

© А.Г. Савицкий

НИИ акушерства и гинекологии
им. Д.О.Отта РАМН,
Санкт-Петербург

КРИТИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА ИНФОРМАТИВНОСТИ МНОГОКАНАЛЬНОЙ НАРУЖНОЙ ГИСТЕРОГРАФИИ И МИКРОБАЛЛОННОГО МЕТОДА ИССЛЕДОВАНИЯ ВНУТРИМИОМЕТРАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

■ Проведённый комплексный анализ реальной информативной ценности наружной многоканальной гистерографии и микробаллонного метода изучения внутриметрального давления показал, что получаемая при использовании этих методов исследования сократительной деятельности матки информация не может служить достоверной основой для формирования представлений о функциональной гетерогенности различных отделов миометрия матки человека в родах.

■ **Ключевые слова:** многоканальная наружная гистерография; внутриметральное давление; функциональная гетерогенность миометрия

На рубеже 40–50-х годов прошлого века на основании итогов работ Reynolds, Alvarez и Caldeyro-Barcia была сформулирована гипотеза о функциональной гетерогенности различных отделов миометрия сокращающейся в родах матки человека [13–19], которая проявляется в виде «тройного нисходящего градиента» маточной активности. Ряд учёных того времени отмечали некоторые противоречия между фундаментальными положениями этой гипотезы и основными физическими законами природы. Существующие в то время знания по функциональной морфологии матки позволяли их современникам высказывать сомнения в истинности полученных результатов и сделанных на их основании выводов. Но потребность в развитии представлений о биомеханике работающей в родах матки, внешняя логичность и убедительность выводов, высочайший научный авторитет исследователей привели к тому, что противоречивые факты не стали предметом широкого обсуждения и были адаптированы к гипотезе, в основном уже стараниями последователей Reynolds, Alvarez и Caldeyro-Barcia. Гипотеза «тройного нисходящего градиента» постепенно утвердилась в общепринятую доктрину, которая на том этапе удовлетворяла всех и значительно оживила научные исследования в этой области. Она до сих пор в своём первоначальном виде представлена во всех новейших руководствах и учебниках акушерства [1–4,12].

Однако детальный непредвзятый анализ истории создания этой гипотезы показывает следующее:

1. К настоящему времени так и не появилось абсолютно доказательных морфологических, в том числе ультраструктурных, гистохимических, молекулярных, генетических, биохимических, физиологических и фармакологических доказательств реально существующей в родах функциональной гетерогенности различных отделов миометрия рождающей матки человека. Доступные исследования в этой области при ближайшем рассмотрении либо носят предположительный характер, либо основываются на методах, которые не удавалось воспроизвести. Также не имеет убедительной доказательной основы предположение о разнородности разных отделов миометрия, основанное на анализе их различного эмбрионального происхождения. Таким образом, информация в этой части работ продолжает развиваться на дискуссионной почве.

2. Все фундаментальные положения гипотезы Reynolds, Alvarez и Caldeyro-Barcia [13–18] были основаны на авторских интерпретациях результатов исследования сократительной деятельности матки с использованием многоканальной наружной гистерографии, а на следующем этапе – исследований динамики «внутриметрального» давления. Принципиальной особенностью интерпретации вышеуказанных способов исследования являлось положение о том, что динамика амплитуды наружной гистерограммы и «внутриметрального» давления расценивалась как реальный эквивалент силы и продолжительности сокращений конкретного отдела миометрия. Другими словами, как и сами авторы гипотезы о «тройном нисходящем градиенте», так и многие современные

учёные до сих пор полагают, что между величиной амплитуды схватки и её динамикой при регистрации гистерограммы наружными датчиками и внутриматочным давлением микробаллонным методом есть прямая эквивалентная связь. Так ли это и почему сегодня важно получить ответ на этот вопрос?

