембранные. Пузырьковые оксигенаторы в свою очередь делятся на проточные и противоточные в зависимости от направления потоков газа и крови [Осипов В.П., 1976]. Характерными представителями проточного оксигенатора являются оксигенатор де Волла — Миллиха, сконструированный в 1956 г. в США, и все последующие его модификации. К подгруппе пузырьковых оксигенаторов относятся и современные одноразовые оксигенирующие системы различных фирм: «Bentley» (США), «Shiley» (США), «Harvey» (США), «Gambro» (Швеция). Недостатками проточных пузырьковых оксигенаторов являются мощный поток кислорода и связанный с этим гемолиз, а также вспенивание и последующий переход в жидкое состояние всего объема крови, проходящего через оксигенатор [Осипов В.П., 1976]. Кислород, поступающий в кровь из нижней части пузырькового оксигенатора противоточного типа, создает пенный столб (экран), навстречу которому из верхней части оксигенатора стекает венозная кровь. Этот принцип более экономичен и эффективен. Расход кислорода и количество крови существенно меньше, чем в проточных оксигенаторах. Из-за вспенивания небольшой

части притекающей венозной крови меньше травмируются форменные элементы крови. Недостатком указанных оксигенаторов является сложность управления, обусловленная необходимостью постоянного наличия пенного столба [Осипов В.П., 1976]. Оксигенаторами указанного типа были снабжены различные модификации отечественных АИК.

Пленочные оксигенаторы

Как свидетельствует название этих технических устройств, оксигенация происходит при контакте пленки крови, образовавшейся на какой-либо твердой поверхности, с кислородом. Различают стационарные и ротационные пленочные оксигенаторы. В стационарных оксигенаторах кровь стекает по неподвижным экранам, которые находятся в атмосфере кислорода. Примером является оксигенатор Гиббона, с помощью которого была проведена первая успешная операция на сердце с ИК. Основными недостатками экранных оксигенаторов являются их дороговизна, плохая управляемость, громоздкость конструкции и необходимость большого количества донорской крови. Более эффективны ротационные оксигенаторы. К ним относятся популярные в прошлом дисковый оксигенатор Кея — Кросса и цилиндрический оксигенатор Крафорда — Сеннинга. Пленка крови, образующаяся на поверхности вращающихся дисков или цилиндров, контактирует с кислородом, подаваемым в оксигенатор. Производительность ротационных оксигенаторов в отличие от экранных может быть увеличена за счет повышения скорости вращения дисков (цилиндров). Рассмотренные пленочные и пузырьковые оксигенаторы многократного пользования имеют исторический интерес. На смену им пришли оксигенаторы одноразового пользования в комплекте с теплообменником, артериальным и венозным резервуарами, специальной «антифомной» (силикон) секцией внутри оксигенатора, газовыми и жидкостными фильтрами, набором канюль и катетеров. Нет необходимости подчеркивать, что все это находится в стерильных упаковках. Наибольшей популярностью пользуются оксигенаторы фирм «Bentley» (США), «Harvey» (США), «Shiley» (США), «Polystan» (Дания), «Gambro» (Швеция) и др. Эти оксигенаторы полностью удовлетворяют запросы современной кардиохирургии и кардиоанестезиологии. Однако если необходима длительная (более 4 ч) искусственная оксигенация крови, то вредное действие прямого контакта крови с кислородом и углекислым газом становится небезразличным для организма. Антифизиологичность этого феномена проявляется изменением электрокинетических сил, нарушением нормальной конфигурации молекул белков и их денатурацией, агрегацией тромбоцитов, выбросом кининов и т.д. [BethumeI], 1986]. Во избежание этого при длительных перфузиях более целесообразно пользоваться мембранными оксигенаторами.

