Диагностическая валидность метода наружной многоканальной гистометрии: топографо-биомеханические аспекты

Савицкий А.Г.

ФГБОУ ВО "Северо-Западный государственный медицинский университет им. И.И. Мечникова" Министерства здравоохранения Российской Федерации, Санкт-Петербург, 191015, ул. Кирочная, д.41, www.szgmu.ru

Кафедра акушерства и гинекологии

В настоящее время теория биомеханики родовой схватки человека продолжает базироваться на постулатах маточного пейсмекера, тройного нисходящего градиента, гетерогенности силового миометрия матки, реципрокности отношений шейки матки и тела матки в родах, которые составляли основу теории маточного сокращения, предложенную в 1952 год Reynolds S.R., Alvarez H, et Caldeyro-Barcia R.. В ней вся система научных доказательств представлений о физиологической, координированной и патологической, дискоординированной родовой схватке явилась прямой производной авторской интерпретации итогов исследований, полученных с помощью многоканальной наружной гистерографии и изучения динамики внутримиометрального с использованием внутримиометрального введения микробаллонов. Именно авторская интерпретация итогов этих исследований позволила группам Reynolds S.R., Alvarez H, et Caldeyro-Barcia R. выдвинуть целый ряд по сути фундаментальных положений, характеризующих основы физиологии, патологии и биомеханики родовой схватки. Их можно рассматривать как вторичные производные авторских взглядов на предполагаемое значение фактов, полученных в их исследованиях. Эта теория в настоящее время представляет официальные взгляды акушерского сообщества на биомеханику маточного сокращения, которые предлагаются всеми учебниками и руководствами по акушерству, как единственно верные и рекомендуемые для использования в научной и практической работе. Парадокс ситуации заключается в том, что ни по одному из положений этой теории за все годы её существования (с 1952 года) не представлено достоверных доказательных воспроизводимых экспериментальных материалов.

Единственным, многократно воспроизведённым в большом количестве исследований, методом изучения сократительной деятельности матки человека в родах являлась многоканальная наружная гистерография, которая была разработана Reynolds S.R. в начале 50-х годов прошлого века. Исследования же внутримиометрального давления явились в буквальном смысле уникальными. На репрезентативном уровне они никем и никогда не воспроизводились и, естественно, не могли получить широкого распространения, хотя в своём фундаментальном докладе на II Международном конгрессе акушеров - гинекологов в Монреале в 1958 году Caldeyro-Barcia R. в качестве доказательной базы учения о дискоординированной родовой деятельности использовал только собственные данные измерения внутримиометрального давления с использованием микробаллонной техники, полностью проигнорировав многоканальную наружную гистерографию и как способ диагностики аномалий сократительной деятельности матки и как способ получения научной информации. Воспроизвести эти работы невозможно в связи с высочайшей степенью инвазивности.

С тех пор в отечественном акушерстве существуют два мифа. Первый – о достоверности самой теории родовой схватки Reynolds S.R., Alvarez H, et Caldeyro-Barcia R., и второй – о существующей практической ценности многоканальной наружной гистерографии. Если по первому вопросу уже сама практика показывает полную практическую невостребованность всех положений этой теории, то попытки реанимировать вышеуказанный метод исследования маточной активности предпринимаются постоянно и представления о его диагностической достоверности в литературе до сих пор носят аксиоматический характер. При этом реальных работ, в которых данный метод был бы подвергнут реальной научной и практической ревизии обнаружить так и не удалось.

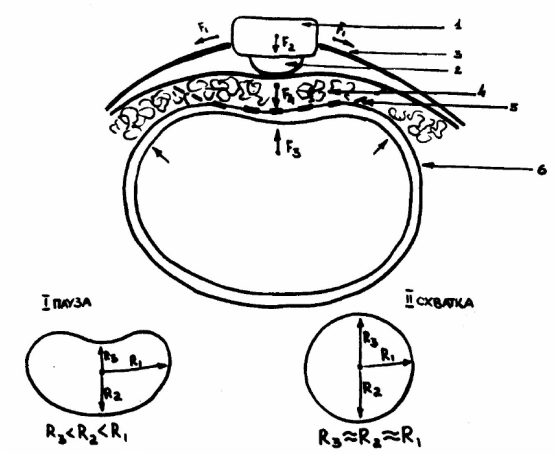
В связи с изложенным необходимость объективной оценки диагностической ценности многоканальной наружной гистерографии до сих пор сохраняется, что и входит в основную задачу представляемого доклада.

