

**Зависимость размаха колебания давления воздуха в манжете от величины артериального давления в условиях специального психофизиологического исследования**

***Летков Юрий Владимирович***

*Полиграфолог, разработчик СППРП «Сокол», г. Вологда, Россия*

*math-polygraph@yandex.ru*

**Аннотация.** На основе модели плеча с недеформируемой биологической тканью определена зависимости размаха осциллограммы давления воздуха в манжете от артериального давления. Дано объяснение зависимости размаха осциллограммы от давления в манжете. Показано, что в условиях тестирования на полиграфе с увеличением артериального давления размах осциллограммы должен уменьшаться. На основе этого предложен способ определения на полиграмме увеличения артериального давления у тестируемого после предъявления стимула.

**Ключевые слова:** признак реакции на стимул, осциллограмма давления воздуха в манжете, артериальное давление.

***Letkov Yuri Vladimirovich***

*Polygraph examiner, developer of "Sokol", Vologda, Russia*

*math-polygraph@yandex.ru*

**Annotation.** Based on the shoulder model with non-deformable biological tissue, the dependence of the scope of the oscillogram of the air pressure in the cuff on blood pressure was determined. An explanation is given of the dependence of the waveform span on the pressure in the cuff. It is shown that in the conditions of polygraph testing with an increase in blood pressure, the scope of the oscillogram should decrease. Based on this, a method is proposed for determining an increase in blood pressure in a test subject on a polygram after presentation of a stimulus.

**Keywords:** a sign of a reaction to a stimulus, an oscillogram of the air pressure in the cuff, blood pressure.

## **Введение**

В журнале «Детекция лжи» в статье Натана Дж. Гордона [1] говорится о том, что ширина канала манжеты полиграфа при обследовании на полиграфе определяется тем, насколько далеко давление в манжете отстоит от среднего артериального давления (СрАД). В ходе исследования, на котором основывается статья, это утверждение продемонстрировано на двух добровольцах: мужчине и женщине, у которых производилось по четыре замера ширины кардиоканала. Два из них производились при низких давлениях в плечевой манжете – меньше среднего артериального, одно измерение при давлении в манжете примерно равному СрАД, и одно измерение выше среднего. В обоих случаях пик ширины канала приходился на примерно среднее артериальное давление (АД). Из этого автор делает вывод о том, что если в условиях полиграфной проверки наблюдается уменьшение ширины кардиоканала, то это означает, что у испытуемого произошло увеличение СрАД, что должно рассматриваться как обоснованная и основная физиологическая реакция. Так же автор говорит о том, что повышение кровяного давления, на которое указывает подъём базовой линии по диастоле канала манжеты было подтверждено «защищённой дюжиной» как валидная и основная физиологическая реакция.

Целью данной работы является проверка двух утверждений. Утверждение о зависимости размаха осциллограммы давления манжеты от расстояния до СрАД является экспериментальным фактом и сомнения не вызывает. На данном эффекте основан осциллометрический способ измерения АД. Но в эксперименте Гордона и в осциллометрическом способе измерения АД давление в манжете является контролируемой переменной, а АД испытуемого лица не контролируется и полагается неизменным. Поэтому утверждение о том, что если СрАД будет меняться, а давление в манжете останется неизменным, то это повлияет на размах осцилляций воздуха в манжете, своего подтверждения в его эксперименте не находит. В статье нет ответа на то, что же влияет на размах осцилляций: относительное расстояние давление манжеты от артериального давления, или же абсолютное значение давление в манжете.

Во втором утверждении автора подъём базовой линии по диастоле сигнала манжеты отождествляется с поднятием АД. Но и тут возникает та же ситуация. В условиях полиграфной проверки манжета по существу является датчиком объёма того участка плеча, на которое она наложена. Любое увеличение или уменьшение этого участка в объёме, вызванное любыми причинами, не обязательно связанными с ростом АД, приведёт к увеличению или падению давления в манжете, а тем самым к подъёму – падению базовой линии канала манжета. П. Прукс [2, стр. 88] отмечает, что из-за изменения объёма руки манжета при проверке на полиграфе показывает не «чистые»

изменения АД. Отождествлять рост базовой линии с ростом АД нельзя, хотя обратное и верно. Ткани плеча имеют богатую кровеносную систему, с различного типа сосудами, с различным функциональным назначением и свойствами [3, 4]. Кроме того, нельзя исключать влияние на объём участка плеча под манжетой лимфатической системы. В докторской диссертационной работе Чащинова А.В. [5] так описываются процессы, происходящие при измерении артериального с использованием окклюзионных методов:

«Установлено, что неинвазивное вмешательство в кровообращение, производимое инструментальными средствами путём давления на локальные участки тела, и в частности при измерении АД, по сути, является ФГП на сосудистую систему, инициирующей множественные изменения. В результате происходит ответная комплексная сосудистая реакция. При этом в зависимости от внешнего давления проявляются изменения в наполнении отделов сосудов с разным уровнем внутрисосудистого давления, сосудов разного калибра и в разных участках сосудистого русла. В связанных с местом приложения давления участках: – изменяются условия кровоснабжения тканей; – происходят переходные АД процессы жидкостного перераспределения в сосудистой системе и окружающей внесосудистой среде; – сдвигаются диапазоны изменения параметров внутрисосудистого давления, объемов и соотношение объемов наполнения сосудов разных отделов системы кровообращения; – нарушается лимфодренажная функция; – проявляется венозный и лимфатический застой; – активизируются артерио-венозные анастомозы; – изменяется насыщение крови кислородом; – нарушается структура движения крови; – происходит внешнее воздействие на выполняющий множественные ответственные функции сосудистый эндотелий; – отмечается ноцицепторная реакция.»

Дональд Крэпол и Памела Шоу [6, стр. 100] отмечают, что в американской литературе для полиграфологов не существует единого мнения о том, что регистрирует канал манжета. Одни авторы говорят об относительном кровяном давлении, в то время как другие об относительном объёме крови.

Вместе с тем эти вопросы имеют немаловажное практическое значение для полиграфологов, так как им важно понимать, что является признаком реакции симпатической нервной системы на стимул в канале манжета. Симпатическая нервная система способствует адаптации организма к новым условиям, обеспечивает подготовку к действиям в опасных ситуациях. Симпатическая нервная система сужает кровеносные сосуды, способствует повышению артериального давления, обеспечивает приток крови к важным в данный момент органам, увеличивает сокращение сердечной мышцы, увеличивает пульс, и активизирует потоотделение. Как раз эти изменения в

организме регистрируют полиграфологи и по ним делают выводы о значимости стимула. И от того насколько правильно они выделяют из всех физиологических изменений в организме сигналы симпатической нервной системы зависит то насколько точны их выводы. А в вопросе выделения, оценки и измерения величины реакции в канале манжета у полиграфологов нет единого мнения. Это показывают опросы проведенные в телеграмм канале «Полиграф», в ходе которых мнения специалистов делятся примерно пополам на то, как оценивать те или иные реакции в канале манжета.

В литературе для полиграфологов различные авторы выделяют несколько признаков в канале манжета, которые рекомендуется принимать во внимание при оценке реакции. В SScore [7] основным признаком реакции в канале манжета является подъем базовой линии – амплитуда фазического подъема. В «Справочнике полиграфолога» [8] коллектива авторов выделяют три признака. Основной – подъем базовой линии, и два вторичных: длительность реакции и урежение сердечных сокращений. Некоторые российские полиграфологи, например Коровин В.В., к основным реакциям в манжете наряду с подъемом базовой линии относят и падение с дальнейшим компенсаторным подъемом. Ко вторичным относят 6 признаков: продолжительность, урежение и учащение ЧСС, уменьшение и увеличение силы сердечных сокращений (амплитуда пульсовой волны), экстрасистолы, возникающие на проверочный вопросы и смещение дикротического зубца. Крэпол и Шоу [6], сообщают, что не смотря на некоторые разногласия в том, что же измеряет манжета, существует общее мнение, что наибольшим источником диагностической информации является повышение системного артериального давления. При этом подъем пульсовой волны, иначе осциллограммы давления в манжете, они отождествляют с увеличением артериального давления. Другие обнаруженные диагностические признаки, такие как урежение пульса, продолжительность реакции повышения артериального давления имеют незначительный эффект для диагностики значимости стимула. Сошников А. и Пеленицын А. [9] описывают параметры Кирчера для оценки полиграммы и выделяют как основной и достаточный параметр – подъем нижней огибающей.

Как можно видеть, что все перечисленные авторы сходятся в одном: подъем базовой/нижней огибающей линии является если не единственным достаточным, то основным признаком реакции в канале манжета. Но, казалось бы, такой простой признак, взятый как единственный, должен приводить к высокой согласованности в решениях полиграфологов при оценке канала манжета. Но как показывает практика это не так. Даже в оценке амплитуды подъема базовой линии полиграфологи принимают разные решения. В первую очередь это связано с тем, что нет единого и обоснованного алгоритма измерения этого показателя. Подъем базовой линии может иметь сложный

характер. На рисунке 1 два подъёма, следующие один за другим. Как провести измерение? Измерит только первый подъём? Второй? Оба вместе? Можно гарантировать, что среди полиграфологов не будет единого мнения.

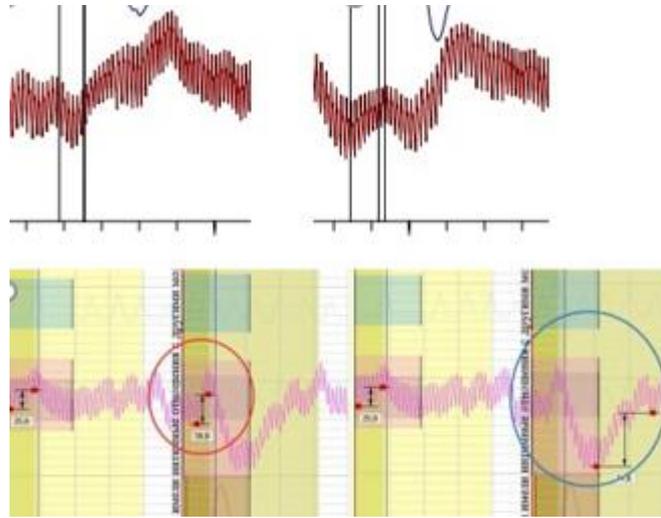


Рисунок 1. – Спорные ситуации оценки подъёма нижней огибающей осциллограммы

Расхождение в оценках признаков приводит к существенному снижению надёжности и воспроизводимости оценки полиграмм. Наилучшим выходом из этого положения было бы с одной стороны обоснование каждого признака реакции как сигнала симпатической нервной системы, с другой – если бы использование такого алгоритма измерения было бы доказано в ходе статистических исследований как обладающее высокими диагностическими свойствами значимости стимула.