Мембранные оксигенаторы

Первый мембранный оксигенатор небольших размеров был сконструирован W. Kolff и с успехом испытан в эксперименте D. Effler в 1956 г. В том же году O. Olowes и соавт. применили в клинике больших размеров мембранные легкие, используя полиэтиленовые, затем тефлоновые мембраны. В 1958 г. G. Clowes сообщил о 100 больных, у которых были использованы мембранные легкие. В последующие годы были созданы более эффективные и менее громоздкие модели с использованием в качестве мембраны полимера силикона и поликарбоната [Peirce E., 1970], силиконизированного угля [Kolobow T. et al., 1963, 1971]. Первые одноразовые оксигенаторы с мембраной для микропористого полипропилена были применены в клинике при операциях на сердце J. Hill и соавт. в 1975 г. В аналитическом обзоре M. Bramson и соавт. (1981) сообщается об использовании мембранных оксигенаторов более чем у 500 больных при операциях на сердце и у 35 при острой дыхательной недостаточности в течение нескольких дней. Наибольший срок 21 день. Другая модель оксигенаторов с использованием силиконовых мембран была сконструирована A. Lande в 1967 г., и ее начала выпускать фирма «Edwards Laboratories» (США). В последующие 10 лет ее использовали во многих странах [Lande A. et al., 1970; Carleson R. et al., 1973; Birnbaum D. et al., 1979, и др.]. В настоящее время наибольшей популярностью пользуются мембранные оксигенаторы «Cobemembrane Lung» (США) производительностью 6 л/мин с мембраной из микропористого полипропилена, «Sci. Med. membrane oxygenators» (США) - спиральный компактный с метилсиликоновой мембраной, «Terumo Capiox Oxygenator» (Япония) — с мембраной из микропористого полипропилена, с помощью которого Suma и соавт. произвели более 100 операций на открытом сердце у больных с массой тела 4,8—78 кг, «Travenol membrane oxygenator» (США) с мембраной из микропористого тефлона, с помощью которого было выполнено более 4000 операций [Cosgrove D., Loop E., 1981]. В заключение следует подчеркнуть, что преимущества мембранных оксигенаторов выявляются после двухчасовой перфузии [Lake S., 1985]. При этом отмечаются меньший гемолиз, менее выраженное снижение числа лейкоцитов и содержания иммуноглобулинов IgG, IgM. Воздействие на гемодинамику выражается и в снижении периферического сопротивления, увеличении диуреза. Поскольку большинство операций на сердце проводятся в пределах 2 ч, перспективы мембранных оксигенаторов в хирургии сердца пока проблематичны [Lake S., 1985]. При длительных же перфузиях в реаниматологической практике их преимущество бесспорно.

Коронарный отсос

Любой АИК, как правило, снабжен системой коронарного отсоса для удаления крови из полостей сердца и оперативной раны и возвращения ее в оксигенатор АПК. Следует подчеркнуть, что коронарным отсосом можно пользоваться только в условиях гепаринизации больного. Сразу после введения протамина сульфата для нейтрализации гепарина (по окончании ПК) необходимо отсасывать кровь обычным отсосом В. противном случае может свернуться кровь, оставшаяся в оксигенаторе, которую обычно нагнетают больному в ближайшие 10-20 мин после перфузии. Отметим также, что именно в системе коронарного отсоса происходит наибольший гемолиз, особенно если применяется вакуумный принцип. При использовании роликовых насосов гемолиз менее выражен. В современных аппаратах имеется несколько таких насосов с отдельной регулировкой их производительности.

Теплообменник

Для экстракорпорального охлаждения и согревания крови АИК снабжают теплообменником. Обычно его монтируют на пути артериальной магистрали. Различают трубчатые и щелевые теплообменники. Кровь, протекая по трубкам, охлаждается (согревается) водой, циркулирующей в цилиндре, внутри которого расположены трубки (рис. 1). В настоящее время теплообменники выпускаются в комплекте с оксигенаторами в одноразовом исполнении.

