Анализ достоверности метода измерения внутримиометрального давления в различных отделах передней стенки матки по Alvarez и Caldeyro-Barcia.

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

Анализ данных литературы, особенно материалов, помещённых в разделах «дискуссия» к журнальным статьям, издаваемых за рубежом во время формирования гипотезы «тройного нисходящего градиента» Reynolds S.R., Alvarez H, et Caldeyro-Barcia R. (1952) подтвердил, что на предварительной стадии её формирования не было отмечено столь единодушного признания основных положений этой гипотезы. Дело в том, что фундамент гипотезы составили данные наружной многоканальной гистерографии, которые отнюдь не всегда могли трактоваться в пользу этих положений. Тут были «замешаны» спорные, более чем просто дискуссионные вопросы, имеющие отношение к существованию так называемого «водителя ритма», особенностям физиологии распространения «волны сокращения», проблем доказательности существования анизотропности миометрия, имеющих морфофункциональный характер, неоднозначность трактовок функционального предназначения нижнего сегмента, клинической адаптации этих положений гипотезы и т.д.

Трудно сказать, как бы развивались события дальше, если бы не появились исследования Alvarez H. и Caldeyro-Barcia R. (1953), которые были восприняты подавляющим большинством специалистов как «неопровержимое» доказательство реального существования временной и силовой анизотропности миометрия рожающей матки человека. Авторитет этих исследователей надолго обеспечил абсолютное доминирование взглядов этой группы исследователей на основы физиологии родовой схватки человека. Собственно именно эти исследования настолько прочно связали имена Caldeyro-Barcia и Alvarez с гипотезой «тройного

нисходящего градиента» маточной активности в родах, что о первом её разработчике – Reynolds S.R. вспоминают в последнее время довольно редко. Схематическое изображение «волны сокращения», различий величины интерстициального давления в различных отделах миометрия, различий в «длительности» и «силе» сокращений дна, тела и нижнего сегмента матки, сделанное в 50-х годах Caldeyro-Barcia и Alvarez, можно встретить в любом современном учебнике акушерства.

Специалистам хорошо известно, что окончательно базовый постулат концепции «тройного нисходящего градиента» о силовой анизотропности различных отделов миометрия рожающей матки человека был сформулирован на основе результатов изучения «внутримиометрального» давления по методике Caldeyro-Barcia и Alvarez. Напомним суть использованной исследователями методики измерения внутримиометрального давления. У женщин-добровольцев в родах в различные отделы передней стенки матки (дно, тело, нижний сегмент и, даже, шейку матки) имплантировали полиэтиленовый катетер диаметром около 1,0 мм, на конце которого располагался резиновый микробаллон объёмом около 0,02 мл. Этот микробаллон с прилежащей частью катетера имплантировали в толщу передней стенки матки «по игле». То есть, в начале в толщу вводилась игла большего, чем поперечник катетера, диаметра, а затем по просвету иглы в ткань вводился конец катетера с расположенным на нём микробаллоном. Часть опытов была проведена во время кесарева сечения, часть во время нормальных или патологических родов без вскрытия передней брюшной стенки. В последних случаях исследователи вначале пунктировали переднюю брюшную стенку, а затем, уже «вслепую», переднюю стенку матки. После имплантации в миометрий микробаллона в него через катетер вводилась жидкость, микробаллон «расправлялся» по предположению авторов методики до своего первоначального объёма в 0,02 мл. После этого заполненный жидкостью катетер подключался к рецептору датчика давления. Более никаких подробностей или разъяснений, связанных с особенностью использованной методики измерения «интерстициального» давления, в ли-

тературе мы не смогли найти. А между тем именно результаты этих исследований позволили группе Caldeyro-Barcia и Alvarez придать гипотезе о «тройном нисходящем градиенте» маточной активности в родах статус «ортодоксальной аксиомы», который на долгие десятилетия оградил её от конструктивной критики.

Прежде всего, мы попытались реконструировать процесс имплантации микробаллона в ткань передней стенки матки. Первое: для того, чтобы поместить используемую авторами конструкцию в толщу миометрия необходимо использовать иглы с минимальным внутренним диаметром около 1,8-2,0 мм. Это необходимо потому, что площадь поверхности используемого микробаллона должна быть не менее 22-23 мм^2. Для свободного продвижения по внутреннему просвету пункционной иглы этой конструкции, даже при полностью спавшемся микробаллоне, абсолютно необходим названный нами выше диаметр просвета проводника. Даже если диаметр поперечника пункционной иглы (с учётом толщины её стенки) составляет только 2,0 мм, то и это составляет чуть меньше половины толщины миометрия рожающей матки человека. Радиус, расправленного после введения жидкости имплантированного микробаллона равен 1,68 мм, соответственно диаметр – 3,36 мм.

