

ПЛАНИМЕТРИЧЕСКАЯ ИМПЕДАНСОМЕТРИЯ В ОЦЕНКЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ АНАЛЬНЫХ СФИНКТЕРОВ*

Фоменко О.Ю.¹, Шелыгин Ю.А.^{1,2}, Порядин Г.В.³, Мудров А.А.^{1,2}

¹ ФГБУ «ГНЦК им. А.Н. Рыжих» Минздрава России, (г. Москва, Россия)

² ГБОУ ДПО РМАПО Минздрава России (г. Москва, Россия)

³ ФГБОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России (г. Москва, Россия)

PLANIMETRIC IMPEDANCEOMETRY IN ASSESSMENT OF THE FUNCTIONAL STATE OF ANAL SPHINCTERS*

Fomenko O. Yu.¹, Shelygin Yu. A.^{1,2}, Poryadin G. V.³, Mudrov A. A.^{1,2}

¹ FSBI "A.N. Ryzhykh State scientific center of coloproctology" of Ministry of health of Russian Federation (Moscow, Russia)

² FSBEI FPE RMACPE MOH Russia (Moscow, Russia)

³ Pirogov Russian National Research Medical University (RNRMU) (Moscow, Russia)

Для цитирования: Фоменко О.Ю., Шелыгин Ю.А., Порядин Г.В., Мудров А.А. Планиметрическая импедансометрия в оценке функционального состояния анальных сфинктеров. Экспериментальная и клиническая гастроэнтерология. 2018;153(5): 117–122.

For citation: Fomenko O. Yu., Shelygin Yu. A., Poryadin G. V., Mudrov A. A. Planimetric impedanceometry in assessment of the functional state of anal sphincters. Experimental and Clinical Gastroenterology. 2018;153(5): 117–122.

Фоменко О.Ю. — к.м.н., руководитель лаборатории клинической патофизиологии

Шелыгин Ю.А. — член-корр. РАН, д.м.н., профессор, директор ФГБУ «ГНЦК им. А.Н. Рыжих» Минздрава России; зав. кафедрой колопроктологии

Порядин Г.В. — член-корр. РАН, д.м.н., профессор, советник ректора, зав.кафедрой патофизиологии и клинической патофизиологии лечебного факультета

Мудров А.А. — к.м.н., н.с. отделения общей и реконструктивной колопроктологии; ассистент кафедры колопроктологии

Фоменко Оксана Юрьевна

Fomenko Oksana Yu.
info@gnck.ru

Резюме

В статье приводится обзор публикаций об использовании метода планиметрической импедансометрии в исследовании аноректальной функции. Анальные сфинктеры в норме рефлекторно отвечают на растяжение прямой кишки кишечным содержимым, заполняющим и растягивающим прямую кишку. Идея методики заключается в том, что производится искусственное растяжение анального канала с одновременной регистрацией давления и построением виртуальной геометрической формы непосредственно в ответ на растяжение, а также вычисляется коэффициент растяжимости анального канала, количественно характеризующий ответ анального сфинктера на растяжение. Впервые в России появилась возможность использовать данный метод у колопроктологических пациентов в ФГБУ «ГНЦК им. А.Н. Рыжих Минздрава России». В статье пошагово оцениваются основные направления использования методики, описанные в литературе: описание сути метода и нормативных величин, далее — сравнение растяжимости анальных сфинктеров в покое и при волевом сокращении в норме у добровольцев и у пациентов с анальной инконтиненцией, включая пациентов со склеродермией, затем сравниваются результаты данной методики с показателями 3D манометрии высокого разрешения. Кроме того, анализируется использование метода Эндофлип как динамического контроля лечения недостаточности анального сфинктера с помощью сакральной стимуляции.

Ключевые слова: методика планиметрической импедансометрии, недостаточность анального сфинктера, мышцы тазового дна, аноректальная манометрия высокого разрешения, эластичность, растяжимость, зонд внутрисрединной визуализации EndoFLIP

* Иллюстрации к статье – на цветной вклейке в журнал.

* Illustrations to the article are on the colored inset of the Journal.

Summary

The article gives an overview of publications on the use of impedance planimetric method in the study of anorectal function. Anal sphincters normally respond reflexively to the stretching of the rectum by intestinal contents that fill and stretch the rectum. The idea of the method lies in the fact that is artificial stretching of the anal canal with simultaneous recording of pressure and building a virtual geometric shape directly in response to the tension, and calculates a coefficient of elasticity of the anal canal that quantitatively characterize the response of the anal sphincter in tension. For the first time in Russia, it became possible to use this method in coloproctological patients in the State Scientific Centre of Coloproctology. In the article step by step assessed the main uses of the techniques described in the literature: the description of the method and normative values, then — comparison of extensibility of anal sphincters at rest and with voluntary reduction

in norm in volunteers and patients with anal incontinence, including patients with scleroderma, then compared the results of this technique with high-resolution 3D manometry. In addition, the use of the Endoflip method as a dynamic control of the treatment of anal sphincter failure by means of sacral stimulation is analyzed.

