

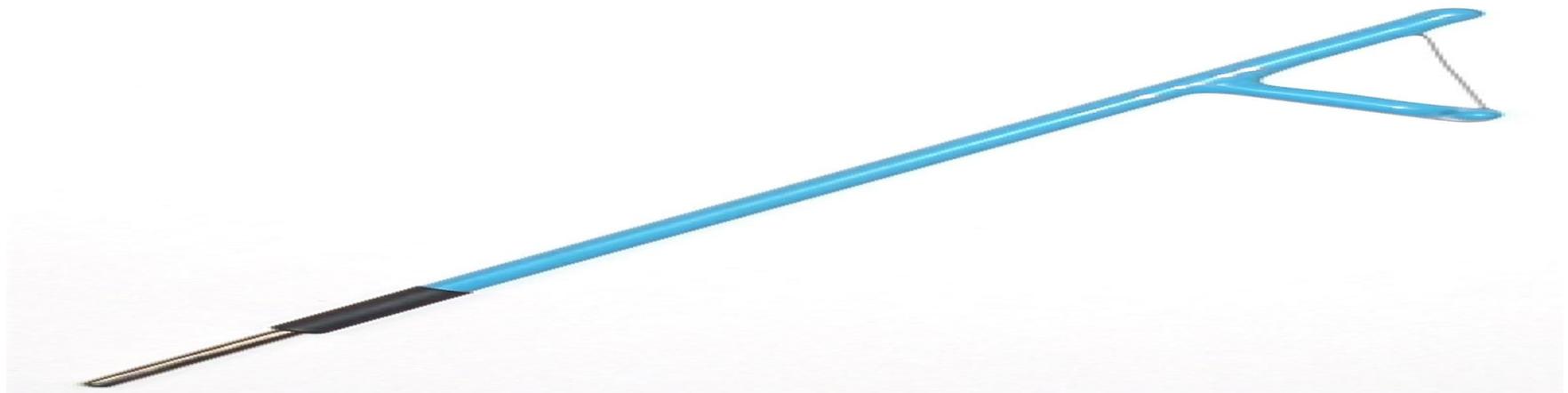
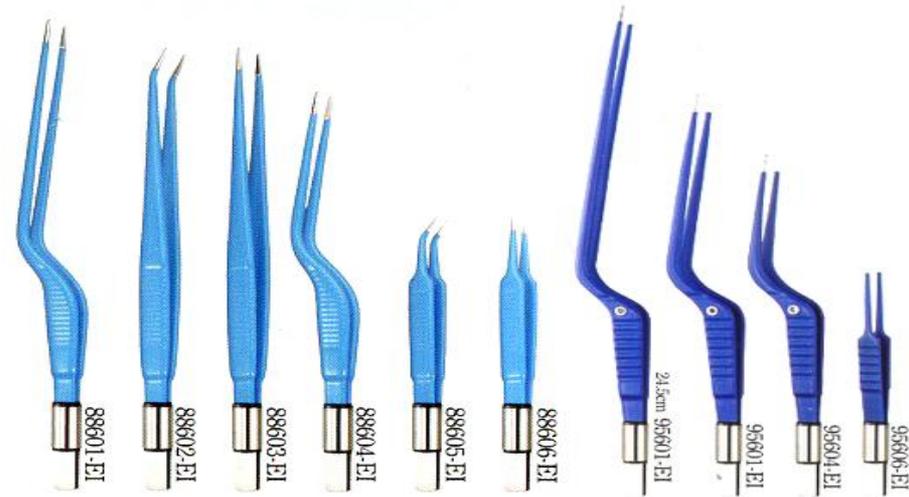
Физическое и химическое воздействие на ткани.

Физические методы в хирургии

В последние годы широкое распространение в хирургической практике получили методы теплового воздействия на биологические ткани с целью гемостаза и рассечения тканей. Это электрокоагуляция, лазерное излучение и плазменные потоки. Данные методы позволяют достичь рассечения биологических тканей и коагуляции сосудов. Основой биологического действия этих установок является мгновенное испарение жидкой части тканей с образованием плотного карбонизированного слоя. Процесс гемостаза заключается в том, что в зоне воздействия наблюдается деформация и уплотнение ткани из-за испарения цитоплазмы и коагуляции белка в окружающих сосуд клетках с последующим сужением и смыканием просвета сосудов и формированием внутрисосудистых тромбов.