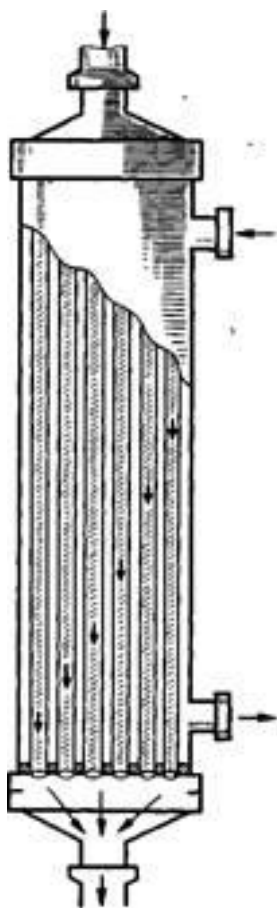


Рис. 1 Трубчатый теплообменник (схема)

Фильтры

Современная аппаратура ИК, как правило, снабжена фильтрами для жидких сред и газов. Это необходимое условие при проведении общей перфузии организма, гарантирующее безопасность больного. Фильтры для крови с отверстиями диаметром 40 мкм устанавливаются на линии артериальной магистрали, в системах коронарного отсоса и в рециркуляционной линии. В системе для введения кардиоплегического раствора также устанавливаются специальные фильтры. Необходимость в фильтрах различного назначения, задерживающих микрочастицы, бактерии, пузырьки газа, обусловлена большим числом осложнений и летальных исходов вследствие эмболии сосудов головного мозга и других жизненно важных органов [Hill J. et al., 1969; Patterson R. et al., 1974]. Для реальной оценки этой опасности потребовалось 17 лет со дня первой операции с ИК в 1953 г. Появление первых серийно выпущенных фильтров в 1970 г., изготовленных фирмами «Pioneer-Swank» (США) и «Pall» (ФРГ) для установки на артериальной магистрали и системе коронарного отсоса, положило начало новому периоду в хирургии открытого сердца, гарантирующему полную безопасность самого метода ИК. Надо признать, что в ведущих клиниках мира этот уровень достигнут. Летальность, связанная с ИК, практически отсутствует. Следует иметь в виду, что микрочастицы и газовые

пузырьки могут поступить в ток крови из разных источников и на различных этапах операции и ИК. Большую опасность представляет консервированная донорская кровь, в которой еще до перфузии содержится значительное количество микроагрегатов дегенерированных тромбоцитов, гранулоцитов, эритроцитов и фибрина [SolisR. et al., 1974]. Микрочастицы неорганического происхождения могут остаться в резервуарах оксигенатора, канюлях и др. в процессе их изготовления [ClarkR. et al., 1975]. Во время операции в АИК могут поступать через систему коронарного отсоса микрочастицы кости и тканей (подкожная клетчатка, мышцы и т.д.).

Другим источником образования микроагрегатов являются механическая травма крови роликовыми насосами, коронарным отсосом, при взаимодействии кислорода с кровью, денатурации белков и повреждении клеточных компонентов и, наконец, реакция последних с инородными материалами АИК [JonesH. et. al., 1982]. Существенную опасность представляет и газовая эмболия. Микропузырьки газа могут попасть в артериальную магистраль АИК из оксигенатора. Антиформ успешно гасит крупные пузырьки, но не всегда мелкие [PattersonR. et al., 1982; Semb B. et al., 1982]. Проблему не решают и мембранные оксигенаторы, так как могут иметь место незаметные микроповреждения самой мембраны. Недостаточный градиент давления между газом и кровью по обе стороны мембраны может также способствовать образованию микропузырьков газа в крови. Подобное происходит и при быстром и избыточном согревании крови в теплообменнике. Наконец, газ может проникнуть в артериальную канюлю вследствие механических повреждений различных частей АИК. При крупных повреждениях наблюдаются массивные газовые эмболии с высокой летальностью [MillsN. et al., 1980; StoneW. et al., 1980]. Мы были свидетелями массивной газовой эмболии, произошедшей из-за технической ошибки, когда насос, вместо того чтобы отсасывать кровь из сердца, начал нагнетать воздух в левый желудочек.

Произошла массивная эмболия сосудов головного мозга. Больную удалось спасти, быстро охладив с помощью АИК и проведя гипербарическую оксигенацию тотчас после доставки из операционной 0,7 МПа (7 атм). Современные фильтры, устанавливаемые на линии артериальной магистрали, не только способны задержать мелкие пузырьки газа, но эффективны и при массивной эмболии. Фильтры изготавливают из нейлона, полистера или дакрона. Размеры пор от 12 до 40 мкм.

