

Возможности повышения надёжности и точности измерения артериального давления с учетом гидродинамики крови и биомеханики процессов при компрессии тканей плеча пневмоманжетой

В. Ф. Романовский¹, А. Н. Рогоза², А. М. Романовская¹, Р. В. Кузьменков¹

¹ ФГБУ «ВНИИМС»

² ФГБУ «НМИЦК» им. академика Е. И. Чазова

РЕЗЮМЕ

Величины систолического и диастолического значений АД определяют, руководствуясь измерительными сигналами (тоны Короткова, осцилляции). Источником этих сигналов являются гидродинамические процессы, происходящие в артерии под воздействием давления манжеты на плечо. Статья посвящена изучению этих процессов. Величина давления тканей тела на стенки артерии равна величине давления воздуха в манжете только у середины манжеты и плавно уменьшается до нуля к её краям. Такая неравномерность распределения величины давления тканей тела на стенки артерии вызвана наличием у тканей тела физического свойства упругости их формы, которое ранее не учитывалось. Поэтому равенство величины давления крови на стенки артерии с её внутренней стороны и величина давления тканей тела на стенки артерии с её внешней стороны возможно только в одной точке. В этой точке открытая часть артерии переходит в её пережатую часть, а сама точка названа границей пережатия артерии. Пульсации давления крови в артерии, вызванные работой сердца, приводят к ритмичным перемещениям этой границы вдоль артерии. При перемещении границы пережатия в дистальном направлении происходит раскрытие стенок артерии. При перемещении границы пережатия в проксимальном направлении стенки артерии схлопываются. В периоды систолы в моменты, когда величина давления крови превышает величину давления воздуха в манжете, граница пережатия, перемещаясь в дистальном направлении, переходит через середину манжеты. При этом, за серединой манжеты образуется фронт кровотока, движущийся в сторону дистального края манжеты. По достижении этого края артерия открывается по всей ширине манжеты. В последующие за систолой периоды диастолы давление крови уменьшается. В результате этого, величина давления крови опускается ниже величины давления воздуха в манжете, и стенки артерии у середины манжеты вновь схлопываются. При этом возникает повторная граница пережатия, перемещающаяся в проксимальном направлении. Таким образом, гидродинамика крови в артерии полностью определяется перемещениями границы её пережатия. Эта гидродинамика обоснована теоретически и подтверждена экспериментально. Показано, что осцилляции давления воздуха в манжете, тоны Короткова и поверхностные пульсовые волны представляют собой различные следствия единого биомеханического процесса, который позволяет детально рассмотреть формирование осцилляций, поверхностных пульсовых волн, а также выдвинуть физически обоснованную версию возникновения Тонов Короткова.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: Измерение артериального давления; осцилляции, тоны Короткова, гидравлика крови, поверхностные пульсовые волны.

Possibilities to increase reliability and accuracy of blood pressure measurement taking into account blood hydrodynamics and biomechanics of processes during compression of shoulder tissues with a pneumatic cuff

V. F. Romanovsky¹, A. N. Rogozza², A. M. Romanovskaya¹, R. V. Kuzmenkov¹

¹ ФГБУ «ВНИИМС»

² ФГБУ «НМИЦК» им. академика Е. И. Чазова

SUMMARY

Systolic and diastolic BP values are determined guided by measurement signals (Korotkoff tones, oscillations). The source of these signals are hydrodynamic processes occurring in the artery under the influence of cuff pressure on the upper arm. The article is devoted to the study of these processes. The value of body tissues pressure on the artery walls is equal to the value of air pressure in the cuff only at the middle of the cuff and smoothly decreases to zero to its edges. Such non-uniformity of distribution of body tissues pressure on the artery walls is caused by the physical property of elasticity of their shape, which was not taken into account earlier. Therefore, the equality of the value of blood pressure on the artery walls from its inner side and the value of body tissues pressure on the artery walls from its outer side is possible only at one point. At this point, the open part of the artery passes into its constricted part, and the point itself is called the boundary of arterial constriction. The pulsations of blood pressure in the artery caused by the heart cause rhythmic movements of this boundary along the artery. Therefore, the arterial walls open up when the constriction boundary is moved in the distal direction. When the convergence boundary is moved in the proximal direction, the walls of the artery connect. During systole, when the blood pressure exceeds the air pressure in the cuff, the boundary of compression moves distally across the middle of the cuff. At the same time, a blood flow front is formed beyond the middle of the cuff, moving towards the distal edge of the cuff. When this edge is reached, the artery opens across the entire width of the cuff. In the diastole periods following systole, the blood pressure decreases. As a result, the blood pressure drops below the air pressure in the cuff, and the arterial wall at the midpoint of the cuff interconnect again. In this case, there is a re-boundary of constriction moving in the proximal direction. Thus, the hydrodynamics of blood in the artery is completely determined by the movements of the boundary of its compression. This hydrodynamics is substantiated theoretically and confirmed experimentally. It is shown that oscillations of air pressure in the cuff, Korotkoff tones and surface pulse waves are different consequences of a single biomechanical process, which allows us to consider in detail the formation of oscillations, surface pulse waves, as well as to put forward a physically justified version of the Korotkoff tones.

KEYWORDS: Blood pressure measurement; oscillations, Korotkoff tones, blood hydraulics, surface pulse waves.

ВВЕДЕНИЕ

Точное определение АД является краеугольным камнем диагностики и лечения гипертонии. Внутриартериальное измерение АД является единственным методом, который обеспечивает истинные значения артериального АД, но его инвазивный характер препятствует широкому клиническому использованию. Таким образом, в клинических целях измерение АД почти полностью опирается на не прямые неинвазивные методы, первоначально

описанные более века назад. Эти методы основаны на использовании пневматической манжеты для окклюзии плечевой артерии с последующим выбором систолического и диастолического значений АД, руководствуясь измерительными сигналами в виде пульса на лучевой артерии, осцилляций давления воздуха в манжете и тонов Короткова. Несмотря на недостаточную теоретическую обоснованность существующих методов измерения АД и представлений о возникновении измерительных сигналов,

используемых для определения величин систолического и диастолического значений АД, эти методы и измерительные сигналы до сих пор используются практически повсеместно, а их внедрение в клинические испытания заложило основу для рекомендаций по диагностике и лечению [1].

На XXIII Генеральной конференции по мерам и весам (ноябрь 2007 г.) Секретарь Международного Комитета мер и весов (МКМВ) R. Kaarls [2] отмечает, что «В сфере здравоохранения необходимы надёжные измерения во всех областях...». Это высказывание в полной мере относится к проблемам измерения артериального давления.

Основой упомянутых методов измерения артериального давления с применением компрессионной манжеты является процесс сравнения величины давления крови, наполняющей артерию, с величиной давления воздуха в манжете. Средством сравнения этих величин является артерия под манжетой, которая теряет или возвращает способность проводить кровь в зависимости от соотношения величин внешнего и внутреннего давлений на её стенки, меняя геометрию её внутреннего просвета путём своего перехода от цилиндрической формы к «сплюсненной» и обратно, т.е., «схлопываясь» или «раскрываясь». При этом реально сравниваются величина давления крови на стенки артерии с её внутренней стороны с величиной давления на них тканей тела с внешней стороны артерии. Принято считать, что давление воздуха в манжете полностью передаётся стенкам артерии практически по всей ширине манжеты. Эта концепция стала общепринятой и лежит в основе многих исследований в области измерения артериального давления. От её правильности или ошибочности зависят достоверность и точность результатов измерений артериального давления. Концепция полной передачи давления манжеты стенкам артерии обосновывается в монографии Н. Н. Савицкого «Некоторые методы исследования и функциональной оценки системы кровообращения» [3]. Автор отождествляет физические свойства мягких тканей тела плеча с жидкой средой, так как и ткани тела, и жидкость практически несжимаемы. Это утверждение справедливо. Однако его второе утверждение о способности тканей тела, как жидкости, передавать давление без потерь равномерно и во все стороны, было бы справедливым, если бы участок тканей тела плеча был отделён от его смежных участков некими жёсткими границами, препятствующими возникновению в участке тканей тела плеча каких-либо деформаций. Таких границ не существует, в результате чего ткани тела участка плеча, находящегося под манжетой, гидравлически составляют единое целое с тканями тела смежных участков плеча, но при этом не передают, как жидкость, давления манжеты смежным участкам плеча, оставаясь в пределах манжеты. Заметим, что, при давлении манжеты на поверхность плеча оно точно с такой же силой давит на манжету. Возникает вопрос, что является источником этой ответной силы при отсутствии границ со смежными участками плеча. Существует только один ответ на эти вопросы, заключающийся в том, что ткани тела обладают упругостью формы. К сожалению, это обстоятельство ранее не было учтено. Будучи эластичной средой, ткани тела под действием внешнего давления могут лишь частично выдавиться за края манжеты в пределах, не допускающих возникновения их травматического разрыва. В полемической статье [4] было отмечено наличие у тканей тела упругих свойств, что участок тканей тела под манжетой не замкнут, а гидравлически открыт в стороны кистевой и плечевой частей руки, в результате

чего статическое давление создаваемое манжетой в этих тканях не одинаково по ширине манжеты, спадает от середины манжеты к её открытым краям и в некоторой точке у проксимального края манжеты становится меньше давления крови. Именно в этой точке сходятся открытый и пережатый участки артерии, при этом сама эта точка названа границей пережатия артерии. Там же высказано предположение о том, что под действием пульсаций артериального давления, обусловленного работой сердца, граница пережатия должна циклически перемещаться вдоль артерии. В последующих публикациях [5, 6, 7], продолживших эту тему, раскрыта предположительная гидродинамика перемещения крови по артерии под манжетой в процессе измерения артериального давления.