### **Осциллометрический способ измерения артериального давления**

Исследование зависимости амплитуды осцилляции давления воздуха в манжете в зависимости от давления накачки манжеты проводится с целью повышения точности такого способа измерения артериального давления. Разработка этой темы осуществляется зарубежными фирмами (Omron (Япония), Beurer (Германия), Citizen (Япония), Medisana (Германия) и др.) и исследовательскими центрами. В России так же имеются исследователи, внёвшие большой вклад в развитие этого метода (А. А. Акимов, С.А. Акулов, Н.А. Корженевский, Д. А. Кузнецова, Г.В. Рябыкина, А. А. Федотов, С. А. Филистер, Э. К. Шахов, А. В. Чащин, З. М. Юлдашев) [10].

Суть осциллометрического метода состоит в измерении амплитуды колебаний давления воздуха в манжете тонометра, которые возникают при прохождении крови через сдавленный участок артерии. Полученные в результате измерений показания с

помощью различных алгоритмов, которые у каждой фирмы свои, интерпретируются в цифровые значения и выводятся на экран электронного блока тонометра. Манжету тонометра накачивают примерно до 140 мм.рт.стб. и выше с тем, чтобы пережать плечевую манжету и остановить кровоток. Затем постепенно стравливают давление в манжете до 69-50 мм.рт.стб. Экспериментально установлено, что при снижении давления в манжете и возобновления кровотока в плечевой артерии амплитуда осцилляций давления воздуха возрастает, достигает максимального значения в области среднего артериального давления, и затем амплитуда осцилляций уменьшается. Максимальная амплитуда колебаний приходится на тот момент, когда давление в манжете сравнивается со средним артериальным давлением. В итоге получается кривая типа изображенной на рисунке 2 (взята из [10])

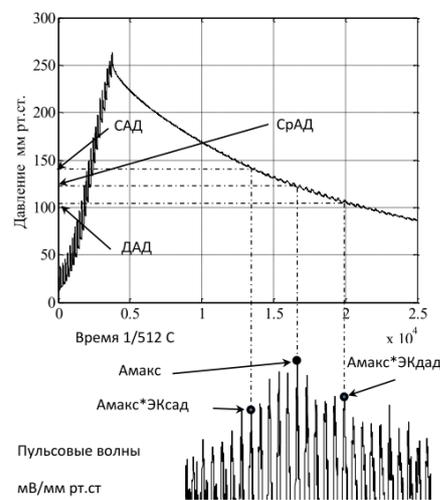


Рисунок 2 – пояснения к алгоритму измерения АД

Алгоритм по максимальному значению амплитуды колебания давления, и по определенным коэффициентам, которые вычисляются по среднестатистическим анатомическим и возрастным особенностям, и по кривой давления в манжете определяет величину систолического (САД) и диастолического (ДАД) артериального давления. Основной проблемой такого метода является точность и воспроизводимость. Для совершенствования метода исследователями строятся математические модели плеча и манжеты [10], что способствует пониманию процессов происходящих при измерении АД, их причин, и способов управления ими.

### **Математическая модель колебаний давления воздуха в манжете с постоянным давлением в покое**

Одну из таких моделей построил американский исследователь Чарльз Ф. Бэббс в работе «Oscillometric measurement of systolic and diastolic blood pressures validated in a

physiologic mathematical model» [11]. Его модель можно использовать при постоянном среднем давлении в манжете. В модели Бэббса манжета рассматривается как наполненный воздухом баллон неэластичной ткани размером порядка 30 см x 10 см x 1 см, который обернут вокруг руки. Изменение размеров манжеты определяется только свойствами содержащегося в ней воздуха. Изменение её размеров и колебания давления воздуха происходят за счёт изменения объёма артерии на участке плеча, который находится под манжетой. Объём артерии изменяется под действием внутреннего давления крови, которое колеблется от ДАД до САД, и действием внешнего давления, которое оказывают окружающие ткани на стенки артерии. В модели, которую использует Бэббс, свойствами биологической ткани пренебрегается, она считается недеформируемой и давление от наложенной манжеты на артерию (и обратно) передается напрямую. На рисунке 3 геометрическая модель руки с наложенной манжетой из работы Бэббса. Разница между давлением в артерии и давлением в манжете – трансмуральное давление  $p_t = p_a - p_m$ . В модели принимается, что в системе рука-манжета-окружающая среда установился тепловой баланс и температура воздуха в манжете считается постоянной. Для идеального газа зависимость  $\beta$  – термического коэффициента объёмного сжатия идеального газа от давления имеет обратный характер. В условиях записи полиграммы манжета накачивается примерно до 50 мм.рт.стб. Вместе с атмосферным давлением это будет 810 мм.рт.стб.

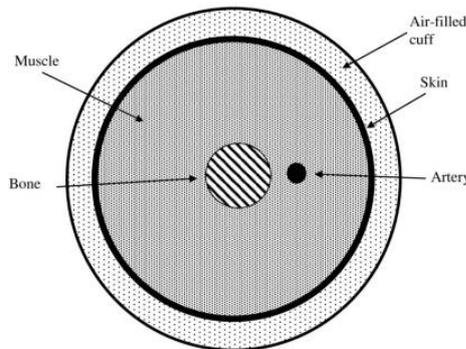


Рисунок 3 – модель руки во время тестирования на полиграфе

Размах колебаний давления в манжете  $\Delta p_m$  имеет порядок 1-2 мм.рт.стб. [12]. Тогда  $\Delta\beta \approx \frac{2}{810^2} \approx 3 \cdot 10^{-6}$  и можно считать коэффициент сжатия воздуха постоянной величиной. Для скорости изменения объёма манжеты  $V_m$  можно записать:

$$\beta = -\frac{1}{V_m} \frac{\partial V_m}{\partial p_m} \Rightarrow \frac{\partial V_m}{\partial t} \frac{\partial t}{\partial p_m} = -\beta V_m \Rightarrow \frac{\partial V_m}{\partial t} = -\beta V_m \frac{\partial p_m}{\partial t} \quad (1)$$

Не растяжимость внешней оболочки манжеты, которая при надевании на плечо натягивается, и затем надёжно закрепляется, так чтобы длина оболочки оставалась неизменной, гарантирует, что геометрический объём, который она образует (цилиндр), остаётся неизменным. Силы натяжения, которые возникают в ткани оболочки, позволяют создать избыточное давление воздуха в камере манжеты. Благодаря свойствам оболочки манжеты мы можем считать сумму объёма воздуха в камере манжеты с объёмом плеча под манжетой величиной постоянной. Тогда, считая, что объём плеча определяется только лишь кровенаполнением плечевой артерии, можно сказать, что скорость изменения объёма манжеты  $V_m$  в принятой модели равна скорости изменения объёма артерии  $V_a$  под манжетой

$$\frac{\partial V_m}{\partial t} = -\frac{\partial V_a}{\partial t} = -\frac{\partial V_a}{\partial p_t} \frac{\partial p_t}{\partial t}$$

Для описания свойств эластичности (зависимости объёма артерии от трансмурального давления) стенки сосудов в модели используются две экспоненциальные функции: одна для случая, когда  $p_t < 0$ , вторую для  $p_t \geq 0$ . Это означает, что свойства стенки сосуда таковы, что растяжению она сопротивляется иначе, чем сжатию.

$$\frac{\partial V_a}{\partial p_t} = aV_{a0}e^{ap_t} \text{ для } p_t < 0 \qquad \frac{\partial V_a}{\partial p_t} = aV_{a0}e^{-bp_t} \text{ для } p_t \geq 0 \qquad (2)$$

где  $a > 0$  и  $b > 0$  константы, подлежащие вычислению из наблюдаемых физиологических данных,  $V_{a0}$  – объём артерии при нулевом трансмуральном давлении, который известен из анатомии.

Параметр  $a$  в модели определён путём измерения изменения объёма артерии до объёма  $0,1 \cdot V_{a0}$  при трансмуральном давлении  $p_t = -20$  мм.рт.стб. Параметр  $b$  – при трансмуральном давлении равном СрАД. В своей статье Бэббс даёт численные их значения:  $a = 0,11$  мм рт. ст.<sup>-1</sup>,  $b = 0,03$  мм рт. ст.<sup>-1</sup>,  $V_{a0} = 0,3$  см<sup>3</sup>. От значения этих параметров зависит жесткость артерии, то насколько она меняет свой объём при одном и том же трансмуральном давлении. В [13] имеется график зависимости объёма артерии от трансмурального давления. Он на рисунке 4. Увеличение параметров  $a$  и  $b$  означает несколько более эластичную артерию, уменьшение – немного более жесткую. Увеличение отношения  $a/b$  означает более эластичную артерию на растяжение и менее эластичную на сжатие. Уменьшение – наоборот.