Электрокоагуляция

В хирургической практике особенно широко применяются электрокоагуляторы различных типов и устройств с использованием моно- и биполярных электродов.

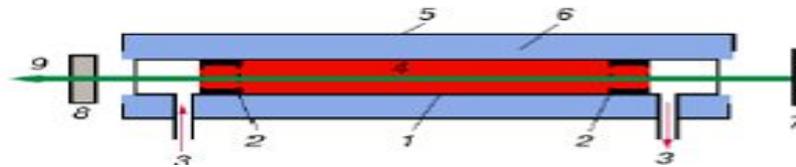


При монополярной коагуляции активный электрод в сотни раз меньше, чем пассивный, который помещается обычно на кожу больного в области бедра или поясницы. В этом случае высокочастотный ток проходит через все тело больного и вызывает достаточно глубокое повреждение коагулируемой ткани (3-5 мм). При биполярной коагуляции пассивный и активный электроды одного размера и ток проходит между ними. Глубина коагуляции при этом способе более поверхностная (0,5-1мм). Электрокоагуляторы удобны в пользовании, малогабаритны, могут подсоединяться к различным инструментам, применяемым при операциях (пинцеты, зажимы, петли, ножницы и др.). Без электрокоагуляции было бы невозможно развитие малоинвазивной хирургии.

Недостатком их применения является грубое повреждение подлежащих тканей, необходимость длительной экспозиции при работе на паренхиматозных органах и не всегда достаточный гемостаз.

Лазерная фотокоагуляция

Лазер или оптический квантовый генератор представляет собой техническое устройство, испускающее направленное электромагнитное излучение в диапазоне от инфракрасного до ультрафиолетового спектра. Все лазеры имеют одинаковую принципиальную схему, включающую три основных узла: активное вещество, источник накачки и оптический резонатор.

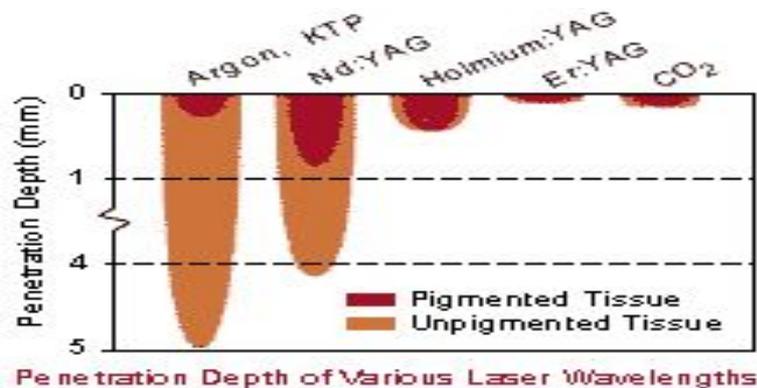


По активному веществу различают твердотельные, газовые и жидкостные лазеры. В качестве источника накачки служит либо электрический разряд (газовые лазеры), либо оптическая лампа-вспышка (твердотельные и жидкостные лазеры). Оптический резонатор представлен системой зеркал.

По характеру излучения лазеры делятся на импульсные и непрерывного или квазинепрерывного действия. Для рассечения тканей и коагуляции используются мощные лазеры непрерывного действия, работающие на углекислом газе, неодиме, эрбии и др. Лазеры, генерирующие излучения малой мощности (около 100 мВт) в видимой инфракрасной и ультрафиолетовой областях спектра, не обладают термическим действием на ткань и называются низко-энергетическими или терапевтическими.

Основными характеристиками лазерного излучения являются его монохроматичность, когерентность и коллимированность.