Гипотеза о «тройном нисходящем градиенте» в настоящее время имеет отношение ко всё ещё доминирующим взглядам на физиологию родов. Большинство специалистов до сих пор рассматривают физиологию маточного сокращения именно с этих позиций. Что же касается соответствия положений этой гипотезы патогенезу аномалий родовой деятельности, то в этой области уже возникает отнюдь не однозначная ситуация. На фоне того, что отечественное акушерство полностью сохранило представления о физиологии координированной и патологической дискоординированной родовой схватке, которые соответствуют гипотезе Reynolds, Alvarez и Caldeyro-Barcia [1–4, 12], опубликованы новые факты о биомеханике работы матки в родах [8–11]. В зарубежном, в основном западном акушерстве, происходит процесс прагматизации представлений об аномалиях родовой деятельности в целом. Так понятие «дискоординированной» родовой деятельности (ДРД) в последние два десятилетия западные акушеры практически не используют, заменяя его понятием «дистоции» шейки матки, что на самом деле является более широким синдромным понятием. Этот процесс естественного отбора реальных представлений о работе матки на фоне всё увеличивающегося информационного потока новых данных о физиологии и патофизиологии родовой деятельности уже требует объективной оценки всех известных фактов. Для этого необходимо вернуться к истокам возникновения гипотезы Reynolds, Alvarez и Caldeyro-Barcia [1–4, 12] и объективно оценить те исследования и их результаты, на основе которых было создано господствующее сейчас представление о биомеханике родовой схватки.

Основной целью настоящей работы явилась оценка реальной информативной ценности наружной многоканальной гистерографии и способа измерения «внутриматочного» давления с использованием микробаллонного метода. Необходимо сразу заметить, что многоканальная наружная гистерография практически не используется уже почти два десятилетия ни при научных исследованиях, ни в лечебной практике. Это произошло в связи с накоплением определённого объёма практических данных о малой информативности данного метода исследования. Тем не менее материалы, полученные с его помощью

более 30–40 лет назад, продолжают служить основой для создания представлений о ДРД и разработки некоторых разделов классификации аномалий родовой деятельности. И это несмотря на то, что в литературе периодически появляются материалы, прямо указывающие на противоречивость и ограниченную информативность метода многоканальной наружной гистерографии [5, 7–11].

В акушерской литературе не обсуждается физическая природа этого метода исследования сократительной деятельности матки, а, между тем, именно в её особенностях имеются существенные недостатки, значительно снижающие его информационную ценность.

Стандартная принципиальная схема наружной многоканальной гистерографии состоит из датчика давления, системы фиксации датчика к передней брюшной стенке, усилителя-преобразователя сигнала и регистрирующего устройства. Использование наружного датчика давления предопределяет обязательную плотную его фиксацию к передней брюшной стенке для создания вторичного контакта с передней стенкой матки. С формальной точки зрения датчик давления воспринимает силу воздействия с кожи, поскольку только с ней имеет непосредственный контакт. И сила эта генерируется в маточной мышечной оболочке, находящейся под датчиком, и имеет направление вектора, перпендикулярное к плоскости передней стенки матки. Между датчиком и стенкой матки находится кожа, подкожная жировая клетчатка, апоневроз, мышцы передней брюшной стенки, брюшина с предбрюшинным жиром. Каждый из этих слоёв обладает разными механическими, в том числе демпферными, свойствами, которые способны влиять на величину вектора силы давления на датчик. На рис. 1 отображена схема сил,

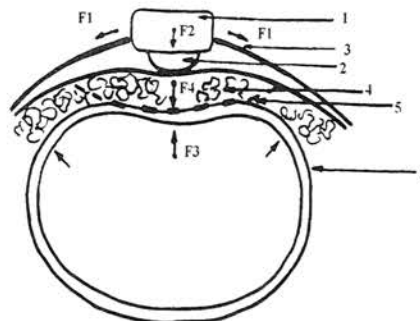


Рис. 1. Схема взаимодействия датчика наружного гистерографа с передней стенкой матки. Обозначения: 1 – датчик наружного гистерографа; 2 – рецептор датчика; 3 – эластичное фиксирующее устройство; 4 – подкожный жировой слой; 5 – место плотного контакта внутренней поверхности передней брюшной стенки и наружной поверхности передней стенки матки; 6 – маточная оболочка. F1 – сила, фиксирующая датчик; F2 – сила, деформирующая переднюю брюшную стенку; F3 – сила, противодействующая деформации маточной оболочки под воздействием силы F4.