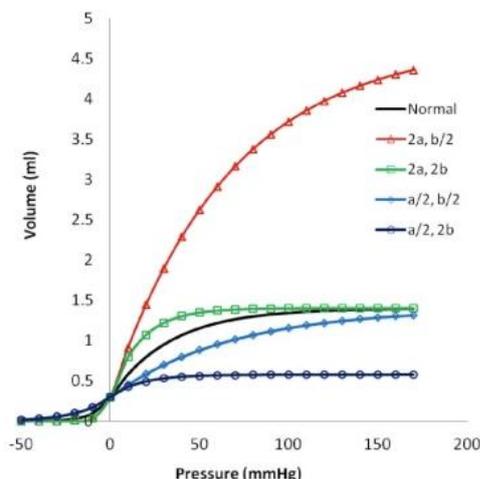


Рисунок 4 – график зависимости объёма 10 см. артерии от трансмурального давления

Для получения зависимости давления в манжете необходимо решить дифференциальное уравнения для двух случаев:  $p_t < 0$  и  $p_t \geq 0$ .

$$p_t \geq 0$$

$$\beta V_m \frac{\partial p_m}{\partial t} = a V_{a0} e^{-b p_t} \frac{\partial p_t}{\partial t} \Rightarrow \frac{\partial p_m}{\partial t} = \frac{a V_{a0}}{\beta V_m} e^{-b p_t} \frac{\partial p_t}{\partial t} \quad (3)$$

Изменение объёма манжеты в модели равно с противоположным знаком изменению объёма артерии под манжетой  $V_m = V_{m0} - \Delta V_a$ . Проинтегрировав (2) с учётом неразрывности в точке  $p_t = 0$  (для этого  $a$  и  $b$  должны быть положительны) можно получить  $\Delta V_a = \frac{a}{b} V_{a0} (1 - e^{-b p_t})$  Объём артерии  $0,3 \text{ см}^3$ , а манжеты  $300 \text{ см}^3$   $\frac{1}{V_m} \approx \frac{1}{V_{m0}} + \frac{\Delta V_a}{V_{m0}^2} = \frac{1}{V_{m0}} + \frac{a}{b} \frac{V_{a0}}{V_{m0}^2} (1 - e^{-b p_t})$  Так как  $\frac{V_{a0}}{V_{m0}^2} = 10^{-6}$ , а  $\frac{a}{b} (1 - e^{-b p_t}) \leq 3,7$ , то членами второго порядка и выше можно пренебречь и считать объём манжеты постоянным и равным  $V_{m0}$ . Тогда результатом интегрирования (3) будет трансцендентное уравнение:

$$p_m = C_1 - \frac{a V_{a0}}{b \beta V_{m0}} e^{-b p_t} = C_1 - \frac{a V_{a0}}{b \beta V_{m0}} e^{-b(p_a - p_m)} \quad (4)$$

где  $p_a - p_m \geq 0$

Аналогично интегрируется для случая  $p_t < 0$

$$p_m = C_2 + \frac{V_{a0}}{\beta V_{m0}} e^{a(p_a - p_m)} \quad (5)$$

Постоянные интегрирования найдём из условия равенства  $p_a = p_{a0}$ , а  $p_m = p_{m0}$ , где ПД – пульсовое давление,  $p_{m0}$  – давление накачки манжеты. И условия неразрывности решения в точке  $p_a = p_m$ . Сделать это необходимо для двух случаев начальных условий: когда манжета накачана до давления меньшего начального АД –  $(p_{a0} - p_{m0}) \geq 0$  – это типичный сценарий полиграфной проверки; и когда манжета накачана до давления большего –  $(p_{a0} - p_{m0}) \leq 0$ . Кроме того, каждый из этих случаев разделается ещё на два:  $(p_a - p_m) \geq 0$  и  $(p_a - p_m) < 0$ . Выпишем постоянные интегрирование для случая типичной полиграфной проверки:

$$C_1 = p_{m0} + \frac{aV_{a0}}{b\beta V_{m0}} e^{-b(p_{a0} - p_{m0})} \quad p_a - p_m \geq 0$$

$$C_2 = C_1 - \frac{V_{a0}}{\beta V_{m0}} \left(1 + \frac{a}{b}\right) \quad p_a - p_m < 0$$

Полученные уравнения являются трансцендентными и не решаются в явном виде, но могут быть решены численно.

Для получения оценки размаха колебания давления воздуха в манжете сверху рассмотрим уравнение (4) для условия  $p_a - p_m \geq 0$

$$p_m = p_{m0} + \frac{aV_{a0}}{b\beta V_{m0}} (e^{-b(p_{a0} - p_{m0})} - e^{-b(p_a - p_m)})$$

$$p_m = p_{m0} + \frac{aV_{a0}}{b\beta V_{m0}} e^{-b(p_{a0} - p_{m0})} (1 - e^{-b(p_a - p_{a0} - (p_m - p_{m0})))}$$

$$\Delta p_m = \frac{aV_{a0}}{b\beta V_{m0}} e^{-b(p_{a0} - p_{m0})} (1 - e^{-b((p_a - p_{a0}) - (p_m - p_{m0})))}$$

$$\Delta p_{m1} = \frac{aV_{a0}}{b\beta V_{m0}} e^{-b(p_{a0} - p_{m0})} (1 - e^{-b(\Delta p_{a1} - \Delta p_m)}) \leq \frac{aV_{a0}}{b\beta V_{m0} e^{b(p_{a0} - p_{m0})}} (1 - e^{-b\Delta p_{a1}})$$

Тут  $\Delta p_{m1}$  – это отклонение давление в манжете от  $p_{m0}$  – давления, до которого она накачана, в большую сторону  $\Delta p_{m1} \geq 0$ ,  $\Delta p_{a1} \geq 0$ . Для модуля отклонения давления в манжете в меньшую сторону  $\Delta p_{a2} \leq 0$  можно записать

$$\Delta p_{m2} \geq \frac{aV_{a0}}{b\beta V_{m0} e^{b(p_{a0} - p_{m0})}} (1 - e^{-b\Delta p_{a2}})$$

Тогда можно записать оценку сверху для размаха  $\Delta p_r$  давления в манжете

$$\Delta p_r = \Delta p_{m1} - \Delta p_{m2} \leq \frac{aV_{a0}}{b\beta V_{m0} e^{b(p_{a0} - p_{m0})}} (e^{-b\Delta p_{a1}} - e^{-b\Delta p_{a2}})$$

$$\Delta p_r \leq \frac{aV_{a0}}{b\beta V_{m0} e^{b(p_{a0} - p_{m0})}} (e^{-b\Delta p_{a1}} - e^{-b\Delta p_{a2}}) \quad (6)$$

Для случая, когда начальное АД будет равно  $p_{a0} = \text{ДАД} + 0,5\text{ПД}$ , будем иметь  $\Delta p_a = \Delta p_{a1} = -\Delta p_{a2}$ , тогда для оценки сверху можно записать

$$\Delta p_r \leq \frac{2aV_{a0}}{b\beta V_{m0}e^{b(p_{a0} - p_{m0})}} \left( \frac{e^{b\Delta p_a} - e^{-b\Delta p_a}}{2} \right) = \frac{2aV_{a0}\text{sh}(b\Delta p_a)}{b\beta V_{m0}e^{b(p_{a0} - p_{m0})}}$$

$$\Delta p_r \leq \frac{2aV_{a0}\text{sh}(b\Delta p_a)}{b\beta V_{m0}e^{b(p_{a0} - p_{m0})}} \quad (6a)$$

Для давления в манжете 50 мм.рт.стб., АД 120/80 и стандартных параметров артерии (8a) даёт оценку сверху для размаха осциллограммы давления 0,85 мм.рт.стб. Точный численный расчёт – 0,78 мм.рт.стб. Если накачать манжету до 60 мм.рт.стб., то (6a) даст оценку размаха – 1,15, а численные вычисления – 1,06. Из (6a) следует, что если при неизменном АД (неизменных САД и ДАД) накачать манжету до большего давления, то размах осциллограммы давления воздуха должен увеличиться. С другой стороны, если при неизменном давлении в манжете, начальное АД равно  $p_{a0}$  будет больше, то размах осциллограммы будет меньше. Размах в модели имеет обратную зависимость от  $p_{a0}$ . Прямую зависимость от ПД. Учитывая ещё что  $\beta = \frac{1}{760 + p_{m0}}$ , то имеем – размах имеет монотонно возрастающую зависимость от давления в манжете. Кроме того, размах осциллограммы давления в манжете зависит от параметров жесткости артерии – отношения  $\frac{a}{b}$  и от отношения объёма артерии под манжетой и объёма самой манжеты –  $\frac{V_{a0}}{V_{m0}}$ . Чем больше начальный объём камеры накачанной манжеты  $V_{m0}$  тем меньше размах, и наоборот. Аналогичные рассуждения можно провести для объёма артерии при нулевом трансмуральном давлении.

Решение для давления воздуха в манжете можно получить иначе. Снова запишем уравнение для изменения объёмов:

$$\frac{\partial V_m}{\partial t} = -\frac{\partial V_a}{\partial t}$$

Рассмотрим возможные случаи для начальных условий измерений и знака трансмурального давления. Всего вариантов будет четыре

$$1) p_t \geq 0, p_{t0} \geq 0$$

Запишем уравнение для объёмов, проинтегрируем его и найдём постоянную интегрирования из начальных условий

$$V_m = C - V_a \Rightarrow C = V_{m_0} + V_a^0 = V_{m_0} + V_{a_0} \left( 1 + \frac{a}{b} (1 - e^{-bp_{t_0}}) \right) V_m = V_{m_0} +$$

$$+ V_{a_0} \left( 1 + \frac{a}{b} (1 - e^{-bp_{t_0}}) \right) - V_{a_0} \left( 1 + \frac{a}{b} (1 - e^{-bp_t}) \right)$$

$$V_m = V_{m_0} + \frac{aV_{a_0}}{b} (e^{-bp_t} - e^{-bp_{t_0}})$$

Таким образом нашли зависимость объёма воздуха в камере манжеты от трансмурального давления для условия 1

2)  $p_t \geq 0, p_{t_0} < 0$

$$C = V_{m_0} + V_a^0 = V_{m_0} + V_{a_0} e^{ap_{t_0}}$$

$$V_m = V_{m_0} + V_{a_0} e^{ap_{t_0}} - V_{a_0} \left( 1 + \frac{a}{b} (1 - e^{-bp_t}) \right)$$

$$V_m = V_{m_0} + V_{a_0} \left( e^{ap_{t_0}} + \frac{a}{b} e^{-bp_t} - \left( 1 + \frac{a}{b} \right) \right)$$

Нашли зависимость для условия 2

3)  $p_t \leq 0, p_{t_0} < 0$

$$C = V_{m_0} + V_a^0 = V_{m_0} + V_{a_0} e^{ap_{t_0}}$$

$$V_m = V_{m_0} + V_{a_0} e^{ap_{t_0}} - V_{a_0} e^{ap_t} = V_{m_0} + V_{a_0} (e^{ap_{t_0}} - e^{ap_t})$$

$$V_m = V_{m_0} + V_{a_0} (e^{ap_{t_0}} - e^{ap_t})$$

Нашли зависимость для условия 3

4)  $p_t \leq 0, p_{t_0} > 0$

$$C = V_{m_0} + V_a^0 = V_{m_0} + V_{a_0} \left( 1 + \frac{a}{b} (1 - e^{-bp_{t_0}}) \right)$$

$$V_m = V_{m_0} + V_{a_0} \left( 1 + \frac{a}{b} (1 - e^{-bp_{t_0}}) \right) - V_{a_0} e^{ap_t}$$

$$V_m = V_{m_0} + V_{a_0} \left( \left( 1 + \frac{a}{b} \right) - \left( \frac{a}{b} e^{-bp_{t_0}} + e^{ap_t} \right) \right)$$