Процесс взаимодействия лазерного излучения с биологическим объектом начинается с поглощения энергии. Степень поглощения лазерного излучения и глубина его проникновения в ткани зависят от длины волны луча и характера биологического объекта, его плотности, кровенаполнения и т. д. Так излучение CO₂ - лазера интенсивно поглощается водой и, следовательно, поверхностными слоями тканей, которые на 70 - 90% состоят из воды. Повреждение окружающих тканей минимально. Вода является "прозрачной" для аргонового и ИАГ (иттрий-алюминий-гранатовый) лазеров, поэтому их излучение проникает в ткани более глубоко.



В хирургии применяются следующие лазеры (в зависимости от среды поглощения и физических характеристик):

- Гелий-неоновый - для облучения брюшной полости при перитонитах, для стимуляции заживления послеоперационных ран и для внутривенного облучения крови (аппарат "АЛОК-Г).

- На арсениде галлия - для лечения перитонитов, панкреатитов, воспалительных инфильтратов брюшной полости.

- Аргоновый - для фотокоагуляции при кровотечениях из язв желудка и двенадцатиперстной кишки.

- СО₂ - лазер - для рассечения тканей, остановки кровотечения из паренхиматозных органов, профилактики нагноения ран (аппараты "Скальпель-1", "Ромашка -1" или -2). Основные преимущества применения этого "светового" скальпеля перед режущими инструментами и электрокоагулятором следующие: малая кровоточивость, эффект "биологической сварки" стенки полых органов, минимальная зона некроза, наличие биологического барьера, препятствующего проникновению содержимого раневой поверхности в глубоко лежащие ткани, заживление ран в более короткие сроки и снижение послеоперационных осложнений.

Низкоинтенсивные лазеры, так называемые терапевтические (гелий-неоновый и инфракрасный), воздействуя на ткани, улучшают микроциркуляцию, стимулируют регенеративные процессы, оказывают противоотечное и противовоспалительное действие.

Плазменный скальпель

В основе действия плазменных установок лежит способность рассеечения биологических тканей и коагуляция сосудов. Источник получения потока плазмы - плазмогенератор, общий принцип работы которого заключается в пропускании инертного газа (гелий, аргон) через электрический разряд. При этом происходит нагревание газа до температуры от 3 тыс. до 10 тыс. градусов и его ионизация. Поток плазмы, имея высокую температуру, легко рассекает путем испарения мягкие ткани, одновременно "заваривая" стенки сосудов, идеально дезинфицирует зону операции.

В клинической практике и в экспериментальной работе в настоящее время применяются установки "СУПР-М", "ФАКЕЛ-1" и "ФАКЕЛ-2". Наиболее эффективно используется плазменный скальпель в хирургии паренхиматозных органов (печень, селезенка, легкие, почки). Глубокое рассеечение паренхиматозных органов производится обычным режущим инструментом с последующей коагуляцией раневой поверхности плазменной струей под углом 20 - 30 для предотвращения газовой эмболии. Плазменный скальпель удобен при холецистэктомии для обработки ложа желчного пузыря и при удалении (испарении) видимых метастазов печени или опухолей мочевого пузыря.

Применение плазменного скальпеля в клинических условиях и в эксперименте показало его преимущества перед другими термическими инструментами из-за большей скорости рассечения тканей, эффективности коагуляции сосудов и асептичности вмешательства. Кровь, дым или какая-либо жидкая среда не являются препятствием для плазменного потока. Для защиты соседних органов и тканей от возможного повреждения используются только влажные марлевые салфетки.

Из других физических методов можно выделить применение радионожей и криоаппликаторов. В основе действия направленных радиоволн высокой частоты лежит всплеск внутриклеточной молекулярной энергии вследствие сопротивления тканей проникновению радиоволн, сопровождающийся ее нагревом и испарением клеток. При этом непосредственный контакт электрода с



Криоаппликаторы используются главным образом для деструкции опухолей. В качестве хладагента используются жидкий азот или газы (закись азота), проходящие через узкое сопло под давлением (эффект Томпсона).



ХИМИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ.

Используются в экспериментальной хирургии для моделирования различной патологии. Но мы рассмотрим более широкую проблему – применение клеевых субстанций для гемостаза и профилактики несостоятельности хирургических швов. Имеется 2 типа клеевых субстанций – химически синтезированные препараты и субстанции на основе естественных биополимеров – коллагена, фибрина, желатина, целлюлозы.