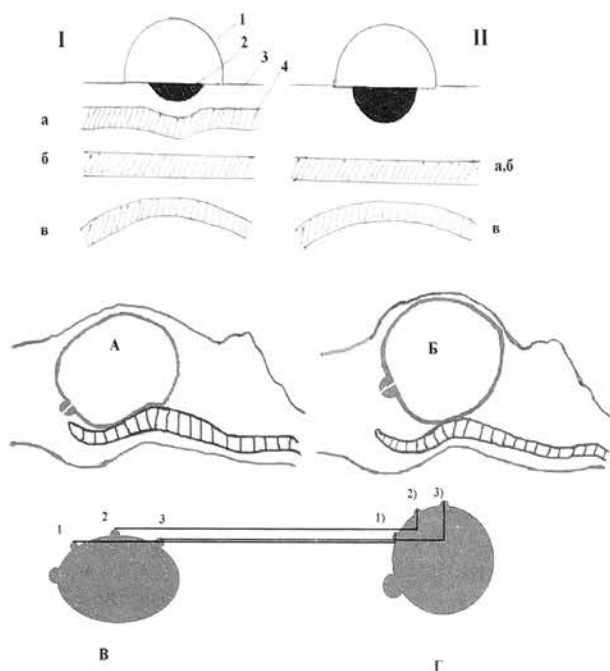


Рис. 2. Схема, отображающая физическую природу наружной гистерографии. Обозначения: 1 – датчик; 2 – рецептор датчика; 3 – передняя брюшная стенка; 4 – передняя поверхность матки. а(1) – деформированная передняя стенка матки при идеальном состоянии передней брюшной стенки; а(II) – не подвергнутая деформации передняя стенка матки в связи с ожирением передней брюшной стенки; б – начало напряжения передней стенки матки в связи с изменением её формы; А – форма матки в паузе между схватками; Б – форма матки на пике маточного сокращения; В – локализация датчиков наружного гистерографа в паузе между маточными сокращениями; Г – упругое перемещение датчиков по вертикали 1); 2); 3) по мере изменения формы матки; 1 – датчик, локализованный в нижнем сегменте; 2 – в области тела матки; 3 – в области дна матки.

взаимодействующих между датчиком давления и мышечной оболочкой матки в идеальном случае, когда упругие или демпферные свойства тканей передней брюшной стенки минимальны. При фиксации датчика с силой F_1 появляется вектор силы F_2 , направленный перпендикулярно к поверхности передней брюшной стенки и передней стенки матки. На поверхность передней стенки матки воздействует её «продолжение» – сила F_4 , которая несколько деформирует переднюю стенку матки и уравнивается силой F_3 , действующей из полости матки. В результате достигнутого механического равновесия регистрирующее устройство гистерографа фиксирует определённую величину давления на датчик. Причём на величину этого сигнала, обычно отражаемого в условных единицах, влияют не только те или иные свойства передней брюшной стенки в месте фиксации датчика (они не одинаковы даже у одной женщины), но и величина тангенциального напряжения тканей

передней стенки матки, которая, в свою очередь, зависит от величины её напряжения и величины внутриамниотического давления. Для хотя бы условно-сравнимого учёта динамики давления на датчик при изменении условий (появление маточного сокращения) необходимо предварительное «обнуление» показателей на регистрирующем устройстве. Таким образом, все датчики, вроде, должны быть поставлены в одинаковые условия, хотя на самом деле это не так и уже в этом факте заложено условие неодинаковой регистрации динамики давления с каждого из датчиков. Мы уже указывали на то, что приверженцы многоканальной наружной гистерографии были убеждены в том, что высота амплитуды гистерограммы была адекватна силе сокращений контактного участка передней стенки матки. Какова сила, действующая на наружный датчик, и в какой мере она связана с силой сокращения конкретного отдела миометрия?

В основе идеи об адекватности метода наружной многоканальной гистерографии лежит следующее заблуждение, которое не единожды выражалось в математических формулах. Полагали, что регистрация сократительной деятельности матки этим методом основана на том, что мышца матки производит работу по упругому перемещению деталей воспринимающего устройства соответствующего датчика – следовательно, при соблюдении закона Гука $F = -kx$, (где k – постоянная величина, характеризующая жёсткость измерительной системы, а x – линейное перемещение подвижной части датчика) будет производиться работа $dA = -kx dx$. После интегрирования $A = kx^2/2$ коэффициент упругости подвижной системы датчика можно определить по формуле $k = F/x$, где F – сила калибровочного сигнала, а x – его смещение.