Нашли зависимость для условия 4

Теперь, считая воздух в манжете идеальным газом при постоянной температуре, воспользуемся законом Бойля-Мариотта

$$(P_a + p_m)V_m = (P_a + p_{m_0})V_{m_0}$$

где  $P_a$  это атмосферное давление,  $p_{m_0}$  и  $V_{m_0}$  – начальное избыточное давления воздуха в камере манжеты и начальный объём воздуха в камере,  $p_m$  и  $V_m$  – избыточное давление и объём в некоторый момент измерений

и найдем из его выражение для избыточного давления манжеты

$$p_m = \frac{(P_a + p_{m_0})V_{m_0}}{V_m} - P_a = \frac{V_{m_0}}{\beta_0 V_m} - P_a$$

где  $\beta_0 = \frac{1}{P_a + p_{m_0}}$  – начальный термический коэффициент объёмного сжатия воздуха в камере

манжеты

Теперь можно записать закон зависимости давления в манжете от трансмурального давления для 1-го случая  $p_t \geq 0$ ,  $p_{t_0} \geq 0$

$$p_m = \frac{V_{m_0}}{\beta_0 \left( V_{m_0} + \frac{aV_{a_0}}{b} (e^{-bpt} - e^{-bpt_0}) \right)} - P_a$$

$$p_m = \frac{1}{\beta_0 \left( 1 + \frac{aV_{a_0}}{bV_{m_0}} (e^{-bpt} - e^{-bpt_0}) \right)} - P_a \quad (7)$$

Таким образом нашли зависимость давления накачки манжеты от трансмурального давления для условия 1

Для того, чтобы получить уравнение (4) можно учесть, что  $\frac{aV_{a_0}}{bV_{m_0}} (e^{-bpt} - e^{-bpt_0}) \leq \frac{0,11 \cdot 0,3}{0,03 \cdot 300} \approx 0,004$  малая величина и воспользоваться разложением в ряд Тейлора, то есть формулой  $\frac{1}{1+x} \approx 1 - x$ , где  $x$  много меньше 1.

$$p_m = \frac{1}{\beta_0} \left( 1 - \frac{aV_{a_0}}{bV_{m_0}} (e^{-bpt} - e^{-bpt_0}) \right) - P_a$$

$$p_m = P_a + p_{m_0} - \frac{aV_{a_0}}{b\beta_0 V_{m_0}} (e^{-bpt} - e^{-bpt_0}) - P_a$$

$$p_m = p_{m_0} + \frac{aV_{a_0}}{b\beta_0 V_{m_0}} e^{-bpt_0} - \frac{aV_{a_0}}{b\beta_0 V_{m_0}} e^{-bpt}$$

Случаи 2 – 4 для полиграфологов не представляют практического интереса для полиграфологов.

Можно получить закон зависимости избыточного давления воздуха в манжете от объёма участка плечевой артерии под манжетой

$$p_m = \frac{V_{m_0}}{\beta_0 V_m} - P_a$$

$$C = V_{m_0} + V_a^0 = V_{m_0} + V_{a_0} \left( 1 + \frac{a}{b} (1 - e^{-bpt_0}) \right), V_a \ll C$$

$$p_m = \frac{V_{m_0}}{\beta_0 (C - V_a)} - P_a \quad (8)$$

Так как  $V_a \ll C$ , то зависимость является практически линейной

$$p_m = \frac{V_{m_0}}{\beta_0 C \left( 1 - \frac{V_a}{C} \right)} - P_a = \frac{V_{m_0}}{\beta_0 C} \left( 1 + \frac{V_a}{C} \right) - P_a = \left( \frac{V_{m_0}}{\beta_0 C} - P_a \right) + \frac{V_{m_0}}{\beta_0 C^2} V_a \quad (9)$$

На рисунке 5 график зависимости АД – объём артерии и график избыточное давление – объём артерии (для вычислений использована формула (8)).

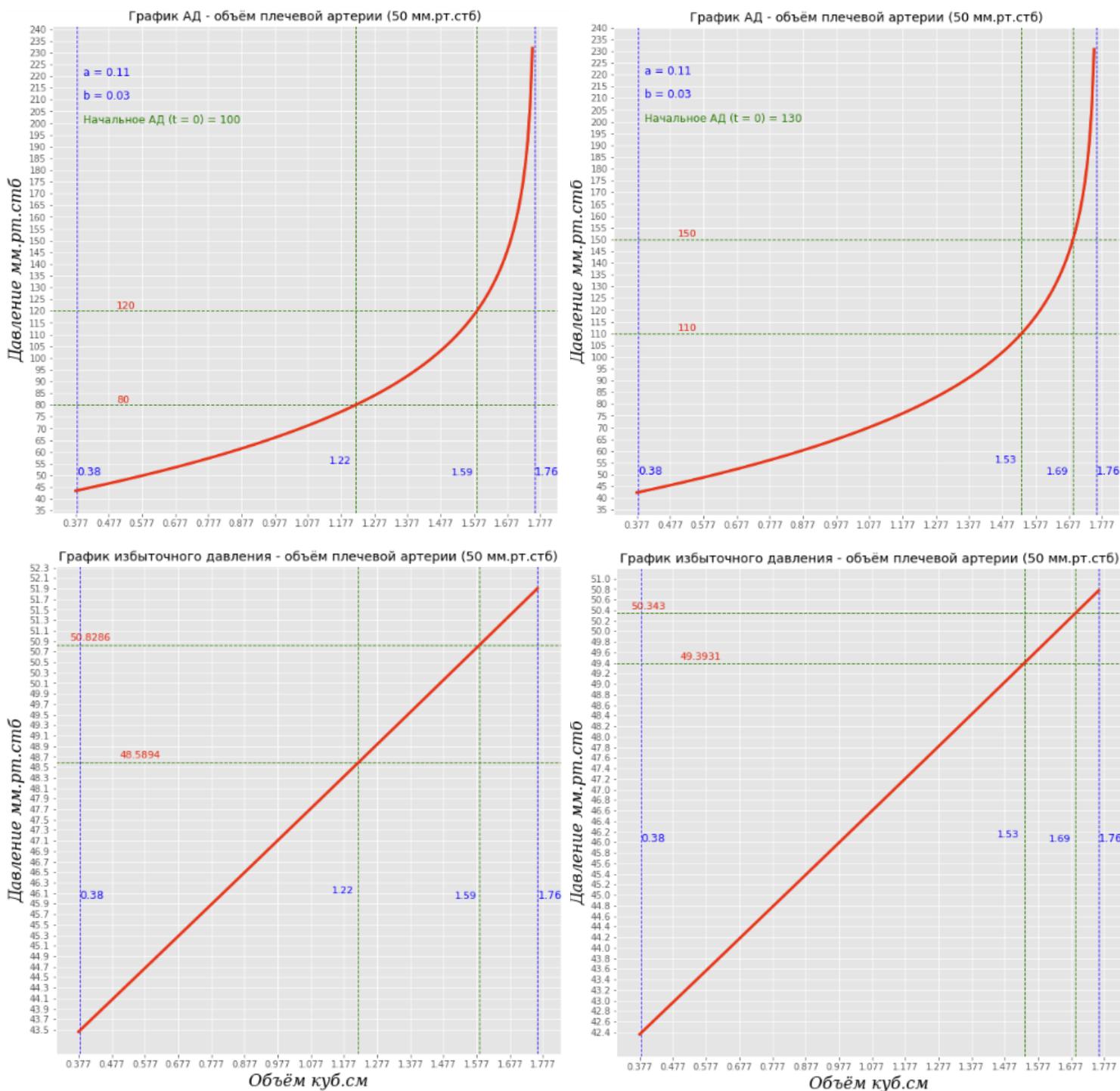


Рисунок 5 – графики АД, избыточное давление – объём артерии

Графики рассчитаны для параметров камеры манжеты полиграфа «Диана». Длина камеры 22 см, ширина 12 см. Толщина камеры манжеты, одетой на плечо, и накачанной до 50 мм.рт.стб. взята равной 0,5 см. Оценка толщины является приблизительной. По

левому графикам видно, что ДАД равному 80 мм.рт.стб. соответствует избыточное давление в манжете 48,59 мм.рт.стб., а САД равному 120 мм.рт.стб. соответствует избыточное давление в манжете 50,83 мм.рт.стб. На правом графике АД выше: ДАД – 110, САД – 150. Им соответствует избыточное давление 49,39 и 50,34. Во втором случае повышенному кровяному давлению соответствует меньший размах колебания давления воздуха в камере манжеты. Из графиков видно, что зависимость величина размаха колебания давления от ДАД и САД определяется свойствами эластичности артерии. Чем больше ДАД и САД тем меньше амплитуда колебаний объёма артерии и тем меньше размах колебания давления в камере манжеты.

### **Начальные условия**

На графиках рисунка 5 видно, что вычисления дают значение избыточного давления воздуха в камере манжеты меньше, чем начальное избыточное давление, и дают значения давления большие. Но могут реализоваться и крайние варианты, когда начальное значение избыточного давления будет максимальным значением давления в манжете в процессе его колебания, все остальные значения будут меньше. А может случиться и наоборот – оно будет минимальным значением, а все остальные больше его. Определяется это начальными условиями, при которых начнётся процесс колебания постоянной массы воздуха в камере манжеты, после окончания его накачки.

Полиграфолог одевает манжету на плечо проверяемого лица, обеспечивает её плотное прилегание к плечу, натягивая её верхнюю оболочку и закрепляя её на липучку. Далее он начинает накачивать манжету, наблюдая за показаниями манометра. В это время происходит пульсация объёма артерии под манжетой. В какой-то момент, например, когда манометр показывает 50 мм.рт.стб. полиграфолог перестает накачивать манжету, и этот момент является начальным моментом колебательного процесса постоянной массы воздуха в камере манжеты. Полиграфолог не контролирует состояние артерии проверяемого лица, и возможно, что в начальный момент она будет иметь максимальный объём – находиться в систоле. Либо наоборот будет иметь минимальный объём – в диастоле. Наиболее вероятно, что она будет находиться в некотором промежуточном состоянии. На рисунке 6 в начальный момент ( $t = 0$ ) объём плеча под манжетой максимален. Прирост объёма схематически изображен в виде некоторого утолщения на плече. Этот прирост много меньше объёма воздуха в камере манжеты. Во все остальные моменты записи полиграммы при неизменной массе воздуха в камере манжеты, объём плеча будет меньше (не больше) первоначального, а объём манжеты больше (не меньше) первоначального. Соответственно в любой другой момент

избыточное давление в манжете будет меньше (не больше) начального избыточного давления в манжете.