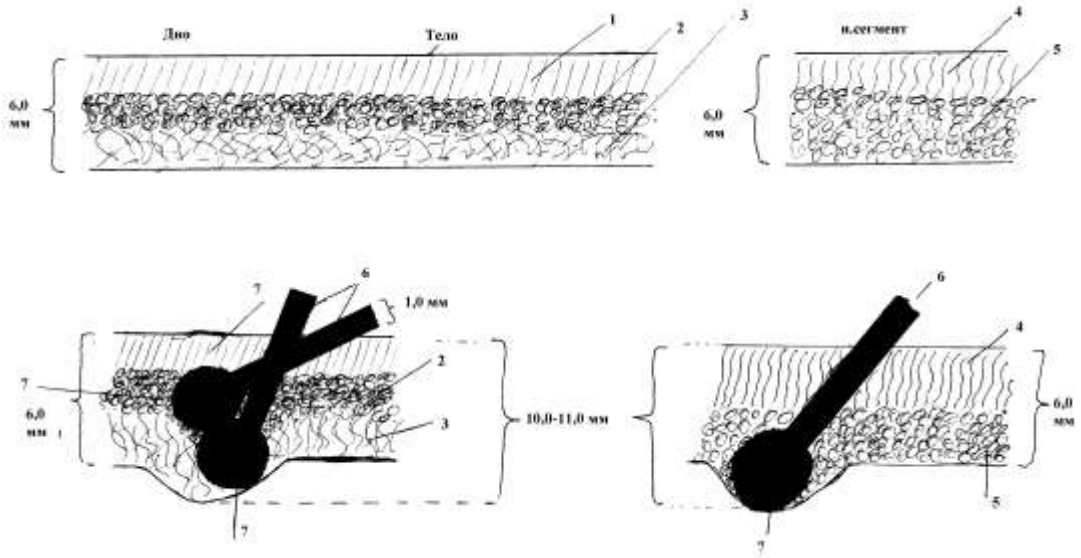
Сегодня, после того как были проведены многочисленные ультразвуковые измерения, установлено, что толщина стенки матки в конце беременности и в родах приблизительно одинакова во всех отделах матки и колеблется в пределах 5,4 – 6,0 мм (в некоторых измерениях до 8 мм). С точки зрения данных функциональной морфологии матки миометрий в родах в области дна и тела не имеет принципиальных отличий и состоит из двух слоёв – наружного и внутреннего. Наружный слой довольно компактный, плотность его много выше, чем внутреннего слоя, объём которого состоит не только из мышечной и соединительной ткани, но и из огромного количества сосудов. Слои разделены между собой своеобразным сосудисто-мышечным образованием, которое проф. Г.А. Савицкий назвал «разделительным венозным синусом». Другие авторы иногда называют его про-

межуточным слоем (Воскресенский С.Л., 1991). Разделительный венозный синус состоит из огромного количества венозных лакун, образующих венозный резервуар большого объёма. Из наружного и внутреннего мышечных слоёв матки через разделительный венозный синус проходит огромное количество гладкомышечных пучков, которые, с одной стороны, армируют венозные лакуны, составляя основу жёсткости их стенки, а, с другой стороны, «крепят» между собой наружный и внутренний слои матки. Нижний сегмент имеет несколько иное строение. Мышечный слой с окутывающим его наружным соединительнотканным футляром можно считать наружным слоем с приблизительно одинаковой плотностью. Внутренний слой – сосудисто-мышечный, больше напоминает гипертрофированную подслизистую прослойку, в которой очень развито субдецидуальное венозное сплетение. Наружный слой нижнего сегмента можно считать своеобразным продолжением внутреннего мышечного слоя тела матки.

По законам физики от места имплантации микробаллона в толщу миометрия во многом будет зависеть и динамика изменения давления в его полости. Для проверки этого мы создали экспериментальную модель с целью проверить, в какой части толщи миометрия вероятнее всего можно имплантировать баллон, особенно при «слепом» методе его введения, и как он будет взаимодействовать со слоями миометрия в месте имплантации. Из тонкой резины были изготовлены подобные использованным Alvarez и Caldeyro-Barcia микробаллоны, которые подсоединялись к полихлорвиниловым катетерам диаметром 1,0 мм. Ёмкость баллонов соответствовала 0,02-0,05 мл. Выяснилось, что игла для введения имплантата должна иметь Ø не менее 1,8-2,0 мм. На предварительно растянутых до толщины 0,5-0,6 см блоках миометрия из удалённой в родах матки женщины, что соответствует толщине миометрия in situ, вводился имплантат иглой, диаметром 2,0 мм, что составляет практически от половины до 1/3 толщины миометрия. При этом толщина наружного мышечного слоя матки в первом периоде родов составляет 2,5-3,0 мм, внутреннего сосудистого – 3,0 -3,5 мм.

Также как и авторы методики, мы пытались вводить микробаллоны в толщу дна, тела матки и её нижнего сегмента. На слайде 1 представлены итоги этого эксперимента. Мы использовали блоки ткани дна матки в 2 случаях, ткани тела в 3 и нижнего сегмента в 2 случаях.

Вторая часть этого эксперимента состояла в том, что была создана аналоговая модель, которая позволяла изучать внутримиометральное давление в толще мышечной стенки удалённой матки (слайд 2). Для опытов использовались препараты маток, которые были удалены по поводу осложнений миомы при беременности от 10 до 16 недель. Сразу после экстирпации из неё энуклеировали наиболее крупные узлы, рану ушивали и в полость матки без повреждения плодного яйца аккуратно вводили баллон из тонкой резины большой ёмкости, соединённый с катетером. Область внутреннего зева герметично уплотнялась круговым швом. В толщу миометрия по игле вводились два катетера – один в область дна, другой в область тела матки. Катетеры имплантировались в район разделительного венозного синуса. При этом использовались два вида катетеров: один имел на конце микробаллон ёмкостью около 0,02-0,05 мл, второй имел открытый конец. Переживающий препарат матки помещался в ванну с тёплым (36,0-37,0^{o}C) физиологическим раствором. Все используемые катетеры (полостной и внутримиометральные) подсоединялись к датчикам давления и усилительно - преобразовательной системе. На самописце осуществлялась одновременная регистрация всех сигналов со всех датчиков. Опыт начинался с введения в баллон, помещённый в полость матки, объёма жидкости, необходимого для подъёма тонуса миометрия. Только после этого путём дискретно-импульсного введения и выведения жидкости имитировались «схватки».