Key words: impedance planimetric technique, anal sphincter deficiency, pelvic floor muscles, high resolution anorectal manometry, elasticity, extensibility, intraluminal imaging probe EndoFLIP

Недостаточность анального сфинктера (НАС) – частичное или полное нарушение произвольного или непроизвольного удержания кишечного содержимого. Недержание кала (анальная инконтиненция) – повторяющееся, неконтролируемое отхождение фекалий или газов, по крайней мере, в течение одного месяца, включая детей с 4 лет [1]. Недержание кала характеризуется непроизвольной потерей содержимого прямой кишки через анальный канал и является сложной многофакторной клинической проблемой [2,3]. Распространенность НАС составляет 7,1%-9,5% среди взрослого населения моложе 70 лет и достигает у лиц в возрасте старше 70 лет 15,3%. При этом существенно чаще анальная инконтиненция встречается у женщин [4].

Механизмы дефекации и удержания кишечного содержимого, регулируемые волевыми и рефлекторными сокращениями, сложны и реализуются взаимодействием анальных сфинктеров (наружного и внутреннего) и мышц тазового дна (в основном, *m.levator ani*) [5]. Внутренний анальный сфинктер находится в постоянном тоническом напряжении и принимает участие в дефекации, рефлекторно расслабляясь в ответ на наполнение кишки, что известно под названием ректоанального ингибиторного рефлекса (RAIR) [6]. Наружный анальный сфинктер и *m.levator ani* по большей части, ответственны за повышение давления в анальном канале при сжатии либо при волевом сокращении, и в ответ на увеличение внутрибрюшного давления при кашле и чихании [7,8].

На сегодняшний день аноректальная манометрия является наиболее часто используемым методом оценки функции анальных сфинктеров [9]. В общем смысле, низкое давление в анальном канале в покое и при волевом сокращении отражает слабость внутреннего и наружного сфинктеров [10,11]. Вместе с тем, бывает крайне сложно выделить преобладающую роль одного из сфинктеров в патогенезе развития НАС из-за их тесной анатомической и функциональной близости [12]. Так, манометрическая методика позволяет оценить тонус и силу произвольного сокращения сфинктеров, но она не может количественно отразить непроизвольное раскрытие анального канала, которое является важным фактором фекального недержания [11]. Согласно работам L. D. Harris et al., компетентность сфинктера определяется не только его давлением в состоянии покоя, а устойчивостью к растяжению радиально приложенной силы [13].

В России впервые появилась возможность в ФГБУ «ГНЦК им. А. Н. Рыжих» Минздрава России оценить сопротивляемость сфинктеров запирательного аппарата прямой кишки к растяжению с помощью динамической оценки механических свойств анального канала методом

планиметрической импедансометрии. Методика исследования эластических свойств сфинктеров Эндофлип – это новая технология, обеспечивающая количественную и качественную оценку функционирования анального канала в реальном времени при его растяжении с помощью функционального зонда внутриманометрической визуализации.

Исторически сложилось, что первоначально методика планиметрической импедансометрии применялась для оценки верхних отделов ЖКТ, в том числе пищевода сфинктера [15,16]. Однако, с 2012 года стали появляться работы, в которых описывается аноректальное использование методики Эндофлип.

Анальные сфинктеры в норме рефлекторно отвечают на растяжение прямой кишки (кишечным содержимым, заполняющим и растягивающим прямую кишку). Идея методики заключается в том, что производится искусственное растяжение анального канала с одновременной регистрацией давления и построением виртуальной геометрической формы непосредственно в ответ на растяжение, а также вычисляется коэффициент растяжимости анального канала, количественно характеризующий ответ анального сфинктера на растяжение.

В литературе мы нашли 7 статей и 2 тезиса, посвященных применению Эндофлипа в диагностике состояния аноректальной области, включая применение этой методики при интраоперационном мониторинге (этот аспект не будет рассматриваться в рамках нашей работы). Хотелось бы выделить три основных направления, которые, на наш взгляд, наиболее интересны. Во-первых, это описание методики выполнения планиметрической импедансометрии анальных сфинктеров, которое так или иначе встречается в каждой статье, но наиболее полно представлено в работах Alqudah M. M. [17,18] и Luft F. [19]. Помимо описания методики выполнения часть статей посвящена сравнению растяжимости анальных сфинктеров в покое и при волевом сокращении в норме у добровольцев и у пациентов с анальной инконтиненцией, включая пациентов со склеродермией [20]. Интересной представляется статья, где сравниваются широко используемая методика, в частности манометрия высокого разрешения (HRAM) и методика планиметрической импедансометрии [21]. В августе 2016 года была опубликована работа, которая посвящена применению методики Эндофлип в качестве метода контроля лечения пациентов с анальной инконтиненцией с помощью сакральной стимуляции [22].