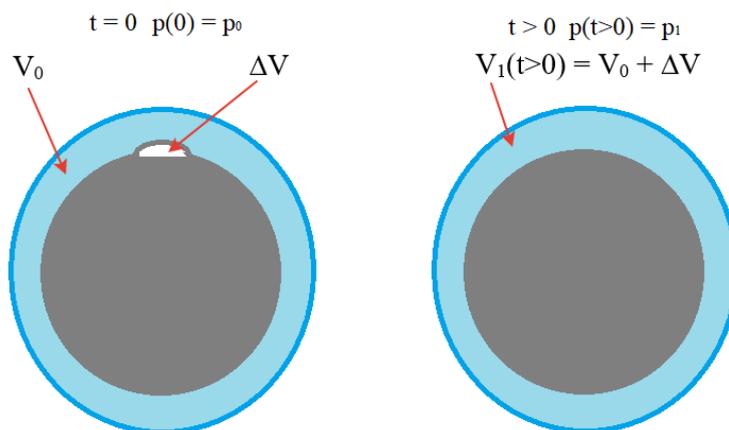


Рисунок 6. Манжета на плече в начальный и следующие моменты

$$p_0 V_0 = p_1 (V_0 + \Delta V) \quad p_1 = \frac{p_0}{1 + \frac{\Delta V}{V_0}} \approx p_0 \left(1 - \frac{\Delta V}{V_0}\right) \Rightarrow p_1 < p_0$$

В противоположном случае, когда артерия в начальный момент будет в диастоле, получим следующее

$$p_0 V_0 = p_1 (V_0 - \Delta V) \quad p_1 = \frac{p_0}{1 - \frac{\Delta V}{V_0}} \approx p_0 \left(1 + \frac{\Delta V}{V_0}\right) \Rightarrow p_1 > p_0$$

Численное решение уравнений для последнего случая можно визуализировать на графиках зависимости АД, избыточное давление – объем артерии – рисунок 7

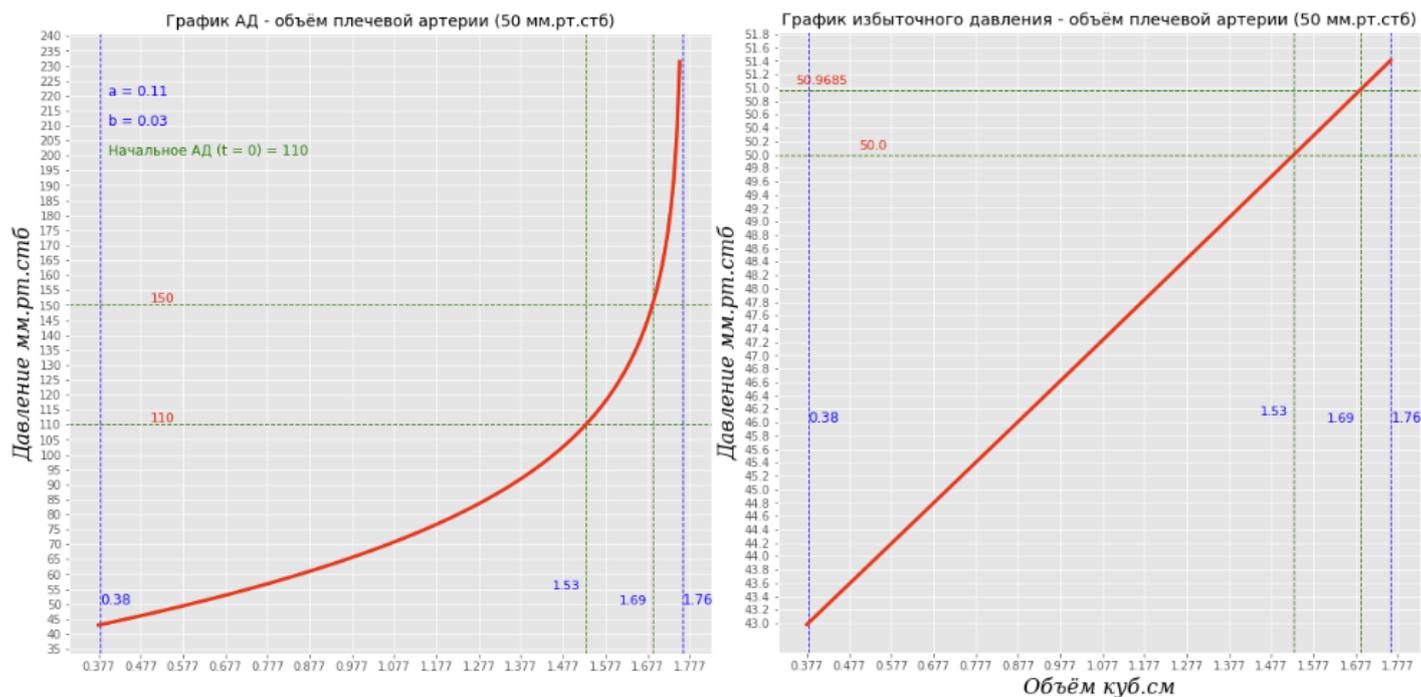


Рисунок 7. – начальное избыточное давление – минимальное

Вычисления произведены для АД 110/150, начального кровяного давления 110 мм.рт.стб., и начального избыточного давления в камере манжеты 50 мм.рт.стб. В этом случае минимальное избыточное давление будет 50 мм.рт.стб. в любые другие моменты оно будет больше по величине.

### Характер изменения объёма участка артерии под манжетой

То, как происходит изменение объёма артерии под манжетой может оказать влияние на характер изменения избыточного давления в камере манжеты, и тем самым на вид записываемой на полиграмме осциллограммы давления. Пульсовые колебания объёма артерии, от которых зависят колебания избыточного давления воздуха в камере манжеты, распространяются в вид пульсовой волны [4, стр. 513].

«Пульсовая волна – распространяющаяся по аорте и артериям волна повышенного давления, вызванная выбросом крови из левого желудочка в период систолы сердца. Характеристики пульсовой волны задаются величиной ударного объёма крови и эластичностью сосудистой стенки. Ритм сердца определяют по интервалам между пульсовыми волнами. Частота пульса в покое у здорового человека составляет 60 – 80 пульсовых волн в 1 мин» [Биофизика сердца 13, стр.105] Таким образом частота пульсовой волны составляет 1 – 1, (3) Гц. Известна и скорость пульсовой волны. В артериях мышечного типа она составляет 8-12 м/с. Длина пульсовой волны  $\lambda$  связана с её скоростью  $v$  и частотой  $\nu$  простым соотношением  $\lambda = \frac{v}{\nu}$ . Длина волны пульсовой волны объёма артерии будет порядка 8 метров, что превышает размер манжеты примерно в 80 раз. Геометрически длина волны – это расстояние между двумя максимумами или минимумами волны. Расстояние  $\lambda$  на рисунке 8 на которое распространяется,

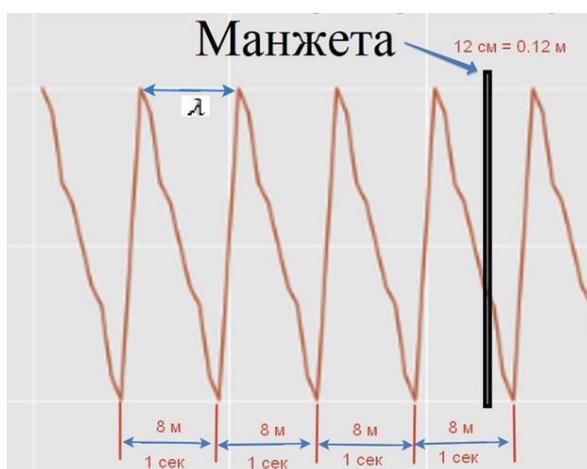


Рисунок 8. – длина пульсовой волны

например, «гребень» волны называется длиной волны. «Гребень» волны – точка систолы, или «впадина» – диастола, как и любая другая точка волны, проходит манжету за время порядка 0,01 – 0,02 секунды. Пусть это время будет 0,015 секунды. Тогда, если время возрастания АД длится 0,25 секунды [4, стр. 510], то приблизительная оценка разности давлений в «начале» и «конце» манжеты по ходу распространения волны будет 
$$- \frac{40 \text{мм.рт.стб.} \cdot 0,015 \text{сек.}}{0,25 \text{сек.}} = 2,4 \text{мм.рт.стб.}$$
 Аналогичная оценка для времени падения АД – 0,75 сек., даёт значение разности давлений 0,8 мм.рт.стб.

Численный расчёт показывает, что при росте АД (120/80), если на «входе» манжеты АД равно 100 мм.рт.стб. радиус артерии (для параметров эластичности, используемых в статье) равен 0,195 см. На выходе манжеты он будет равен 0,197 см. Разница составляет 0,002 см. или примерно 1%. При уменьшении АД расчёт даёт разницу радиусов артерии на «входе» и «выходе» всего 0,35%. Таким образом, рассматривая колебание объёма артерии под манжетой, можно пренебречь градиентом кровяного давления вдоль артерии, и рассматривать изменение её радиуса как происходящего одновременно по всей длине артерии под манжетой. Благодаря этому осциллограмма давления воздуха в камере манжеты достаточно точно передаёт форму пульсовой волны АД. В [14, стр. 21] эта ситуация описывается таким образом:

«Взаимодействие давлений в артериальном сосуде и в манжете приводит к формированию объемной компрессионной осциллограммы артериальной пульсации крови. Амплитуда пульсовых волн представляет собой величину приращения объема лоцируемого магистрального артериального сосуда, находящегося под манжетой. Измерительная система, состоящая из манжеты и первичного преобразователя – датчика давления, позволяет регистрировать практически неискаженные объемные сигналы пульсовых волн, амплитуда пульсовой волны пропорциональна изменяющемуся под действием внешнего давления в манжете просвету магистрального артериального сосуда... Пневматическая манжета не искажает форму пульсовой кривой, и на вход первичного преобразователя давления поступает сигнал, который по всей полосе частотного спектра повторяет динамический измеряемый объем пульсирующих артерий».