А. А. Эман во введении к своей монографии «БИО-физические основы измерения артериального давления» [8] подметил, что «все труды в основном описывают проведенные исследования и измерения без каких-либо биофизических обобщений и не анализируют связь обнаруженных явлений с гидродинамикой крови». Действительно, в разных публикациях отдельно изучают возникновение: тонов Короткова, осцилляций давления воздуха в манжете и других измерительных сигналов, на основании которых принимается решение о присвоении двух значений давления воздуха в манжете систолическому и диастолическому значениям артериального давления. Эти сигналы возникают при любом поднятии и последующем снижении величины давления воздуха в манжете безотносительно к тому, с какой целью это делается, и являются разными следствиями общих биофизических процессов, происходящих под манжетой и связанных с гидродинамикой крови в артерии под манжетой, о которой говорит А. А. Эман.

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ВЕЛИЧИНЫ ДАВЛЕНИЯ МАНЖЕТЫ В ВЕЛИЧИНУ ДАВЛЕНИЯ ТКАНЕЙ ТЕЛА НА АРТЕРИЮ

С помощью рис. 1 рассмотрим реальную картину возникновения вторичного давления тканей плеча на стенки артерии. На этом рисунке манжета и ткани плеча рассматриваются как некая цилиндрическая структура, внутри которой находится участок плеча, ограниченный по его периметру и длине манжетой. В верхней части рисунка изображены:

- плечо с манжетой, наложенной на участок плеча, но пока ещё не заполненной воздухом;
- условные границы, отделяющие ткани тела выделенного участка плеча от тканей тела, находящихся за пределами манжеты;
- артерия, проходящая параллельно оси плеча на некотором расстоянии от его поверхности.

Участок плеча с наложенной на него манжетой обладает радиальной симметрией относительно оси плеча и поперечной симметрией относительно середины манжеты l_c . Естественный диаметр плеча обозначен индексом D_p , а ширина участка плеча, равная ширине манжеты, индексом L_p . Ниже по рисунку изображена ситуация, возникшая после заполнения манжеты воздухом под давлением P_m , а ещё ниже графическое сопоставление:

- равномерного распределения давления P_m манжеты по поверхности плеча в пределах ширины манжеты с распределением величин давления P_t тканей тела;
- мгновенных величин артериального давления $P_{ад}$ на стенки артерии изнутри с величиной давления P_t тканей тела на эти же стенки.

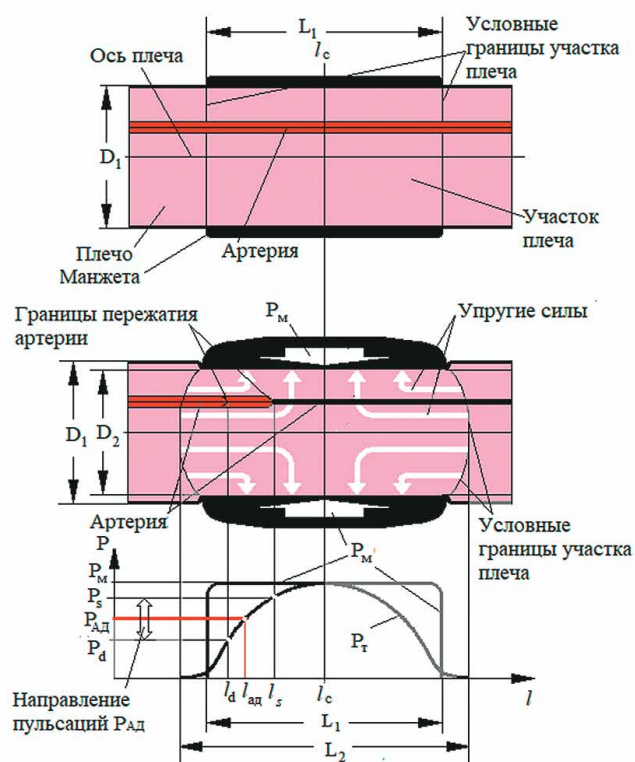


Рисунок 1. Процесс упругой деформации тканей тела плеча. D_1 , L_1 — начальные диаметр плеча и длина участка тканей тела участка плеча; D_2 , L_2 — диаметр плеча и длина участка тканей тела под накачанной манжетой; l_c — середина манжеты; P_m — величина давления воздуха в манжете; P_{Ad} — величина артериального давления; P_s , P_d — систолическое и диастолическое значения артериального давления; P_t — распределение давления тканей тела по ширине манжеты; l_{ad} — координата точки равенства артериального и внешнего давления на стенки артерии; l_s , l_d — координаты точек равенства P_t значениям P_s и P_d артериального давления

Мягкие ткани тела плеча обладают эластичностью и поэтому сдавливаются манжетой до диаметра D_2 за счёт частичного выдавливания тканей плеча за пределы манжеты, при этом объём тканей тела, находящихся непосредственно под манжетой, уменьшается, а условные границы участка этих тканей раздвигаются до размера L_2 .

Н. Н. Савицкий в упомянутой выше монографии касается вопроса упругости стенок артерий и, в том числе, упругих свойств тканей организма, замечая, что упругие свойства этих тканей различны при силовом воздействии на них в разных направлениях. Так, например, ткани артерий обладают значительной упругостью на растяжение их стенок, выдерживая внутреннее давление крови величиной более 200 мм ртутного столба. При этом для сжатия стенок самой артерии достаточно внешнего давления величиной всего около 1–2 мм ртутного столба, что доказано экспериментально [9]. Это свойство стенок артерий позволяет ей быстро реагировать на изменение знака трансмурального давления на её стенки при измерении АД. Артерия точно так же легко сжимается, будучи наполненной кровью, так как кровь при сжатии артерии вытекает из неё. Ткани тела, находящиеся под манжетой, вытечь из-под манжеты не могут, но сжимаясь в радиальном направлении, удлиняются в поперечном. Таким образом, давление манжеты на поверхность плеча приводит к деформации первоначальной формы его участка в виде частичного выдавливания тканей тела

за края манжеты и их удлинения от осевого размера L_1 до некоторого эквивалентного значения этого размера L_2 . При этом условные границы участка плеча немного смещаются за пределы манжеты, как показано на рис. 1. Радиальное сжатие вызывает появление ответных упругих сил радиального направления, направленных в сторону манжеты. Осевое растяжение тканей тела создаёт ответные упругие силы в осевом направлении. И радиальные и осевые упругие силы обозначены на рис. 1 стрелками «Упругие силы», направленными от условных границ, как к середине манжеты, так и к поверхности соприкосновения тела и манжеты. Они возникают во всём объёме деформированного участка тела и согласно законам физики по мере приближения к поверхности манжеты суммируются, начиная от нулевых значений вблизи условных границ, и, достигая величины давления манжеты на поверхность плеча в месте их соприкосновения.