Начать анализ публикаций, безусловно, необходимо с описания методики исследования. Далее, мы остановимся на возможности и результатах ее клинического применения у пациентов

с фекальной инконтиненцией. И третьим этапом оценим сравнительные результаты данной методики с 3D HRAM, а также использование метода Эндофлип как динамического контроля лечения НАС с помощью сакральной стимуляции.

М. М. Alqudah [17,18] попытался определить зависимость растяжимости и давления от геометрии анального канала путем использования специального баллона для планиметрической импедансометрии, и на основании полученных результатов сделать вывод об эластических свойствах анального сфинктера в норме. Были обследованы двадцать здоровых добровольцев без наличия хронических заболеваний желудочно-кишечного тракта (ЖКТ) в анамнезе. Средний возраст составил $36,5 \pm 2,5$ года. В исследованной группе было 10 женщин (2 многорожавшие). Этический комитет одобрил исследование, проведенное в госпитале Aalborg, Дания, в соответствии с протоколом VN2003, все испытуемые подписывали информированное согласие. Измерение растяжимости анального канала проводилось с использованием аппарата Эндофлип по методу, описанному в статье В. Р. McMahon [16], что отражено на рисунке (рис. 1 на цветной вклейке). Используемый катетер имеет 3 мм в диаметре. Неэластичный (не требующий калибровки) 12-сантиметровый баллон зафиксирован на дистальной части катетера. Баллон имеет цилиндрическую форму, и выполнен таким образом, что его растяжимостью можно пренебречь при растяжении баллона менее чем на 2,5 см в диаметре. Определяемая площадь сечения (CSA, cross-sectional area) находилась в диапазоне от 16 мм² до 450 мм². В баллоне вмонтированы 17 специальных кольцевых электродов, расположенных через каждые 5 мм для планиметрической импедансометрии. Так как баллон заполнялся специальной электропроводной жидкостью, сопротивление между каждым сегментом вызывало четко определенное изменение напряжения. Баллон предварительно калибровался в специальной колбе для определения соответствия между изменением напряжения и площадью поперечного сечения внутри баллона в данной точке. Баллон также содержит твердотельный датчик давления, установленный на конце катетера в 2 мм от дистального электрода. Этот датчик замеряет давление в баллоне при его растяжении. Одновременно с частотой 10 Гц регистрируется 16 площадей сечений (CSA), отражающих 16 зон между смежными электродами, и давление в баллоне. Показатели записываются с помощью модуля исследования эластических свойств сфинктера Эндофлип. Данные отображаются в реальном времени в виде 7,5 см геометрической модели, разделенной на 16 сечений.

По используемой авторами методике испытуемые ложатся на кушетку на левый бок с приведенными бедрами и согнутыми коленями. Перед использованием системы из баллона автоматически удаляется весь воздух и давление обнуляется. Вводится баллон на всю протяженность анального канала как показано на рисунке [17] (Рис. 1). В баллон автоматически нагнетается жидкость в небольшом объеме (5–10 мл). Увеличение площади сечения, регистрируемое тремя дистальными электродами,

является критерием того, что дистальная часть баллона находится в прямой кишке. Ассистент удерживает баллон. Жидкость удаляется, и пациент 5–10 минут адаптируется к баллону перед началом процедуры. После введения 10 мл жидкости в баллон можно визуализировать на дисплее профиль с узкой зоной посередине и широкими зонами по краям. Баллон позиционируется таким образом, чтобы три дистальных сегмента модели находились за пределами узкой зоны. Эта широкая зона называется дистальной границей и определяется как точка, в которой разница в диаметре больше 5 мм. Точка, отделяющая противоположную широкую зону от узкой зоны называется проксимальной границей, и она также определяется как точка, в которой разница между двумя диаметрами более 5 мм.