### **Моделирование и результаты**

В [11] для моделирования артериальной пульсовой волны предложено использовались первые члены ряда Фурье

$$p_a(t) = \text{ДАД} + 0,5\text{ПД} + 0,36\text{ПД}(\sin(\omega t) + \frac{1}{2} \sin(2\omega t) + \frac{1}{4} \sin(3\omega t)) \quad (10)$$

где  $\omega$  – угловая частота сердечных сокращений.  $\omega = \frac{2\pi}{T}$   $T$  – время одного сердечного сокращения. Для пульса 60 уд. в мин.  $T = 1$  сек.

На рисунке 9 смоделированная таким образом осциллограмма давления

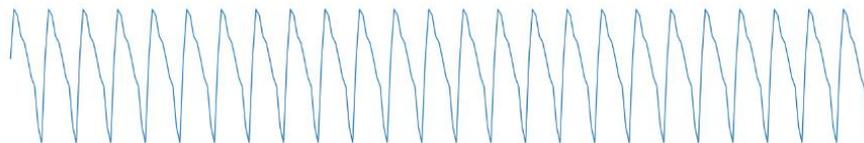


Рисунок 9. – смоделированная осциллограмма по формуле 10

На основе (10) была подобрана зависимость  $p_a$  от  $t$ , которая лучше отражает особенности пульсовой волны, особенно дикротический зубец. Использование коэффициента 0,36 перед ПД приводит к тому, что вычисляемые значения ДАД и САД оказываются меньше подаваемых на вход программе, что существенно сказывается на результатах вычисления размаха. Поэтому был подобран другой – 0,356096.

$$p_a(t) = \text{ДАД} + 0,5\text{ПД} + 0,356096\text{ПД}(\sin(\omega t) + \frac{1}{2} \sin(2\omega t + \frac{\pi}{12}) + \frac{1}{3} \sin(3\omega t)) \quad (11)$$

На рисунке 10 смоделированная осциллограмма с использованием (11) в сравнении с реальной осциллограммой. Реальная осциллограмма, как и все следующие, была записана на полиграфе Диана 07.



Рисунок 10 – смоделированная осциллограмма по 11 в сравнении с реальной (вверху)

Моделирование производилось в среде Jupyter Notebook. Для стандартных параметров артериального давления 120/80 мм.рт.стб., давления в манжете 50 мм.рт.стб. и стандартных для модели Бэббса параметров жесткости артерии  $a$  и  $b$  получена следующая на рисунке 11 осциллограмма

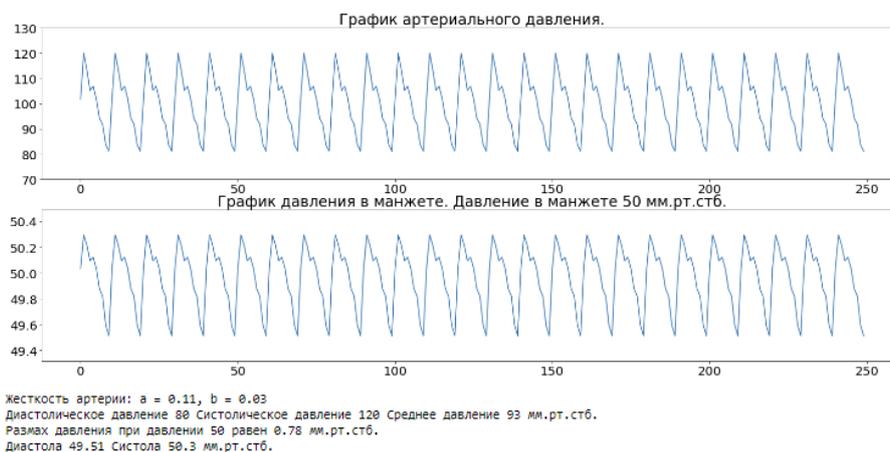


Рисунок 11 – Смоделированная осциллограмма

Модель осциллограммы (МО) в манжете точно повторяет рисунок пульсовой волны артериального давления (ПВАД), но можно заметить, что, например, положение дикротического зубца оказывается несколько выше, чем на ПВАД. Размах МО 0,78 мм.рт.стб., что соответствует масштабу реальному размаху колебаний давления воздуха в манжете. Размах зависит от линейных размеров манжеты, от ДАД и ПД, и в первую очередь от параметров жесткости артерии. Например, для более эластичной манжеты с параметрами жесткости равными  $2a$ ,  $b/2$  размах колебания в манжете, при указанных выше параметрах, будет равен 3,02 мм.рт.стб. Наложив на модель АД дополнительные периодические колебания можно смоделировать «дыхательные волны» на осциллограмме. На рисунке 12 смоделированные дыхательные волны в сравнение с реальной осциллограммой.



Рисунок 12 – модель дыхательных волн в сравнении с реальной осциллограммой

На следующем рисунке 13 смоделированная осциллограммы при давлении в манжете 128 мм.рт.стб. и реальная полиграмма при 128 мм.рт.стб. давления в манжете.

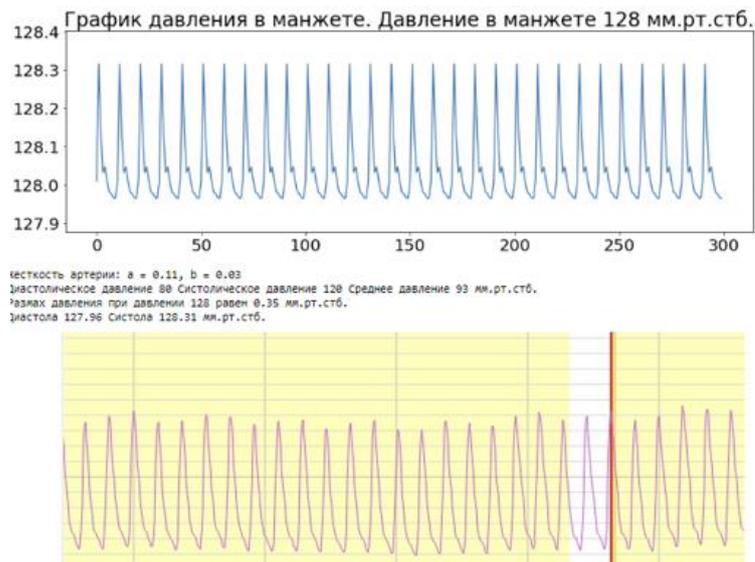


Рисунок 13 – модель осциллограммы с высоким давлением в манжете в сравнении с реальной осциллограммой

Как можно видеть и при высоком давлении в манжете модель даёт хорошее совпадение с реальной осциллограммой – острый пик вверху (САД) и утолщение внизу (ДАД). Моделирование увеличения АД в ходе полиграфной проверки осуществлялось функцией  $t + p_a(t)$ . На рисунке 14 результат моделирования. Модель подтверждает вывод, сделанный выше. Действительно с ростом АД размах осциллограммы уменьшается, если давление в манжете меньше АД.

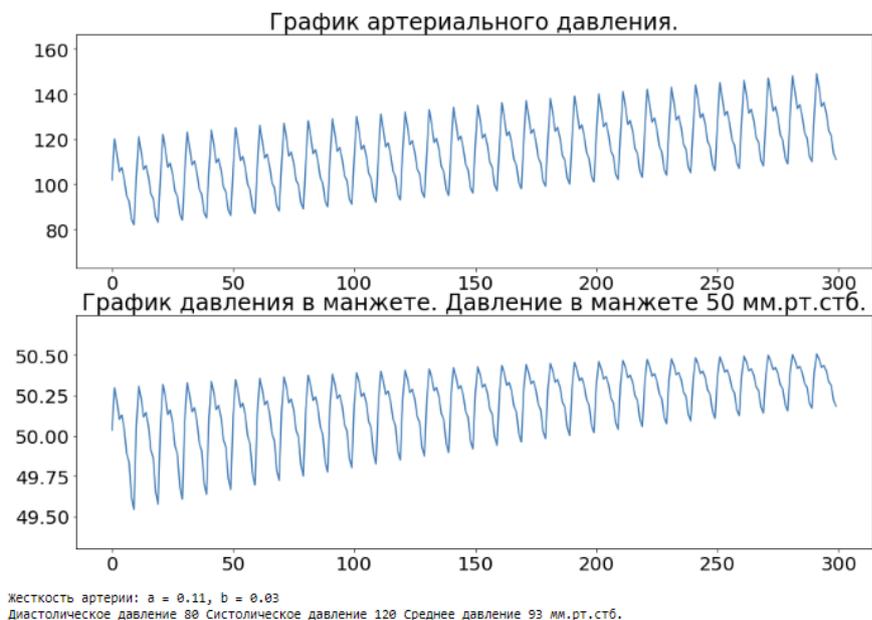


Рисунок 14 – моделирование роста АД

Тем самым модель подтверждает вывод, сделанный Н. Гордоном в его статье [1].

## Сравнение модели с данными эксперимента Гордона

По данным АД из статьи Н. Гордона [1] были проведены расчёты размаха колебания давления в манжете и произведено сравнение с измеренными. Так как давление измеряется в мм.рт.стб., а размах в эксперименте измеряли штангенциркулем на бумаге, данные были приведены к одному масштабу путём умножения на отношения средних. В модели свободными параметрами являются начальный объём накачанной манжеты и параметры жёсткости артерии, которые индивидуальны для людей. Поэтому для каждого случая параметр  $b$  был изменён так, чтобы результаты вычисления лучше совпадали с данными эксперимента. Но смысл сравнения заключается не в количественном сравнении и подборе параметров жесткости артерии, а в том, чтобы показать, что модель Ч. Бэббса даёт хорошее качественное объяснение результатам эксперимента Н. Гордона. В таблицах 1 и 2 результаты измерений и расчётов для мужчины и женщины. На рисунках 15 соответствующие графики.