Итак, в основе «адекватности» концепции наружной многоканальной гистерографии лежит допущение, что датчик наружного гистерографа регистрирует «си-

лу» и «продолжительность» сокращения конкретного участка миометрия передней стенки матки, который находится под датчиком, фиксированным на передней брюшной стенке. И в этой связи возникает принципиально важный вопрос о природе силы, которая, в конечном счёте, осуществляет работу по упругому перемещению подвижной части рецептора датчика во время маточного сокращения. До настоящего времени нам не встретилось ни одной научной работы, которая позволила бы ответить на этот вопрос.

Стандартная принципиальная схема наружного гистерографа состоит из датчика, имеющего рецептор, который воспринимает давление на него тканей передней брюшной стенки, систем, воспринимающих сигнал с датчиков и позволяющих графически регистрировать динамику этого сигнала.

Для того, чтобы использовать датчик наружного гистерографа, его необходимо не только поместить на конкретное место передней брюшной стенки, соответствующее интересующей исследователя проекции определённого участка передней стенки матки, но и фиксировать его. Без достаточно жёсткой фиксации датчика запись гистерограммы будет невозможна.



Слайд 1.

Схема крепления датчика наружного гистерографа к передней брюшной стенке.

Обозначения:

1. Корпус датчика; 2. Рецептор датчика; 3. Эластичное фиксирующее устройство; 4. Подкожная жировая клетчатка передней брюшной стенки; 5. Место «прогиба» тканей передней брюшной стенки и передней стенки матки; 6. Маточная оболочка

F1 – сила натяжения фиксирующего устройства; F2 – сила, оказывающая давление на переднюю брюшную стенку и переднюю стенку матки; F3 – сила противостоящая силам F2 и F4

Слева внизу: форма поперечного «среза» матки в паузе между схваток (R1,R2,R3 – радиусы).

Справа внизу: форма поперечного «среза» матки на пике родового сокращения (R1,R2,R3 – радиусы).

На слайде 1 отображена схема фиксации наружного датчика гистерографа (1) к передней брюшной стенке, воспринимающее устройство, которого - трансдуцер

(2) вдавливается в ткани с силой F_2. Последняя является производной сил F_1, которая генерируется напряжением эластичной ткани фиксатора датчика (3). Сила F_2 возникающая при фиксации датчика, имеет своё векторное продолжение (сила F_4), которая деформирует подлежащую часть передней брюшной стенки и передней стенки матки до уровня её уравновешивания силой F_3. В момент этого уравновешивания (пауза между схватками) на рецептор датчика оказывается давление, величина которого является сложной производной взаимодействия сил F_1, F_2, F_3, F_4, демпферных свойств и резистентности тканей передней брюшной стенки, упругих свойств тканей передней стенки матки, величин внутрибрюшного и внутриматочного давлений.

То есть при оценке величины генерируемого с рецептора наружного датчика сигнала можно a priori утверждать, что между абсолютной величиной этого сигнала и степенью напряжения мышечной оболочки матки теоретически должна существовать прямая, но отнюдь не линейная зависимость. Так как в генерации величины этого сигнала участвуют очень многие факторы с взаимозависимыми влияниями друг на друга и неодинаковыми по знаку на различных этапах родовой схватки. Сама физическая природа этого метода исследования предопределяет необходимость «обнуления» исходного базового сигнала, потому что только в этом случае можно оценивать его последующую динамику при тех или иных изменениях всех перечисленных нами выше базовых условиях, которые характерны для начальных «стартовых» измерений в паузе между сокращениями матки.