При объемах введенной жидкости 10–20 мл границы, отделяющие широкие зоны от узкой, определяются разницей в соседних диаметрах более 5 мм. На меньших объемах (менее 10 мл) они определяются разницей в диаметрах более 1 мм. Площади сечений, диаметры и соответствующее значение давления записывались в течение 3 постепенных заполнений баллона проводящей жидкостью до 40 мл со скоростью 40 мл в мин, затем проводилась серия функциональных проб на объемах 20, 30 и 40 мл, соответственно. Пробы были следующими: сжатие, при котором пациента просили сжать мышцы тазового дна с максимальной силой в течение 10–20 секунд, а так же кашель. Между каждой пробой была одна минута отдыха. Измерения контролировались в реальном времени для того, чтобы убедиться в правильном положении баллона путем визуального контроля во время всего периода исследования на мониторе системы Эндофлип. Если баллон смещался, пробу повторяли. Давление в баллоне стабилизировалось после введения первых 10 мл жидкости и дальнейшие изменения давления в баллоне происходили плавно. Рисунок (Рис. 2) показывает графики изменения давления в баллоне в зависимости от площади сечения в наиболее узком сегменте анального канала у мужчин и женщин (чем больше мы искусственно расширяем анальный канал, раздувая баллон, тем больше становится площадь поперечного сечения наиболее узкой зоны анального канала и тем больше становится давление в баллоне в ответ на попытки анального канала вернуться к исходному состоянию) [17].

Давление, при котором площади сечений (CSA) начинают увеличиваться (то есть происходит отделение стенок баллона от катетера) обозначают как давление открытия. Давление открытия у женщин было в два раза выше, чем у мужчин – 11 мм.рт.ст. против 5 мм.рт.ст. ($p < 0.001$). Индекс растяжимости вычисляется как отношение площади самого узкого сечения анального канала к давлению в баллоне. Отмечена статистически значимая разница между индексом растяжимости мужчин и женщин ($P < 0.001$). Рисунок геометрических изменений анальной области в течение медленного наполнения был очень схож у всех пациентов. Это указано на рисунке (Рис. 3), где представлено 4 примера геометрических функциональных рисунков (паттернов) при объемах баллона от 10 до 40 мл [17].

В этих диаграммах верхняя часть каждого изображения – это направление к кишке, а нижняя часть находится снаружи от анального канала. Диаметр рассчитываемый диаметр соответствующего сечения. Все обследованные имели 2 узких участка на каждом конце датчика при объеме 10 мл, впоследствии форма канала становилась цилиндрической при введенных объемах 10–20 мл и где-то на уровне 30 мл формировалась единая узкая зона в центре профиля.

При плавном растяжении анального канала от 0 до 40 мл длина узкой зоны последовательно уменьшается (Рис 4). Длина узкой зоны при 20 мл составила 32 мм (среднее) и снижалась до 10 мм при введенном объеме 40 мл [17].

Авторы предполагают, что изучение растяжимости анального канала будет иметь клиническое применение и войдет в диагностический перечень оценки функции запирающего аппарата прямой кишки.

Sorensen G. [23] провел оценку растяжимости анального сфинктера у 22 пациентов с идиопатической анальной инконтиненцией и 23 здоровых добровольцев в качестве контроля. Выявлено, что у всех субъектов проксимальная часть анального канала наиболее растяжима. При растяжении в покое, а так же при сжатии средняя и дистальная часть анального канала была значительно больше у пациентов с идиопатической инконтиненцией ($p < 0,05$). По сравнению с контролем, пациенты с идиопатической анальной инконтиненцией имели более высокие показатели растяжимости в средней и дистальной части анального канала ($p < 0,05$), но не в проксимальной его части ($p > 0,05$). Таким образом, у пациентов с фекальным недержанием наблюдается повышение растяжимости анального сфинктера по сравнению с контрольными группами [18,23].

F. Luft [19] по итогам исследования 15 здоровых добровольцев также отметил, что геометрия просвета анального канала и его биомеханические свойства (растяжимость) не равномерно изменяются в ответ на увеличение давления и объема баллона. Это соответствует анатомическим и физиологическим особенностям анального канала [24]. По полученным данным, наиболее устойчивой к растяжению оказалась средняя часть анального канала, что соответствовало проекции внутреннего и наружного анальных сфинктеров, самой растяжимой – верхняя часть (внутренний анальный сфинктер + *m. puborectalis*). При этом биомеханические свойства канала между состоянием покоя и сокращения отличались незначительно, в то время как давление в анальном канале при волевом сокращении увеличивалось. Манометрия и Эндофлип оценивают различные функции запирающего аппарата, при этом Эндофлип не является аналогом или заменой манометрии, так как исследует другие параметры, считают авторы. Это может иметь принципиальное значение при диагностике пациентов с идиопатическим недержанием, особенно если их манометрические тесты находятся в пределах нормы. Авторы полагают, что недостатком данной методики является невозможность объективной диагностики у больных с дефектами анальных сфинктеров, так как проводится круговая суммарная оценка

биомеханических свойств мышечных структур анального канала. Анальное недержание вызывается комбинацией множества различных факторов, и не все из них можно исследовать существовавшими методами. Точная установка причины недержания является основой для его успешного лечения. Таким образом, резюмируют авторы, при помощи методики Эндофлип можно проводить диагностику пациентов с идиопатическим недержанием с целью выявления его возможной причины и улучшения качества жизни пациентов.