Таблица 1 – результаты измерений и расчётов размаха осциллограммы (мужчина)

Результаты замеров из статьи Гордона (мужчина АД 110/70)		Вычисления в модели Бэббса	
Давление кардиоманжеты в мм.рт.стб.	Ширина канала манжета (штангенциркулем) в мм.	Давление кардиоманжеты в мм.рт.стб.	Размах колебания давления в манжете в мм.рт.стб.
60	3,9	60	0,67
72	10,8	72	1,35
90	13,6	90	1,79
110	6,8	110	0,79

Таблица 2 – результаты измерений и расчётов размаха осциллограммы (женщина)

Результаты замеров из статьи Гордона (женщина АД 120/80)		Вычисления в модели Бэббса	
Давление кардиоманжеты в мм.рт.стб.	Ширина канала манжета (штангенциркулем) в мм.	Давление кардиоманжеты в мм.рт.стб.	Размах колебания давления в манжете в мм.рт.стб.
50	1,1	50	0,27
70	2,2	70	0,78
90	5,8	90	1,86
110	3,6	110	1,5

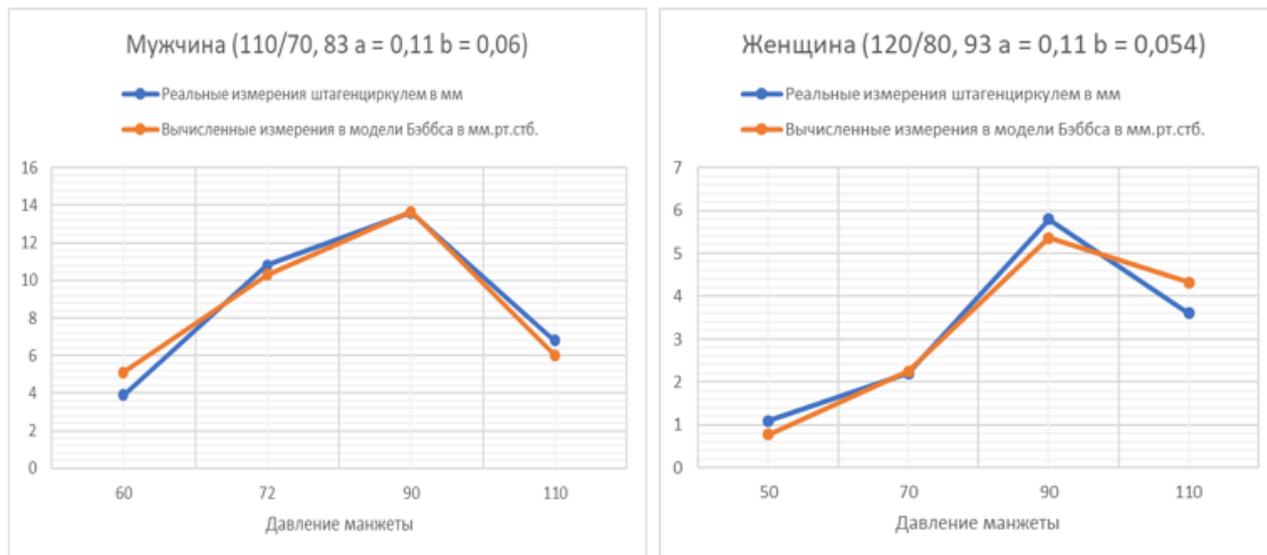


Рисунок 15 – графики изменения размаха давления в манжете из эксперимента Гордона и теоретический расчёт

В осциллометрии считается что размах давления в манжете принимает наибольшее значение в случае, когда давление в манжете равно СрАД. Для обоих случаев из эксперимента Н. Дж. Гордона были сосчитаны значения размаха в диапазоне от 80 до 90 для мужчины, и для 88 до 98 для женщины – результаты в таблице 3.

Таблица 3 – результаты вычисления размаха давления в манжете

Мужчина	80	81	82	83	84	85	86	87	88	89	90
	1,76	1,78	1,797	1,811	1,820	1,826	1,827	1,824	1,817	1,807	1,79
Женщина	88	89	90	91	92	93	94	95	96	97	98
	1,803	1,834	1,860	1,881	1,896	1,907	1,913	1,915	1,912	1,906	1,895

В обоих случаях модель показывает, что максимум размаха приходится на значение давления близкое к среднему, но чуть большее. Возможно, что точное положение максимума так же зависит от индивидуальных характеристик артерии, объёма манжеты и иных параметров.

## Обсуждение

Уменьшение размаха осциллограммы давления в манжете с ростом АД можно использовать для обнаружения роста АД. Так как в случае увеличения АД подъём базовой линии и уменьшение размаха происходят одновременно, то имеется определённая трудность в измерении размаха. Рассмотрим на рисунке 16 осциллограмму, записанную при предъявлении релевантного стимула

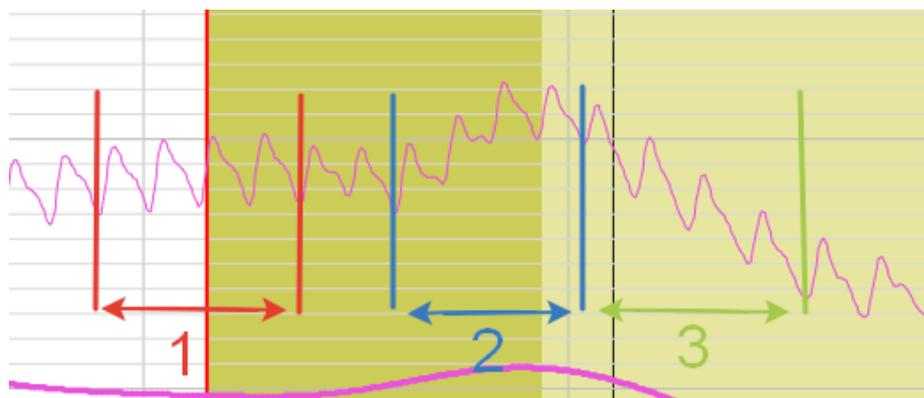


Рисунок 16 – Участок осциллограммы релевантного стимула

На участке один вертикальные размеры анакроты и катакроты примерно равны. Это свидетельствует о том, что давление в манжете не меняется, находится на одном уровне. На участке два происходит подъём огибающей осциллограммы. Подъём происходит за счёт увеличения вертикального размера анакроты и уменьшения размера катакроты. В обоих случаях изменения в вертикальных размерах происходит из-за увеличения среднего давления в манжете. Обозначим линейный размер анакроты при постоянном давлении в манжете как  $l_a$ , катакроты – как  $l_c$ , а изменение среднего давления в манжете за время анакроты и катакроты приводит к изменению их размера на  $h$ . Тогда при росте давления в манжете вертикальный размер анакроты будет  $l_a + h$ , линейный размер катакроты  $l_c - h$ . На участке 3 происходит падение среднего давления в манжете. Поэтому для вертикальных размеров анакроты и катакроты можно записать  $l_a - h$  и  $l_c + h$ . В обоих случаях среднее их вертикальных размеров будет давать размах  $S$  осциллограммы давления в манжете.

$$\frac{l_a - h + l_c + h}{2} = \frac{l_a + l_c}{2} = S$$

Если для каждого сердечного цикла вычислить размах осциллограммы и «перевернуть» получившийся точечный график можно увидеть поведение артериального давления. Для участка полиграммы на рисунке 17 (это полиграмма из рисунка 1) был построен такой график на 91 сердечном цикле. До начала контрольного вопроса было взято 8 сердечных циклов. После начала задавания КВ, на 12 цикле, началось увеличение артериального давления, что совпадает с подъёмом огибающей осциллограммы. На 16 сердечном цикле начинается уменьшение АД. Далее до задавания ПВ происходит колебание АД возле среднего значения, которое отмечено горизонтальной тонкой оранжевой линией. Со второго сердечного цикла после начала задавания ПВ – 55 по счёту, происходит увеличение АД, пик его приходится на 59 цикл. Это сопровождается подъёмом огибающей осциллограммы. С этого же цикла по графику ФПГ можно отчётливо видеть уменьшение частоты сердечных сокращений.

Сердце уменьшает количество выбрасываемой крови, таким образом уменьшая повысившееся АД. С 66 – 67 цикла частота сердечных сокращений начинает увеличиваться, а АД начинает колебаться возле среднего значения, отмеченного горизонтальной жирной оранжевой линией.

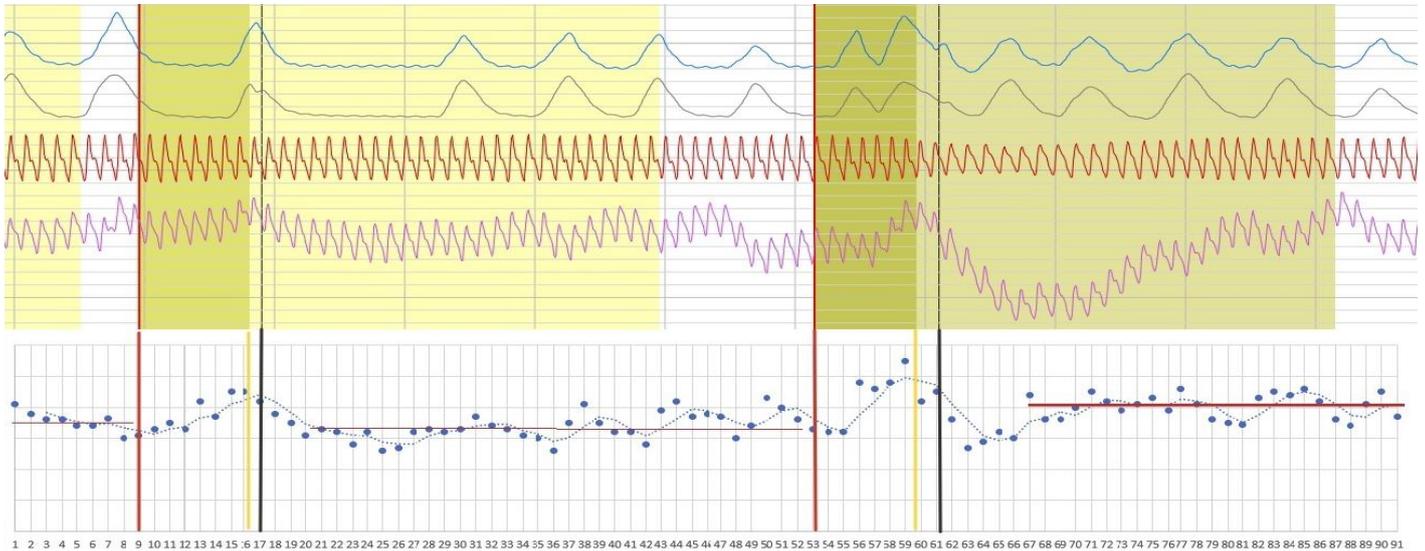


Рисунок 17 – график изменения АД

Стоит отметить, что среднее АД после релевантного стимула выше среднего АД после вопроса сравнения. Огибающая осциллограммы начинает второй подъём на 69-м сердечном цикле, но среднее АД не растёт. Причиной этого может быть возрастание кровотока в тканях под манжетой, вследствие расширения сосудов. На точечной гистограмме пунктирная линия – это скользящее среднее, вычисленное по трём точкам. График скользящего среднего сглаживает флуктуации колебания АД и хорошо отражает непрерывную величину, которой является артериальное давление. На рисунке 18 участок осциллограммы после стимула с двумя подъёмами нижней огибающей осциллограммы, наложенными один на другой.

