

История развития неинвазивных методов измерения артериального давления.

Кишов Расул Магомедович
старший преподаватель ДГТУ, г. Махачкала
e-mail: rasul89@mail.ru
Магомедов Арсен Муталимович
аспирант ДГТУ, г. Махачкала

Аннотация: в этой статье приводятся исторические сведения, дающие возможность оценить темпы и направления развития методик измерения артериального давления.

Abstract: This article provides historical data, making it possible to assess the pace and direction of development of techniques for measuring blood pressure.

Ключевые слова: артериальное давление, измерение артериального давления, осциллометрический метод.

Keywords: blood pressure, blood pressure measurement, the oscillometric method.

На сегодняшний день, сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смертности населения в большинстве стран мира. Так, например, треть смертей в Европе вызвано именно последствиями сердечных заболеваний, в Финляндии эта доля и вовсе доходит до половины. Неинвазивные методы измерения, позволяющие точно оценивать состояние сердечно-сосудистой системы являются ценными по очевидным причинам.

Инвазивные методы измерения кровяного давления обычно применяют в госпиталях, особенно в отделениях применяющих интенсивную терапию. Применение таких методов несет определенные риски, пусть и не такие большие. Неинвазивные методы являются непрямыми и базируются в основном на измерении силы противодействия стенок левой артерии.

Если в сосуд, наполненный водой, погрузить запястье, то можно наблюдать колебания уровня давления воды в нем. Данные колебания давления вызываются колебаниями кровяного давления в руке. Если уровень давления в артерии человека увеличился, то это также вызовет увеличение давления в сосуде, затем оно достигает своего максимума и начинает уменьшаться, производя соответствующие изменения давления в сосуде.

В 1876 году первым применял такой метод, французский физиолог Etienne Jules Marey. В том же году, Von Bash создал сосуд наполненный водой, который подключался к ртутному манометру и обжима. В сосуд помещалась рука и нагнеталось давление. Через какое-то время можно было наблюдать флуктуации давления. По мере увеличения давления, в какой-то момент эти флуктуации пропадали. Этот уровень давления и принимался как систолический. Гидравлическое внешнее давление было со временем заменено давлением воздуха. Marey была спроектирована установка, состоящая из резинового шланга в жестком цилиндре, ртутного манометра и насоса. Прижав палец в цилиндр, можно было наблюдать слабые пульсации уровня ртути. Позднее Potain улучшил систему, заменив ртутный манометр и заменив воду воздухом. В 1895 году Mosso усовершенствовал систему Marey, приложив противодействие на все пальцы сразу, увеличив, таким образом, сигнал.

Практически в то же время, в 1896 году, Scipione Riva Rocci в Италии и Barnard в 1897 в Англии разработали манжету, которая прикладывалась к плечу и, соответственно, к плечевой артерии. Von

Recklinghausen в 1901 году показал, что применявшиеся в обоих методах манжеты были слишком узки.

В 1899 Gärtner представил метод определения систолического давления с пережатием манжетой пальца, пережимающего его внешней стороной манжеты и закачкой в него воздуха до уровня давления выше предполагаемого и с постепенным вытравлением воздуха из манжеты. Когда уровень давления достигал систолического, кровь прилиwała к кончикам пальцев.

Именно резиновая манжета, вплетенная в ткань, позволила существенно повысить точность измерения артериального давления осциллометрическим методом. И вплоть до сегодняшних дней манжета является одной из наиболее важных частей медицинских тонометров. Обычно манжета прикладывается к предплечью и в процессе измерения пережимает плечевую артерию. Иногда ее к прикладывают к запястью или даже к пальцу. Измерения же давления производят как с помощью ртутных манометров, так и при помощи anerоидных, а также полупроводниковых датчиков относительного давления. Золотым стандартом при этом считают старый ртутный манометр, как наиболее точный.

Другим широко применяющимся методом измерения артериального давления является аускультативный метод. Метод был предложен Николаем Коротковым в 1905 году, по фамилии которого этот метод обычно и называют. Коротков применял рукав Riva-Rocci, ртутный манометр и детский стетоскоп. Метод заключался в быстром нагнетении давления в манжету, пока циркуляция крови не будет остановлена, что детектировалось с помощью пальпации радиальной артерии.

В течении последующего медленного стравления давления с помощью стетоскопа, который устанавливался сразу за манжетой, прослушивались звуки. Эти звуки вызываются волнами крови в артериях под манжетой и момент, когда их можно услышать считается индикатором максимального кровяного давления. Диастолическим давлением считается момент, когда эти звуки исчезают. Исследование Короткова было подтверждено британскими учеными MacWilliam и Melvin (1914) и American Warfield (1912), которые использовали внутриартериальное давление собак, как опорное. Затем в 1932 году, Wold и von Bonsdorff применяли аускультативный метод Короткова на людях, сравнивая его с показаниями внутриартериальных измерений.

