

Метод электродиагностики гибели клеток поджелудочной железы в условиях экспериментального панкреонекроза

Аннотация

Разработаны метод и аппаратура для многоканальной синхронной регистрации электрических сигналов поджелудочной железы. Проведен комплекс экспериментальных исследований на лабораторных животных. Выявлен ряд перспективных информационных критериев (параметров) электрических сигналов, характеризующих повреждение поджелудочной железы, и определены пути проведения дальнейших исследований.

Введение

В комплексе диагностических методов, применяемых в настоящее время при обследовании больных острым панкреатитом, методы лучевой диагностики (УЗИ, КТ, МРТ) являются ведущими [1]. Распознавание различных форм острого панкреатита с использованием этих методов нередко сопряжено с большими трудностями, обусловленными полиморфностью выявляемых патологических изменений [2]. Кроме того, визуализация некротических изменений в поджелудочной железе задерживается по объективным причинам на несколько суток, что приводит к недооценке тяжести панкреонекроза и несвоевременному применению всего комплекса консервативного и/или оперативного лечения, чаще в группе пациентов с фульминантным течением некротического панкреатита [3].

Запоздавая диагностика и связанная с ней нерациональная тактика лечения этих пациентов не позволяет надеяться на благоприятный исход заболевания, и несмотря на значительные успехи в лечении острого панкреатита, летальность среди таких пациентов остается очень высокой. Существующие методы оценки функционального состояния поджелудочной железы и прогнозирования исхода острого панкреатита не удовлетворяют понятию «мониторинг», поскольку между отдельными диагностическими процедурами функциональное состояние поджелудочной железы может существенно меняться [3]. Наличие патологического процесса в поджелудочной железе требует непрерывной регистрации, но на сегодня отсутствуют доступные методы подобного контроля [4]. Более того, постоянно наблюдать за активностью процесса в поджелудочной железе в настоящее время практически невозможно [3]. Несомненно, что различные патологические процессы в поджелудочной железе, тем более клеточная гибель, немедленно приведут к изменению ее функционального состояния и ее электрической активности.

Учитывая сложности диагностики и выработки тактики лечения у пациентов с тяжелым панкреонекрозом, ранняя диагностика клеточной гибели, до появления зон демаркации, и вопросы функционирования железы в условиях панкреонекроза, находящие отражение в изменении электрической активности, были бы полезны для неотложной панкреатологии.

Анализ литературных источников показал, что исследования электрической активности поджелудочной железы в условиях развивающегося панкреонекроза ранее не проводились.

Коллектив авторов занимается изучением данной проблемы с 2008 года, и эти исследования являются приоритетными.

На первом этапе на крупных лабораторных животных (котах) нами были изучены основные особенности электрической активности поджелудочной железы в условиях нормы в острых и длительных хронических экспериментах. Установлены изменения электрической активности поджелудочной железы при экспериментальном панкреонекрозе [5]-[8]. На втором этапе исследования, на основании ранее полученных данных, был разработан и создан программно-аппаратный комплекс для синхронной регистрации комплекса электрических сигналов поджелудочной железы, включая предварительную обработку сигналов. В настоящее время нами проведены исследования по изучению электрической активности поджелудочной железы с использованием разработанного комплекса при моделировании панкреонекроза.

Цель исследований – разработка метода регистрации и методики оценки сигнала для выявления достоверных критериев электродиагностики гибели клеток поджелудочной железы.

