УДК 616.33–005.1:537.311.6]–07:001.891.7(045)

ИМПЕДАНСОМЕТРИЯ КАК МЕТОД МОНИТОРИНГА ВНУТРИЖЕЛУДОЧНОЙ СРЕДЫ ПРИ ГАСТРОДУОДЕНАЛЬНЫХ КРОВОТЕЧЕНИЯХ

Шапкин Ю.Г., Чалык Ю.В., Потахин С.Н., Капралов С.В., Зевякина В.А., Лаврененко А.В., Митчинов А.Е.

ГОУ ВПО «Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского Росздрава», Саратов, e-mail: meduniv@sgmu.ru

В клинике общей хирургии Саратовского ГМУ благодаря унификации тактики, использованию зонда-детектора рецидива кровотечения, динамической эндоскопии, допплеровской лазерной флуометрии и освоению методик эндоскопического гемостаза удалось снизить послеоперационную летальность с 7,4 до 1,6%, а общую летальность с 3,5 до 1,5%. К сожалению, предложенные устройства могут использоваться только по отдельности и не дают возможность параллельно оценивать pH желудочного сока, микроциркуляцию в стенке желудка и распознавать повторную геморрагию. В экспериментах «in vitro» и «in vivo» было доказано изменение электропроводности внутрижелудочной среды при подавлении секреции желудка и появлении крови в его просвете. Полученные результаты позволяют рассматривать импедансометрию как метод мониторинга внутрижелудочной среды при гастродуоденальных кровотечениях.

Ключевые слова: импедансометрия, гастродуоденальные кровотечения

IMPEDANSE AS A METHOD OF MONITORING ENVIRONMENTAL INTRAGASTRIC OF GASTRODUODENAL BLEEDING

Shapkin Y.G., Chalyk Y.V., Potahin S.N., Kapralov S.V., Zevyakina V.A., Lavrenenko A.V., Mitchinov A.E.

Saratov State Medical University by V.I. Razumovsky, Saratov, e-mail: meduniv@sgmu.ru

The Clinic of General Surgery, Saratov SMU, thanks to unification tactics, the use of probe-detector rebleeding dynamic endoscopy, laser doppler flowmetry and mastering techniques of endoscopic hemostasis failed to reduce postoperative mortality from 7,4 to 1,6%, and overall mortality rate from 3,5 to 1,5%. Unfortunately, the proposed device can only be used separately, and do not allow parallel to evaluate the pH of gastric juice, the microcirculation in the wall of the stomach and to recognize the re-hemorrhage. In experiments «in vitro» and «in vivo» proved the change in electric intragastric environment in the suppression of gastric secretion and blood in its lumen. The results obtained allow to consider the impedance as a method of monitoring the intragastric environment in gastroduodenal hemorrhage.

Keywords: impedance, gastroduodenal bleeding

Язвенные гастродуоденальные кровотечения – актуальная причина госпитализации больных в хирургический стационар. Летальность при этом осложнении остается на уровне 8–10%. Основной причиной неблагоприятных исходов остается продолжающаяся и рецидивная геморрагия. В клинике общей хирургии СГМУ благодаря унификации тактики, использованию зонда-детектора рецидива кровотечения, динамической эндоскопии, допплеровской лазерной флуометрии и освоению методик эндогемостаза удалось снизить послеоперационную летальность с 7,4 до 1,6%, а общую летальность с 3,5 до 1,5% [1, 4]. Предложенные устройства могут использоваться только по отдельности, что не позволяет параллельно оценивать pH желудочного сока, микроциркуляцию в стенке желудка и распознавать повторную геморрагию. С этим связано наше решение о создании одного многофункционального устройства, позволяющего контролировать внутрижелудочную среду.

Цель исследования – разработка универсального метода контроля динамики внутрижелудочной среды, позволяющего своевременно диагностировать рецидив кровотечения и отслеживать эффективность подавления желудочной секреции.

В качестве такого метода использована импедансометрия. Для исследования кислотности желудочного сока принцип импедансометрии использован в приборе Реогастрограф РГГ9-01, разработанном в Санкт-Петербурге в ОАО «Завод «Радиоприбор» [2]. Исследование проводится in vivo с помощью многоэлектродного желудочного зонда. Недостатками прибора являются ограничение исследовательских возможностей и большой диаметр зонда.