На рис. 2 демонстрируются «силовые» эффекты воздействия на датчик изменения функционального состояния стенки матки в месте его расположения. По мере возрастания напряжения мышечной оболочки («силы сокращения») в начале меняется жёсткость оболочки (а, б), а, затем, и радиус кривизны, поскольку форма матки, близкая к эллипсу (А), трансформируется в форму, близкую к шару (Б). При максимуме напряжения достигаются и максимум жёсткости и максимум смещения передней стенки матки. Причём совершенно очевидно, что при оптимальных механических свойствах передней брюшной стенки (I) показатели давления на датчик, прямо зависящие от жёсткости тканей матки и увеличения радиуса её кривизны, будут много большими, чем, например, при ожирении (II). Причём, в зависимости от морфофункционального состояния передней брюшной стенки, величина сигнала будет различ-

ной независимо от того, какова величина тангенциального напряжения миометрия или изменения радиуса кривизны передней стенки матки. Причём, очевидно, что именно изменение радиуса кривизны передней стенки матки может оказывать большее влияние на показания датчика, чем изменение жёсткости стенки матки. Напомним, что величина тангенциального напряжения мышечного напряжения при одной и той же величине внутриполостного давления и в области дна и в области тела матки одинакова. Это обуславливается не только действием физических законов природы, но и механорецепторными свойствами каждого из миоцитов мышечной оболочки стенки матки [8–11]. Поэтому смещение стенок матки в разных её отделах по мере возрастания величины тангенциального напряжения будет наибольшим в области дна матки, меньшим в области тела и минимальным – в области нижнего сегмента. Хотя существуют объективные доказательства того, что именно в полости нижнего сегмента на высоте маточного сокращения при физиологическом течении родов давление выше, чем в полости тела матки [1, 5, 9–11]. Например, в безупречно выполненной с методической точки зрения работе М.Г. Генделя убедительно продемонстрировано это противоречие между показателями наружного датчика и данными измерения внутриполостного давления в нижнем сегменте [5]. В то время как при физиологическом течении родов датчик наружного гистерографа фиксировал наименьшую силу сокращения миометрия, датчики внутреннего выявляли зону наиболее высокого внутриполостного давления именно в области нижнего сегмента.

Следует также заметить, что правило «тройного нисходящего градиента», фиксируемого с помощью наружного многоканального гистерографа, вовсе не являлось гарантом физиологического течения родов. Например, это было показано в исключительно тщательно проведённом исследовании Ю.Г. Кременцова [7]. Более того, вопреки широко распространённому в то время суждению о физиологичности реципрокных отношений между верхним и нижним сегментами матки, Ю.Г. Кременцов [7] показал, что более 80 % родов, при которых с помощью наружного гистерографа фиксировалось расслабление нижнего сегмента во время схватки, имели патологическое течение. Надо сказать, что и сам Reynolds [17–19] достаточно противоречиво излагал свою точку зрения на эту проблему. Несмотря на то, что он говорил о реципрокности отношений нижнего и верхнего сегментов матки в родах, с другой стороны автор утверждал о необходимости мощного сокращения мышц нижнего сегмента матки как способа

передачи тяги с верхнего сегмента матки на шейку. Исторический анализ интерпретации гипотезы о «тройном нисходящем градиенте» показал, что именно эти противоречия подвинули Alvarez и Caldeyro-Barcia [13–16] на разработку метода уже неопровержимо доказывающего правомочность основных положений о функциональной гетерогенности разных отделов матки. Это был новый метод гистерографических исследований, основанный на прижизненном измерении внутриметрического давления в разных отделах миометрия у рожавших женщин-добровольцев. Именно эта часть доказательств в пользу «тройного нисходящего градиента» маточной активности в родах произвела на акушерскую общественность столь сильное впечатление, что аргументы противников так и не были глубоко и объективно обсуждены. Уместно в этой связи указать на то, что в разделе «дискуссия», который сопровождал в то время очень многие статьи, оппоненты гипотезы пытались указать на некорректность трактовки самой методики как способа измерения именно внутриметрического давления, в том числе и на не всегда верную трактовку графических материалов. На это обращали внимание и в отечественной литературе [8–11].