Материалы и методы

Для измерения и регистрации электрических сигналов поджелудочной железы был применен созданный авторами 16-канальный программно-аппаратный комплекс ИП ИНГГ-16/USB. Комплекс предназначен для синхронного измерения и регистрации разности потенциалов между парами точек на теле обследуемого органа пациента. Измерительная часть комплекса состоит из входного коммутатора, который дает возможность произвольного подключения измерительных электродов к входам 16-канального дифференциального цифрового вольтметра с высоким входным сопротивлением (выбор интересующих областей обследуемого органа зависит от поставленной задачи), нормирующих усилителей с переменным коэффициентом усиления, аналого-цифровых преобразователей, центрального процессора и системы сопряжения с персональным компьютером. Частота дискретизации – 1000 Гц. Динамический диапазон измерительной системы составляет 96 дБ, приведенный уровень шумов – менее 1 мкВ (при усилении 10). Управление процедурой и параметрами измерений осуществляется оператором с персонального компьютера под управлением разработанного пакета инструментального программного обеспечения «АЦП-Медик». Комплекс разработан на основании экспериментальных данных, полученных ранее при проведении пилотных исследований [5]-[8]. Вся

информация, полученная при проведении экспериментов, сохраняется на жестком диске персонального компьютера.

Экспериментальные исследования проведены на лабораторных животных – мини-свиньях под наркозом (внутривенно пропофол), на спонтанном дыхании, с соблюдением правил Хельсинской декларации Всемирной медицинской ассоциации (Гонконг, 1989 г.) и «Правил проведения работ с использованием экспериментальных животных» [9], одобренных этическим комитетом НГМУ (протокол № 42 от 15 марта 2012 г.). Повреждение железы в экспериментах осуществляли введением трипсина в ткань железы. Биоэлектрические сигналы до и после повреждения поджелудочной железы регистрировали синхронно из нескольких отведений оригинальными электродами. Конструкция измерительного электрода позволяет измерять электрический потенциал в одной области (диаметр – 5 мм) на поверхности и в теле поджелудочной железы. Группа измерительных электродов размещена на гибкой печатной плате, что позволяет фиксировать межэлектродное расстояние, уменьшать случайный разброс регистрируемых данных и стандартизует условия регистрации сигнала. Предварительную обработку полученных данных проводили при помощи оригинального программного обеспечения программы Excel и MatLab.

Обработку результатов исследования осуществляли при помощи статистических программ STATISTICA 6, BIOSTAT 2008.

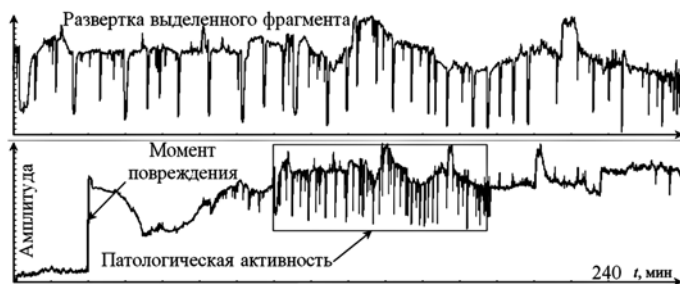


Рис. 1. I тип электрической активности (опыт 17, канал 10)

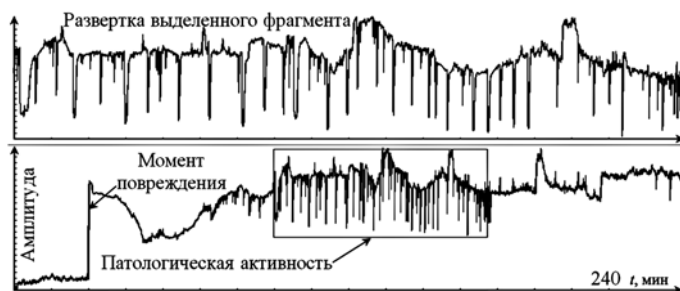


Рис. 2. II тип электрической активности (опыт 17, канал 3)