Отдельно оценим возможность передачи давления манжеты тканям тела смежных участков плеча. Такая передача возможна только за счёт выхода условных границ участка плеча за пределы манжеты на усреднённую величину $(L_2 - L_1)/2$ в каждую сторону манжеты. Именно на такую величину участок тканей тела, выдавленный манжетой за её пределы, деформирует смежные участки плеча, вызывая их незначительное сжатие в двух местах контакта этих тканей. С учётом незначительности величины такой деформации, отсутствия каких-либо внешних механических ограничений, препятствующих некоторому сжатию смежных частей плеча, а также меньшей упругости тканей тела на сжатие по отношению к их растяжению, величиной вторичного давления, возникающего за пределами манжеты по сравнению с величиной давления манжеты, можно пренебречь. Таким образом, участок тканей тела плеча, находящийся под манжетой, практически не может передать давление манжеты смежным участкам плеча, а ответное давление участка тела, компенсирующее давление манжеты на него, полностью формируется упругими силами, возникающими внутри этого участка тела.

В данном исследовании нас интересует процесс сравнения величины давления крови в артерии с величиной давления тканей тела на стенки артерии. Как упомянуто выше, сумма упругих сил, вызванных механическими напряжениями, возникшими в тканях тела под манжетой, возрастает от нулевых значений у краёв манжеты до максимальных значений у её середины. Поэтому величина вторичного давления P_t тканей тела на стенки артерии будет также возрастать от краёв к середине манжеты. При использовании манжеты стандартной ширины величина вторичного давления тканей тела на стенки артерии, практически достигает значения давления воздуха в манжете у её середины.

В нижней части рис. 1 приведены графики распределения давлений P_m и P_t по ширине манжеты. График давления P_m имеет очевидную прямоугольную форму. Точная форма графика давления P_t теоретически неопределима и имеет индивидуальный характер для каждого человека при одной общей закономерности: монотонное возрастание величины P_t от нулевых значений у краёв манжеты до величины P_m у её середины.

Обратимся к графическому сравнению величины артериального давления P_{Ad} с величиной P_t давления тканей тела на стенки артерии. На шкале давлений, обозначенных на рис. 1 индексом P , нанесены значения P_s и P_d , соответствующие величинам систолического и диастолического значений артериального давления. Величина артериального давления пульсирует при работе сердца

в диапазоне этих значений. Некоторое мгновенное значение величины артериального давления крови приведено на шкале давлений и обозначено как P_{AD} . Величина артериального давления пульсирует с частотой работы сердца от P_d до P_s и обратно, как обозначено стрелками «Направление пульсаций P_{AD} ». Точки равенства значений давления крови (P_s , P_d , P_{AD}) величинам давления P_t тканей тела на стенки артерии обозначены (!) с помощью трёх соответствующих им горизонтальных линий, пересекающих кривую P_t в местах равенства (P_s , P_d , P_{AD}) и P_t . Эти точки пересечения соответствуют трём разным координатам (l_d , l_{AD} , l_s) по ширине манжеты, как показано на рис. 1. В этих точках в разные моменты сердечного цикла находится граница пережатия артерии, отображённая на графическом изображении артерии над этим графиком. В период систолы давление в артерии растёт, стенки артерии раскрываются и, граница пережатия («раскрытия») артерии перемещается в дистальном направлении. В период диастолы величина давления крови в артерии снижается, а величина внешнего давления тканей тела на стенки артерии превалирует над величиной давления крови. В результате этого стенки артерии начинают «схлопываться», а граница пережатия («схлопывания») артерии перемещается в проксимальную сторону до начала следующего сердечного цикла. Этот процесс был отмечен Н. Н. Савицким в своей монографии [3] при анализе тахоосциллограмм, представленных им на рисунках 36 и 37 этого труда. Он отметил, что при плавном увеличении давления в плечевой манжете «кровь при систоле поникает в начальную часть сдавливаемой манжетой артерии» в период исчезновения пульса «в нижерасположенной лучевой артерии». Проникновение крови при систоле в начальную часть артерии после исчезновения пульса есть ни что иное, как движение границы пережатия артерии под манжетой, представленное на рис. 1.

Установившееся представление о передаче давления манжеты стенкам артерии привело к полному отсутствию экспериментальных исследований этого важнейшего вопроса. Нам удалось найти результаты исследования распределения вторичного давления, создаваемого пневматическим жгутом в тканях тела конечности, при осуществлении оперативного вмешательства на этой конечности дистальнее места наложения жгута [10]. Эти исследования не имели прямого отношения к измерению артериального давления, однако их результаты оказались весьма полезными для понимания процесса передачи давления манжеты стенкам артерии. Исследования проводились на трупах только что умерших (в течение не более 2–4 часов после смерти) людей и позволяли измерять давление, возникающее в тканях тела под манжетой на разных удалениях от поверхности тела, с применением датчиков давления, размещаемых внутри тела. Результаты такого исследования, проведенного на плече человека с использованием манжеты шириной 15 см, приведены на рис. 2, адаптированном из [10]. Длина изъятых участков плеча лежала в пределах от 19 до 27 см. На плечо устанавливалась компрессионная манжета, а в ткани тела вводились миниатюрные датчики давления, перемещаемые по ширине манжеты вдоль плеча на 4-х расстояниях от поверхности тела, отмеченных в подрисовочной надписи. Давление воздуха в манжете составило 400 мм ртутного столба, а проксимальный край манжеты находился в левой половине рисунка.

Представленные графики распределения величин вторичного давления в тканях тела по ширине манжеты показывают, что величины этого давления максимальны у середины манжеты

и уменьшаются до нулевых значений у её краёв, и таким образом полностью подтверждают теоретические предположения авторов настоящей статьи. К сожалению, других статей, учитывающих трансформирование равномерного распределения давления манжеты на поверхность тела в давление тканей тела на стенки артерии с учётом теории упругости, найти не удалось. Такая форма распределения вторичного давления тканей тела на стенки артерии по ширине манжеты в корне меняет биомеханику сравнения величин внутреннего и внешнего давлений на стенках артерии.

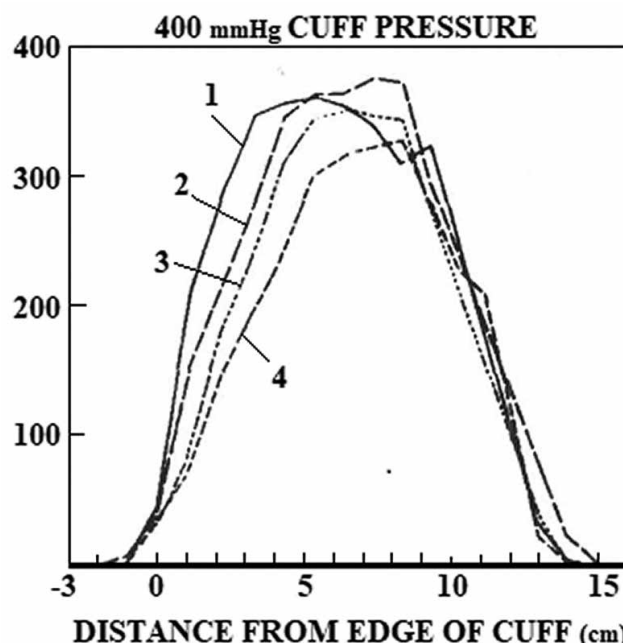


Рисунок 2. Распределение величин вторичного давления в тканях плеча под пневматической манжетой на разных удалениях датчика давления от поверхности тела. 1 — под кожей; 2 — у поверхности плеча внутри бицепса; 3 — в середине бицепса; 4 — около кости

БИОМЕХАНИКА ПРОЦЕССА СРАВНЕНИЯ АД И ДАВЛЕНИЯ ВОЗДУХА В МАНЖЕТЕ ПРИ ИЗМЕРЕНИИ АД

Процесс сравнения величины артериального давления с величиной давления воздуха в манжете состоит из двух последовательных фаз процесса измерения. В первой фазе давление в манжете снижается от высоких значений до систолического, и она представлена на рис. 3. «Сравнение», определяющее как процессы «схлопывания», так и «раскрытия» артерии осуществляется в виде механического ответа на трансмуральное давление, являющееся разницей величин $P_{AD}(t)$ давления крови на эти стенки изнутри и давления $P_{t1}(l)$ тканей тела снаружи. Давление тканей тела на артерию распределено вдоль неё по ширине манжеты в виде симметричной куполообразной функции $P_{t1}(l)$ с максимальным значением в середине манжеты, величина которого равна величине P_{m1} давления воздуха в манжете. На рис. 3а приведена кривая изменения величины давления крови в артерии во времени «t» в течение одного сердечного цикла, состоящего из периода систолы Δt_s Δt_s и периода диастолы Δt_d Δt_d . В течение систолы осуществляется вброс очередной порции крови в артерию, в результате чего величина артериального давления возрастает от нижнего диастолического значения P_d до верхнего систолического значения P_s , а в течение периода диастолы опять уменьшается до значения P_d .