Методика измерения внутриметрического давления по Alvarez и Caldeyro-Barcia [13–16] состояла в следующем: катетер диаметром 1,0 мм, на конце которого располагался микробаллон из резины ёмкостью 0,02 мл, имплантировали во время родов в разные отделы передней стенки матки. Имплантация производилась после предварительной пункции передней стенки матки либо непосредственно в миометрий по игле при кесаревом сечении. После имплантации баллон расправлялся путём введения в его полость жидкости под давлением, после чего катетер подсоединялся к датчику давления. Здесь обращают на себя внимание два парадоксальных обстоятельства, которые не были оценены как самими создателями методики, так и их сторонниками.

Первое – расправление баллона вводимой под давлением жидкостью приводило к тому, что диаметр сферы достигал 3,4 мм, то есть составлял по величине более половины толщины миометрия, которая в родах равна в среднем 5,0–6,0 мм [8–10, 12].

Второе – базовое давление в расправленном микробаллоне при полностью расслабленном миометрии, судя по фактическим материалам демонстраций метода, колебалось в пределах 80,0–120,0 мм рт. ст., чаще составляя величину, близкую к 100 мм рт. ст.!!!

То есть, если внутриметрическое давление в паузе между схватками при внутриамниотичес-

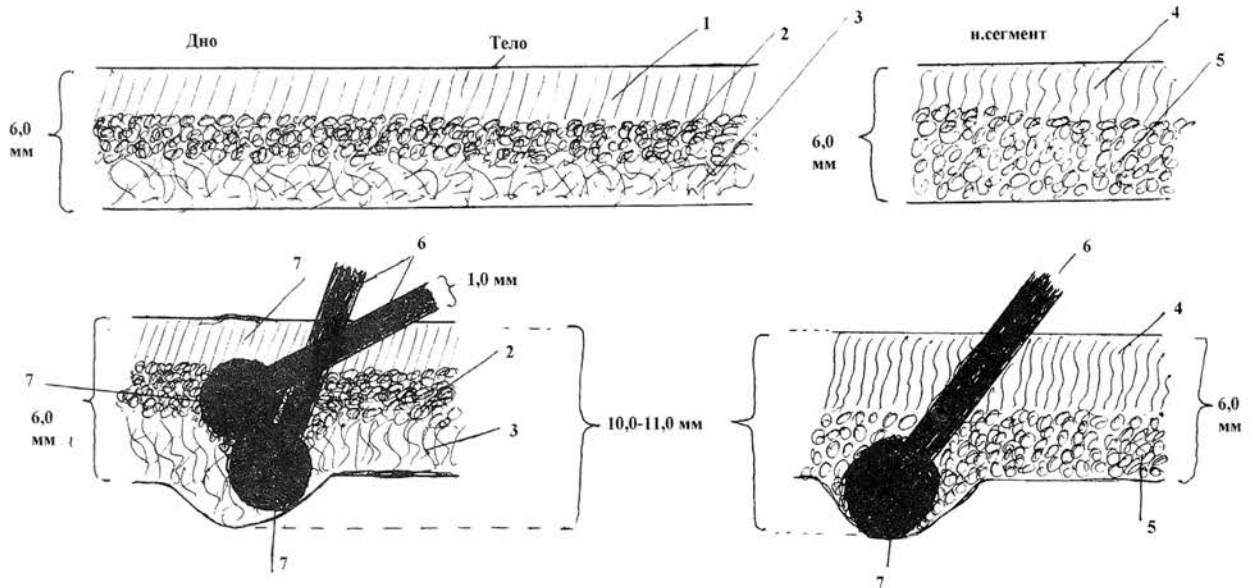


Рис. 3. Схема взаимодействия мышечных слоёв матки с имплантированным в толщу её стенки микробаллоном после его расправления. Вверху слева: мышечная оболочка матки в области дна и тела. 1 – наружный мышечный слой; 2 – разделительный венозный синус; 3 – внутренний сосудисто-мышечный слой. Вверху справа: мышечная оболочка нижнего сегмента матки. 4 – наружный слой; 5 – внутренний слой. Слева внизу: особенности локализации микробаллонов после их имплантации в толщу мышцы дна и тела матки, справа – в толщу мышцы нижнего сегмента матки. 1 – наружный мышечный слой дна и тела матки; 2 – разделительный венозный синус; 3 – внутренний сосудисто-мышечный слой тела и дна матки; 4 – наружный соединительнотканно-мышечный слой нижнего сегмента; 5 – внутренний мышечный слой нижнего сегмента; 6 – катетеры микробаллонов; 7 – особенности локализации микробаллона в толще внутренне-го слоя нижнего сегмента и внутреннего слоя тела и дна матки.