Слайд 1. Схема имплантации микробаллонов в толщу миометрия передней стенки матки в опытах Alvarez и Caldeyro-Barcia (собственная масштабная реконструкция). Обозначения: вверху слева – схематический срез передней стенки матки в области дна и тела (1- наружный мышечный слой, 2 - разделительный венозный синус, 3 - внутренний сосудистый мышечный слой); вверху справа – схематичный срез передней стенки матки в области нижнего сегмента (4 - наружный соединительнотканно-мышечный слой, 5 -внутренний мышечно-сосудистый слой); внизу слева – варианты имплантации микробаллона в толщу передней стенки матки в области дна и тела; внизу справа – в толщу передней стенки нижнего сегмента (6 - катетер, соединяющий полость микробаллона с датчиком давления; 7 - микробаллоны с расправленной полостью).

Одновременно регистрировались изменения давления и в обоих внутримиометральных катетерах. Использовались два варианта опытов: в первом в толщу дна и тела матки вводились только катетеры с открытым концом, в другом - в дно имплантировали микробалонный катетер, а в тело – катетер с открытым концом. Было проведено две серии опытов, в каждом из которых использовали по два переживающих препарата матки.

На слайде 1 схематично реконструирован сам процесс имплантации микробаллона в толщу миометрия различных участков передней стенки матки.

При этом были учтены следующие обстоятельства: пункционная игла имела диаметр близкий к 2,0 мм; толщина плотного наружного слоя мышцы матки составляет величину близкую к 2,0-2,5 мм; внутреннего сосудисто -

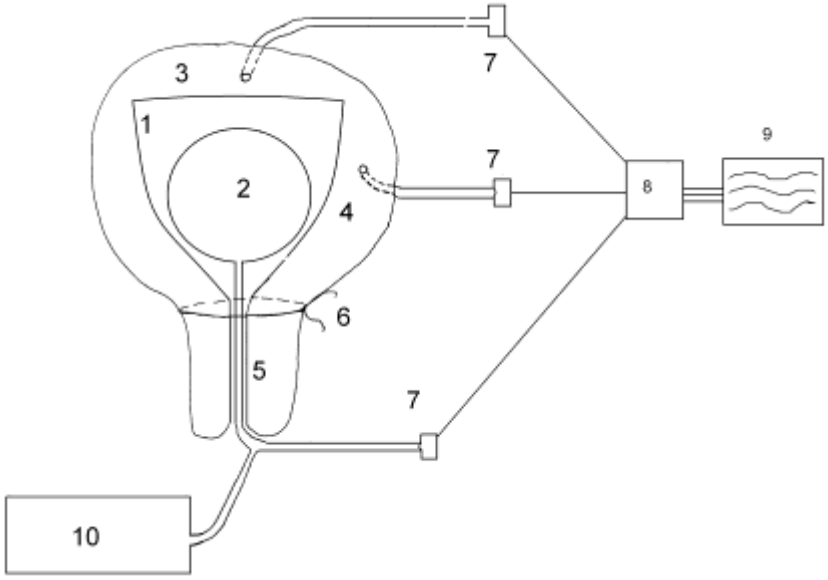
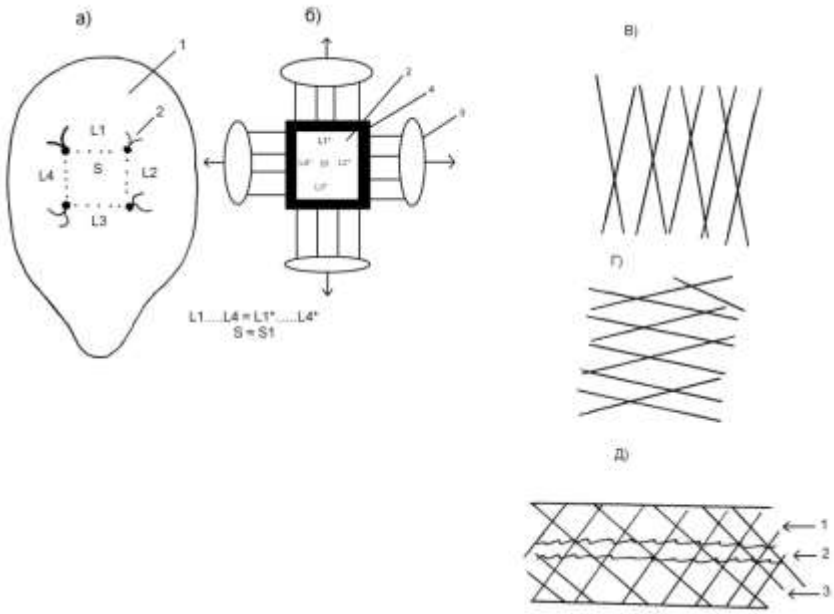


Рис. 9-2 Схема опыта по измерению внутриполостного давления (в полости тела матки) и давления в толще миометрия (открытый катетер и катетер с микробаллоном) в опыте на переживающем препарате матки. Обозначения: 1 – полость матки; 2 – тонкостенный баллон, заведённый в полость матки; 3 – микробаллон, имплантированный в толщу миометрия; 4 – открытый катетер, имплантированный в толщу миометрия; 5 – шейка матки; 6 – круговой шов; 7 – датчик давления; 8 – усилитель; 9 – регистрирующее устройство; 10 – перфузор.