G. Gourcerol [21] проводил сравнение чувствительности и специфичности для диагностики фекального недержания при помощи Эндофлип и 3D-HRAM. В исследовании участвовали 34 женщины с фекальным недержанием, без каких-либо хирургических вмешательств на аноректальной области, и 40 женщин без жалоб на фекальное недержание, нарушение функции кишечника и мышц тазового дна. Степень недержания определялась по шкале инконтиненции Векснера. Методика исследования несколько отличалась от описанной ранее.

Для оценки растяжимости использовался двухпросветный катетер с полиэтиленовым нерастяжимым баллоном. Внешний диаметр катетера 3 мм. Максимальный диаметр с раздутым баллоном 25 мм. Внутри баллона находится твердотельный датчик давления и массив из 17 электродных колец с интервалом 4 мм, который измеряет импеданс в 16 точках на расстоянии 5 мм. Таким образом, измерения диаметра при помощи планиметрической импедансометрии производятся в 8-см зоне. Частота измерений 10 Гц. Зонд EndoFLIP устанавливается пациенту, находящемуся в левом латеральном положении, в прямую кишку так, чтобы снаружи заднего прохода оставалось два электрода. В ходе исследования зонд удерживался на месте вручную. Баллон наполнялся со скоростью 40 мл/мин пошагово до 10, 20, 30, 40 и 50 мл. Параметры покоя записывались после 30 сек привыкания, далее пациента просили сделать волевое сокращение и фиксировали результаты на каждом шаге наполнения баллона. Манометрия высокого разрешения (HRAM) проводилась при помощи твердотельного катетера для 3D HRAM исследований. Диаметр катетера 10 мм. На катетере располагалось 256 датчиков давления, расположенных радиально в 16 рядов, и баллон на 400 мл. Катетер устанавливался пациенту в положении лежа на левом боку. Стандартные манометрические тесты выполнялись после 3 минут адаптации пациента к катетеру. Между тестами делалась пауза не менее 30 сек. Давление покоя измерялось после 15 минут расслабления пациента. Сокращение измерялось по 2 раза, при этом пациента просили максимально сильно сжать анальный проход. Давление, измеренное методом 3D-HRAM, в состоянии покоя и сокращения у пациентов с фекальным недержанием было значительно ниже, чем у контрольной группы. Аналогично давление в баллоне Эндофлип при одинаковом объеме, особенно при значениях 30, 40 и 50 мл, было существенно ниже у пациентов с инконтиненцией. При этом индекс растяжимости (площадь сечения в самой узкой точке / давление в баллоне) был выше у пациентов с недержанием как в покое, так и при волевом сокращении [21] (Рис. 5).

Объем баллона эндофлип (мл)	Пациенты (N=34)	Здоровые (N=40)	p
покой			
10	2,6 (1.1–21)	2.1 (0.7–7.9)	0.13
20	1.6 (0.9–7.8)	1.4 (0.5–5.4)	0.17
30	1.1 (0.6–6.3)	0.8 (0.5–3.5)	0.0006
40	2.1 (0.5–9.3)	0.6 (0.3–7.2)	0.0001
50	3.9 (0.7–12.1)	1.5 (0.3–10.4)	0.0001
Волевое сокращение			
10	1.5 (0.7–8.1)	1.2 (0.4–3.2)	0.006
20	1 (0.5–6.6)	0.7 (0.4–2.9)	0.004
30	0.6 (0.3–2)	0.4 (0.3–0.9)	0.0002
40	0.8 (0.3–4)	0.3 (0.2–1)	0.0001
50	1.7 (0.2–6.2)	0.6 (0.2–1.8)	0.0001

Таблица 1.

Сравнение индекса растяжимости (mm^2/mmHg) анального канала у пациентов с анальной инконтиненцией и здоровых добровольцев (контроль) при использовании различных объемов наполнения в покое и при волевом сокращении.

Примечание:

Приведены средние значения

Параметры	Чувствительность (%)	Специфичность, (%)	ППЗ(%)	ОПЗ(%)	ДТ(%)	ОП
ИР в покое	82	82	79	84	82	4.7
ИР при волевом сокращении	70	74	71	75	76	2.8
Давление покоя	82	54	60	78	67	1.8
Давление при волевом сокращении	72	56	58	71	64	1.7

Таблица 2.