Материалы и методы исследования

В нашей работе использован Реогастрограф РГГ9-01 и аппаратно-программный комплекс (АПК), разработанный совместно с саратовскими предприятиями ООО «Медэлектроника» и ООО «Телемак», при поддержке Фонда содействия развитию малого бизнеса в научно-технической сфере (патент № 55598 и № 58927 от 17.05.2006 г.). Прибор выполнен в виде нескольких модулей и сочетает в себе возможности импедансометра, реографа и электростимулятора.

Для мониторинга внутрижелудочной среды использован режим импедансометрии.

Разработанный АПК может работать как со стандартным зондом, диаметром 7 мм, так и с зондом, диаметром 4,7 мм, имеющим 11 электродов из нержавеющей стали. Форма электродов и их расположение идентичны у обоих зондов. Новый зонд изготовлен из современных материалов на основе стандартного дуоденального зонда. Кроме того, были изготовлены двухэлектродные зонды для исследований in vitro, позволяющие одновременно проводить измерения сопротивления растворов и биологических жидкостей в 5 флаконах или пробирках.

Исследовались кровь, эритроцитная масса (Er масса), свежезамороженная плазма (СЗП) и плазмозамещающие растворы (ПЗР) (хлорид натрия 0,9%, хлосоль, дисоль, трисоль, бикарбонат натрия). Измерение электропроводности плазмы и растворов проводилось как по отдельности (15 образцов), так и при добавлении к ним разного количества крови или Er-массы. Исследования in vivo проводились на добровольцах с соблюдением всех этических норм и после подписания ими протокола информированного согласия.

В эксперименте участвовали 15 мужчин в возрасте 20–25 лет, проходящих медицинское обследование, патология желудочно-кишечного тракта у которых была исключена. Испытуемых обследовали натощак с помощью зонда диаметром 4,7 мм с капилляром для заведения аутокрови.

Кровь в количестве 40 мл брали в ходе эксперимента из кубитальной вены. Измерение сопротивления внутрижелудочной среды проводили до и после заведения крови. Затем измерение повторяли через 1,5–2 часа после внутривенного введения 20 мг кваматела, т.о., моделировалась ситуация рецидива кровотечения у больных с блокированной и сохраненной желудочной секрецией.

Результаты исследования и их обсуждение

Измерения проводились на частотах 10 и 200 кГц зондирующего тока. Использование двух частот объясняется особенностями прохождения электрического тока через биологическую ткань. Ток низкой частоты распространяется преимущественно по межклеточным пространствам, а при внутрижелудочной импедансометрии только через содержимое желудка. На частотах более 100 кГц емкостная составляющая общего сопротивления тканей уменьшается, и ток распространяется через клеточные мембраны. В результате по частотной дисперсии сопротивления можно судить о соотношении вне- и внутриклеточной жидкости в тканях, а в желудке – о свойствах слизистой оболочки. При возобновлении кровотечения появление клеток крови в содержимом желудка должно изменить степень частотной дисперсии сопротивления, что можно использовать в качестве диагностического критерия рецидива геморрагии. О выраженности частотной дисперсии можно судить по коэффициенту поляризации (Кп) – отношению сопротивления при высокой частоте зондирующего тока к значению сопротивления при низкой частоте тока [3]. В растворах и биологических жидкостях, не содержащих клетки, Кп приближается к 1 (табл. 1).

Таблица 1

Импеданс и коэффициент поляризации биологических жидкостей, Ом (исследование на двух частотах зондирующего тока)

Исследуемая биологическая жидкость	Импеданс, Ом		Кп
	10 кГц	200 кГц	
СЗП, 150 мл	34,77	34,02	0,98
Кровь, 50 мл	75,3	71,44	0,95
Эритроцитарная масса, 150 мл	360,7	265,3	0,74

В крови Кп уменьшается до 0,95, а при увеличении концентрации клеток – Er-масса – снижается до 0,74.

Такое значение Кп может быть характерно для кровяного сгустка, формирующегося вокруг зонда при кровотечении. В табл. 1 указан объем жидкости, в котором измерялось сопротивление, поскольку этот показатель и расстояние до стенок флакона определяют значение сопротивления. При использовании флаконов емкостью 200 мл сопротивление оставалось неизменным на протяжении исследования при количестве жидкости более 50 мл и расположении электродов по центру сосуда.

Наличие емкостных свойств токопроводящей среды можно обнаружить, регистрируя сдвиг фаз между током и напряжением, что в самом простом варианте характеризуется появлением фигуры Лиссажу на экране осциллографа.