Для инфузии кардиоплегических растворов, не содержащих крови, применяют фильтры с порами диаметром 0,2 мкм. Согласно данным литературы [HillJ. et al., 1970], микрофильтры позволили снизить летальность с 19,8 до 6,5%, а число мозговых осложнений с 31 до 4,2%. По данным А. Wilner и соавт. (1983), число неврологических

осложнений было снижено до минимума при применении фильтров, у которых диаметр пор составляет 40 мкм. При использовании фильтров с порами диаметром 25 мкм осложнения практически исчезли.

Методика проведения ИК. Мониторинг

ИК требует тщательного многостороннего контроля за функциями жизненно важных органов и систем. Некоторые из показателей анестезиологии и перфузиологии получают в виде мониторинга, т.е. постоянно, другие - периодически на различных этапах операции и перфузии. Под непосредственным контролем перфузиолога находятся приборы, дающие информацию в режиме мониторинга о производительности артериального и отсасывающих насосов, температуре артериальной крови, охлаждающей и согревающей воды, циркулирующей через теплообменник. К нему же поступают данные исследования газов крови, КОС, электролитов, гематокрита, свертывающей системы крови и др. Остальные параметры — ЭЭГ, ЭКГ, среднее артериальное давление, ЦВД, температура тела (пищевод, носоглотка, прямая кишка, мисжард), диурез и т.д. - находятся под контролем анестезиолога. Следует подчеркнуть, что в процессе перфузии анестезиолог и перфузиолог постоянно обмениваются информацией.

Выбор раствора для заполнения АПК

В период освоения и внедрения ИК в клиническую практику использовали свежую гепаринизированную кровь в количестве 4-5 л. Затем организационные сложности заставили клиницистов пользоваться консервированной кровью со сроком хранения до 5 дней. В дальнейшем стали очевидны опасности циркуляции в организме больших количеств чужеродной крови. Был описан «синдром гомологичной крови» [Dow J. et al., 1960] с выходом плазмы из сосудистого русла, застоем и «заболачиванием» («binding») крови в системе чревных сосудов, агрегацией эритроцитов и тромбоцитов в различных областях и в первую очередь в легочных сосудах с открытым артериовенозным шунтом и возникновением гипоксемии («перфузионные легкие»). Эти изменения сопровождались коагулопатией, печеночно-почечной недостаточностью, метаболическим ацидозом, снижением сурфактантной активности и податливостью легких и т.д. [Tobias M., 1986]. Иными словами, налицо была картина шока, достаточно полно описанная в литературе при переливании больших объемов крови, тяжелой травме и т.д. Решению этой проблемы способствовали гемодилюция [Panica F., Neptune W., 1959], совершенствование аппаратуры для ИК с меньшим объемом первичного заполнения (до 1,5 л) и большей оксигенирующей способностью. Это позволило у взрослых больных проводить перфузию без