ком давления в 10–12 мм рт. ст. составляет 100 мм рт. ст, то как может соотноситься величина этого давления с величиной напряжения миометрия, которое и обуславливает давление в полости матки? Более того, если, как хорошо известно, давление крови в дуговых артериях матки около 120/80 мм рт. ст., а на выходе маточно-плацентарной артерии оно только на 8–10 мм больше внутриамниотического, то как может осуществляться маточно-плацентарный кровоток при внутриметральном давлении 100 мм рт. ст.? Так какое же давление измеряется при использовании микробаллонной технологии?

Мы провели специальный модельный эксперимент, основной целью которого была попытка получить ответы на эти вопросы.

Первая часть эксперимента заключалась в том, что мы пытались выяснить – в каком слое миометрия локализовались микробаллоны после их расправления. С этой целью из удалённых во время родов или в ближайшие часы после родов препаратов матки иссекали из передней стенки в области дна, тела и нижнего сегмента фрагменты стенок, которые с помощью специального приспособления растягивали равномерно во все стороны до получения толщины лоскута в 0,5–0,6 см. С помощью иглы пытались имплантировать в толщу мышцы катетер, на конце которого был локализован тонкостенный резиновый баллон ёмкостью около 0,02 мл.

Итоги этой части эксперимента отражены на рис. 3. Используя этот метод имплантации (а именно его использовали Alvarez и Caldeyro-Barcia) нам удавалось поместить микробаллон либо в разделительный венозный синус, либо во внутренний сосудистый слой тела и дна матки и только во внутренний сосудисто-мышечный слой нижнего сегмента. В более плотные ткани наружного мышечного слоя имплантация без повреждения слоя не удавалась. После расправления баллона его стенки деформировали ткани, что обеспечивало его более или менее внутриметральную локализацию, что, несомненно, должно было оказать влияние именно на внутрибаллонное давление, как при его расправлении, так и в последующем – при маточном сокращении. Данная часть исследования относилась только к вопросу локализации в стенке матки воспринимающей системы катетера и не требовала оценки физиологических условий его работы.

Второй частью эксперимента явилось изучение реальной природы давления, которое регистрируется при использовании микробаллона. Опыты были поставлены на трех препаратах матки, экстирпированных по поводу крупных шеечных узлов миомы при беременности 10, 12 и 16 недель. Из препарата сразу же после его удаления энуклеировали шеечные узлы, ложе ушивали и на область внутреннего зева накладывали круговой

шов. В полость матки рядом с интактным плодным яйцом помещался тонкостенный баллон, одним концом соединённый с катетером, который выводился наружу через цервикальный канал. В толщу мышцы дна и тела матки в район разделительного венозного синуса по игле имплантировали катетеры с открытыми концами (первый вариант опыта), либо в толщу мышцы дна матки имплантировали микробаллон, а в мышцу тела матки – катетер с открытым концом (второй вариант опыта). «Схватку» имитировали введением в баллон, расположенный в полости тела матки, жидкости со скоростью, которая позволяла графически получить аналог реальных маточных сокращений. Точно также при постепенном выведении жидкости имитировалось расслабление матки. На рис. 4 демонстрируется первый вариант опыта. Как видно, давление в полости тела матки (3) было равно давлению в толще тела (2) и дна матки (1). То есть, динамика и абсолютные показатели давления, измеряемые в полости матки и различных отделах её эластичной оболочки во время изменения степени её напряжения, менялись в строгом соответствии с физическими законами природы.

При оценке результатов второго варианта опыта (рис. 5) видно, что если динамика давления в полости тела матки (2) и в толще её мышцы была адекватной по всем силовым и временным параметрам, то давление в микробаллоне, имплантированном в толщу мышцы дна матки, было иным. Во-первых, сразу же после расправления микробаллона внутрибаллонное давление почти в 10 раз превышало величину давления в покоящемся миометрии тела матки. И если суммарная величина давления в полости микробаллона почти в два раза была больше, чем в толще мышцы тела матки или в её полости на пике «сокращения» матки, то абсолютная величина прироста была лишь в 1,5 раза большей. То есть во время нашего модельного эксперимента мы получили те же данные, которые в опытах на человеке получили Alvarez и Caldeyro-Barcia [13–16]. Это совпадение тем более объективно потому, что оценка физических явлений, происходящих с микробаллоном в переживающем препарате, в данном случае не требует привязки к особенностям функционирования органа *in vivo*, так как законы природы не имеют особых трактований в биологических системах.