Диагностическая эффективность индекса растяжимости и давления в покое и при волевом сокращении в прогнозировании анальной инконтиненции

Примечание:

ИР- индекс растяжимости, ППЗ- положительное прогностическое значение, ОПЗ- отрицательное прогностическое значение, ДТ- Диагностическая точность, ОП- отношения правдоподобия

Кроме того, G. Gourcerol [21] выяснил, что оптимальный объем баллона составляет 40 мл, а индекс растяжимости является более информативным диагностическим показателем, чем внутрианальное давление, определенное при 3d HRAM. Формула расчета индекса растяжимости была такая, как и Alqudah M. M. [17]:

Средний CSA на уровне минимального значения (самая узкая часть) / Соответствующее давление в баллоне (при сжатии и в покое) mm^2/mmHg

Были определены нормальные показатели индекса растяжимости у добровольцев и у пациентов с недержанием кала [21] (Табл. 1). Объемы 40 и 50 мл были наиболее показательны при отражении различия между больными и здоровыми людьми.

Статистически определили, что наибольшие различия между контрольной группой и пациентами с недержанием достигается при наполнении баллона 40 мл раствора, при этом точность порога значений индекса между нормой и недержанием составляла $1 \text{ mm}^2/\text{mmHg}$ в покое и $0,5 \text{ mm}^2/\text{mmHg}$ при сокращении. Пороговым давлением для недержания при манометрическом исследовании было 68 мм.рт.ст. в покое и 140 мм.рт.ст. при сокращении. При этом было статистически достоверно установлено, что в исследуемых группах при чувствительности 82% специфичность в диагностике недержания по индексу растяжимости покоя по данным импедансометрии составляла 82%, а по давлению покоя по данным манометрии высокого разрешения, только 54%. Аналогично при волевом сокращении с чувствительностью 70% специфичность составила 74% и 56%, соответственно (Табл. 2).

При этом в данном исследовании авторы определили корреляцию между индексом растяжимости и балльной оценкой недержания по Векснеру. Корреляции между давлением покоя и сокращения

и оценкой по шкале Векснера не обнаружили. Визуальные паттерны раскрытия анального канала под давлением баллона явно отличались у пациентов с недержанием и у добровольцев, подчеркивают авторы [21].

Относительно применения Эндофлипа как метода оценки проведенной терапии анальной инконтиненции в 2016 году вышла интересная работа S. Haas [22]. Механизм действия сакральной стимуляции на сегодняшний день до конца не ясен, но данная методика обеспечивает хорошие клинические результаты. Были проведены исследования давления в анальном канале в покое и при волевом сокращении с помощью аноректальной манометрии до и во время сакральной стимуляции, однако существенной разницы в давлении до и после стимуляции не обнаружено. При исследовании таких пациентов с помощью Эндофлипа выявили, что в ответ на сакральную стимуляцию увеличивается модуль эластичности сфинктера ($E_p = (\Delta p / \Delta d) \cdot D$, где Δp – изменение давления, Δd – изменение диаметра в самой узкой части, D – диаметр в исходном состоянии в самой узкой части). Исследования проводили при наполнении баллона до 50 мл. В динамике при увеличении объема сначала открывалась проксимальная часть анального канала, затем – дистальная. Наибольшее сопротивление было в средней части. Под действием сакральной стимуляции требовалось значительно большее давление в баллоне для раскрытия анального канала в самой узкой части, чем без нее. В равной мере планиметрическую импедансометрию возможно использовать в оценке эффективности тиббиальной нейромодуляции влечении недостаточности анального сфинктера, поскольку в литературе имеются крайне противоречивые сведения о ее терапевтической ценности [2].

Заключение

На основании опубликованных литературных источников следует полагать, что применение планметрической импедансометрии представляется перспективным, так как определяются параметры растяжимости мышечных структур запирающего аппарата, позволяющие судить об их эластичности. Так, данная методика позволяет изучить не только суммарное давление, но и множество поперечных сечений сфинктера, изменение которых свидетельствует о возможном нарушении эластичности (о способности возвращаться после деформации (растяжения) в исходное состояние).

Несомненно, для стандартизации показателей растяжимости и выраженности симптомов НАС, выработки объективных критериев эффективности различных лечебных мероприятий и, в конечном счете, внедрения метода в клиническую практику требуется дальнейшее проведение многоцентровых исследований. Приведенные выше результаты уже проведенных исследований наглядно свидетельствуют, что данная методика, несомненно, информативна и должна занять свое место в диагностике анальной инконтиненции.