мышечного слоя – около 3,0 мм; толщина разделительного венозного синуса определяется объёмом крови, находящейся в каждый данный момент в его сосудистых лакунах. Приблизительно такая же ситуация характерна для нижнего маточного сегмента: основной мышечный слой - наружный, более компактен, плотен и его толщина также близка к 2,0-3,0 мм. Есть все основания полагать, что пункционная игла при её введении в толщу мышцы матки «преодолевала» плотный наружный мышечный слой и позволяла имплантировать микробаллон в области дна и тела либо в разделительный венозный синус либо в толщу сосудисто-мышечного внутреннего слоя оболочки матки. Также маловероятно, что при пункции ткани нижнего сегмента игла могла «задержаться» в толще наружного мышечного слоя. В пользу этого довода свидетельствует также то, что после «расправления» диаметр микробаллона мог достигнуть величины ≈ 3,36 мм (!), что могло происходить только в тех случаях, если микробаллон был имплантирован в «рыхлых» тканях внутреннего сосудисто-мышечного слоя матки в области дна, тела и нижнего сегмента. Из демонстрируемой на слайде 1 схемы хорошо видно, что, в зависимости от глубины имплантации в миометрий микробаллона, после расправления его стенок он может локализоваться строго интрамурально,

если он имплантирован в разделительный венозный синус, и частично интрамурально, если он имплантирован только в сосудисто-мышечный слой оболочки матки. При этом часть микробаллона может даже располагаться «субмукозно». Следовательно, и на это обстоятельство необходимо обратить особое внимание. Уже в самом факте различий имплантации микробаллона могут быть заложены и различия в технике съёма внутриполостного давления, которое развивается в нем после «силового» расправления его стенок. Для доказательности этого предположения необходимо напомнить о следующем. В результате ранее, в том числе и нами, проведённых исследований, было установлено, что гладкомышечные пучки миометрия, составляющие его «тяговую» систему, расположенные в плоскости различных слоёв, имеют, в основном, сетчатую структуру (слайд 3(в,г)). Но в то же время огромное количество этих же пучков переходит из наружного мышечного слоя во внутренний (слайд 3 (д)), превращая оба слоя в единое механическое целое. Эти данные были нами получены в результате использования оригинального метода исследования, схема которого отображена на слайде 3 (а,б).



Слайд 3. Схема, поясняющая особенности метода изучения миоархитектоники миометрия рожающей матки человека.

а) 1 – схематическое изображение передней поверхности матки; 2 - контрольные лигатуры, наложенные на переднюю стенку матки; l_1, l_2, l_3, l_4 – стороны прямоугольнка, который затем будет иссечён из препарата удалённой в родах матки; S – площадь этого прямоугольника.

б) схема равномерного растяжения иссечённого лоскута из передней стенки матки до степени, при которой его параметры (стороны и площадь) достигнут величины, имевшейся до гистерэктомии.

в) схема расположения гладкомышечных волокон в наружном мышечном слое матки.

г) схема расположения гладкомышечных волокон во внутреннем сосудистом слое матки.

д) схема расположения гладкомышечных волокон, переходящих из наружного во внутренний мышечный слой и обратно (1- наружный мышечный слой, 2 - разделительный венозный синус, 3 - внутренний мышечный слой).

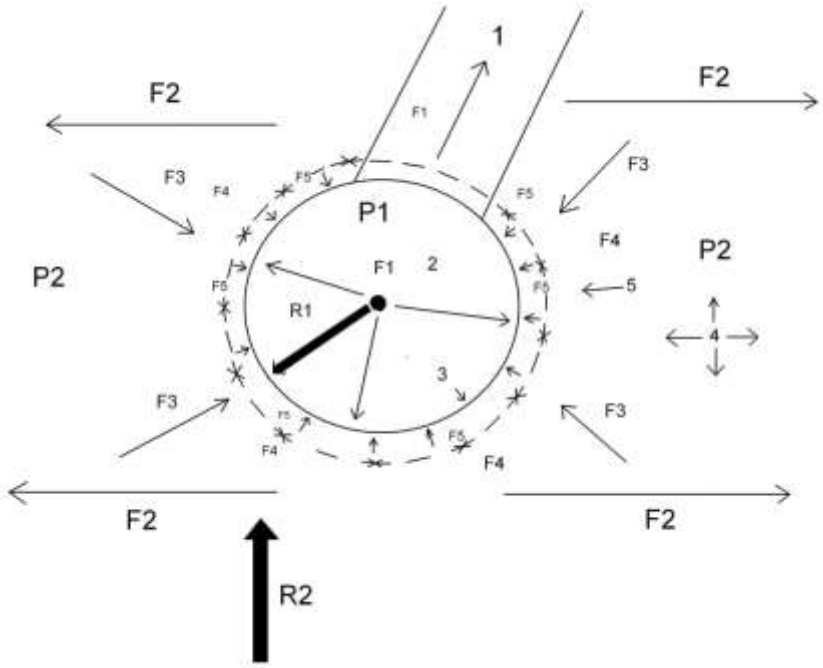
В случае, когда при беременности поздних сроков принималось решение о целесообразности удаления матки, ещё до начала гистерэктомии на передней стенке матки с помощью одиночных швов, проведённых через толщу мышцы, намечался прямоугольник с длиной стороны L и площадью S. После сечения матки в нижнем сегменте и извлечения плода и последа матка удалялась. Естественно, что намеченный нами на передней стенке матки прямоугольник уменьшал свою площадь и длину сторон почти в 2 раза. С помощью специальной системы растяжек (слайд 3- б), иссечённый из матки через все слои лоскут растягивался во все стороны и после того, как его площадь и длина сторон достигали исходных, имевшихся до гистерэктомии, размеров, растянутая ткань матки помещалась в фиксирующий раствор. Фиксация ткани происходила без снятия растяжек, поэтому все анатомические параметры стенки матки, в частности её толщина, оставались такими же, как и до извлечения плода и плаценты. Именно этот метод исследования позволил нам воссоздать ту архитектонику миометрия рожающей матки человека, которая строго соответствовала миометрию in situ.