В серии опытов с ПЗР, кровью и Er -массой мы обнаружили существенное изменение фигуры Лиссажу при формировании сгустка. В неизмененной крови сдвиг фаз оказался минимальным и при данной схеме регистрации не представилось возможным обнаружить его изменения при добавлении крови к ПЗР. Следует отметить, что сдвиг фаз регистрировался в Er-массе и при контакте электродов зонда с тканями. При добавлении крови к плазмозамещающим растворам сопротивление увеличивается, поскольку сопротивление крови больше сопротивления любого из растворов (табл. 2).

Увеличение сопротивления достоверно во всех растворах ($p < 0,05$), а вот Кп достоверно уменьшался только в растворе хлорида натрия с ацидин-пепсином и в растворе бикарбоната натрия. Вероятнее всего соотношение путей распространения

тока (вне клеток или через клетки) при изменении частоты было более значимо при нейтрализации буферными системами крови H^+-ионов и ОН-групп, обусловливающих высокую электропроводность указанных растворов. В остальных растворах, несмотря на возрастание общего сопротивления, такой концентрации клеточных элементов было недостаточно, чтобы изменить путь распространения зондирующего тока.

Таблица 2

Изменение импеданса плазмозамещающих растворов при добавлении крови, Ом (исследование на двух частотах зондирующего тока)

Исследуемый раствор	Импеданс на двух частотах тока при добавлении крови, Ом							
	без крови		4 мл крови		7 мл крови		10 мл крови	
	10 кГц	200 кГц	10 кГц	200 кГц	10 кГц	200 кГц	10 кГц	200 кГц
Хлорид натрия 0,9 % – 100 мл и ацидин-пепсин	17,2	16,2	18,5	17,2	20,0	18,9	21,7	20,5
Хлосоль, 100 мл	29,5	28,9	30,3	29,4	31,0	30,1	31,5	30,6
Дисоль, 100 мл	32,7	31,8	33,4	32,4	34,0	33,1	34,2	33,3
Трисоль, 100 мл	27,6	26,9	28,5	27,6	28,7	27,9	29,8	28,9
Бикарбонат натрия, 100 мл	11,5	10,9	11,8	11,3	12,0	11,6	12,5	12,1

Исследования in vivo подтвердили возможность регистрации с помощью импедансометрии динамики показателей кислотности желудочного сока при использовании препаратов, подавляющих желудочную секрецию, а также изменения электропроводности внутрижелудочной среды при появлении в ней крови.

Зонд во всех случаях заводили в желудок таким образом, что зоны с 1 по 8 располагались в желудке, а зона 9 – в пищеводе. По распределению значений импеданса во всех зонах можно контролировать правильность положения зонда. Наименьшие значения импеданса характерны для тела желудка (зоны 3–6). Хорошая электропроводность здесь обусловлена высокой концентрацией H^+-ионов. Другие ионы (K^+, Na^+, Mg^{2+}, Cl^- и т.д.) вносят гораздо меньший вклад в электропроводность желудочного сока. Однако достоверно судить о значении pH можно только в диапазоне 0,9–2,2 [2]. Для зонда диаметром 4,7 мм это соответствует диапазону от 10 до 100 Ом на частоте зондирующего тока 10 кГц. Максимальное значение сопротивления характерно для электродов, размещенных в пищеводе, что обусловлено отсутствием в этой области H^+-ионов, а также минимальным объемом жидкости вообще. Плотное примыкание электродов к стенке пищевода в этом случае обусловливает и низкий по сравнению с телом желудка коэффициент поляризации. Влияние объема содержимого в межэлектродном пространстве на импеданс позволяет отслеживать перистальтику желудка и пищевода. Для исключения влияния перистальтики на показатели импеданса при исследовании кислотности данные регистрируются в течение 1 минуты, а затем усредняются (по 30 измерений в каждой зоне поочередно на частотах 10 и 200 кГц).

Средние значения высокочастотного и низкочастотного импеданса для всех исследуемых зон представлены в табл. 3.

Эти данные свидетельствуют, что появление крови в желудке достоверно повышает сопротивление в теле желудка на обеих частотах зондирующего тока при сохраненной желудочной секреции ($p < 0,05$). Достоверно увеличивается внутрижелудочный импеданс и через 1,5–2 часа после введения кваматела. Достоверными являются изменения импеданса и при введении крови на фоне блокированной желудочной секреции ($p < 0,05$). Это отмечено во всех 15 наблюдениях. Однако чем существенней блокирована секреция желудка, тем в большей степени изменение импеданса свидетельствует об изменении объема желудочного содержимого. С определенного значения при добавлении крови сопротивление начинает не возрастать, а снижаться. Поэтому по данным, представленным в табл. 3, не вполне корректно сравнивать значения импеданса до и после появления крови по среднему значению для всех опытов.