На рис. 3б приведены пять последовательных позиций границы 5 пережатия артерии, обозначенных моментами времени (t_{1-1} , t_{1-1} , t_{2-1} , t_{2-1}^* , t_{3-1}). Координаты положения границы пережатия артерии по ширине манжеты отражены на оси абсцисс «l» графика распределения давлений.

В начале сердечного цикла (момент времени « t_{1-1} ») граница пережатия артерии находится в положении, обозначенном координатой l_{d1} . В момент времени « t_{1-1} » величина артериального давления, увеличиваясь, достигает значения P_{Ad} (рис. 3а), и граница пережатия артерии, перемещаясь по оси абсцисс «l», переходит в положение координаты l_1 . В момент времени « t_{2-1} » величина артериального давления достигает своего максимального систолического значения P_s , и граница пережатия артерии, перемещаясь по оси абсцисс «l», переходит в положение координаты l_s . На этом период систолы заканчивается. Начинается уменьшение артериального давления в период диастолы и перемещение границы пережатия в обратную сторону в соответствии с рис. 3 через моменты времени « t_{2-1}^* », « t_{3-1} » до окончания сердечного цикла и координаты границы пережатия l_{d1} . Таким образом, в этой фазе измерения артериального давления граница пережатия перемещается вдоль артерии, не переходя середины манжеты.

Артерия остаётся пережатой, и сквозного кровотока под всей манжетой нет. Отметим, что фронт «раскрытия» артерии движется в дистальном направлении, а фронт «схлопывания» в проксимальном. Проксимальнее границы пережатия артерия наполнена кровью, и при заходе границы пережатия под манжету кровенаполнение артерии под проксимальной половиной манжеты увеличивается. Соответственно этому увеличивается поперечный размер артерии, что приводит к смещению поверхности тела вблизи артерии внутрь манжеты на величину «h», обозначенную в верхнем сегменте рис. 3б. Это смещение, в свою очередь, приводит к образованию поверхностной пульсовой волны (ППВ), к соответствующему уменьшению объёма манжеты и появлению очередной осцилляции давления воздуха в манжете.

Измерение артериального давления обычно проводят при снижении давления воздуха в предварительно накачанной им манжете. Это снижение приводит к прогрессивному увеличению в каждом последующем сердечном цикле глубины захода границы пережатия артерии под манжету с увеличением осцилляций давления в ней и приближением точки «раскрытия» артерия к середине манжеты, а также к удалению координаты l_{d1} от проксимального края манжеты.

В момент снижения величины давления воздуха в манжете ниже величины систолического артериального давления величина давления тканей тела на стенки артерии в середине манжеты тоже становится ниже величины артериального давления. Стенки артерии перестают останавливать перемещение границы пережатия артерии через середину l_c манжеты.

С этого момента начинается вторая фаза процесса сравнения величины артериального давления с величиной давления воздуха в манжете.

Эта фаза процесса сравнения поясняется с помощью рис. 4. Величина давления воздуха в манжете во второй фазе процесса обозначена индексом P_{m2} , она ниже систолического и выше диастолического значений артериального давления ($P_d \leq P_{m2} \leq P_s$). В начале сердечного цикла (момент времени t_{1-2}) граница пережатия артерии находится в положении, обозначенном координатой l_{d2} . Начинается период систолы, артериальное давление увеличивается

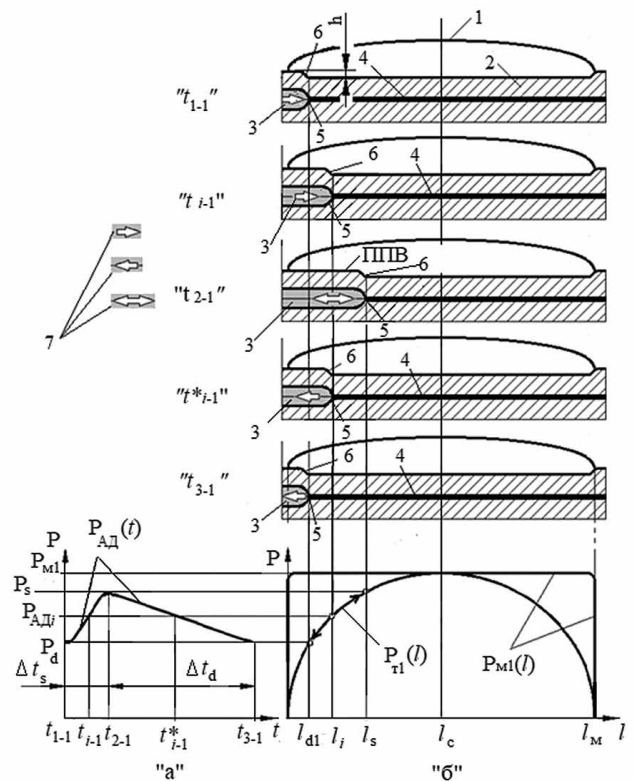


Рисунок 3. Первая фаза сравнения величин $P_{Ad}(t)$ с величиной $P_{m1}(l)$ при величине давления воздуха в манжете, превышающей величину систолического значения P_s артериального давления. 1 — компрессионная манжета; 2 — ткани тела; 3 — участок артерии, наполненный кровью; 4 — пережатый участок артерии; 5 — граница пережатия артерии; 6 — фронт поверхностной пульсовой волны (ППВ); 7 — направления перемещения ППВ; «а» — сердечный цикл артериального давления; «б» — диаграммы сравнения величин артериального давления $P_{Ad}(t)$ с величиной $P_{m1}(l)$; Δt_s — длительность периода систолы; Δt_d — длительность периода диастолы; h — смещение поверхности тела; (t_{1-1} , t_{1-1} , t_{2-1} , t_{2-1}^* , t_{3-1}) — моменты времени сердечного цикла; (l_{d1} , l_1 , l_s) — координаты границы пережатия артерии в моменты времени (t_{1-1} , t_{1-1} , t_{2-1} , t_{2-1}^* , t_{3-1}); l_c — середина манжеты

ся, а граница пережатия артерии начинает перемещаться в сторону середины манжеты и в момент времени « t_c » достигает середины манжеты. В этот момент времени проксимальная половина артерии уже заполнена кровью. Дистальнее середины манжеты кровь в артерию ещё не поступила, и артерия находится в пережатом («сплюсненном») виде. Как только величина давления крови превысила величину внешнего давления тканей тела на её стенки, они «раскрываются», артерия принимает цилиндрическую форму в середине манжеты для прохождения крови в сторону её дистального края с формированием «фронта» кровотока, совпадающего с «фронтом» «раскрытия» артерии 5. Некоторое промежуточное положение фронта кровотока 5 соответствует моменту времени « t_{c+} ». В кратковременный отрезок времени от t_c до t_{c+} , когда давление крови превышает уровень давления в манжете, артерия полностью открыта. С момента времени t_{c+} величина артериального давления снижается ниже величины давления воздуха в манжете, и трансмуральное давление крови становится отрицательным точно в середине манжеты, так как только в этой точке манжеты величина давления $P_{t2}(l)$ тканей тела на стенки равна величине давления в манжете.

Поэтому именно в середине манжеты происходят схлопывание артерии и возникновении фронта этого «схлопывания», переме-

щающегося в обратном (проксимальном) направлении, с последующим возвратом границы пережатия артерии (в момент времени t_{3-2}) в исходное положение с координатой l_{d2} . В момент снижения давления в манжете до диастолического значения раскрытия перемещение границы пережатия артерии на мгновение прекращается.

Таким образом, при снижении давления в манжете ниже систолического значения АД первый фронт кровотока, прошедший под дистальной половиной манжеты, сигнализирует о состоявшемся равенстве величины давления в манжете систолическому значению артериального давления. Последний фронт кровотока, прошедший под дистальной половиной манжеты, сигнализирует о максимальном сближении величины давления в манжете с величиной диастолического значения артериального давления. Фронты схлопывания артерии возникают только под проксимальной половиной манжеты, т. е. там, где величина трансмурального давления может стать отрицательной.