Что же на самом деле происходит в толще миометрия после расправления микробаллона? Этот процесс сопровождается деформацией окружающих его гладкомышечных пучков и волокон соединительной ткани. Степень этой деформации, сопровождающаяся растяжением окружающих тканей, определяется величиной объёма расправленного баллона. Мы в своё время смогли показать, например, что вокруг интрамуральных миоматозных узлов формируется псевдокапсула, состоящая из гладкомышечных пучков контактного миометрия. В ней возникает искусственно созданная система циркулярных волокон, создающих новую силовую систему, которая при определённых обстоятельствах, например при отёке узла, оказывает силовое сдавливающее воздействие на него. То же самое

происходит и при расправлении капсулы микробаллона. Вокруг растянутой до определённой величины резиновой капсулы микробаллона образуется новая – псевдокапсула, стенки которой также растянуты больше, чем гладкомышечные пучки интактного миометрия. Если объём капсулы микробаллона остаётся постоянным, то силы, генерируемые его растянутой упругой собственной оболочкой и тканями псевдокапсулы уравновешивают силы, стремящиеся уменьшить объём баллона (слайд 4).

Итак, совершенно очевидно, что давление жидкости, которая заполняет микробаллон во время его расправления, не может быть равным интерстициальному давлению в толще ткани интактного миометрия. Это достаточно хорошо иллюстрируется схемой взаимодействия различных сил, которые генерируются в системе после расправления микробаллона (слайд 4).

Сила F_1, которая воздействует на каждую единицу площади внутренней поверхности расправленного микробаллона, определяется не только упругими свойствами капсулы микробаллона, но и силой F_5, которая генерируется степенью натяжения и упругими свойствами новообразованной соединительнотканно - мышечной псевдокапсулы.

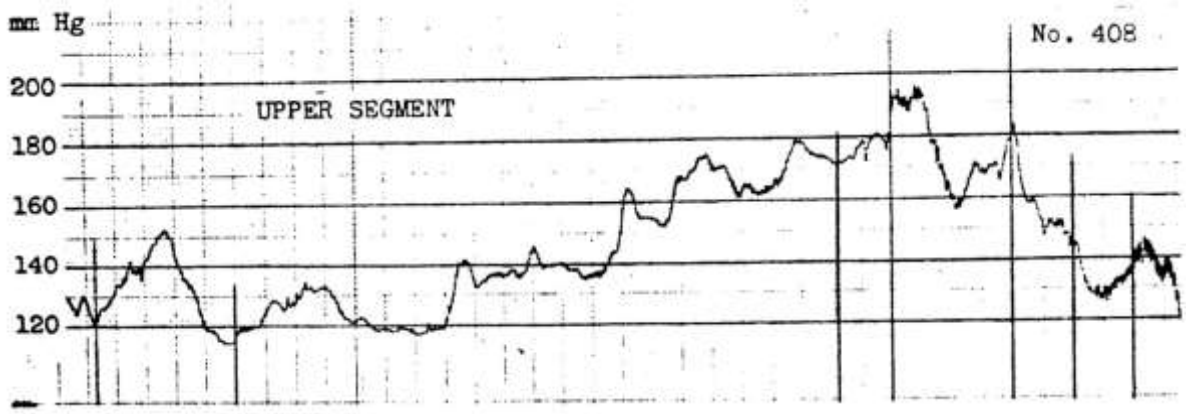


Слайд 4. Принципиальная схема взаимодействия сил, генерируемых в толще миометрия в районе имплантации микробаллона и в его полости. Обозначения: 1-катетер микробаллона; 2-полость микробаллона; 3-стенка (оболочка) микробаллона; 4-толща миометрия; 5-микро (псевдо)капсула, образованная из волокон контактного миометрия после насильственного расправления его полости жидким содержимым; P_1-давление в полости микробаллона; P_2-давление в толще миометрия (оно всегда равно амниотическому); F_1-сила, с которой в полость баллона нагнеталась жидкость при

его расправлении, она же – индуктор внутриполостного давления; R_1-радиус полости микробаллона; R_2-радиус полости матки; F_2-сила, действующая по периметру маточной оболочки; F_3-сила, действующая на каждую единицу поверхности псевдокапсулы; F_4-сила, действующая по периметру псевдокапсулы; F_5-сила противодействия силе F_1.