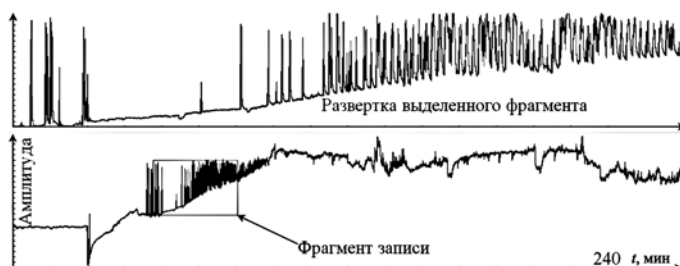


Рис. 3. III тип электрической активности – снижение электрической активности (опыт 17, канал 6)

В первых четырех экспериментах была проведена регистрация сигнала поджелудочной железы в норме (6...8 ч в каждом эксперименте). В последующих экспериментах перед повреждением железы регистрировали ее электрическую активность в течение 30 мин...1 ч. Полученные в этот период данные принимали в качестве исходных данных нормы и в процессе постобработки сигналов сравнивали с аналогичными данными, полученными при повреждении. Также проводили сравнительный анализ синхронно зарегистрированных сигналов из пораженных и «нормальных» областей поджелудочной железы.

Достоверность оцениваемых параметров определяли методом статистического сравнения медианы значения этого показателя до и после повреждения поджелудочной железы известными методами статистической обработки [10].

Установлено, что в большом числе экспериментов одновременно регистрируются три типа электрической активности на различных участках железы. На рис. 1-3 представлены различные типы активности при масштабном поражении поджелудочной железы трипсином.

Результаты

1. Подтверждены основные положения об изменениях электрического сигнала при повреждении, обнаруженные в пилотном исследовании [5]-[8].

2. Синхронная регистрация электрических сигналов с различных областей поджелудочной железы значительно увеличивает объем первичной информации о функционировании органа и предоставляет дополнительные возможности для выявления диагностических критериев в электропанкреатографии.

3. Разработанная конструкция измерительных электродов стандартизует процедуру измерения электрической активности поджелудочной железы.

4. Обнаружено несколько типов изменений формы пиков сигнала, и выявлен ряд перспективных информативных критериев: относительная частота пиков, мощность амплитуды сигнала с линейной аппроксимацией фона, которые достоверно изменяются при повреждении железы. Экспериментально установлено, что при повреждении панкреатитов в частотном спектре сигналов возрастает относительный уровень низких частот (менее 0,04 Гц).

Заключение

Предложенный метод многоканальной синхронной регистрации электрических потенциалов из различных областей поджелудочной железы позволяет вывести исследования на качественно новый уровень. Полученные результаты позволяют заложить основы метода регистрации и методики оценки электрического сигнала поджелудочной железы при ее повреждении. Проведенные исследования по применимости и практической оценке методов математической обработки полученной информации дают основания утверждать, что оценка параметров сигнала при повреждении поджелудочной железы должна быть комплексной, включающей в себя сканирование и обработку сигнала в «скользящем» временном окне, и требуют проведения дальнейших экспериментальных и теоретических исследований.

Коллектив авторов выражает благодарность директору Института нефтегазовой геологии и геофизики им. А.А. Трофимука академику РАН М.И. Эпову за помощь в проведении экспериментальных исследований.

Настоящая работа поддержана грантом РФФИ 14-04-01349А.

Список литературы:

1. Савельев В.С., Филимонов М.И., Бурневич С.З. Панкреонекрозы. – М.: ООО «Медицинское информационное агентство», 2008. 258 с.
2. Затевахин И.И. и др. Панкреонекроз. – М., 2007. 224 с.
3. Дибиров М.Д. и др. Причины летальности при панкреонекрозе и пути ее снижения // Инфекции в хирургии. 2012. Т. 10. № 2. С. 21-25.
4. Маев И.В., Казюлин А.Н., Кучерявый Ю.А. Хронический панкреатит. – М.: Медицина, 2005. 503 с.
5. Анищенко В.В. и др. Биопотенциал поджелудочной железы в норме и при развитии панкреонекроза // Вестник НГУ, серия «Биология, клиническая медицина». 2012. Т. 10. № 3. С. 156-161.
6. Анищенко В.В., Трубачева А.В., Долгих В.Т. Электрография поджелудочной железы при панкреонекрозе. – LAP LAMBERT Academic Publishing, 2013. 104 с.
7. Анищенко В.В., Трубачева А.В., Штофин С.Г. Типы электрического сигнала поджелудочной железы при развитии панкреонекроза в эксперименте [электронный ресурс] // Медицина и образование Сибири. 2012. № 2. / <http://www.ngmu.ru> [дата обращения: 01.01.2014].
8. Трубачева А.В. и др. Изменение электрической активности поджелудочной железы при различных по механизму повреждения // Сибирский медицинский журнал. 2012. № 5. С. 55-59.
9. Правила проведения работ с использованием экспериментальных животных / Приложение к Приказу Министерства здравоохранения СССР от 12.08.1977 г. № 755.
10. Краммер Г. Математические методы статистики. – М.: ИЛ, 1948. 631 с.

*Владимир Владимирович Анищенко,
д-р мед. наук, профессор,
руководитель центра хирургической гастроэнтерологии,
Дорожная клиническая больница,
зав. кафедрой хирургии,
факультет повышения квалификации
и профессиональной переподготовки врачей,*

*Алла Васильевна Трубачева,
канд. мед. наук, ассистент,
кафедра общей хирургии,
ГБОУ ВПО «Новосибирский государственный
медицинский университет» Минздрава России,
Владимир Терентьевич Долгих,
д-р мед. наук, профессор,
зав. кафедрой патофизиологии
с курсом клинической патофизиологии,
г. Новосибирск,
ГБОУ ВПО «Омская государственная
медицинская академия» Минздрава России,
г. Омск,
Игорь Николаевич Злыгостев,
ст. научный сотрудник, заведующий группой,
Андрей Васильевич Савлук,
ведущий программист,
ФБГУН «Институт нефтегазовой геологии
и геофизики им. А.А. Трофимука» СО РАН,
Игорь Владиленич Минин,
д-р техн. наук, профессор,
Олег Владиленич Минин,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой метрологии и технологии
оптического производства,
ФГБОУ «Сибирская государственная
геодезическая академия»,
г. Новосибирск,
e-mail: AVV1110@yandex.ru*

А.С. Красичков, Е.Б. Григорьев, Е.М. Нифонтов

Влияние миографической помехи и дрейфа изоэлектрической линии на коэффициент корреляции при классификации кардиокомплексов

Аннотация

Найдены распределение и среднее значение выборочного коэффициента корреляции. Произведено сравнение теоретических результатов с результатами компьютерного моделирования. Установлено, что результаты компьютерного моделирования согласуются с теоретическими результатами.

На сегодняшний день сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смертности во всем мире, поэтому очень важной задачей является точная и своевременная диагностика данных заболеваний.

В настоящее время популярным методом диагностики является холтеровское мониторирование – непрерывная запись электрокардиограммы (ЭКГ) в течение длительного времени (до нескольких суток).

Для того чтобы врач за приемлемое время мог проанализировать столь длительную запись и поставить правильный диагноз, применяется сортировка кардиокомплексов каждого вида по соответствующим группам (норма/патология) и анализируются только представи-

тельные кардиокомплексы из каждой группы [1], [2]. В качестве меры сходства кардиокомплексов можно использовать коэффициент корреляции. Если значение коэффициента корреляции между опорным и анализируемым кардиокомплексами превышает некий порог, то рассматриваемый кардиокомплекс помещается в одну группу с опорным кардиокомплексом.

Ситуация усугубляется тем, что при съеме электрокардиограммы возникают разного рода помехи и артефакты, искажающие сигнал и затрудняющие постановку врачом правильного диагноза. Основное влияние оказывают миографическая помеха, обусловленная шумами электрической активности мышц, и дрейф изоэлектрической