Условия фиксации датчиков наружного гистерографа в различных участках передней брюшной стенки в области проекции «функциональных» сегментов матки (дно, тело, нижний сегмент) не могут быть одинаковыми, в первую очередь из-за особенностей геометрии передней брюшной стенки, передней стенки матки, их объёмов, формы, толщины подкожного жирового слоя и т.д. и т.д. Уже всё это обусловливает неодинаковую величину стартового сигнала с каждого рецептора различных датчиков, и, следовательно, создаёт невозможность абсолютно идентичного тестирования величины сигнала со всех датчиков при изменении ситуации.

На слайде 1 демонстрируется схема изменения формы поперечного сечения матки в месте стояния датчика наружного гистерографа в паузе (слева внизу) и на пике сокращения матки (справа внизу). Хорошо видно, что на пике родового сокращения матки плоскость поперечного среза матки из формы «боба» превращается в круг. Повышение внутриматочного давления, генерируемое величиной напряжения миометрия, индуцирует возрастание силы F_3, которая подвергает обратной деформации имевшийся до начала схватки прогиб стенок матки.

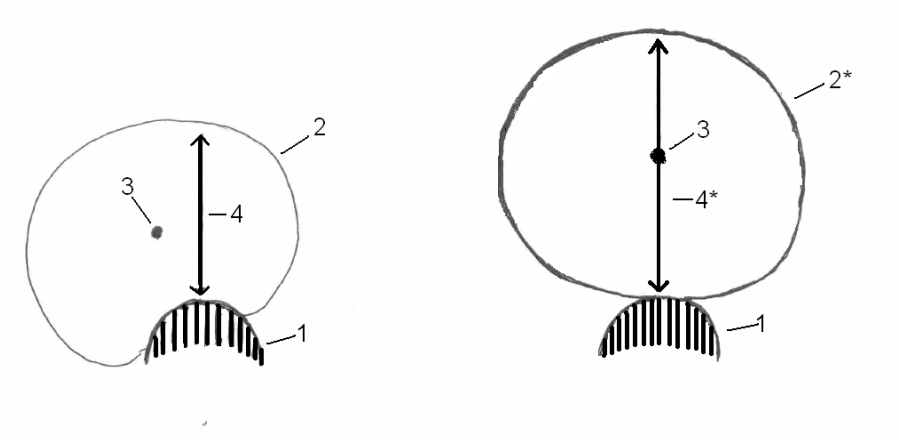
Если роженица находится на спине, а только в таком положении возможно проведение многоканальной наружной гистерографии, то в паузе между схватками передне-задний размер матки в месте проекции датчика всегда будет меньшим, чем поперечный. Что это действительно так легко убедиться, проведя соответствующее ультразвуковое сканирование матки. Во время схватки, что также хорошо известно, ситуация существенно меняется. Напряжение стенки матки и связанное с этим повышение внутриматочного давления меняет форму матки - она стремится принять форму шара. Это изменение формы матки сопровождается увеличением значения силы F_3, которая стремится осуществить обратную деформацию прогиба стенок матки и прилегающего к ней участка передней брюшной стенки в месте фиксации датчика наружного гистерографа, что и приводит к изменению величины давления тканей на рецептор датчика. Следовательно, есть основания полагать, что величина сигнала с рецептора датчика только в определённой степени связана с изменением жёсткости тканей передней брюшной стенки и прилегающей стенки матки в месте фиксации датчика. То есть между ними вероятно должна быть прямая связь. Однако в каждом месте изменения только жёсткости этих тканей во время родовой схватки обуславливаются изменением величины их давления на рецептор датчика. Дело в том, что давно было установлено, в том числе и нами, два важных обстоятельства. Во время родового сокращения матки по мере изменения величины напряжения миометрия меняются и форма и объём матки. Форма матки во время сокращения приближается к шаровидной, что сопровождается некоторым смещением центра дна матки книзу и соответствующим перемещением передней брюшной стенки кпереди.