ФРОНТЫ «РАСКРЫТИЯ» И «СХЛОПЫВАНИЯ» АРТЕРИИ

Отдельно рассмотрим биомеханику перемещений границы пережатия артерии. В месте её возникновения качественно изменяется поперечное сечение артерии, стенки которой либо расправляются (фронт «раскрытия»), если направление перемещения совпадает с направлением кровотока, либо сжимаются (фронт «схлопывания»), если граница пережатия перемещается в направлении, обратном кровотоку. При этом на границе пережатия должна образоваться некая переходная зона. Форма такой зоны должна иметь конусный характер, как показано на рис. 5. Эта зона должна иметь продольный размер, длина которой определяется разностью величин внутреннего и внешнего давлений на артерию, достаточной для преодоления собственной упругости стенок артерии их сжатию. Ответ на этот вопрос находим у Г. И. Косицкого в его известной монографии «Звуковой метод исследования артериального давления» [9]. В главе «Помехи, зависящие от сопротивления мягких тканей конечности и артериальной стенки» автор приводит результаты эксперимента, проведенного Ханзенем (1900), который, перфузируя локтевую артерию на трупах (вскоре после смерти), «нашел, что внешнее давление, которое нужно затратить для преодоления сопротивления самой артериальной стенки, при её сдавливании равно всего 1–2 мм ртутного столба». Средний градиент разности давлений между серединой стандартной манжеты и точкой за пределами её края составляет около двух миллиметров ртутного столба на один миллиметр ширины манжеты. Поэтому длина конуса переходной зоны l_m должна иметь размер тоже около 1–2 мм по ширине манжеты.

Поскольку сила давления жидкости и тканей тела на любую поверхность перпендикулярна этой поверхности, то силы давления P_{AD} крови и тканей тела P_T на поверхность конуса будут носить встречный характер и иметь радиально направленную составляющую, которая либо расправляет, либо сжимает стенки артерии. Если величина давления крови P_{AD} превосходит величину P_T давления на стенки артерии тканей тела, то стенки артерии будут раскрываться, и граница пережатия будет перемещаться в сторону пережатой части артерии. Поскольку сила давления жидкости и тканей тела на любую поверхность перпендикулярна этой поверхности, то силы давления P_{AD} крови и тканей тела P_T на поверхность конуса будут носить встречный характер и иметь радиально направленную составляющую, которая либо расправляет, либо сжимает стенки артерии. Если величина давления крови P_{AD} превосходит

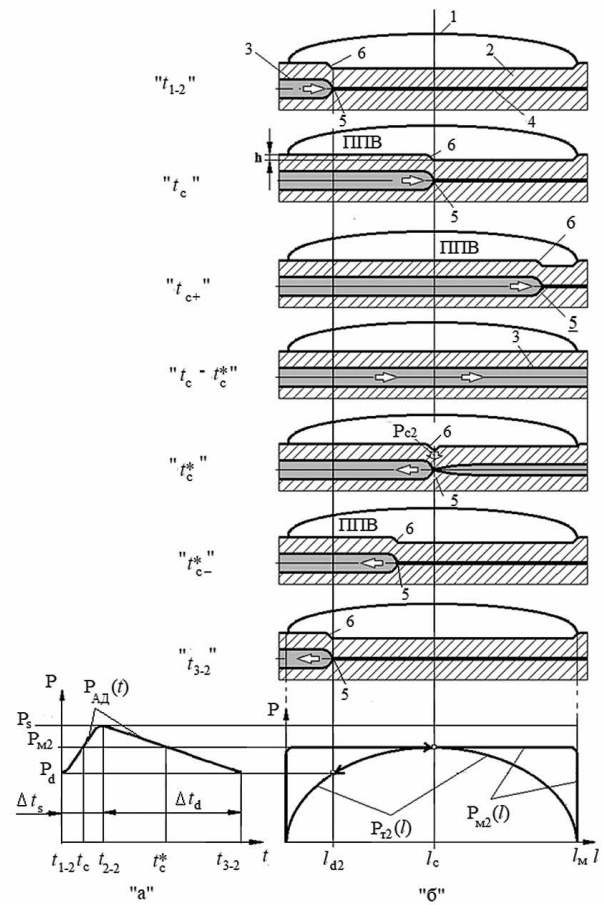


Рисунок 4. Вторая фаза сравнения величин $P_{AD}(t)$ с величиной $P_{M2}(t)$ при $P_d \leq P_{M2} \leq P_s$. 1 — компрессионная манжета; 2 — ткани тела; 3 — кровенаполненный участок артерии; 4 — пережатый участок артерии; 5 — граница пережатия артерии; 6 — фронт кровотока; 7 — фронт поверхностной пульсовой волны (ППВ); «а» — сердечный цикл артериального давления; «б» — диаграммы сравнения величин артериального давления $P_{AD}(t)$ с величиной $P_{M2}(t)$; Δt_s — длительность периода систолы; Δt_d — длительность периода диастолы; $(t_{1-2}, t_c, t_{c+}, t_c - t_c^*, t_c^*, t_{c-}, t_{3-2})$ — моменты времени сердечного цикла; l_c — середина манжеты

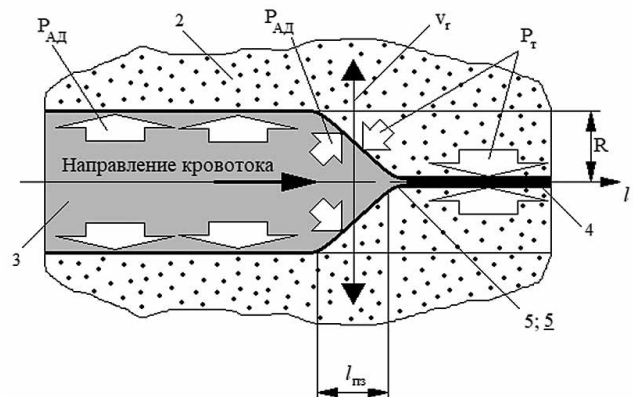


Рисунок 5. Биомеханика перемещения фронта кровотока. 2 — ткани тела; 3 — кровенаполненный участок артерии; 4 — пережатый участок артерии; 5 — граница пережатия артерии; 6 — фронт кровотока; P_{AD} — сила давления крови на стенки артерии; P_T — сила давления тканей тела на стенки артерии; R — радиус артерии; v_r — радиальная скорость раскрытия стенок артерии; l_m — длина переходной зоны

величину P_t давления на стенки артерии тканей тела, то стенки артерии будут раскрываться, и граница пережатия будет перемещаться в сторону пережатой части артерии. При обратном соотношении этих давлений стенки артерии будут сжиматься, а конус, сохраняя свою ориентацию, будет перемещаться в обратном направлении. В месте существования границы 5 пережатия артерии в проксимальной половине манжеты давление тканей тела возрастает от края к середине манжеты. Поэтому при движении границы пережатия в этом направлении силы внешнего давления будет возрастать, снижая скорость её перемещения до полной остановки в точке равенства внутреннего и внешнего давлений. Если давление крови в артерии начинает уменьшаться, и внешняя сила давления становится больше внутренней, то конус переходной зоны будет двигаться к проксимальному краю манжеты.

При этом величина внешнего давления будет уменьшаться опять до достижения равенства величин внешнего и внутреннего давлений и дальнейшего прекращения этого перемещения.

В дистальной половине манжеты превышение давления крови над давлением тканей тела на стенки артерии только увеличится по мере приближения фронта «раскрытия» артерии 5 к дистальному краю манжеты, так как величина внешнего давления на стенки артерии в этом месте обращается в ноль.

Стенки артерии в месте нахождения фронта «раскрытия», достаточно быстро переходят от спавшегося состояния к цилиндрическому. Это быстрое радиальное движение стенок артерии с радиальной скоростью v_r сопровождается движением с той же скоростью элементов тканей тела, прилегающих к артерии. Как только увеличивающийся радиус раскрывающейся артерии достигает своего конечного значения R , радиальное перемещение стенок артерии и прилегающих к ним тканей тела мгновенно прекращается. При этом накопленная кинетическая энергия раздвигающихся стенок артерии переходит в энергию их затухающих радиальных колебаний. О наличии у стенок артерии необходимых для этого упругих свойств со ссылкой на [3] упоминалось выше. Место возникновения этих колебаний перемещается вдоль артерии вместе с перемещением фронта «раскрытия» 5. Эти колебания передаются поверхности тела, к которой прижата мембрана фонендоскопа. Колебания его мембраны или поверхности тела в случае применения стетоскопа меняют объём головки фонендоскопа или стетоскопа и создают звуковое давление, которое воспринимается ухом человека как звуки Короткова. Таким образом, источником тонов Короткова могут быть движущиеся вдоль артерии фронты раскрытия плечевой артерии, при этом тоны будут прослушиваться под дистальной половиной манжеты и непосредственно за ней. Место возникновения этих колебаний будет перемещаться вдоль артерии вместе с перемещением фронта «раскрытия» 5. Эти колебания передаются поверхности тела, к которой прижата мембрана фонендоскопа. Колебания мембраны фонендоскопа или поверхности тела (в случае применения стетоскопа) меняют объём головки фонендоскопа или стетоскопа и создают звуковое давление, которое воспринимается ухом человека как звуки Короткова.