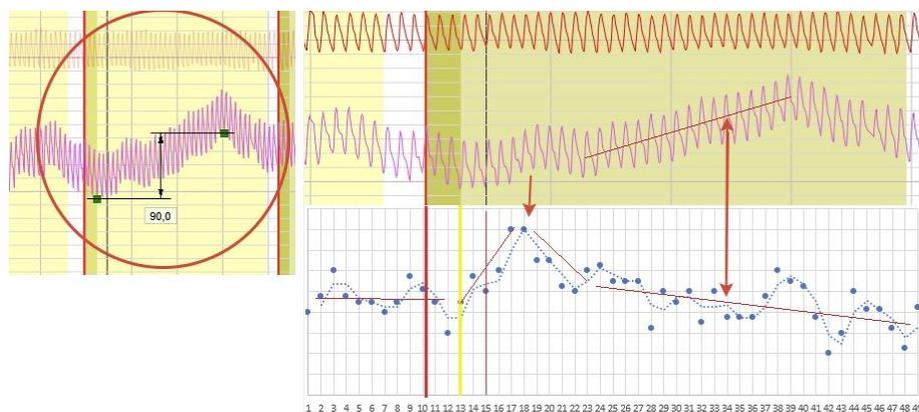


Рисунок 18 – участок осциллограммы после стимула

Первый подъем происходит с подъемом АД, второй же подъем осциллограммы сопровождается уменьшением АД. Аналогичную картину можно увидеть на рисунке 19

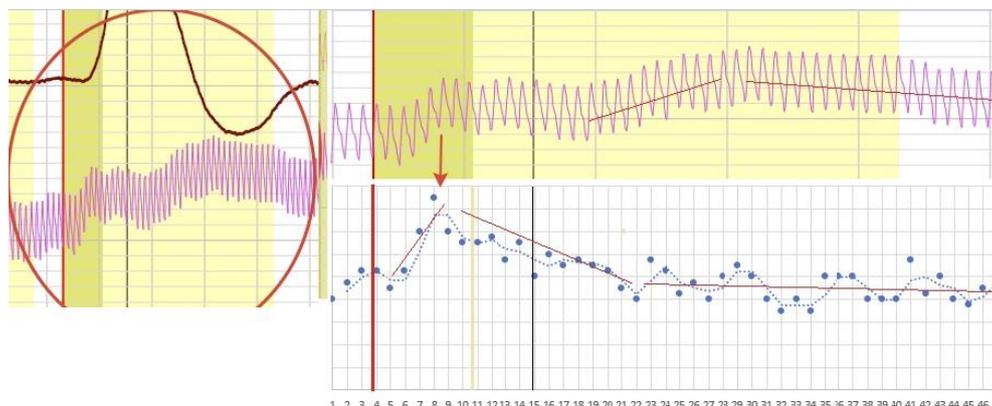


Рисунок 19 – второй участок осциллограммы после стимула

На рисунке 20 участок осциллограммы, записанный в входе полиграфной проверки. При её записи никакие стимулы не предъявлялись, отсутствовали любые раздражители и внешние шумы, но изменение положения базовой линии осциллограммы происходили, и в ходе тестирования на полиграфе эти изменения могли быть приняты за реакции.

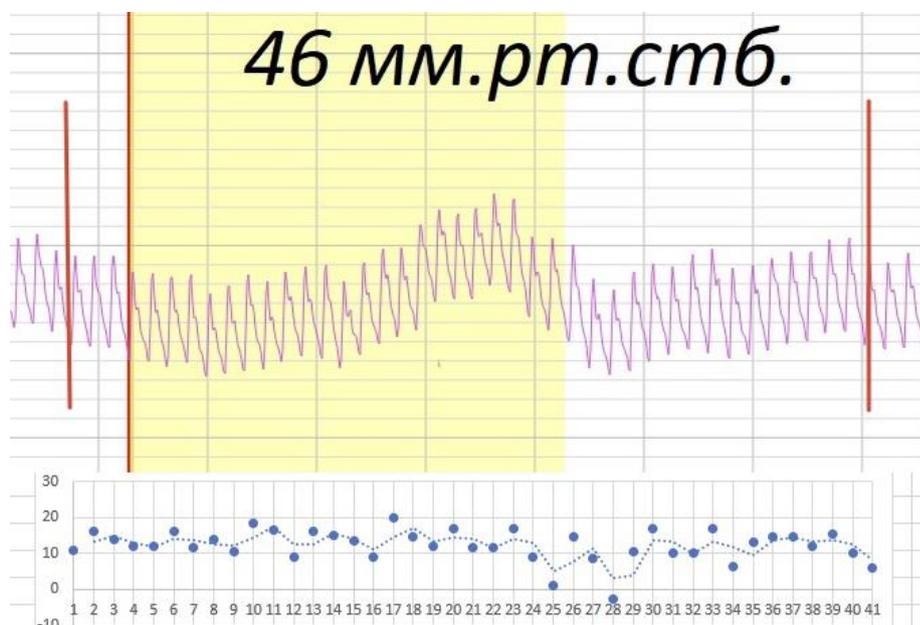


Рисунок 20 – изменение базовой линии осциллограммы при отсутствии стимулов и раздражителей

Измерение размаха осциллограммы показало, что это изменение базовой линии не связано с ростом АД и, наверняка, не может считаться сигналом от симпатической нервной системы.

## **Заключение**

Созданная математическая модель, в которой даётся зависимость размаха колебаний давления в манжете с постоянным давлением от давления в манжете и АД, как это происходит при записи полиграммы в ходе специального психофизиологического исследования (СПФИ), показала следующие результаты:

- 1) Она дала правильный масштаб размаха колебаний в манжете;
- 2) Она даёт адекватную картину графика осциллограммы давления при давлениях в манжете ниже и выше СдАД;
- 3) Позволяет адекватно смоделировать наблюдаемые явления в ходе СПФИ, в частности «дыхательные волны»;
- 4) Предсказывает, что максимум размаха давления в манжете должен наблюдаться вблизи среднего артериального давления, или точно в нём. Что и наблюдается в действительности и является основой осциллометрического способа измерения давления. Точное значение давления максимума размаха в модели может зависеть как от параметров жесткости артерии, так и от формы смоделированной пульсовой волны АД. Последние предположения требуют проверки;
- 5) Модель правильно качественно объяснила результаты эксперимента Н. Гордона.

Таким образом, есть все основания полагать, что предсказание модели о том, что при постоянном давлении в манжете рост АД обследуемого вызывает уменьшение размаха давления в манжете и тем самым размаха осциллограммы, выводимой на экран в ПО полиграфа, соответствует реальному положению вещей. Этот факт можно использовать для различения, связанного с увеличением АД подъёма базовой линии осциллограммы давления в манжете, от подъёма несвязанного с изменениями в АД, вызванного другими причинами, которые приводят к изменению объёма плеча под манжетой.

## **Список литературы**

1. Натан Дж. Гордон Связь между амплитудой канала манжета на полиграфе и кровяным давлением обследуемого. //Детекция лжи. – 2021. № 3. – С.22-27
2. П. Прукс Уголовный процесс: научная детекция лжи. – Трату: Изд-во Тартуского университета, 1992. – 200 с.

3. Сфигмография: видеолекция // YouTube. Режим доступа  
<https://www.youtube.com/watch?v=prq5n1JxvY>
4. Физиология человека: в 3-х томах. Т. 2 Пер. с англ./Под редакцией Р. Шмидта и Г. Тевса, – Мир, 1996. – 323 с.
5. Чащинов А.В. Комплексные методы и аппаратно-программные средства для исследований гемодинамических процессов в сосудистой системе организма: дис. докт. техн. наук: 05.11.17. - Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ", Санкт-Петербург, 2014 - 370 с.
6. Donald J. Krapohl, Pamela K. Shaw Fundamentals of Polygraph Practice. New York: Academic Press, 2015 г. – 364 с.
7. Поповичев С.В. «Легко солгать тяжело: Инструментальная детекция лжи: от идеологии к технологии». – М.: ЗАО «Группа ЭПОС», 2011, –400 с.
8. Алексеев Л.Г., Жирнов С.И., Корочкин П.Б., Пряслов Г.А. «Справочник полиграфолога». – М.: Издательство «Перо», 2015. – 392 с.
9. А. Б. Пеленицын, А. П. Сошников. «Современные технологии применения полиграфа: подробное руководство для полиграфологов-практиков: в 4 ч.» /АНО ДПО "Центр прикладной психофизиологии". - Москва: Центр прикладной психофизиологии, 2015. Ч. 3. - 2015.
10. Геращенко М.С. Гидроманжетные системы оценки гемодинамических параметров: дис. канд. техн. наук: 2.2.12. – Пензенский государственный университет, Пенза, 2023 - 153 с.
11. Charles F Babbs Oscillometric measurement of systolic and diastolic blood pressures validated in a physiologic mathematical model// BioMedical Engineering OnLine: электрон. журн. 2012 Т.11 № 56. – URL: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-11-56>
12. Геращенко М.С., Геращенко С.И., Геращенко С.М. Разработка гидроманжетного прибора для мониторинга гемодинамических параметров// Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2016. № 4. – С. 112-117.
13. Кузнецов, А. А. Биофизика сердца: учеб. пособие. В 2 кн. Кн. 1. Неинвазивные методы исследования сердца / А. А. Кузнецов; Владим. гос. ун-т имени А. Г. и Н. Г. Столетовых. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2013. – 220 с.
14. А.А. Федотов Датчики плетизмографии и сфигмографии: Метод. указания / Самар. нац. исследов. ун-т.; сост. А.А. Федотов; Самара, 2016. 35 с