Таким образом, есть все основания утверждать, что Alvarez и Caldeyro-Barcia в своих экспериментах измеряли не внутриметральное, а внутрибаллонное давление, величина которого во многом определялась радиусом сферы микробаллона и местом его локализации в толще мышцы матки и в большей степени – давлением расправления.

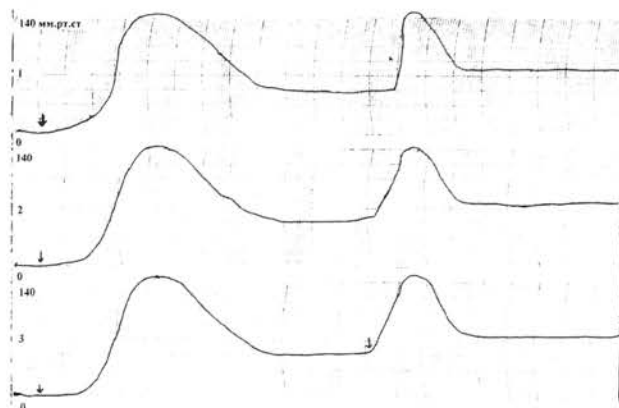


Рис. 4. Результаты опыта измерения внутриметрального давления при помощи открытых катетеров. Пояснения в тексте.

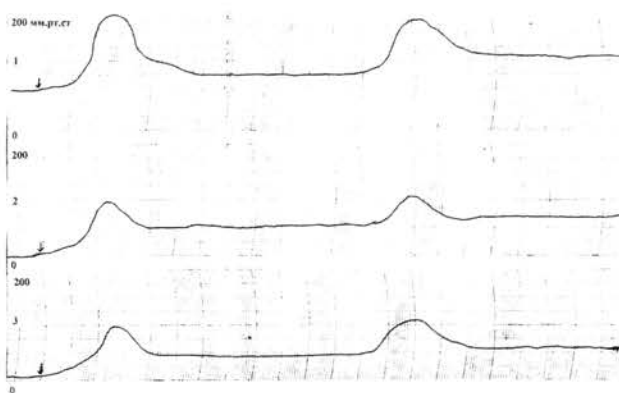


Рис. 5. Результаты опыта измерения внутриметрального давления с помощью открытого катетера и микробаллона, имплантированного в толщу мышцы матки. Пояснения в тексте.

Иными словами, внутрибаллонное давление и его динамика не могли расцениваться как эквивалент силы и продолжительности сокращения конкретного отдела миометрия, в который был имплантирован баллон. Из этого следует, что микробаллонный метод измерения внутриметрального давления не мог расцениваться как объективное доказательство реального существования функциональной гетерогенности различных отделов миометрия матки в родах.

Всё вышесказанное ни в коем случае не отменяет диагностической ценности одноканальной наружной токометрии, которая вошла рутинным методом в акушерскую практику. Данные о ритме и продолжительности схватки, столь необходимые для оценки характера родовой деятельности, при использовании этого метода объективны и воспроизводимы. Однако оценка силы схватки и базального тонуса миометрия является проблематичной и несёт в себе элемент ошибки. Перспективным для дальнейшего развития методом исследования особенностей функционирования матки в родах является регистрация внутримет-

точного давления, особенно в вариантах одновременного двух-трёхканального измерения. Основой для получения достоверной информации в данном случае является метод, предложенный проф. Абрамченко В.В., который на основе результатов собственных исследований функциональных полостей матки в родах (полость матки – нижний сегмент) предложил оригинальную методику оценки эффективности схватки на основе анализа разностных давлений. Объективность её очевидна, а перспективы развития, особенно в свете последних данных о физиологии рожавшей матки, достаточно оптимистичны [1].

Таким образом, использованные Alvarez, Reynolds и Caldeyro-Barcia методы исследования [13–19], а именно – многоканальная наружная гистерография и измерение внутриматочного давления, по своей физической и методической сути не могли дать ту объективную информацию, которая позволила бы утвердительно говорить о функциональной гетерогенности различных отделов миометрия сокращающейся в родах матки человека и создать реальную картину биомеханики маточного родового сокращения.