Литература | Reference

1. Шелыгин Ю. А., редактор. Колопроктология/Клинические рекомендации. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2015. С. 190–213.
2. Johanson J. F., Lafferty J. Epidemiology of fecal incontinence: the silent affliction. *Am J Gastroenterol.* 1996; 91: 33–6.
3. Фролов С. А., Титов А. Ю., Костарев И. В., Полетов Н. Н., Джанаев Ю. А. Тибальная нейромодуляция в лечении больных с различными формами недостаточности анального сфинктера. *Колопроктология.* 2013; 2(44): 37–43.
4. Whitehead W. E., Borrud L., Goode P. S. *et al.* Fecal incontinence in US adults: epidemiology and risk factors. *Gastroenterology.* 2009; 137: 512–7.
5. Bharucha A. E. Pelvic floor: anatomy and function. *Neurogastroenterol Motil.* 2006; 18: 507–19.
6. Sangwan Y. P., Solla J. A. Internal anal sphincter: advances and insights. *Dis Colon Rectum.* 1998; 41: 1297–311.
7. Rasmussen O. O., Christiansen J. Physiology and pathophysiology of anal function. *Scand J Gastroenterol. Suppl.* 1996; 216: 169–74.
8. Delancey J. O., Togli M. R., Perucchini D. Internal and external anal sphincter anatomy as it relates to midline obstetric lacerations. *Obstet Gynecol.* 1997; 90: 924–7.
9. Bharucha A. E. Anorectal manometry and imaging are necessary in patients with fecal incontinence. *Am J Gastroenterol.* 2006; 101: 2679–81.
10. Azpiroz F., Enck P., Whitehead W. E. Anorectal functional testing: review of collective experience. *Am J Gastroenterol.* 2002; 97: 232–40.
11. Rao S. S., Hatfield R., Soffer E., Rao S., Beaty J., Conklin J. L. Manometric tests of anorectal function in healthy adults. *Am J Gastroenterol.* 1999; 94: 773–83.
12. Eckardt V. F., Kanzler G. How reliable is digital examination for the evaluation of anal sphincter tone? *Int J Colorectal Dis.* 1993; 8: 95–7.
13. Harris L. D., Winans C. S., Pope C. E. 2nd. Determination of yield pressures: a method for measuring anal sphincter competence. *Gastroenterology.* 1966; 50: 754–60.
14. Kwiatek M. A., Kahrilas P. J., Soper N. J. *et al.* Esophagogastric junction distensibility after fundoplication assessed with a novel functional luminal imaging probe. *J Gastrointest Surg.* 2010; 14: 268–76.
15. Gregersen H., Drewes A. Functional oesophago-gastric junction imaging. *World J Gastroenterol.* 2006 May 14; 12(18): 2818–2824. www.wjgnet.com World Journal of Gastroenterology ISSN1007–9327
16. McMahon B., Frøkjær J., Kunwald P., Liao D., Funch-Jensen P., Drewes A. *et al.* The functional lumen imaging probe (FLIP) for evaluation of the esophagogastric junction. *Am J Physiol Gastrointest Liver Physiol* 292: G377–G384, 2007. First published August 31, 2006; doi:10.1152/ajpgi.00311.2006.
17. Alqudah M. M., Gregersen H., Drewes A. M., McMahon B. P. Evaluation of anal sphincter resistance and distensibility in healthy controls using EndoFLIP. *Neurogastroenterol Motil.* 2012 Dec; 24(12): 591–9.
18. Alqudah M., Whelan M., McNamara D., Neary P., McMahon B. EndoFLIP® to Measure Anal Sphincters Distensibility in Healthy and Faecal Incontinence. *Gastroenterology.* 2014; 146, Issue 5: 715
19. Luft F., Fynne L., Gregersen H., Lundager F., Buntzen S., Lundby L. *et al.* Functional luminal imaging probe: a new technique for dynamic evaluation of mechanical properties of the anal canal. *Tech Coloproctol.* 2012 Aug 31; 16(6): 451–7.
20. Fynne L., Luft F., Gregersen H., Buntzen S., Lundby L., Lundager F. Distensibility of the anal canal in patients with systemic sclerosis: A study with the Functional Lumen Imaging Probe. *Colorectal Dis.* 2012 Oct 16. doi: 10.1111/codi.12063.
21. Gourcerol G., Granier S., Bridoux V., Menard J. F., Ducrotté P., Leroi A. M. Do endoflip assessments of anal sphincter distensibility provide more information on patients with fecal incontinence than high-resolution anal manometry? *Neurogastroenterol Motil.* 2015 Dec 15. doi: 10.1111/nmo.12740.
22. Haas S., Liao D., Gregersen H., Lundby L., Laurberg S., Krogh K. Increased yield pressure in the anal canal during sacral nerve stimulation: a pilot study with the functional lumen imaging probe. *Neurogastroenterol Motil.* 2016 Aug 21; 15: 25–31.
23. Sorensen G., Liao D., Lundby L., Fynne L., Buntzen S., Gregersen H. *et al.* Distensibility of the anal canal in patients with idiopathic fecal incontinence: a study with the Functional Lumen Imaging Probe. *Neurogastroenterol Motil.* 2014; 26: 255–263.
24. Liu J., Guaderrama N., Nager C. W., Pretorius D. H., Master S., Mittal R. K. Functional correlates of anal canal anatomy: puborectalis muscle and anal canal pressure. *Am J Gastroenterol.* 2006; 101: 1092–1097.