использования донорской крови [Cooley D. et al., 1962]. Целесообразность гемодилюции была подтверждена существенным снижением количества осложнений со стороны легких, свертывающей системы крови [Litwak R. et al., 1965], улучшением тканевой перфузии, диуреза, уменьшением числа почечных осложнений [Roe B. et al., 1964] и повреждений форменных элементов крови [Zundi N. et al., 1961]. Многие авторы, использующие аутокровь и растворы, т.е. оперирующие без донорской крови, отмечают высокое содержание тромбоцитов и значительное снижение числа послеоперационных кровотечений [Lilleaasen P., 1977]. Недостатками гемодилюции являются уменьшение кислородной емкости крови и избыточное содержание жидкости в сосудистой системе, чреватое опасностью гипоксии, перегрузки сердца и отека органов и тканей. Эти факторы не представляют существенной опасности во время перфузии, но проявляются при переходе на естественное кровообращение [Осипов В.П., 1976]. Оптимальная степень гемодилюции равняется 20—25 мл/кг, максимальная — 30 мл/кг. Гипотермия существенно нивелирует недостатки гемодилюции за счет снижения потребностей тканей в кислороде и повышения его растворимости в плазме при охлаждении [Tobias M., 1986]. Для заполнения АИК используют кристаллоидные и коллоидные плазмозаменители с различными компонентами. Из кристаллоидов чаще всего применяют 5% раствор глюкозы, сбалансированные солевые компоненты (раствор Хартмана, Рингер-лактат, плазмолит-148), маннитол [Tobias M., 1986], из коллоидных плазмозаменителей — желатиноль, реополиглюкин, «перфузионный коктейль» [Кобахидзе Э.А., 1975; Осипов В.П., 1976], декстран-40 и декстран-70, 5% и 20% растворы альбумина и др. [Rudowski W., 1980; Ring J., Messmer K., 1977 и др.]. В последние годы определенный интерес вызывают работы по созданию искусственного носителя кислорода, проведенные как в СССР, так и за рубежом [Белоярцев Ф.Ф. и др., 1984; Beisbarth H., Suyama T., 1981; Frey R. et al., 1981; Jones H., 1983]. Цель этих исследований — получить перфторхимические соединения, способные переносить растворенный в них кислород. Созданы отечественные препараты перфторан, перфукол, зарубежные флюозол ГС-43, флюозол ДА (35 и 20%). Эксперименты на животных и отдельные клинические наблюдения показали эффективность этих препаратов как переносчиков кислорода, однако были выявлены и существенные недостатки. В частности, установлено, что перфторуглеродные соединения, покинув сосудистое русло, длительно задерживаются в ретикулоэндотелиальной системе. Резюмируя вышеизложенное, следует отметить, что оптимальной средой для заполнения АИК являются комбинированные кристаллоидно-коллоидные растворы [Осипов В.П., 1976; Tobias M., 1986]. Количество свежей индивидуально подобранной крови должно быть сведено к минимуму. Основанием для добавления донорской крови в аппарат

является опасность избыточной гемодилюции (детский возраст, исходно низкий гематокрит).

Подключение АИК к больному

После заполнения аппарата и удаления воздуха из артериальной магистрали проверяют и корригируют КОС перфузата. Важно знать, что подогревать перфузат (без крови) не следует, так как, согласно закону Генри, это приводит к выходу пузырьков газа из перфузата [Осипов В.П., 1976]. Канюли вводят в восходящую аорту и полые вены после предварительной инъекции гепарина, как правило, из расчета 3 мг/кг. Следует подчеркнуть, что первоначальной расчетной дозы гепарина для безопасности проведения перфузии без дополнительного контроля за свертываемостью крови может быть недостаточно. По данным В. Bull и соавт. (1975), после введения одинаковой дозы 3 мг/кг многие больные оказывались либо недостаточно, либо избыточно гепаринизированы. С этой целью перед началом ИК необходимо оценить такой показатель, как активированное время свертывания крови clottingtime— (АВСК), оптимальный уровень которого во время ИК согласно данным J. Young (1982), должен быть в пределах 450—500 с. АВСК целесообразно исследовать через каждые 30—45 мин перфузионного периода.

Перед началом ИК анестезиолог вводит в оксигенатор препараты, необходимые для поддержания анестезии и миорелаксации (см. главу 23).

Начало и поддержание ИК

Переход с естественного кровообращения на искусственное осуществляется в два этапа. Первый — параллельное кровообращение — требует от перфузиолога большого искусства. Основная задача заключается в поддержании адекватного кровоснабжения головного мозга и недопущении даже кратковременного периода гипоксии вследствие быстрого уменьшения объема циркулирующей крови (ОЦК). Как показывает опыт, для предупреждения указанного осложнения необходимы тесное сотрудничество и взаимопонимание между анестезиологом, перфузиологом и хирургом. Важно, чтобы на этапе параллельного кровообращения количество притекающей в АИК по венозным катетерам крови не превышало бы количества нагнетаемой артериальным насосом. Перфузиолог контролирует приток венозной крови с таким расчетом, чтобы ЦВД уменьшалось постепенно, а биоэлектрическая активность мозга не изменялась. Аналогичным образом перфузиолог должен регулировать работу артериального насоса, увеличивая его производительность до расчетной постепенно, в течение 2—3 мин [Осипов В.П., 1976]. После того как достигнут перфузионный баланс между притоком и оттоком на уровне расчетной производительности, можно переходить к этапу полного ИК путем перетягивания турникетов над венозными катетерами. Многолетний опыт