Позднее, звуки слышимые во время измерения стали делить на 5 фаз на базе их интенсивности. Первой публикацией на эту тему является работа Goodman и Howell (1911), за которой последовали работы Grödel и Miller (1943), Kornс (1926) и Rappaportand Luisada (1944). Появление и исчезновение звука может быть использовано для определения систолического и диастолического артериального давления во время стравления воздуха из манжеты.

Однако установить время, когда звук исчезает бывает не так просто. На самом деле неправильно определить этот момент достаточно просто. Поэтому для этого часто используют определенный заданный уровень интенсивности звука. Кроме того, момент, когда был зафиксирован самый сильный звук можно считать средним уровнем артериального давления, как это было продемонстрировано Davis и Geddes (1989 и 1990).

Происхождение звуков обсуждалось научным сообществом сразу после открытия Короткова. Общепринятым объяснением этого явления является теория предложенная McCutcheon и Rushmer (1967). Ускоряющийся переход, производимый резким расширением стенки артерии с приливом крови. Этот эффект и производит первые звуки сигнализирующие о систолическом давлении. Его можно слышать вплоть до момента, когда давление в манжете не сравняется с диастолическим давлением. Также они отметили, что вихревой поток, следующий за первыми звуками производит слышимый звук, но этот фактор практически не влияет на результаты измерения артериального давления аускультативным методом.

Нужно так же понимать, что происхождение звука во всех четырех фазах является различным. Каждый механизм доминирует в одной фазе и оказывает какое-то влияние на другую фазу.

Geddes в своей книге *Handbook of Blood Pressure Measurement*, в 1991 году, показал, что другие факторы тоже могут влиять на результаты, например, скорость увеличения давления, которое оказывает прямой эффект на интенсивность звука. Как результат, аускультативный метод может давать ошибочные результаты при гипертензии (Rodbard 1962, 1967 Pederson и Vogt 1973). Кроме того, вязкость жидкости также играет важную роль, как это показал Flack (1915). То есть достаточно хорошая скорость потока является необходимым условием слышимости звуков Короткова (Rapaport 1944, Rodbard 1953, и McCutcheon 1967).

Измерения на базе аускультативного метода сложно автоматизировать, так как спектральный состав звука близко соотносится с кровяным давлением. У пациентов с гипотензией частота может быть очень низкой – всего 8 Гц (Whitcher и др. 1966 и 1967), что находится вне пределов слышимости человека. У людей с нормальным кровяным давлением спектр тонов Короткова находится в пределах от 20 до 300 Гц. При этом большая часть энергии спектра находится ниже частоты 100 Гц.

Поскольку развитие технологий позволяла улучшать обработку сигнала, то со временем выходили все новые работы, посвященные классификации звуков Короткова. Cozby и Adhami [1], например, открыли низкочастотную составляющую звуков Короткова и пришли к выводу, что для энергии полосы 1-10 Гц от общей энергии возрастает от 60% до 90% когда давление в манжете уменьшается ниже систолического давления. Данный критерий может быть использован для определения систолического давления. В 1998 году Rogueiro-Gómez и Pallás Areny [2] смогли использовать коэффициент дисперсии энергии спектра для определения систолического и диастолического давлений с высокой точностью.

В амбулаторных условиях, когда пациент может перемещаться умеренно свободно, шум при проведении измерения может быть существенным и ухудшать точность результатов. Данная проблема решается с помощью двух удаленных идентичных микрофонов под манжетой - один из которых находится над артерией, другой у верхней стороны манжеты. Поскольку окружающий шум достигает обоих микрофонов в одно и то же время, а звук, распространяемый плечевой артерией приходит с задержкой. Данный феномен может быть использован для борьбы с шумом и был описан Sebald и другими (2002) [3]. Осциллометрический метод.

Как уже говорилось выше, осциллометрический метод впервые был представлен Marey в 1876. Erlanger в 1904 предложил использовать манжету Riva-Rocci не вокруг пальца, а вокруг предплечья. Запись при этом велась на вращающийся барабан. Pachon (1909) предложил усовершенствовать механизм записи с помощью двойной шкалы, в которой одна шкала показывала амплитуду пульсаций, а другая текущее давление в манжете.

В те дни считалось, что индикатором диастолического давления является достижение во время измерения пульсациями своего максимума (Howell и Brush 1901). Прошло более половины столетия, прежде чем Posey и Geddes показали, что эта точка на самом деле соответствует среднему артериальному давлению. Ramsey [4] (1979) и Yelderman, и Ream [13] (1979) проверили результаты у взрослых, Kimble с соавторами [5] показали, что это справедливо и для новорожденных 1981. В то же время Александр [6] показал, что ширина манжеты должна составлять как минимум 40% окружности руки.

Диастолическое и систолическое давление может быть определено с использованием специального соотношения к максимальной амплитуде. Эти соотношения для систолического и

диастолического давлений 50% и 80% соответственно. Friesen и Lichter [7] в 1981 с успехом применял эти соотношения для младенцев, новорожденных.

Geddes с коллективом [17] (1983) проводил измерения у 13 собак с применением прямого инвазивного метода измерения как опорного метода и у 43 взрослых людей с применением аускультативного метода в качестве опорного. Звуковые сигналы в манжете записывались с помощью пьезоэлектрического микрофона с полосой пропускания 30-300 Гц для детектирования тонов Короткова и другой микрофон с полосой 0,3-30 Гц для получения сигналов осцилляции. Оба сигнала записывались одновременно.