Адекватно сила F_1 генерируемая давлением P_1, будет всегда больше силы F_5, и вследствие этого обстоятельства давление P_1 будет всегда больше давления P_2. Насколько же велика эта разница давлений в полости микробаллона и в толще интактного миометрия в момент минимума, характерного для паузы между маточными сокращениями? Согласно физическим законам природы величина этой разницы будет определяться различием в величинах радиусов полости микробаллона и полости матки, степенью тангенциального напряжения мышечной оболочки матки и степенью напряжения резиновой оболочки микробаллона и его псевдокапсулы. На величину давления в микробаллоне может оказывать влияние давление крови в сосудах, окружающих его и т.д., и т.д.. Если действие физических законов природы приложимо к пониманию биомеханики сокращения миометрия и динамике интерстициального давления во время родового сокращения матки, то совершенно очевидно, что при толщине миометрия в 5,0-6,0 мм давление в его толще будет практически всегда равным давлению в амниотической полости. Это подтверждено одновременным измерением внутримиометрального и амниотического давлений с помощью открытых катетеров (Hendricks G., 1952, Hendricks C., 1970). А каковы же результаты измерения внутримиометрального внутриамниотического давлений в паузе между схватками, которые получены Caldeyro-Barcia и Alvarez? Судя по данным опубликованных реальных результатов опытов эти различия в соотношении P_1 к P_2 составило 10:1 или 8:1. При давлении в полости амниона в паузе между схваток в 10 мм.рт.ст. давление в толще мышцы матки было в 8-10 раз больше (!), достигая 100 мм.рт.ст.. Для иллюстрации приведём один реальный график записи «внутримиометрального» давления в «верхнем сегменте» матки (слайд 5), полученный Caldeyro-Barcia и соавторами. Базовое давление в толще миометрия тела матки в паузе между схват-

ками колебалось во время записи от 120 до 140 мм.рт.ст. (!), а давление на пике сокращения миометрия согласно этой же записи составило 170-190 мм.рт.ст..



Слайд 5. Фрагмент из записи опыта Caldeyro-Barcia и соавт. (1952) – оригинальная запись внутримиометрального давления в толще миометрия «верхнего сегмента» матки. Согласно авторским ремаркам на рисунке отображён эпизод «кратковременной спонтанной дискоординации» сокращений верхнего сегмента при практически нормальных родах. Как видно на записи, весь «эпизод» происходил на фоне базового, характерного для паузы между схватками, давления, близкого к 120 мм.рт.ст., достигая во время схваток почти 190 мм.рт.ст.. При таких величинах «внутримиометрального давления» ни маточно-плацентарный ни, даже, миометральный кровоток невозможен.

Есть ещё одно важное обстоятельство, на которое, по абсолютно непонятным причинам, не обращали внимание ни сами авторы способа измерения внутримиометрального давления, ни их последователи, ни авторы современных учебных пособий по акушерству, разделяющие идеи Caldeyro-Barcia и Alvarez. Как известно, давление крови в артериях, питающих миометрий и тем более приносящих кровь в интервиллёзное пространство, близко к 80-90 мм.рт.ст.. Если даже в паузе между схваток давление в толще миометрия, согласно данным Caldeyro-Barcia и Alvarez, равно этим же величинам не говоря уже о сокращённой матке, то беременность вообще не может существовать при таком «гемодинамическом парадоксе».

Иными словами, реальные методические возможности микробалонной технологии измерения внутримиометрального давления не давали авторам этого способа исследования права на ту интерпретацию данных, которая была ими использована. Этот метод в силу своих физических особенностей не мог отражать реальное интерстициальное давление, а отражал внутриполостное давление в

самом микробаллоне, на величину которого, в первую очередь, влияло исходное давление «расправления», создаваемое искусственно исследователем, диаметр микробаллона, место имплантации баллона, которое, в свою очередь, не могло быть строго одинаковым во всех отделах матки, особенностями образования псевдокапсулы из тканей матки и т.д..

То есть, использованный группой Caldeyro-Barcia метод был методологически неадекватен и не мог стать объективным подтверждением существования «тройного нисходящего градиента» маточной активности в родах. Тем более этот метод исследования сократительной деятельности матки не мог служить объективной основой для формирования представлений о дискоординированной родовой схватке. Понятно, что с момента его создания этот способ исследования сократительной деятельности матки в родах не имел никакого практического значения уже в силу своей специфики. Однако, как показало время, особенности его авторской интерпретации оказали огромное влияние на формирование представлений о координированной и, особенно, дискоординированной родовой схватке. И тот факт, что только в конце XX века часть акушерской общественности оценила эти «красивые гипотезы» как биологически и практически бесполезные, даёт, наконец, основания для организации исследования, которое должно ответить на вопрос: «Что же такое дискоординированная родовая деятельность?».

Для доказательства одного из основных наших положений о том, что динамика внутримиометрального давления в абсолютных величинах при его измерении микробаллонным методом связана с особенностями его измерения, мы произвели следующее исследование.

У нас были данные о том, что переживающий препарат экстирпированной матки в течение ближайших 1,0-1,5 часов после удаления адекватно реагирует на растяжение маточной полости увеличением напряжения мышечных оболочек органа. Это позволило разработать схему опыта, при котором можно было бы измерить одновременно давление в полости матки при её искусственном растяжении

и внутримиометральное давление, как с помощью открытого катетера, так и с помощью микробалонного метода по Caldeyro-Barcia и Alvarez.

