

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

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 1 года
Петров А.С.

Красноярск 2023 г.

Содержание:

- Введение
- Основная часть
- -Аппараты ИК
- -Методика проведения
- -Неблагоприятные эффекты
- Список литературы

Искусственное кровообращение (ИК, CPB) 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 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 СС. Брюхоненко и Чечулина (1928), была высказана LeGallois в 1812 г. Однако прошло более 100 лет, прежде чем СС. 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 СС. Брюхоненко впервые в мире осуществить ИК целостного организма собаки. Начало выдающемуся достижению медицины XX в. было положено. Однако приоритет СС. Брюхоненко был признан только после опубликования статьи W. Probert и

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 СС. 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 же работы были опубликованы «*Journal Physiology et Pathology General*», 1929, Vol 27, № 1.

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 эмболектонии. 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. С. 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 АРК 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 [TinkerJ., 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. etal., 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. etal., 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 прямоточные и противоточные в зависимости от направления потоков газа и крови [Осипов В.П., 1976]. Характерными представителями прямоточного 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 прямоточных 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 ВЛ., 1976]. Оксигенаторами указанного типа были снабжены различные модификации отечественных

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 Краффорда — 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. Owes 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 А. Lande в 1967 г., и ее начала выпускать фирма «EdwardsLaboratories» (США). В последующие 10 лет ее использовали во многих странах [LandeA. etal., 1970; CarlesonR. etal., 1973; BirnbaumD. etal., 1979, и др.]. В настоящее время наибольшей популярностью пользуются мембранные оксигенаторы «CobemembraneLung» (США) производительностью 6 л/мин с мембраной из микропористого полипропилена, «Sci. Med. membraneoxygenators» (США) - спиральный компактный с метилсиликоновой мембраной, «TerumoCapioxOxygenator» (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, «Travenolmembraneoxygenator» (США) с мембраной из микропористого тефлона, с помощью которого было выполнено более 4000 операций [CosgroveD., LoopE., 1981]. В заключение следует подчеркнуть, что преимущества мембранных оксигенаторов выявляются после двухчасовой перфузии [Lake C., 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 C., 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 АРК 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.

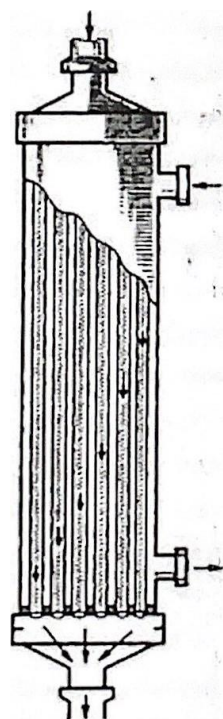


Рис. 1 Трубчатый теплообменник (схема)

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 «Раи» (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 [Solis R. et al., 1974]. Микрочастицы неорганического происхождения могут остаться в резервуарах оксигенатора, канюлях и др. в процессе их изготовления [Clark R. et al., 1975]. Во время операции в АРК 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 АРТК [Jones H. et. al., 1982]. Существенную опасность представляет и газовая эмболия. Микропузырьки газа могут попасть в артериальную магистраль АРК из оксигенатора. Антиформ успешно гасит крупные пузырьки, но не всегда мелкие [Patterson R. 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 [Mills N. et al., 1980; Stone W. 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 ати). 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 порот 12 до 40 мкм.