свидетельствует о том, что расчетная производительность артериального насоса должна быть в пределах 2,2—2,4 л/(м² • мин). В дальнейшем ее корректируют в зависимости от степени охлаждения (согревания) под контролем P_{O_2} и P_{CO_2} артериальной и венозной крови, показателей КОС, гематокрита, ЭЭГ и др. Для улучшения периферического кровотока и предупреждения артериальной гипертензии в АИК вводят вазодилататоры (дроперидол, натрия нитропруссид, гигроний, арфонад). Спецификой ИК является начальное падение артериального давления и общего периферического сопротивления с последующим повышением при неизменной производительности АИК. Подчеркнем, что артериальное давление обычно не достигает исходного уровня, в то время как общее периферическое сопротивление в условиях гипотермии временами, особенно у гипертоников, может увеличиваться по сравнению с исходным уровнем. По мнению большинства авторов, во время перфузии целесообразно поддерживать среднее артериальное давление в пределах 50—60 мм рт. ст. [Kolka R. et al., 1980; Sethia B., Wheatley D., 1986; Koning H. et al., 1987]. В условиях умеренной гипотермии (28—30°C), адекватного периферического кровотока, достигаемого применением вазодилататоров, и производительности АИК 2,2—2,4 л/(м² • мин) такое артериальное давление полностью обеспечивает доставку кислорода к органам и тканям. В связи с тем что большинство операций проводится в условиях холодовой и фармакологической кардиopleгии, часть раствора в процессе перфузии поступает в оксигенатор и усиливает гемодилюцию. Для выведения излишков воды многие перфузиологи в процессе ИК подключают специальный прибор — гемоконцентратор, который выводит излишки воды из перфузата, возвращая кровь в АИК. Проблему излишней гемодилюции решает специальная система для кардиopleгии, созданная фирмой «Polystan» (Дания).

Одновременно эта система защищает сердце от гипоксии, так как один и тот же объем кардиopleгического раствора циркулирует по кругу (полость перикарда — отсос — теплообменник — насос — полость перикарда), охлаждаясь с помощью маленького теплообменника.

Переход на естественное кровообращение

После завершения внутрисердечного этапа операции, согревания больного и восстановления сердечной деятельности начинается не менее ответственный период — переход с искусственного на естественное кровообращение, который должен быть плавным, с этапом параллельного кровообращения, который обычно продолжительнее, чем параллельное кровообращение в начале перфузии. Разумеется, все зависит от функциональной полноценности сердца, степени восстановления ее сократительной способности после периода кардиopleгии и ишемии. Очевидно одно — нагрузка на

сердце должна увеличиваться постепенно. Анестезиолог регулирует этот процесс, основываясь на показателях сердечного выброса, артериального давления, ЦВД, давления в левом предсердии, ЭКГ и ЭЭГ. При наличии признаков сердечной недостаточности параллельное кровообращение продолжают на фоне энергичной кардиотонической терапии. Перфузию прекращают, когда сердце начинает адекватно перекачивать 75% минутного объема крови. После пережатия венозной магистрали АИК продолжает нагнетать кровь через артериальную магистраль под контролем ЦВД, которое не должно превышать 15—17 см вод. ст. В последующие 15—20 мин постепенно, дробными порциями (70—100 мл), по мере снижения ЦВД продолжается нагнетание крови из АИК.