Литература

1. Абрамченко В.В. Активное ведение родов: Руководство для врачей. – СПб.: Специальная литература. 1996 – 668 с.
2. Айламазян Э.К. Акушерство. Учебник для медицинских вузов. – СПб.: Специальная литература. 2002. – 536 с.
3. Айламазян Э.К. Неотложная помощь при экстремальных состояниях в акушерской практике. – СПб.: Изд. Н.Л. 2002. – 431 с.
4. Акушерство: Учебник (Г.М. Савельева, В.И. Кулаков, А.Н. Стрижаков и др.) под ред. Г.М.Савельевой. – М.; Медицина, 2002, – 816 с.
5. Гендель М.Г. Особенности сократительной деятельности матки при преждевременном излитии околоплодных вод у первородящих // Акуш. и гинек. 1984. – № 7. – С. 28–30.
6. Зайцев Л.М. Методы регистрации и математическая обработка гистерограмм. // Акуш. и гинекол. – 1986. – № 9. – С. 8–12.
7. Кременцов Ю.Г. Материалы к изучению влияния координации сокращений различных отделов матки на течение родов. Автореф. дисс....канд.мед.наук. – Л., 1965. – 16 с.
8. Савицкий Г.А. Изменение объема матки во время родовой схватки // Вопросы охраны материнства и детства, 1983, – № 4 – С. 49–51.
9. Савицкий Г.А. Биомеханика раскрытия шейки матки в родах. Кишинёв. «Штиинца», 1988, – 112 с.
10. Савицкий Г.А., Абрамченко В.В. К проблеме интерпретации гистерограмм. Рук. депон. Во ВНИИМИ МЗ СССР. Д – 15484 – 88.
11. Савицкий Г.А., Савицкий А.Г. Биомеханика физиологической и патологической родовой схватки. – СПб. – «Элби – СПб». – 2003. – 287 с.
12. Сидорова И.С. Физиология и патология родовой деятельности. М.; «Медпресс» – 2000. – 320 с.
13. Alvarez H., Caldeyro-Barcia R. The normal and abnormal contractile waves of the uterus during labor // Gynaekologia., Basel, 1954. – Vol. 139. № 2. – P. 190–212.
14. Alvarez H., Caldeyro-Barcia R. Contractility of the human uterus recorded by new methods // Surg. Gynec. Obstet. – 1950. – Vol. 91. № 1. – P. 1–3.
15. Caldeyro-Barcia R., Alvarez H., Reynolds S. A better understanding of uterine contractility through simultaneous recording with internal and seven-channel external method. // Surg. Obstet. Gynecol. 1950, – Vol. 91. № 3. – P. 641–652.
16. Caldeyro-Barcia R., Alvarez H. Abnormal uterine active in labor // J.Obstet.Gynecol.Brit.EMP. – 1952. – Vol. 59. – N 5. – P. 646–656.
17. Reynolds S., Hearn O., Bruns P., Hellmans L. If multichannel strain-gauge tokodynamometry as instrument for studying patterns of uterine contractions in pregnant women. Bull. Johns Hopkins Hosp. 1948. – Vol. 82, № 2. – P. 446–452.
18. Reynolds S. Physiology of the uterus: with clinical correlations. 2nd ed. Ed. New York, Harbes. 1949. – 186 p.
19. Reynolds S., Harris J., Kausler I. Clinical measurement of uterine forces in pregnancy and labour. Charles Thomas (ed), Springfield. USA. 1954. – 118 p.

CRITICAL EVALUATION OF REAL VALUE OF EXTERNAL MULTICHANNEL HYSTEROGRAPHY AND INTERNAL METHOD OF INTRAUTERINE PRESSURE INVESTIGATION

Savitskiy A.G.

■ **Summary:** The performed complex analysis of real value of external multichannel hystero-graphy and internal method of intrauterine pressure investigation has shown that information received by means of these methods using for research of uterine contractive activity can not serve an authentic basis for formation of representations about functional heterogeneity of various myometrial regions of human uterus in labor.

■ **Key words:** outside multichannel hystero-graphy; intrauterine pressure; functional heterogeneity of myometrium