К первому типу относятся цианакрилатные соединения. Отечественные клеи – циакрин, МК-2, МК-6, сульфакрилат. Зарубежные – истмен-910, арон-альфа, гистоакрил и др. Эти препараты исследовались в течение длительного времени и достаточно широко использовались в практике для гемостаза и укрепления линии шва. Было показано, что простое нанесение цианакрилатов на поверхность раны с целью остановки кровотечения недостаточно эффективно, т.к. образующаяся пленка клея быстро отторгается или (что хуже) из-под нее продолжается подтекание крови. Необходима предварительная подготовка поверхности раны. Это связано с влажностью поверхностей, на которые наносится клей. При нанесении клея на кровоточащую поверхность под давлением (безыгольные инъекторы) были получены лучшие результаты и удавалось получить гемостаз даже при интенсивных кровотечениях из паренхиматозных органов. Однако, и этот метод не получил достаточно широкого применения в хирургии из-за других отрицательных качеств клея. Дело в том, что в области нанесения клея наблюдаются выраженные воспалительные изменения, замедление регенерации ран. Кроме того, при этом формируются грубые рубцы, а фрагменты клея рассасываются в течение длительного времени. Применение цианакрилатов для укрепления швов также широко не используется по тем же причинам.

К биополимерам для местного гемостаза относятся препараты коллагена, целлюлозы и желатины. Известны следующие препараты коллагена КОЛЛАГЕНОВАЯ ГУБКА, БЕЛКОЗИН, ЛИОСТРИПТ, БЕЛКОЗИН (пластина). Механизм действия – считают, что формируется матрикс, улавливающий тромбоциты, вокруг которого образуются сгустки крови. Недостатки – плохая адгезия во влажной среде, возможность инфицирования. Целлюлозные гемостатики – ТАБОТАМП. Механизм действия неясен. Множество противопоказаний.

Препараты на основе желатина СПОНГОСТАН, ЖЕЛЬФОРУМ, ГЕЛАСПОН. Действие -повреждение тромбоцитов на поверхности желатины, активирующее процесс свертывания крови.

Тромбин – катализирует превращение фибриногена в фибрин. Довольно эффективен, но действие его кратковременно. Чаще используется как составная часть фибринового клея или фибрин-коллагеновой субстанции. Фибриновый клей эффективное средство, но он – 2-х компонентный и приготовление его трудоемко. Более удобно применение фибрин-коллагеновой субстанции, называемой ТАХОКОМБ. Состав: коллаген, фибриноген, тромбин, апротинин (препятствует фибринолизу плазмином) и рибофлавин.

В эксперименте исследовали гемостатическую эффективность различных биополимеров – КОЛЛАГЕНОВОЙ ГУБКИ, ТАБОТАМПА, ГЕЛАСПОНА и ТАХОКОМБА. Наносили раны печени 2x2 см, определяли интенсивность кровотечения в течение 15 с, воздействовали препаратами, прижимая их к ранам в течение 3 мин. Затем давление прекращали и в течение 10 мин определяли время окончательной остановки кровотечения. Гемостаз был достигнут только при использовании тахокомба.

Высокие адгезивные свойства тахокомба позволили апробировать в эксперименте возможность его использования для герметизации кишечных анастомозов. Исследование вызвано проблемой несостоятельности анастомозов, наблюдающихся в 4-8% при операциях на тонкой кишке и в 4 – 32% после операций на толстой кишке. Эксперимент выполняли на крысах, которым делали по 2 анастомоза «конец-в-конец» на подвздошной кишке, один из которых покрывали тахокомбом, а другой служил контролем. На 1, 3, 7 и 14 сутки определяли микробную проницаемость и прочность анастомозов. Показано, что прочность анастомозов, усиленных биополимером, в 2-3 раза выше, чем в контроле, а микробная обсемененность в 3 (на 1-е сутки) – 16 раз (на 3-и сутки) меньше. Показано также, что репаративные процессы в анастомозах, покрытых тахокомбом значительно ускоряются.