Восстановление ОЦК и стабилизация гемодинамики являются основанием для удаления венозных канюль из предсердия и начала введения протамина сульфата для нейтрализации гепарина. Артериальная канюля удаляется несколькими минутами позже с тем, чтобы ввести дополнительный объем крови из АИК в ответ на снижение артериального давления и вазодилатацию, как правило, возникающие при введении протамина сульфата. В течение 30—40 мин постперфузионного периода АИК и канюли должны оставаться в операционной на случай экстренного подключения. При нестабильной гемодинамике этот период увеличивают. Если медикаментозными средствами не удастся стабилизировать сердечную деятельность, следует, не теряя времени, прибегать к вспомогательным методам поддержания кровообращения.

А. Контур искусственного кровообращения

1. Под действием силы тяжести венозная кровь из правого предсердия или поллой вены дренируется в резервуар, проходит через оксигенатор/теплообменник, подсоединенный к охлаждающей/согревающей машине, и, посредством роликового или центрифужного насоса, возвращается в артериальную систему (рисунок 5.1).

а. Артериальная канюля обычно располагают в восходящей аорте, но иногда ее размещают в периферической артерии (обычно в бедренной и изредка в подмышечной артерии), когда канюляция кальцифицированной или атеросклеротически измененной аорты невозможна или предполагается значительное повышение риска инсульта вследствие материальной эмболии.

1. Системное назначение 3-4 мг/кг гепарина с контролем действия гепарина активированным временем свертывания (АСТ) существенно для минимизации свертывания в пределах экстракорпорального контура.

2. При включении насоса создается непульсирующий поток приводящей к нормоволемической гемодилюции (гематокрит снижается от 30 до 50% в зависимости от объема крови).²⁹ Обратное дренирование прайма из насоса перед началом байпасса может минимизировать гемодилюцию и поддерживать более высокий гематокрит.³⁰ Как отмечено выше, с помощью вазодилататоров (наркотиков, ингаляционных агентов или пропофола) или вазопрессоров (фенилэфрин, норадреналин) кровяное давление обычно поддерживают между 55 и 65 мм Нг. Пациент может быть согрет или охлажден в зависимости от хирургических предпочтений и типа операции.³¹

С. Прекращение искусственного кровообращения

1. Пациент должен быть согрет до нормотермии. Легкие вентилируются, электрокардиостимуляция инициируется, в случае необходимости, а сердце наполняют, ограничивая венозный возврат, по мере того как байпасный поток уменьшают и останавливают. Низкое системное сопротивление является обычным явлением, поэтому α -агонисты и хлорид кальция полезны для улучшения системного кровяного давления. При плохой сердечной производительности следует рассмотреть вопрос об инотропной поддержке (смотрите 10 главу).

2. Если пациент стабилен, то для реверсии эффекта гепарина назначают протамин (смотрите страницу 162, где обсуждается реакция на протамин) и деканулируют сердце. Осуществляют гемостаз и закрывают грудную клетку.

Д. Неблагоприятные эффекты ИК

1. ИК активирует многочисленные каскады, включая: калликреиновый, коагуляционный и систему комплемента. Одной из первичных забот является то, что системная воспалительная реакция служит причиной проинфламматорного цитокинеза. Это способствует нейтрофил-эндотелиальной адгезии, которая влечет за собой миокардиальное реперфузионное повреждение, легочное повреждение и генерализованную капиллярную протечку.³²⁻³⁵ Другим проблемами, возникающими вследствие ИК являются коагулопатия (разведение факторов свертывания и тромбоцитов,

дисфункция тромбоцитов) и почечная и спланхическая гипоперфузия (вызывающая почечную дисфункцию и гастроинтестинальные (GI) осложнения).

2. Использование мембранных оксигенаторов, гепаринизированных контуров, центрифужных насосов, интраоперационное применение стероидов, лейкоцитарных фильтров, или маннитола может уменьшать степень этих расстройств.³⁶ Апротинин - ингибитор плазменной протеазы, который при введении в высоких дозах, кроме снижения кровопотери может уменьшать последствия воспалительного каскада.³⁶⁻³⁸