Для инфузии кардиоплегических растворов, не содержащих крови, применяют фильтры с порами диаметром 0,2 мкм. Согласно данным литературы [HillJ. etal , 19701, микрофильтры позволили снизить летальность с 19,8 до 6,5⁰/0, а число мозговых осложнений с 31 до 4,294. 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, миокард), 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 5л. 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» [DowJ. 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 [PanicaF., NeptuneW., 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 [CooleyD. et al., 1962]. Целесообразность гемодилюции была подтверждена существенным снижением количества осложнений со стороны легких, свертывающей системы крови [LitwakR. 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 [LilleaasenP., 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 ВЛ., 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 [TobiasM., 1986]. Для заполнения АИК используют кристаллоидные и коллоидные плазмозаменители с различными компонентами. Из кристаллоидов чаще всего применяют 5⁰/0 раствор глюкозы, сбалансированные солевые компоненты (раствор Хартмана, Рингер-лактат, плазмолит148), маннитол [TobiasM., 1986], из коллоидных плазмозаменителей желатиноль, реополиглюкин, «перфузионный коктейль» [Кобахидзе Э.А., 1975; Осипов В.П., 1976], декстран-40 и декстран-70, 5⁰/0 и 20⁰/0 растворы альбумина и др. [RudowskiW., 1980; RingJ., 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; BeisbarthH., Suyama T., 1981; FreyR. etal., 1981; JonesH., 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 200/0). 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 АРЖ являются комбинированные кристаллоидно-коллоидные растворы [Осипов ВЛ., 1976; TobiasM., 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 корректируют 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 на 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 Л 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. 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 ВЛ., 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 $2,2\text{—}2,4 \text{ л}/(\text{м}^2 \cdot \text{мин})$. В дальнейшем ее корректируют в зависимости от степени охлаждения (согревания) под контролем $P_{\text{ог}}$ и $P_{\text{С 02}}$ артериальной и венозной крови, показателей КОС, гематокрита, ЭЭГ и др. Для улучшения периферического кровотока и предупреждения артериальной гипертензии в АРТК 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. [Кока к. et al., 1980; Sethia B., Wheat-ley D., 1986; koning H. et al., 1987]. В условиях умеренной гипотермии ($28\text{—}30^{\circ}\text{C}$), адекватного периферического кровотока, достигаемого применением вазодилататоров, и производительности АРК $2,2\text{—}2,4 \text{ л}/(\text{м}^2 \cdot \text{мин})$ 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 АЖ. 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 75⁰/0 минутного объема крови. После пережатия венозной магистрали АРТК 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 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.

Контур искусственного кровообращения

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.

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.

Активный насосно-вспомогательный венозный дренаж с применением центрифужного насоса чаще всего используется при выполнении минимально инвазивных процедур. Он усиливает венозный дренаж, когда применяется венозная канюля маленького калибра.

Отсасывающие линии также возвращают кровь в кардиотомный резервуар, в который перфузиолог вводит лекарственные препараты. Потоки кислорода и углекислоты в оксигенатор регулируют миксером. Дополнительная канюля может быть подсоединена к интракардиальному дренажу, дренирующему кровь в резервуар под действием гравитации, или путем активного отсасывания при помощи головки роликового насоса.