Применение физических и химических воздействий для моделирования хирургических заболеваний

Классической моделью воспаления, не потерявшей значения и в настоящее время, остается так называемый скипидарный абсцесс. Для его воспроизведения у подопытных животных на участке спины, наименее доступном для расчесывания, выстригают шерсть, обрабатывают кожу раствором йода и вводят в подкожную клетчатку 1-1,5 мл скипидара. Уже через несколько часов на месте инъекции развивается острое воспаление и формируется абсцесс, последовательно проходящий все стадии воспаления и репарации. Если присоединяется инфекция, скипидарный абсцесс превращается в яркую модель острого гнойного воспаления подкожной клетчатки, вплоть до развития флегмоны. Если необходимо получить воспаление с преобладанием некротических процессов, под кожу в тех же количествах вводят 1-5% стерильный раствор нитрата серебра или 10% раствор хлорида кальция.

Хроническое воспаление моделируют введением в подкожную клетчатку 1-2 мл стерильного вазелинового масла или каких либо стерильных инородных тел.

Большое значение для изучения динамики развития раневой инфекции имеют методы моделирования кожных ран, ожогов и отморожений. Основным требованием к этим моделям – дозированность наносимого повреждения по времени, глубине и площади повреждения.

Отморожения конечностей моделируют, погружая их на нужную глубину в ванну со льдом, распыляя жидкий азот, этил, обкладывая твердой углекислотой. Эти методы практически не позволяют дозировать воздействие повреждающего агента, хотя и воспроизводят отморожение. Лучшие результаты дает применение электронной криогенной аппаратуры, используемой в клинике для криовоздействия. Хладагентом в установке служит жидкий азот, циркулирующий в замкнутой системе, что позволяет регулировать температуру криоаппликатора в пределах от 0 до -180 С и поддерживать ее на заданном уровне в течение необходимого времени. Оптимальные размеры аппликатора для моделирования отморожений 60x60 мм. Его устанавливают на коже после ее депиляции и обработки антисептическим раствором. После включения установки можно воспроизвести любую стадию холодового поражения кожных покровов.

Среди моделей гнойно-септических процессов и заболеваний особое место занимают ожоги. Их воспроизведение у животных сопряжено с известными трудностями, обусловленных рядом причин. Одна из них обусловлена сложностью определения площади повреждения глубоких слоев кожи и подлежащих тканей. Другая – повышенной (по сравнению с человеком) способностью тканей к регенерации. Поэтому для получения адекватной модели ожога необходимо прежде всего точно дозировать термическое поражение по длительности экспозиции, температуре аппликатора и площади ожога. Следует принимать также во внимание, что истинная экспозиция при нанесении ожога всегда более продолжительна, чем расчетная, так как процесс охлаждения глубоких слоев нагретой ткани идет медленнее ее разогрева.

Так, если при ожоге пламенем бензина, напалмом, тепловым излучением длительность воздействия на кожу термического агента составляет 10-15 с, то общая продолжительность сохранения в тканях температуры выше 50С составляет 1-3 и более минут. Защитной мерой в данном случае может служить воздух, нагнетаемый в подкожную клетчатку по всей площади предполагаемого повреждения перед нанесением на кожу ожога.

Описано большое число способов нанесения ожогового поражения у животных: с помощью паяльной лампы, тепловых и волновых излучателей, горячей воды и пара, путем сжигания на коже ваты, смоченной бензином и др. Их общий недостаток – невозможность какой-либо дозировки степени поражения. Большинство этих моделей создано применительно к мелким лабораторным грызунам. Практика показывает, что наиболее близкую по клиническому течению модель можно получить только на собаках. Для нанесения ожога у собак чаще всего используют соответствующие устройства, позволяющие точно дозировать ожог по площади, времени экспозиции, температуре. Площадь ожога определяют в процентах по отношению ко всей поверхности тела, принимаемой за 100%. Для ее вычисления пользуются формулой: $S = 2,27 \times W \times 0,37 \times L$; где S – площадь поверхности тела собаки в см²; W – масса тела в граммах; L – длина животного. Опыт показывает, что при ожоге площадью 10-20% у собак развивается легкая форма ожогового шока, более 20% - средняя, более 40% - тяжелая.