К статье

Планиметрическая импедансометрия в оценке функционального состояния анальных сфинктеров (стр. 117–122)

To article

Planimetric impedanceometry in assessment of the functional state of anal sphincters (p. 117–122)

Рисунок 1.

Расположение функционального зонда с баллоном внутрипросветной визуализации в прямой кишке и анальном канале.

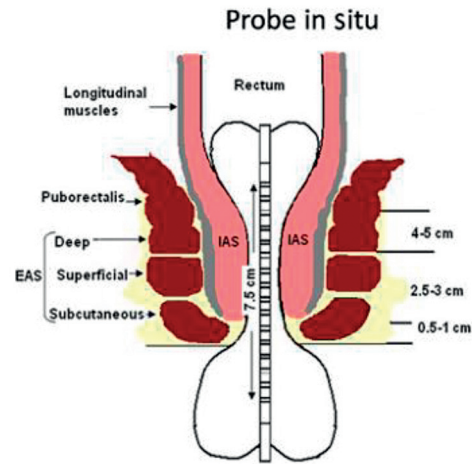


Рисунок 2.

Графики изменения давления в баллоне в зависимости от площади сечения в наиболее узком сегменте анального канала у мужчин и женщин.

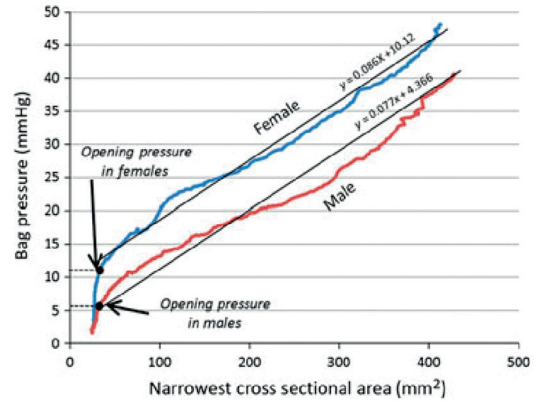


Рисунок 3.

Визуализация изображения анального канала с помощью методики Эндофлип при разных объемах наполнения баллона.

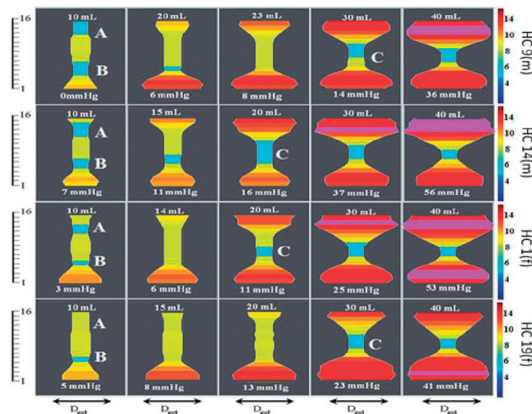


Рисунок 4.

График зависимости длины узкой зоны от объема наполнения баллона.

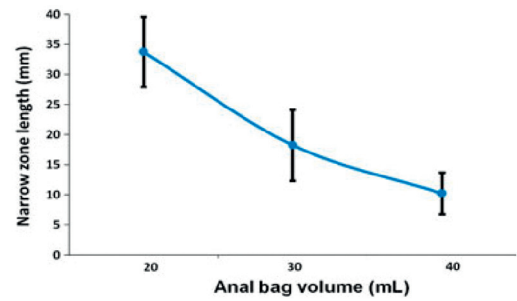


Рисунок 5.

Сравнение геометрической модели анального канала у здоровых добровольцев и у пациентов с анальной инконтиненцией в покое и при волевом сокращении при объеме наполнения 40 мл. В верхнем ряду показаны типичные паттерны в состоянии покоя, в нижнем во время сокращения. Слева приведены паттерны здоровых добровольцев, справа – пациентов с недержанием.