ОСЦИЛЛЯЦИИ ДАВЛЕНИЯ В МАНЖЕТЕ

Рассмотренная биомеханика взаимодействия манжеты и пережимаемой ею артерии позволяет конкретизировать источник изменений объёма участка тела под манжетой, приводящих к изменению объёма воздуха в манжете и соответствующим осцилляциям

его давления. Таким источником, как показано выше, являются поверхностные пульсовые смещения поверхности тела на величину, обозначенную индексом h на рис. 3, и перемещений их фронта вдоль артерии по мере, либо заполнения артерии кровью, либо её выталкивания из-под манжеты при перемещениях границы пережатия артерии. При этом возникает чёткое понимание того, как и в какой части поверхности плеча под манжетой происходит увеличение объёма участка тела, пережимаемого манжетой. Это понимание сулит возникновение новых подходов для усовершенствования осциллометрического метода измерения АД.

По окончании проведенного анализа процессов, происходящих под компрессионной манжетой, становится очевидным, что и тоны Короткова, и осцилляции, и ППВ представляют собой три разных проявления общего биомеханического процесса, происходящего при измерении АД.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ПОДТВЕРЖДЕНИЕ ПЕРЕМЕЩЕНИЙ ГРАНИЦЫ ПЕРЕЖАТИЯ АРТЕРИИ ПРИ ИЗМЕРЕНИИ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Возможность проведения экспериментальной проверки существования и перемещений границы пережатия артерии обеспечило применение серийного датчика ДПВ-01, разработанного в ВНИИИМТ Минздрава СССР по техническим условиям ТЮ.2723.007 ТУ. В том же институте на базе этого датчика был разработан ряд полуавтоматических измерителей АД, один из которых, ИАД2А, прошел испытания в детской ГКБ им. Н. Ф. Филатова в 1987–88 гг. и был рекомендован к широкому применению. По результатам этих испытаний Минздрав подготовил и внёс в Госстандарт ГОСТ на «Приборы автоматические и полуавтоматические для косвенного измерения артериального давления», который был утверждён и введён в действие как ГОСТ 28703–90. Таким образом, возник новый метод измерения АД, названный в этом документе методом «по анализу параметров пульсовой волны». В дальнейшем этот метод стал известен как «квазиаускультативный», так как полностью повторял аускультативный метод с заменой тонов Короткова на сигналы датчика ДПВ-01. Квазиаускультативный метод измерения АД и результаты его применения достаточно подробно изложены в монографии А. И. Пшеницина и Н. А. Мазура «Суточное мониторирование артериального давления» [11]. Принцип работы датчика ДПВ-01, его достоинства и возможности представлены в статьях [12, 13, 14], но требуют дополнительных пояснений для лучшего понимания постановки и результатов эксперимента.

Для правильной интерпретации сигналов датчика ППВ рассмотрим его устройство и принцип действия. Датчик размещается под манжетой. На рис. 6 он установлен под проксимальной половиной манжеты. Чувствительный элемент датчика, названный пелотом, выполнен в виде пластины, которая по оси своей симметрии содержит реальную ось, закреплённую в корпусе датчика с помощью шарнирного соединения с возможностью поворотов пелота вокруг этой оси. Чтобы исключить трение в шарнире, ось выполнена в виде тонкой проволоки, изготовленной из материала, пружинящего при её скручивании, и жёстко закреплённой в пелоте, а её концы — в корпусе датчика. Ось пелота при его качаниях вокруг оси упруго скручивается в промежутках между пелотом и корпусом датчика.

Артерия отделена от поверхности манжеты 1 слоем тканей тела 2. При заполнении артерии кровью, граница 5 пережатия

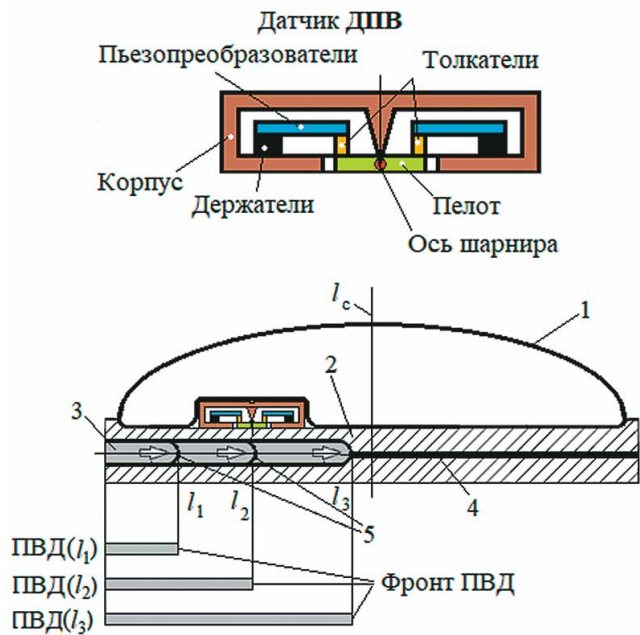


Рисунок 6. Взаимодействие датчика с поверхностной пульсовой волной. 1 — манжета; 2 — ткани тела; 3 — артерия, наполненная кровью; 4 — пережатая артерия; 5 — граница пережатия артерии; ПВД₁, ПВД₂, ПВД₃, ПВД₄ — поверхностные волны давления; l_c — середина манжеты

артерии перемещается в направлении, указанном стрелками. Возросший диаметр артерии сжимает слой тканей тела, находящийся между артерией и датчиком, в результате чего в этом месте возникает дополнительное локальное давление, действующее на датчик. Перемещение фронт этого давления вдоль артерии создаёт поверхностную волну давления ПВД, упомянутую в статье [5]. Фронт этой волны повторяет перемещения границы 5 пережатия артерии в течение систолы каждого сердечного цикла. На рис. 6 отмечены три последовательных положения этого фронта ПВД (ПВД₁), ПВД₂) и ПВД₃) с координатами l_1 , l_2 и l_3 по ширине манжеты. Набегая на датчик фронт волны ПВД передаёт дополнительное давление на пелот датчика. Во время своего движения фронт ПВД сначала давит на левый по рисунку край пелота и поворачивает его вокруг оси по часовой стрелке. При уходе фронта ПВД за пределы пелота величина давления ПВД на обе симметричные половины пелота выравнивается и крутящий момент, действующий на пелот, исчезает. Во время диастолы граница пережатия артерии становится фронтом «схлопывания» стенок артерии и, перемещаясь в обратную сторону, поочерёдно снимает давление с поверхности пелота. При этом, её давление поочерёдно исчезает сначала с поверхности правой половины пелота, при этом на левой его половине давление ПВД ещё остаётся и поворачивает пелот опять по часовой стрелке. Уход ПВД из-под всей поверхности пелота возвращает пелот в исходное состояние. Пружинящая ось исключает трение в шарнире, но вызывает механические затухающие колебания пелота после каждого прохождения под ним границы пережатия. По этой причине датчик ППВ с пружинящей осью используется пока только в качестве индикатора прохождения под ним границы пережатия артерии или фронта кровотока.

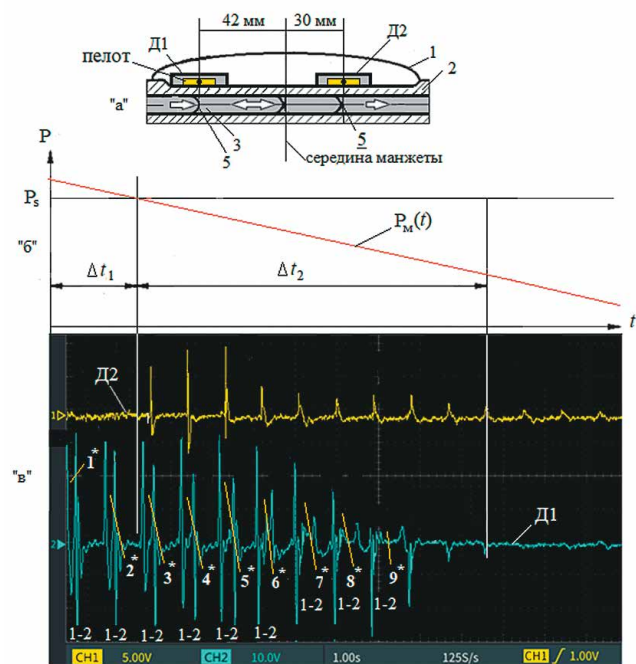
Заметим, что симметричность пелота датчика относительно оси делает его нечувствительным к осцилляциям давления воздуха в манжете, так как оно воздействует одновременно на обе полови-

ны пелота. По этой же причине датчик малочувствителен к движениям руки с манжетой [11] и может применяться в мониторах для измерения артериального давления в условиях физической активности пациента. Например, он прекрасно выполняет свои функции при интенсивной работе испытуемого на велотренажёре. В описываемом эксперименте такой датчик используется в качестве проверенного и стандартизованного индикатора прохождения под ним границы пережатия артерии и фронта кровотока.

