

Моделирование хирургического оборудования низкотемпературного воздействия

Аппазов Э.Л., Зайцев А.В. (Университет ИТМО, Санкт-Петербург)

Научный руководитель – к.т.н., доц. Зайцев А.В. (Университет ИТМО, Санкт-Петербург)

Современная криохирургия берет свое начало в 1960-х годах, тогда американским криохирургом И. Купером был создан первый аппарат, работавший на жидком азоте. В нашей стране возможности использования криохирургии впервые в 1962 г. исследовал нейрохирург Э.И. Кандель совместно с академиком А.И. Шальниковым. Первые в СССР криохирургические инструменты были созданы в 1972–1973 годах в МВТУ им. Н.Э. Баумана под руководством профессора А.М. Архарова и впервые использованы на практике профессорами медицины В.И. Петровым, М.И. Перельманом и Л.М. Гудовским.

Криоаппараты подразделяют на малогабаритные автономные ручные и стационарные. В качестве криоагента, доступного в амбулаторных условиях и позволяющего получать достаточно низкую температуру, используется жидкий азот.

Так же в настоящее время хирургические вмешательства выполняются с использованием традиционных приемов рассечения мягких тканей скальпелем, а так же с помощью различных высокотехнологических программно-аппаратных комплексов, в конструкции которых реализованы последние достижения науки и техники в области высокотемпературного нагрева и низкотемпературного охлаждения биологических тканей. Это позволило в ряде случаев коренным образом улучшить эффективность оказываемой медицинской помощи. Использование в хирургии данных технологий в том или ином виде практически стало нормой. Однако каждому из всех известных инструментов, реализующих эти технологии, свойственны определенные, часто существенные недостатки, снижающие эффективность оказываемых с их помощью хирургических вмешательств.

Наиболее характерные недостатки, свойственные изолированному применению криогенного воздействия, которое в ряде случаев рассматривается в качестве альтернативы резекционной хирургии при проведении операций на мягких тканях и костях и ограничивающие его широкое распространение, являются:

- наличие противопоказаний, например, криовоздействие на опухоли кожи противопоказано при большом размере образований (свыше 5 см в диаметре) и в случаях выраженной инфильтрации подлежащих тканей;
- трудно прогнозируемые площадь и уровень охлаждения тканей;
- большая длительность воздействия;
- необходимость использования жидкого азота в качестве единственно приемлемого хладагента для исключения прилипания инструмента к тканям, что сдерживает широкое применение этого метода;
- более медленное заживление раны, например, по сравнению с раной, полученной иссечением скальпелем;
- невозможность проведения диагностического обследования удаленных тканей и пр.;

Для сведения к минимуму этих ограничений при использовании криовоздействия на патологические образования, локализованные на поверхности тела, была разработана технология охлаждения тканей с использованием в качестве хладагента дросселированного баллонного диоксида углерода, в котором предусмотрены соответствующие воздухопроводы и нагреватели для быстрого оттаивания наконечника, примороженного к тканям.

В связи с недостатком научно обоснованной базы в области криохирургии ее потенциальные возможности пока недостаточно изучены и мало используются. Применение криохирургии безопасно и перспективно, в том числе для детей и лиц преклонного возраста с тяжелыми сопутствующими заболеваниями. Однако такое положение дел не позволяет

обосновано рекомендовать актуальные меры, которые обеспечат повышение эффективности применения криохирургии и мощности охлаждения заданного рабочего наконечника в процессе замораживания ткани.

Разработка математической модели теплофизических процессов при использовании криохирургического инструмента, соответствующего программного продукта позволяют расчетным путем обобщить существующую информацию и выработать рекомендации по совершенствованию этого инструмента.

Подобные исследования в данной области проводились Будриком В.В., непосредственно описанием температурного профиля в замерзшей зоне квазистационарным уравнением, без учета теплопритоков и нестационарности свойств. Условия данного процесса далеки от реальных. Исследования аппроксимации зависимости роста замерзшей ткани от времени с дальнейшим введением ее в расчетные уравнения были проведены Филипповым Ю.П.

Антоновым А.Н. была разработана математическая модель процессов теплообмена при локальном воздействии на ткань с использованием граничного условия третьего рода на границе наконечник/ткань. Купером Т.Е. было разработано решение стационарных задач теплопроводности в биоткани (задачи Стефана), при условии, что теплопроводность и температура в биоткани постоянна. Расхождение данных превышает 10%.

Для более точного прогноза существует необходимость дальнейшего совершенствования ранее разработанной Зайцевым А.В. математической программы. С целью исследования процесса криовоздействия в отдельных точках ткани по времени и температуре в зависимости от некоторых конструктивных параметров криодеструктора.

Зависимость теплофизических свойств биологических тканей от искомой температуры вносит в уравнение теплопроводности существенную нелинейность и делает решение задачи аналитическими методами трудно реализуемым.

С помощью данных исследований, возникает возможность рассчитывать необходимое время и интенсивность криовоздействия на тело. Например, важнейшим параметром проведения успешной операции является время воздействия. Необходимо достичь определенной степени заморозки, за максимально короткое время, не допустив переохлаждение здоровой области тела. И установив ограничение по времени, с помощью данной модели можно рассчитать необходимую интенсивность подачи азота к наконечнику, удовлетворяющую заданные требования.

В результате моделирования получено нестационарное распределение температуры в объекте, что позволяет всесторонне исследовать данный теплофизический процесс. Дальнейшая разработка и применение подобных математических моделей позволит более детально описать результат, а так же позволит получить точный прогноз проведенной операции.

Данный метод позволяет рассчитывать конструктивные параметры криоинструмента в зависимости от необходимых заданных параметров в определенной точке, например: радиус криовоздействия, массовый расход азота, температура воздействия, давление рабочей жидкости, радиус наконечника и т.д.

На сегодняшний день перед нами возникает задача разработки программы, позволяющей построить модель распространения температурных полей в объеме биоткани, при криовоздействии в нескольких точках одновременно. Это позволит нам изучить особенности данной методики криовоздействия, определять количество очагов криовоздействия, температуру, взаиморасположение и плотность, с целью в дальнейшем разработать отечественное оборудование, для осуществления сложных операций.