Опыты были поставлены на шести переживающих препаратах матки, которые были удалены у женщин с крупными шеечно-перешеечными узлами миомы при беременности 10, 12 и 16 недель. Всем пациенткам произведена экстирпация матки без придатков. Сразу же после удаления матки она помещалась в ванну с тёплым физиологическим раствором натрия хлорида. Из препарата аккуратно энуклеировали шеечно-перешеечный узел, на ложе накладывались швы и в области перешеечно-маточного соустья, после введения в полость матки тонкостенного резинового баллона, накладывали круговой шов. Во всех случаях экстирпировать матку удалось, не нарушив целость плодного яйца – это избавило нас от необходимости дорастяжения мышцы матки после излития вод. В толщу дна матки трёх препаратов имплантировался микробаллон ёмкостью около 0,05 мл соединённый с полиэтиленовым катетером. Такой же катетер, но только с открытым концом имплантировался в толщу мышцы тела матки. В остальных трёх случаях и в область дна и в область тела имплантировались открытые катетеры. Катетеры и микробаллоны имплантировались «по игле» под наружный мышечный слой. После окончания опытов было установлено, что все они локализовались в «разделительном венозном синусе» между наружным и внутренним слоями матки. В начале через катетер заполнялся баллон, введённый в полость матки. Поскольку его ёмкость была заведомо большей, чем ёмкость полости матки, напряжение его тонкостенной оболочки не оказывало никакого влияния на величину «внутрибалонного» давления – он на протяжении всего опыта оставался нерасправленным. С того момента как заполняемая полость баллона под активным сопротивлением мышц маточной оболочки начинала выталкивать инфузируемую жидкость наружу, заполнение баллона прекращалось. При подсоединении внутриполостного баллона к датчику давления по-видимому в результате релаксации маточной мускулатуры давление в полости матки было близким к 0-1,0

мм.рт.ст.. В имплантированные в толщу мышцы открытые катетеры вводилось по 8,0-10,0 мл жидкости – она свободно растекалась по венам «разделительного венозного синуса». После заполнения катетеров жидкостью они подсоединялись к датчикам давления.

«Расправление» и заполнение жидкостью микробаллона, имплантированного в толщу мышцы дна матки, осуществлялось следующим образом. Рассчитывался объём полости катетера, полости рецептора датчика и полости микробаллона. Шприцом, под давлением, в полость катетера и микробаллона вводился весь рассчитанный объём жидкости, катетер пережимался, подключался к датчику давления и только после этого снимался зажим. Предварительно было выяснено, что именно такой метод «расправления» баллона полностью выполняет жидкостью объём его полости и полости катетера и датчика.

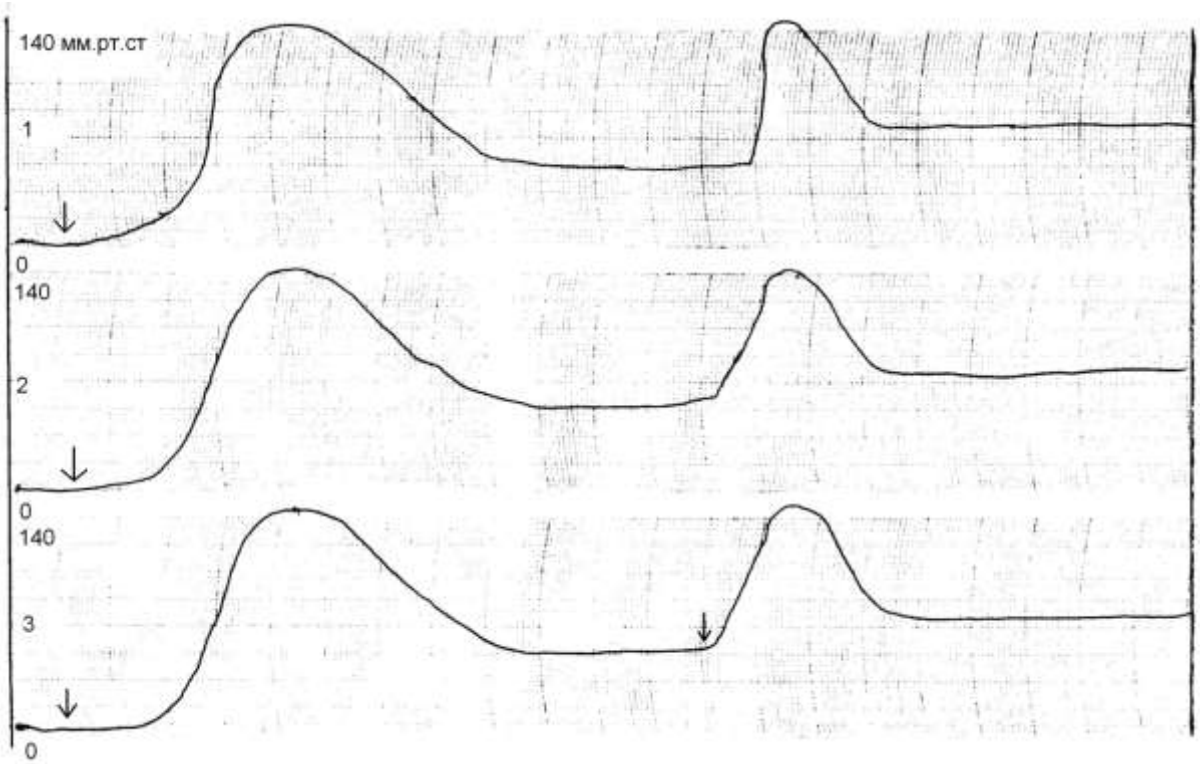
В каждом из опытов с помощью дозированного введения жидкости в полость баллона, расположенного в полости матки, имитировалось «сокращение» миометрия. Перфузия жидкости прекращалась на пике «сокращения» и жидкость начинала эксфузироваться до момента перехода относительного «крутого» падения внутриматочного давления в более пологую кривую, которая уже в силу релаксации мышцы стабилизировалась на новом фоновом уровне. Схема опыта отражена на слайде 6.

Как видно на слайде, давление в толще мышцы, как в области дна, так и тела матки, измеренное с помощью открытого катетера, одинаково с давлением, которое регистрируется в полости органа. Динамика как внутримиометрального, так и внутриполостного давлений во время индуцированного растяжением цикла «сокращения-расслабления» одинакова.