Схема и результаты эксперимента приведены на рис. 7. В верхней части «а» рисунка 6 изображены манжета 1, контактирующая с тканями 2 тела плеча, артерия 3, по которой в проксимальной части манжеты перемещается граница 5 пережатия артерии, а в дистальной её части фронт 5 кровотока. Под манжетой установлены два датчика ППВ, первый из которых Д₁ расположен под проксимальной половиной манжеты. Расстояние от оси пелота датчика до середины манжеты составляет 42 мм. Второй датчик Д₂ также установлен под манжетой, но под её дистальной половиной. Ось пелота второго датчика отстоит от середины манжеты на 30 мм. Первый датчик Д₁ реагирует на перемещения под его пелотом границ 5 пережатия артерии, возникающих, как при раскрытии, так и при схлопывании артерии. Второй датчик Д₂ установлен под дистальной половиной манжеты и поэтому сигнализирует о прохождении под ним фронта 5 кровотока. В процессе эксперимента давление $P_m(t)$ воздуха в манжете снижается от первоначального значения, превышающего систолическое значение P_s артериального давления до исчезновения сигналов от датчика Д₁.

Период времени Δt_1 , соответствует первой фазе сравнения величины давления воздуха в манжете с величиной артериального

Рисунок 7. Прохождение границ пережатия артерии под датчиками пульсовой волны. 1 — манжета; 2 — ткани тела; 3 — кровенаполненный участок артерии; 4 — пережатый участок артерии; 5 — граница пережатия артерии; 5 — фронт кровотока; (1*, 2*... 8*, 9*) — порядковые номера сердечных циклов; 1–2 — прямая и обратная границы пережатия артерии; Д₁ — первый датчик ППВ; Д₂ — второй датчик ППВ; «а» — схема расположения датчиков и перемещения границ пережатия; «б» — снижение давления в манжете; «в» — осциллограммы; Δt_1 , Δt_2 — периоды времени



давления, во время которой величина давления воздуха в манжете превышает величину систолического значения P_s артериального давления. За этот период времени под пелотом датчика D_1 проходят границы 5 пережатия («раскрытия» и «схлопывания») артерии двух сердечных циклов 1* и 2*. В течение каждого из этих циклов датчик D_1 регистрирует прямую и возвратную границы пережатия артерии и вырабатывает два выходных сигнала, обозначенных на рис. 7 как (1–2), первый из которых относится к прохождению под пелотом фронта раскрытия, а второй относится к прохождению фронта схлопывания плечевой артерии в соответствии с рис. 3. Обратим внимание на предсказанную идентичность полярности в паре 1–2 выходных сигналов, что подтверждает рассмотренный механизм взаимодействия датчика с границей пережатия артерии.

В течении первых двух сердечных циклов, приведенных на осциллограмме, граница пережатия артерии не переходит через середину манжеты, о чём свидетельствует отсутствие сигналов с выхода датчика D_2 . Третий сердечный цикл 3* происходит уже при величине давления в манжете, снизившейся ниже систолического значения АД. Об этом свидетельствует регистрация датчиком D_2 первого прохождения под его пелотом фронта кровотока 5 во время сердечного цикла 3*. При этом в паре сигналов (1–2) от датчика D_1 , возникающих в 3-м сердечном цикле, датчик D_1 первый раз регистрирует прохождение под ним обратной границы пережатия артерии, возникшей в середине манжеты в момент времени t^* (см. рис. 4) и, перемещающейся в направлении, обратном направлению кровотока.

По мере уменьшения величины давления воздуха в манжете положение границы пережатия, обозначенной координатой l_{d2} , сдвигается в сторону середины манжеты (см. рис. 4), к которой в конце каждого сердечного цикла эта граница пережатия возвращается. В какой-то момент времени положение координаты l_{d2} , сдвигаясь в сторону середины манжеты, перемещается дистальнее пелота датчика D_1 . С этого момента времени граница пережатия артерии не воздействует на датчик D_1 , и сигнал от датчика D_1 пропадает, как видно из рис. 6. Период времени Δt_2 , обозначенный на рис. 6, определяется временем смещения координаты l_{d2} в сторону середины манжеты на расстояние, одеаляющее её от середины манжеты меньшее чем расстояния от середины манжеты до датчика D_1 .

Выводы по результатам эксперимента

Проведенный эксперимент подтвердил:

- правильность предположения о постепенном возрастании величины давления тканей тела на стенки артерии от нулевых значений у краёв манжеты до значения величины давления воздуха в манжете у середины манжеты;
- существование границы пережатия («раскрытия») артерии и предложенного механизма её перемещения вдоль артерии в дистальном направлении во время систолы;
- существование границы пережатия («схлопывания») артерии и её перемещений под проксимальной половиной манжеты в проксимальном направлении с одновременным выдавливанием крови из артерии в направлении, противоположном кровотоку;
- возникновение в середине манжеты в период диастолы повторной границы пережатия и её перемещений в сторону проксимального края манжеты.

Обсуждение

Результаты теоретических и экспериментальных исследований, представленных в настоящей статье, учитывают ранее не учтённые физические свойства упругости формы тканей тела, а также закон Ньютона о равенстве сил действия манжеты на плечо сил действия тканей тела плеча на манжету и отсутствие у тканей тела в отличие от жидкости свойства текучести. Найдены и представлены результаты прямых измерений распределения величин вторичного давления в тканях тела под компрессионной манжетой, полностью подтверждающие выводы авторов статьи. Таким образом материал статьи не только полностью подтверждает гипотезу, изложенную во введении к ней, но и дают возможность поиска новых путей развития и совершенствования, как методов измерения АД, так и средств измерения этого важнейшего параметра человеческого организма.

Рассмотренная модель биомеханики процессов, происходящих под манжетой, даёт возможность поновому взглянуть на гемодинамику крови в артерии, пережимаемой давлением компрессионной манжеты. Она определяется цикличностью работы сердца и очередной сменой периодов систолы и диастолы внутри каждого сердечного цикла с учётом свойств упругости формы тканей тела.

Учёт этого параметра тканей тела позволяет заменить термин: «процесс передачи давления манжеты стенкам артерии» термином «процесс формирования величин давления тканей тела на стенки артерии упругими и анатомическими свойствами участка плеча».

При измерении давления появится возможность обоснованного выбора методики измерения и средства измерения сфигмоманометра с учётом параметров манжеты и физиологических особенностей пациента.

В части совершенствования методов и средств измерений в качестве примера можно привести публикацию [15], относящуюся к осциллометрическому способу и средству измерения артериального давления, основанных на рассмотренной биомеханике перемещений границы пережатия артерии при использовании двухкамерной секционированной пневмоманжеты.

Представленные результаты полностью соответствуют законам классической физики.

Авторы надеются на сотрудничество со специалистами функциональной диагностики, разработчиками отечественных автоматических тонометров и готовы к аргументированному обсуждению результатов исследований, приведенных в настоящей статье.

Выводы

1. Давление манжеты на участок плеча приводит к возникновению в тканях тела этого участка упругих напряжений, определяющих величину вторичного давления этих тканей на стенки артерии и форму его распределения по ширине манжеты.
2. Величина вторичного давления тканей тела на стенки артерии максимально приближается к величине давления воздуха в манжете у её середины и, постепенно уменьшается до нулевых значений у её краёв.
3. Равенство величин артериального давления величине давления тканей тела на стенки артерии, возникает не по всей ширине манжеты, а только в одной точке по её ширине в её проксимальной половине.
4. В точке равенства величин внутреннего и внешнего давления на стенки артерии возникает граница пережатия артерии,

МИРОВЫЕ ПРИОРИТЕТЫ РОССИИ

В СОЗДАНИИ АППАРАТОВ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ АД



Коротков
Николай
Сергеевич

В 1905 году доктор Коротков Н.С. предложил простой метод измерения артериального давления, признающийся «золотым стандартом» во всем мире.