Для уточнения природы силового взаимодействия передней стенки матки, передней брюшной стенки и рецептора датчика наружного гистерографа необходимо помнить следующее. В паузе между родовыми сокращениями матка по форме напоминает эллипсоид, который расположен несколько правее позвоночника. При этом матка слегка ротирована вправо по отношению к своей продольной оси. Это положение матки характерно для положения роженицы на спине. Именно в этом положении происходит запись наружной гистерограммы. На слайде 2 демонстрируется схема, которая поясняет процесс перемещения матки во время родового сокращения. По мере того, как последняя принимает форму шара, она перемещается влево на позвоночный столб и подвергается обратной (справа-налево) ротации. Эволюция формы и положения матки оказывает существенное влияние на перемещение тканей передней брюшной стенки. Эти изменения формы и положения матки на пике схватки обусловлены изменениями степени напряжения её мышечной оболочки соответственно повышению внутриматочного давления. Наряду с изменениями формы передней стенки матки изменяется и её жёсткость, то есть, меняются условия её взаимодействия с тканевыми структурами передней брюшной стенки. Основные параметры, которые характеризуют её механические свойства, в этот промежуток времени остаются постоянными.

Уже давно обсуждён и хорошо известен ещё один фактор, который тоже может оказывать силовое влияние на ткани передней брюшной стенки. Этот фактор – увеличение объёма матки в результате силового депонирования крови в сосудистые депо миометрия и интервиллёзное пространство.

Таким образом, изменение напряжения мышечной оболочки матки во время схватки сопровождается повышением внутриматочного давления, увеличением жёсткости стенки матки, изменением её формы и перемещением относительно позвоночного столба (при положении роженицы на спине) и увеличением внутриматочного объёма. Следовательно, сила воздействия стенки матки на переднюю брюшную стенку является интегральной производной всех перечисленных выше факторов. Надо отметить, что это хорошо понимали даже многие акушеры середины прошлого века. Например, Н.К. Лемаринье в 1961 году в своём письме в ре-

дакцию журнала «Акушерство и гинекология» чётко указал, что именно изменения формы и положения матки на пике родовой схватки оказывают основное, причём неодинаковое воздействие на датчики многоканального наружного гистерографа, а не различие в силе сокращения различных участков миометрия в дне, теле или нижнем сегменте матки.

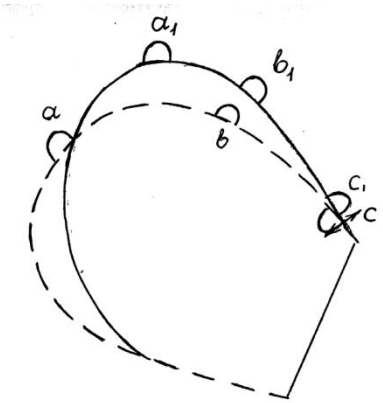


Слайд 2

Схема, дающая представление об увеличении размера переднезаднего диаметра матки в момент её родового сокращения (ротирование влево и расположение матки на позвоночнике)

1 – позвоночник; 2 – поперечный срез матки в паузе между схваток (матка смещена вправо от позвоночника и слегка ротирована вправо); 2* – поперечный срез матки во время её родового сокращения (матка ротирована влево, смещена на позвоночник и её срез принимает форму, близкую к кругу); 3 – центр среза матки; 4 – наибольший вертикальный диаметр среза матки в паузе между схватками; 4* – наибольший вертикальный диаметр среза матки на пике схватки.

Действительно, хорошо известно, что область матки, прилежащая к контракционному кольцу, в буквальном смысле этого слова по выражению Daels J. (в 1974 году) «приякорена» к костям таза. То есть, фактически является зоной фиксации матки, по оси которой она может совершать перемещения. Поэтому тело матки при изменении её формы и перемещении кпереди от позвоночника становится своеобразным рычагом с точкой фиксации у контракционного кольца и подвижной частью, способной передвигаться по дуге вперёд-назад в области дна матки (рис. 5-2).



Слайд 3

Биомеханическая схема перемещения передней стенки матки во время её родового сокращения (маточный рычаг Лемаринье).

а,в,с – локализация датчиков наружного гистерографа в паузе между схваток;

а1,в,1,с1 – локализация датчиков на пике схватки;

При этом область нижнего сегмента матки может осуществлять и обратные девиации, то есть вместо подъёма передней брюшной стенки возможно либо отсутствие её смещения, либо даже элементы опускания под влиянием сил, генерируемых фиксирующей системой датчика. Это будет сопровождаться на гистерограмме «расслаблением» нижнего сегмента – уходом кривой за изолинию.