Если значение низкочастотного импеданса изначально оказывалось ниже 80–105 Ом (для каждой зоны свой предел) то, как при блокировании секреции желудка, так и при появлении в нем крови, этот показатель возрастал. При превышении этого предела значение импеданса с появлением крови в желудке снижалось, что свидетельствовало об увеличении объема в нем содержимого. Параллельно происходили изменения значений высокочастотного импеданса, но уже со своими пределами. Для Кп такой закономерности выявлено не было.

Таблица 3

Изменение внутрижелудочного импеданса при добавлении крови, Ом (исследование на двух частотах зондирующего тока)

Зона желудка	Внутрижелудочный импеданс на двух частотах тока, Ом							
	исходный уровень		при появлении крови в желудке		на фоне введения кваматела		кровь в желудке на фоне кваматела	
	10 кГц	200 кГц	10 кГц	200 кГц	10 кГц	200 кГц	10 кГц	200 кГц
Зона 1	66,33	57,40	65,65	59,86	130,80*	107,50*	143,41	126,54
Зона 2	52,18	46,64*	67,55	61,82*	95,45*	78,75*	98,15	85,48
Зона 3	52,08*	47,49*	70,42*	64,70*	88,91*	72,11*	95,97	80,00
Зона 4	55,17*	50,86*	73,92*	67,63*	87,25*	70,25*	97,10	78,85
Зона 5	62,63	55,83	81,84	72,93	95,21*	74,32*	97,79	78,97
Зона 6	69,07	59,47	90,81	76,33	104,71*	78,69*	102,65	79,20
Зона 7	82,09	68,99	104,84	76,14	118,81	82,22	117,95	82,69
Зона 8	99,86	79,65	120,07	76,73	138,61	86,06	143,61	85,36
Зона 9	238,35	111,94	238,98	112,06	269,75	120,14	230,02	101,86

Примечание: *– отличия между группами достоверны.

Чтобы уменьшить случайный разброс значений импеданса по отдельным зонам и исключить влияние перистальтики и смещений зонда, можно использовать суммарный внутрижелудочный импеданс для зон 1–6. Этот показатель характеризует изменение объема содержимого желудка, что важно при возобновлении кровотечения. Однако специфичность его еще предстоит выяснить дальнейшими исследованиями.

Заключение

Таким образом, импедансометрия может использоваться в качестве контроля динамики внутрижелудочной среды у больных с кровотечениями. По изменению значений внутрижелудочного импеданса можно достаточно надежно судить о концентрации водородных ионов в реальном времени и появлении крови в содержимом желудка. Повышения специфичности результатов можно достичь, принимая в расчет изменение объема содержимого желудка и регистрируя сдвиг фаз при формировании сгустка крови вокруг электродов зонда.

Список литературы

1. Новые экспериментально-клинические подходы к эндохирургическому лечению кровоточащей гастродуоденальной язвы / С.В. Капралов, Ю.Г. Шапкин, С.Н. Потахин, А.Н. Башкатов // Современные проблемы науки и образования. – 2007. – №4. – С. 18–22.

2. Рябчук Ф.Н. Импедансометрия в детской гастроэнтерологии // Ф.Н. Рябчук, Н.В. Гончар, В.А. Александрова: методические рекомендации. – СПб.: Изд-во СПбГУ, 2002. – 50 с.

3. Торнуев Ю.В. Электрический импеданс биологических тканей / Ю.В. Торнуев, Р.Г. Хачатрян, А.П. Хачатрян. – М.: Изд-во ВЗПИ, 1990. – 155 с.

4. Шапкин Ю.Г. Опыт применения лазерного скальпеля в хирургии желудка / Ю.Г. Шапкин, С.В. Капралов // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2005. – №1(7). – С. 138–144.

Рецензенты:

Ивачёва А.С., д.м.н., зав. кафедрой хирургии и эндоскопии ГОУ ДПО ПИУВ Росздрава, г. Пенза;

Толстокоров А.С., д.м.н., профессор, зав. кафедрой хирургии и онкологии ФПК и ППС ГОУ ВПО Саратовский ГМУ им. В.И. Разумовского, г. Саратов.

Работа поступила в редакцию 04.05.2011.