Савицкий
Николай
Николаевич

В 1935 году профессор Савицкий Н.Н. создал аппарат прецизионно регистрирующий пульсовые волны и позволивший применять тахоосциллографический метод определения артериального давления.



Рогоза
Анатолий
Николаевич

В 1997 г. профессор А.Н.Рогоза предложил концепцию нового поколения приборов для СМАД — «Приборы с полным сохранением осцилляций» — которые повышают надежность измерений и обеспечивают анализ пульсовой гемодинамики и состояния сосудистой стенки.

BPlab®
Vasotens

В 2000 году компания «Петр Телегин» реализовала идею профессора Рогозы А.Н., разработала и запустила в производство первый в мире суточный монитор АД с анализом параметров жесткости сосудистой стенки, давления в аорте и других параметров гемодинамики.

перемещающаяся вдоль артерии и формирующая фронты «раскрытия» и «схлопывания» стенок артерии.

5. Биомеханика процессов, возникающих при измерении артериального давления, в том числе, гидродинамика крови в артерии, находящейся под манжетой, и формирование измерительных сигналов, используемых при измерении артериального давления, представляет собой единый процесс, происходящий при поднятии и снижении давления воздуха в манжете.
6. Традиционные сигналы, используемые при измерении АД, могут возникать как результат перемещений границы пережатия плечевой артерии.
7. Предложенная модель единого процесса, происходящего под манжетой при поднятии и снижении давления воздуха в манжете, открывает перспективы для совершенствования методов и средств измерения АД.

Список литературы / References:

1. Чазов И.Е., Ощепкова Е.В., Жернакова Ю.В. ДИАГНОСТИКА И ЛЕЧЕНИЕ АРТЕРИАЛЬНОЙ ГИПЕРТОНИИ (Клинические рекомендации). 2015. Кардиологический вестник, № 1. Chazov I.E., Oshchepkova E.V., Zhermakova Y.V. DIAGNOSTICS AND TREATMENT OF ARTERIAL HYPERTONIA (Clinical Recommendations). 2015. *Cardiologicheskij vestnik*, No. 1.
2. Kaarls R., *Accred. Qual. Assur.*, 2007, vol. 12, pp. 435–437. DOI: 10.1007/s00769-007-0301-6.
3. Савицкий Н.Н. Некоторые методы исследования и функциональной оценки системы кровообращения. Медгиз. 1956. Savitsky N.N. Some methods of research and functional evaluation of the circulatory system. Medgiz. 1956.
4. Романовский В.Ф., Романовская А.М. К вопросу о неинвазивном осциллометрическом методе измерения артериального давления. Функциональная диагностика. 2009; № 1: 94–96. Romanovsky V.F., Romanovskaya A.M. To the question of non-invasive oscillometric method of arterial pressure measurement. *Functional diagnostics*. 2009; No. 1: 94–96.
5. Романовская А.М., Романовский В.Ф. Физические и метрологические аспекты методов измерения артериального давления с приме-

- нением компрессионной манжеты. Мир измерений. 2018; № 2: 32–44. Romanovskaya A.M., Romanovsky V.F. Physical and metrological aspects of methods of arterial pressure measurement with application of compression cuff. *World of Measurements*. 2018; №2: 32–44.
6. Романовский В.Ф., Романовская А.М., Ненашева Е.А. Проблемы обеспечения единства измерений артериального давления. Метрология. 2020; № 2: 46–71. Romanovsky V.F., Romanovskaya A.M., Nenasheva E.A. Problems of ensuring the uniformity of blood pressure measurements. *Metrologia*. 2020; № 2: 46–71.
7. Romanovskiy V. F., Romanovskaya A. M., and E. A. Nenasheva E. A. MEDICAL AND BIOLOGICAL MEASUREMENTS PROBLEMS OF ENSURING THE UNIFORMITY OF BLOOD PRESSURE MEASUREMENTS. *Measurement Techniques*. 2020; Vol. 63, No. 6: 493–502.
8. Эман А.А. БИО-физические основы измерения артериального давления. 1983. Медицина. Eman A.A. BIO-physical bases of blood pressure measurement. 1983. *Medicine*.
9. Косицкий Г.И. Звуковой метод исследования артериального давления. 1959. Медгиз. Москва. Kositsky G.I. Sound method of arterial pressure research. 1959. *Medgiz. Moscow*.
10. Hargens, A.R., McClure, A.G., Skyhar, M.J., et al.: Local compression patterns beneath pneumatic tourniquets applied to arms and thighs of human cadavera. *J. Orthop. Res.* 5, 247–252 (1987).
11. Пшеницин А.И., Мазур Н.А. Суточное мониторирование артериального давления. 2007, Медпрактика-М, Москва. Pshenitsin A.I., Mazur N.A. Daily monitoring of arterial pressure. 2007, *Medpraktika-M, Moscow*.
12. Romanovskaya A.M., Bezzubchikov V. A., Kotova N. A., Mikhailov V. A., Mishutin A. V. *Medical Progress through Technology* 1992, № 18: 125–130.
13. Романовская А.М. Способ и устройство для косвенного определения артериального давления. 1981, Патент SU 895405. Romanovskaya A.M. Method and device for indirect determination of arterial pressure. 1981, Patent SU 895405.
14. Romanovskaya A. M. Method of indirect measurement of arterial tension and a device for wave registration. 1987. US Patent 4,653,506.
15. Романовский В.Ф., Романовская А.М. Осциллометрический способ измерения артериального давления и устройство для его осуществления. 2021. Патент RU 2763653. Romanovsky V.F., Romanovskaya A.M. Oscillometric method of indirect measurement of arterial pressure and a device for wave registration. 1987. US Patent, 65,506. of arterial pressure measurement and a device for its realization. 2021. Patent RU 2763653.

Сведения об авторах:

Романовский Владимир Федорович — к.ф.-м.н., с.н.с. Отдела метрологического обеспечения измерений давления¹;
Рогоза Анатолий Николаевич — д.б.н., проф., руководитель Отдела новых методов диагностики²;
Романовская Антонина Михайловна — с.н.с. ВНИИМТ Минздрава СССР, создатель квазиаускультативного метода измерений АД, вед. инженер Отдела метрологического обеспечения измерений давления¹;
Кузьменков Роман Владимирович — соискатель по специальности ВАК 05.11.15 «Метрология и метрологическое обеспечение», зам. начальника Отдела метрологического обеспечения измерений давления¹;

¹ ФГБУ «ВНИИМС»;

² ФГБУ «НМИЦК» им. академика Е. И. Чазова.

Автор для переписки: Романовский В. Ф., e-mail: vfrom@yandex.ru

About authors:

Romanovsky Vladimir Fedorovich — Candidate of Physical and Mathematical Sciences, S.S. of the Department of Metrological Support of Pressure Measurements¹;
Rogoza Anatoly Nikolaevich — Doctor of Biological Sciences, Professor, Head of the Department of New Diagnostic Methods²;
Romanovskaya Antonina Mikhailovna — s.s. of VNIIMT of the Ministry of Health. VNIIMT of the USSR Ministry of Health, creator of quasi-auscultatory method of BP measurements, chief engineer of the Department of metrological support of pressure measurements¹;
Kuzmenkov Roman Vladimirovich — applicant for the specialty VAK 05.11.15 «Metrology and metrological support», deputy head of the Department of metrological support of pressure measurements.

¹ FGBU «VNIIMC»;

² FGBU «NMIC» named after Academician E. I. Chazov.

Corresponding author: Romanovsky V. F., e-mail: vfrom@yandex.ru

Статья поступила / Received 13.02.2024

Получена после рецензирования / Revised 25.02.2024

Принята в печать / Accepted 25.02.2024

Для цитирования: Романовский В.Ф., Рогоза А.Н., Романовская А.М., Кузьменков Р.В. Возможности повышения надёжности и точности измерения артериального давления с учетом гидродинамики крови и биомеханики процессов при компрессии тканей плеча пневмоманжетой. Медицинский алфавит. 2024;(6):54–63. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2024-6-28-38>

For citation: Romanovsky V. F., Rogoz A. N., Romanovskaya A. M., Kuzmenkov R. V. Possibilities to increase reliability and accuracy of blood pressure measurement taking into account blood hydrodynamics and biomechanics of processes during compression of shoulder tissues with a pneumatic cuff. *Medical alphabet*. 2024;(6):54–63. <https://doi.org/10.33667/2078-5631-2024-6-28-38>