Если ориентироваться на исходное положение расслабленной в паузе между схваток матки, то становится очевидным, что правая половина дна и тела матки, умеренно ротированные и смещённые вправо, по мере сокращения миометрия будут смещаться кпереди и вправо по большей дуге, чем левая половина этих же отделов матки. Именно этот феномен и послужил основанием для утверждения «физиологического принципа доминанты правой половины матки над левой». Точно так же дно матки, вынуждено по мере увеличения напряжения миометрия, двигаться вперёд по большей дуге, чем тело, что и легло в основу формирования представлений о «доминанте дна матки».

Совершенно очевидно, что величина давления передней брюшной стенки на рецептор датчика наружного гистерографа, фиксированного в области дна матки, окажется много большим, чем на рецептор датчика, фиксированного в области нижнего сегмента. Более того, в области нижнего сегмента, в зависимости от ряда факторов (высота стояния головки плода, степень раскрытия маточного зева, особенностей геометрии этого отдела органа) форма матки, мало изменяющаяся во время родовой схватки, может не только усиливать давление её стенки на прилегающую переднюю брюшную стенку, но и ослаблять величину этого давления, что приводит к инверсии сигнала с датчика. Инверсия величины сигнала в таких ситуациях расценивается как «расслабление» нижнего сегмента, а отсутствие увеличения сигнала с датчика соответственно как «отсутствие сокращения нижнего сегмента».

Таким образом, исходя из физической и в том числе биомеханической сущности метода многоканальной наружной гистерографии, можно утверждать, что:

- динамика амплитуды наружной гистерограммы в основном зависит от величины давления на рецептор датчика участка тканей передней брюшной стенки в месте его фиксации;
- величина этого давления в свою очередь зависит от множества факторов:
  - ✓ особенностей фиксации датчика, определяемых местом его локализации на передней брюшной стенке, которые во многом зависят от геометрии брюшной стенки, объёма брюшной полости и, следовательно, упругих свойств фиксирующего аппарата и степени прижатия датчика к передней брюшной стенке;
  - ✓ от особенностей морфологии конкретного участка передней брюшной стенки в месте фиксации датчика – её отёчности, толщины подкожного жирового слоя, особенностей развития мышц, состояния апоневроза;
  - ✓ степени напряжения мышечной оболочки матки в момент развития схватки;
  - ✓ изменения формы матки;
  - ✓ изменения объёма матки;
  - ✓ изменения топографического положения стенки матки относительно датчика в течение схватки.

Таким образом, с достаточной очевидностью можно констатировать тот факт, что датчик наружного гистерографа только в определённой степени прямо отражает изменения напряжения той части миометрия, которая предлежит к передней брюшной стенке в области фиксации датчика.

Следовательно, на величину сигнала с рецептора наружного датчика оказывает существенное влияние именно само перемещение брюшной стенки, которое обуславливается изменением не только формы, но и объёма сокращающейся матки, причём величина этого перемещения в разных отделах передней брюшной стенки неодинакова. Различия в величинах сигнала с датчиков, локализованных в разных местах передней брюшной стенки, нельзя прямо связывать с величиной напряжения миометрия, прилегающего к рецептору конкретного датчика.

В целом следует сделать два важных вывода:

1. Методика наружной многоканальной гистометрии не является достоверной при использовании в качестве метода регистрации маточной активности при беременности и в родах. Её использование именно в многоканальном варианте следует исключить из реестра методов исследования в акушерстве. Надлежит рекомендовать использование только одноканальной токометрии.
2. Очевидная рептильность и недостоверность методики многоканальной наружной гистерографии в очередной раз должна вернуть ход научной мысли в акушерстве к пониманию того, что основная теория биомеханики родовой схватки, которая до сих пор (уже более 60 лет) доминирует в доступном информационном поле, изначально формировалась на основе данных, полученных именно этим методом исследования маточной активности. И, как осознание, этого факта должно, наконец-то, придти понимание того, что наступила настоятельная необходимость ревизии этой теории и обсуждения новых достоверных данных о работе миометрия в родах для формирования реальной рабочей доктрины биомеханики родовой схватки человека.

Отправлен 28.03.18