Е. Гипотермический циркуляторный аррест используется в ситуациях, когда аорта не может быть пережата вследствие необходимости выполнения анастомоза с аортой. Пациента охлаждают до 18-20°C, при котором ЭЭГ становится ровной. Для профилактики церебрального повреждения голову обкладывают льдом и вводят лекарства (стероиды, барбитураты). Артериальную линию пережимают и дренируют кровь из системы кровообращения, не позволяя воздуху попасть в линии. «Безопасная» верхняя граница для циркуляторного арреста при такой температуре составляет 45-60 минут. Введение крови из насоса ретроградно в головной мозг через канюлю в верхней полый вене может расширить этот верхний безопасный предел посредством некоторого обеспечения мозга кислородом и питанием. Однако главной выгодой ретроградной перфузии является поддержание церебральной гипотермии и вымывание воздуха и материальных эмболов из церебральных сосудов.

Список литературы

1. Барвынь В.Г., Бильковский П.И., Аронов А.Е. и др. Лечение кардиогенного шока, осложнившего инфаркт миокарда, методами контрапульсации // Кардиология.— 1975. № 4. С. 72-79.
2. Белоярцев Ф.Ф. Фторуглеродные газопереносящие среды. Пущино, 1984.
3. Брюхоненко С.С. Аппарат для искусственного кровообращения (теплокровных) // Экспер. биол. и мед. - 1928.— Т. 26.— С. 296-306.
4. Дарбинян Т.М. Гипотермия в хирургии сердца. — М.: Медицина, 1964.
5. Локшин Л.С. Шунтирование сердца механическими средствами в лечении острой сердечной недостаточности у кардиохирургических больных//Анест. и реаниматол. -1981. № 6.— С. 59—62.
6. Локшин Л.С., Осипов В.П., Шабалкин Б.В. и др. Шунтирование левого желудочка у кардиохирургических больных // Кровообращение.— 1984. - № 6.— С. 35—38.
7. Локшин Л.С., Осипов В.П., Князева Г. Д. Механическая поддержка ослабленного сердца в ближайшем постперфузионном периоде у кардиохирургических больных // Анест. и реаниматол.—1985.—№ 1.— С 25—29.
8. Мешалкин Е.Н. Гипотермическая защита в кардиохирургии: Сб. науч. трудов. - Новосибирск: Наука, 1980.
9. Михайлов Ю.М., Лепилин М.Г., Бондаренко А.В. и др. Использование внутриаортальной баллонной контрапульсации при лечении острой сердечной

недостаточности у кардиохирургических больных // Кардиология.— 1982.— № 10.— С. 28—33.

10. Осипов В.П. Основы искусственного кровообращения.— М.: Медицина, 1976.

11. Осипов В.П. Вспомогательное кровообращение // Справочник по анестезиологии и реаниматологии/Под ред. А.А. Бунятяна.— М., 1982.—С. 79—81.

12. Шумаков В.И., Толпекин В.Е., Власов В.Б. Клиническое применение вспомогательного кровообращения // Клин, мед.— 1971.— № 7.— С. 15—20.

13. Шумаков В.И., Толпекин В.Е., Семеновский М.Л. и др. Применение искусственных желудочков сердца в эксперименте и клинике//Кардиология.— 1983.— № 12.— С. 73—78.

14. Bardet J., Marquet C., Kahn J. C. Clinical and hemodynamic results of intraaortic balloon conterpulsation and surgery for cardiogenic shock//Amer. Heart J.— 1977.— Vol. 93.— P. 280—288.

15. Beisbarth H., Suyama T. Perfluorochemicals (PECs) — technological and experimental aspects // Oxygen carrying colloidal blood substitutes / Ed. R. Frey et al.— New York, 1981.— P. 342.

16. Beisbarth H., Suyama T. Perfluorochemicals (PECs) — technological and experimental aspects // Oxygen carrying colloidal blood substitutes / Ed. R. Frey et al.—New York, 1981.— P. 342.

17. Bethune D.W. Babble oxygenation // Cardiopulmonary bypass / Ed. K. M. Taylor. -- London, 1986. Ch. 11.—P. 161 — 175.

18. Birnbaum D., Thorn R., Bucherl E. S. Choice of the most suitable oxygenator for long-term pulmonary support//World J. Surg.— 1979.—Vol. 3.—P. 353—359.