Для людей соотношения к максимальной амплитуде составляли 45-57% и 75-86% для систолического и диастолического давлений соответственно. Для собак эти соотношения составляли 43-73% и 69-83%. Поскольку данные соотношения варьировались, это показывало, что необходимы дальнейшие исследования.

Drzewiecki и другие [8] (1994) использовали математическую модель в попытке объяснить почему максимальная амплитуда осцилляций характеризует среднее артериальное давление. Попытка была успешной и в дополнение к этому они показали, что соотношения систолического и диастолического давлений к среднему в среднем равно 59% и 72% соответственно. Они также предположили, что для людей с гипотензией соотношения для диастолического давления должно быть ниже.

Ursino и Cristalli провели экспериментальные исследования с использованием пневматической системы. Позднее они построили математические модели, чтобы описать распределение давления. Они показали, что жесткость артериальной стенки может оказывать значительный эффект на точность определения систолического и диастолического давлений, создавая погрешность около 30% вплоть до 80%.

Они также определили, что средним артериальным давлением следует считать минимальное давление в манжете при котором у пульсации еще находятся в своем «плато». Кроме того, они также установили, что и чрезмерная эластичность сосудов негативно отражается на точности измерения артериального давления. Основным выводом их исследований заключается в том, что применение фиксированных соотношений для проведения измерений может привести к значительным ошибкам.

Moraes и Cerulli (1999 и 2000) также изучали эти соотношения с применением компьютерно-управляемого стравливания воздуха из манжеты. Они обследовали 10 пациентов и 75 волонтеров и применяли аускультативный метод в качестве опорного [10, 21]. Применяя фиксированный процентиль в 56% для систолического и 76% для диастолического давления они получили среднюю ошибку и среднеквадратичное отклонение ошибки -0.9 ± 7.0 мм.рт.ст. и 1.0 ± 6.5 мм.рт.ст. соответственно. Им удалось показать, что применяя различные процентиля среднеквадратичное отклонение ошибки существенно уменьшить не удастся.

Как уже говорилось, использование фиксированных соотношений для определения артериального давления приводит к значительным ошибкам измерения. Кроме этого, ошибки могут возникнуть из-за артефактов движения, эффекта «белого халата», аритмии. Большинство производителей автоматических тонометров при этом не сообщает, каким образом их приборы работают с сигналом. Все что остается потребителю, это использовать тонометр, показавший хорошую точность измерения относительно аускультативного метода для большого количества людей страдающих различными заболеваниями, такими как атеросклероз, гипо- и гипертензия и другие.

Список литературы

1. R. R. Cozby & R. R. Adhami, Low-Frequency Korotkoff signal analysis and application, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 40(10):1067–1070, (1993).
2. Rogueiro-Gómez & R. Pallás-Areny, A new method for automated blood pressure measurement, *Physiol. Meas.* 19:205–212, (1998).
3. D. J. Sebald, D. E. Bahr & A. R. Kahn, Narrowband auscultatory blood pressure measurement, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 49(9):1038–1044, (2002).
4. M. Ramsey, Noninvasive automatic determination of mean arterial pressure, *Med. Biol. Eng. Comput.* 17:11–18, (1979).
5. M. Yelderman & A. K. Ream, Indirect measurement of blood pressure in the anesthetized patient. *Anesthesiol.* 50:253–256, (1979).
6. K. J. Kimble, R. A. Darnall & M. Yelderman et al., An automatic oscillometric technique for estimating mean arterial pressure in clinically ill neonates, *Anesthesiology* 54(5):423–5, (1981).
7. H. Alexander, M. Cohen & L. Steinfeld, Criteria in the choice of an occluding cuff for the indirect measurement of the blood pressure, *Med. Biol. Eng. Comput.* 15:2-10, (1977).
8. R. H. Friesen & I. L. Lichter, Indirect measurement of blood pressure in neonates and infants utilizing an automatic noninvasive oscillometric monitor, *Anesth. Analg.* 10:742–745, (1981).
9. L. A. Geddes, M. Voelz & C. Combs, Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure, *Ann. Biomed. Eng.* 10:271–280, (1983).
10. G. Drzewiecki, R. Hood & A. Apple, Theory of the oscillometric maximum and the systolic and diastolic detection ratios, *Ann. Biomed. Eng.* 22:88–96, (1994).
11. M. Ursino & C. Cristalli, A mathematical study of some biomechanical factors affecting the oscillometric blood pressure measurement, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 43(8):761–778, (1996).
12. JCTB. Moraes & M. Cerulli, P. S. Ng Development of a new oscillometric blood pressure measurement system. *Comp in Card*, 1: 467–470, (1999).
13. JCTB Moraes & M Cerulli, A strategy for determination of systolic, mean and diastolic blood pressures from oscillometric pulse profiles. *Com. in Cardiol.* 1: 211–214, (2000)