То есть опыт на изолированной матке человека подтвердил данные измерения внутримиометрального давления in vivo с помощью открытого катетера. На слайде 7 отображены результаты одного из опытов измерения внутримиометрального давления в области дна матки с помощью микробаллонного метода. На

верхней кривой видно, что после «расправления» микробаллона и заполнения системы жидкостью датчик регистрировал исходное давление приблизительно в 75 мм.рт.ст..

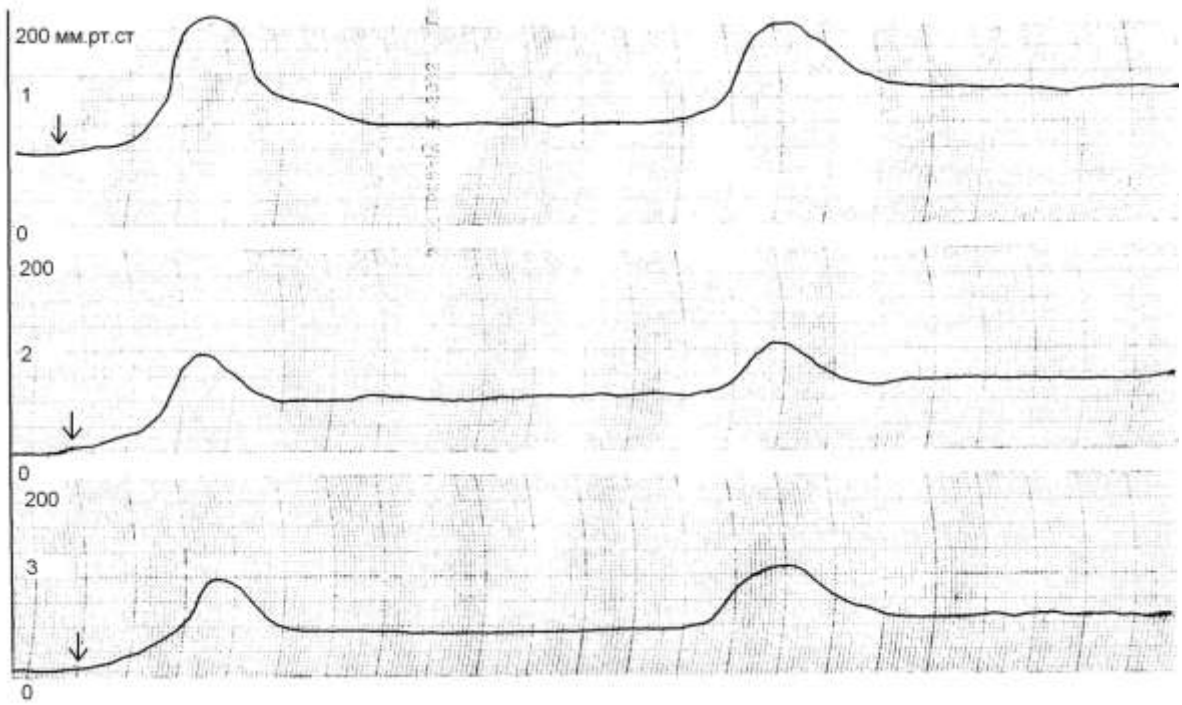
То есть, исходное «внутримиометральное» давление равнялось 75 мм.рт.ст., что ровно в 75 раз превышало величину давления в толще мышцы тела матки, измеренное открытым катетером, и в полости тела релаксированной матки.



Слайд 6. Опыт по одновременному измерению давления в толще миометрия дна и тела матки и полости тела матки при использовании открытых катетеров.
1 – гистерограмма со дна матки; 2 – с тела матки; 3 – из полости тела матки. Слева по вертикали давление в мм.рт.ст.

Динамика давления при имитации цикла «сокращение-расслабление» в условиях конкретного опыта показала, что на пике «сокращения» давление в полости тела матки достигало 100-110 мм.рт.ст., в толще мышцы тела матки, измеренное открытым катетером, оно достигало 100-105 мм.рт.ст., а в толще мышцы дна матки, измеряемого микробаллонным методом – 210-220 мм.рт.ст..

Таким образом, проведённые нами опыты ещё раз с достаточной убедительностью подтвердили то, что технология Caldeyro-Barcia и Alvarez позволяла измерить не внутримиометральное давление, которое согласно законам физики в эластичной оболочке должно быть равно внутриполостному, а регистрировала давление в микробаллоне, величина которого определяется не только напряжением миометрия, но и другими факторами, о которых мы уже говорили выше.



Слайд 7. Опыт по одновременной регистрации давления в толще миометрия дна матки (микробаллон), тела матки (открытый катетер) и полости тела матки. Обозначения те же, что и на слайде 6.

<u>Краткое заключение</u>. Проведённая нами физическая, физиологическая, морфологическая и биомеханическая экспертиза информативности метода наружной многоканальной гистерографии и способа измерения внутримиометрального давления микробаллонным методом показала, что результаты исследования сократительной деятельности матки человека в родах, получаемые при использовании этих методов, не могут служить реальной основой для выдвижения основных положений гипотезы о функциональной гетерогенности различных отделов миометрия. Таким образом, положения этой гипотезы, на основе которых

были сформулированы представления о «координированной» физиологической и «дискоординированной» патологической родовой схватке, не соответствуют современным научным данным о функциональной морфологии, физиологии и биомеханике сокращения миометрия, а, также, физическим законам природы, действующим в матке человека в родах.