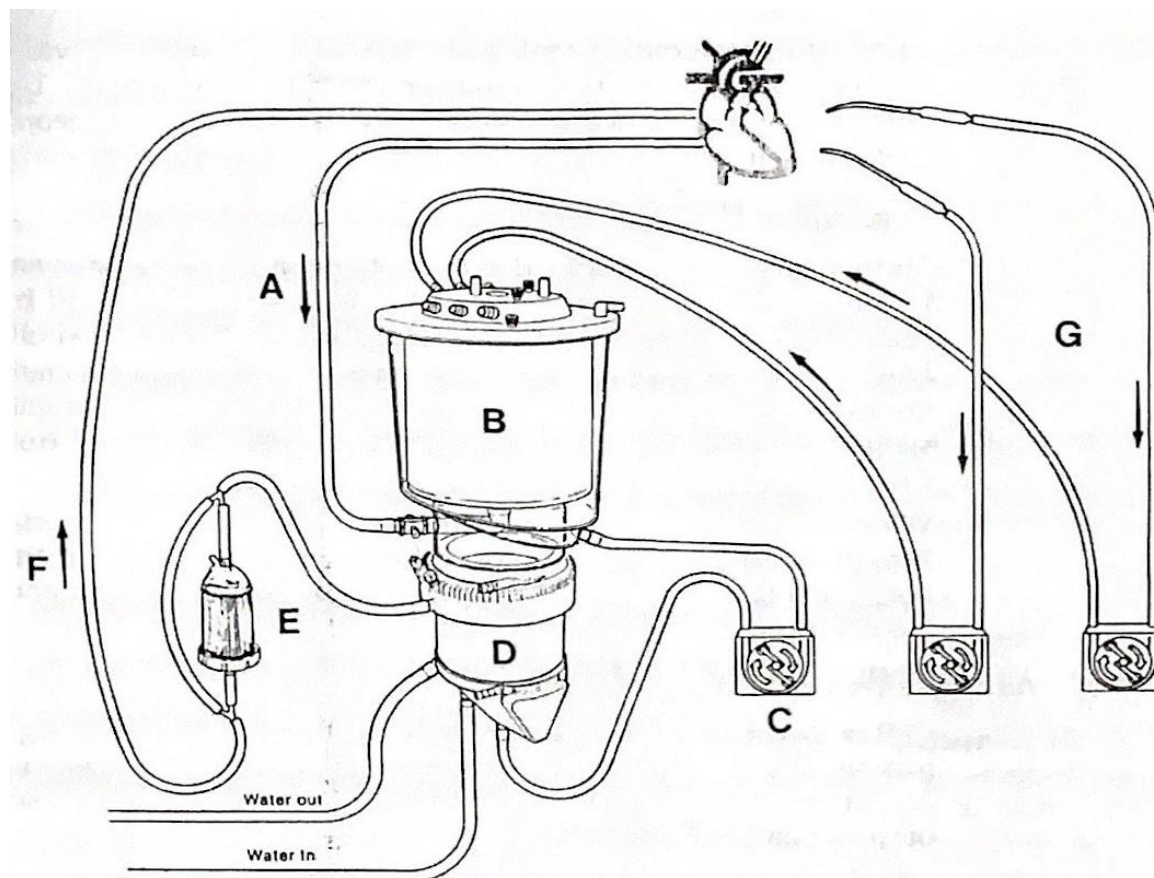


Рисунок 2. Экстракорпоральный контур. Под действием силы тяжести кровь дренируется по венозной Линии (A) в кардиотомный резервуар (B), а затем перекачивается насосом через оксигенатор/теплообменник (D) и по артериальной линии через фильтр (E) нагнетается в артериальный контур (E). Дополнительные отсосные линии (G) могут быть установлены для интракардиального шунтирования и устранения крови из операционного поля.

Начало искусственного кровообращения

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 50⁰,4 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 Hg. Пациент может быть согрет или охлажден в зависимости от хирургических предпочтений и типа операции.

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 аагонисты и хлорид кальция полезны для улучшения системного кровяного давления. При плохой сердечной производительности следует рассмотреть вопрос об инотропной поддержке.

2. Если пациент стабилен, то для реверсии эффекта гепарина назначают протамин и деканулируют сердце. Осуществляют гемостаз и закрывают грудную клетку.

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 проинфламаторного цитокинеза. Это способствует нейтрофил-эндотелиальной адгезии, которая влечет за собой миокардиальное реперфузионное повреждение, легочное повреждение и генерализованную капиллярную протечку. Другими 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. Апротинин ингибитор плазменной протеазы, который при введении в высоких дозах, кроме снижения кровопотери может уменьшать последствия воспалительного каскада.

Гипотермический циркуляторный аррест используется в ситуациях, когда аорта не может быть пережата вследствие необходимости выполнения анастомоза с аортой. Пациента охлаждают до 18-20⁰С, 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 полой 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 использованной 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 СС. 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 БВ. и др. Шунтирование левого желудочка у кардиохирургических больных Кровообращение 1984. - № 6.— с. 35—38.
7. Локшин Л.С., Осипов ВЛ., Князева Г. Д. Механическая поддержка ослабленного сердца в ближайшем постперфузионном периоде у кардиохирургических больных 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.Л. 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 // Клиническая медицина.— 1971.— № 7.— С. 15—20.
13. Шумаков В.И., Толпекин В.Е., Семеновский М.Л. и др. Применение искусственных желудочков сердца в эксперименте и в клинике // Жардиология.— 1983.— № 12.— С. 73—78.
14. Bardet L, Marquet C., Kahn J. C. Clinical and hemodynamic results of intraaortic balloon counterpulsation 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. Bubble oxygenation // Cardiopulmonary bypass / Ed. K. M. Taylor. London, 1986. Ch. II.—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.