

АЛГОРИТЪМ ЗА ОПРЕДЕЛЯНЕ НА ПЕРСОНАЛНИТЕ АНАТОМИЧНИ КОЕФИЦИЕНТИ В СИСТЕМА ЗА НЕПРЕКЪСНАТО СЛЕДЕНЕ НА СЪСТОЛНОТО И ДИАСТОЛНО НАЛЯГАНЕ ПО МЕТОДА НА PULSE TRANSIT TIME

Христо Христов

*Институт за космически изследвания и технологии – Българска академия на науките
e-mail: hr.hristoff@gmail.com*

Ключови дум: *Non invasive blood pressure measurement, Pulse transit time method, Blood pressure monitoring*

Abstract: *Arterial blood pressure is one of the most important vital parameters of a warm-blooded organisms, whom is connected directly to their existence. In the present work shown the realization of a device and algorithms for signal processing in determining personal anatomical factors for measuring AKN a method of PTT.*

Артериалното кръвно налягане (АКН) е един от най-важните жизнени параметри на топлокръвните организми, свързан пряко с тяхното съществуване. Това важи в пълна степен и за човека. АКН е налягането, което оказва кръвта върху стените на артериите. Измерват се два типа налягане – систолно (SP) по време на съкращаване на камерите на сърдечния мускул, и диастолно (DP) постоянно налягане в кръвоносната система по време на релаксация на сърдечния мускул. Нормалните средно статистически стойности са: 110 до 120 mm Hg за SP, и 70 до 80 mm Hg за DP.

В зависимост от използвания метод, АКН се измерва по инвазивен или неинвазивен път. Инвазивният е по-точен, но се използва предимно в случаи на оперативна интервенция. Този метод е неприложим в ежедневната практика поради редица причини, като напр. присъствие на високо квалифициран специалист, стерилна среда или измервателни модули, вградени най-често в скъпи операционни монитори. По-широко приложение в практиката намират неинвазивните методи. Някои от тях датират от преди повече от 3000 г. Такова е измерването на АКН чрез „палпиране“ (напипване на пулса с пръсти), като в зависимост от сърдечната честота и „отчетливостта на пулсациите“ в Китай и други източни страни могат да бъдат определени от 3 до 7 нива на кръвното налягане. Векове по-късно, след откриването на стетоскопа, руският лекар Коротков прилага прост и сравнително точен метод, който и към настоящия момент е един от най-използваните. С развитие на технологиите се създават и редица други неинвазивни методи (фиг. 1.1), притежаващи както предимства, така и недостатъци. Освен подходът на Коротков, по-известни са тонометричният, ултразвуковият, осцилометричният и времевият метод Pulse Transit Time (PTT).

Всеки един от избоените по-горе методи имат, както предимства така и множество недостатъци, оказващи съществено влияние върху качеството и достоверността на направените измервания. От всички посочени методи времевият метод известен още като пулсометричен притежава най-добро отношение предимства/недостатъци в полза на предимствата, като измерване на систолното и диастолното АКН при всяко съкращение на сърцето, не се влияе от акустични шумове, устойчиво измерване при движение, възможност за продължително наблюдение, не стресира пациента, влиянието на субективния фактор е практически сведен до нула, не се използва маншет и много др.

Измерването на АКН по метода на пулсометрията (PTT) се основава на закъснението на пулсовата вълна спрямо QRS комплекса, регистрирано най-често с фотоплетизмограф. Подходът се прилага в предварително избрана периферна точка от тялото на субекта **M** и позволява относително просто, достоверно и непрекъснато (при всеки сърдечен цикъл) измерване на АКН за неограничен период от време. При нарастване на систолното налягане

времето за разпространяване на пулсовата вълна T регистрирана в M намалява и обратно при по-ниско налягане се увеличава.

Създаването на уред, работещ по описания по-горе времеви метод, изисква разработване на измервателен комплекс за еднократно определяне на персоналните коефициенти a , b , c както и образа на доминантния нормален QRS комплекс на изследвания индивид.

Комплексът се състои от модул за определяне на индивидуалните коефициенти на изследваното лице, включващ два аналогови канала за регистриране ЕКГ и ПВ, микроконтролер и уред за измерване на АКН по осцилометричен метод, както и модул за измерване на закъснението на пулсовата вълна T_p спрямо регистрирания максимум на QRS комплекса.

Изчислените стойности за систолното и диастолното налягане могат да бъдат показвани на графика в реално време или записвани върху информационен носител, с възможност върху тях да се прилагат различни допълнителни вторични обработки.

В настоящата работа е разгледан алгоритъмът за измерване на референтните стойности на АКН необходими за измерване на персоналните анатомични коефициенти. По същество модулът за измерване на АКН не се различава от съществуващите устройства за измерване на АКН с изключение на това че измерването се прави в процеса на напompване на маншета с въздух а с получените закъснения от регистратора на РТТ автоматично се изчисляват коефициентите a , b , c .

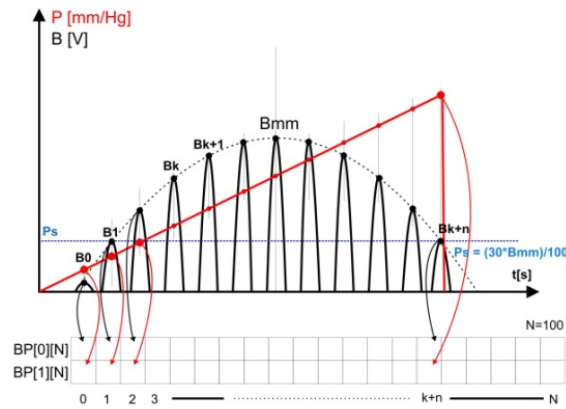
Целта на настоящата работа е да покаже реализирането на прибор и алгоритмите за обработка на сигнала при определяне на персоналните коефициенти за измерване АКН по метода на РТТ.

Процесът на измерване се състои от четири основни фази:

- Повишаване на налягането в маншета, регистриране на пулсовата крива и максималната пулсация P_{mm} определяне на момента на преустановяване на измерването.
- Анализ на пулсовата крива и корекция на шумове и артефакти.
- Определяне на АКН.
- Изчисляване на персоналните коефициенти.

Измерването на АКН се осъществява посредством осцилометричен метод. Известни са два начина за измерване, измерване на АКН след спиране на кръвотока с контролируемо изпускане на налягането от маншета и измерване в процеса на контролируемо повишаване на налягането в маншета до спиране на кръвотока. Вторият начин е по-добър, поради факта че не се налага контрол на изпускането на въздух от маншета, времето за измерване е по-кратко, горната гранична стойност на налягането се определя точно независимо от текущото състояние на систолното налягане.

Алгоритъмът на работа е показан на фиг.1.1. В процеса на повишаване на налягането в маншета показано с червена линия се регистрират максималните стойности на пулсациите предизвикани от турбуленциите на кръвния поток преминаващ през стеснените от маншета артерии. При всеки регистриран локален максимум на пулсова вълна се записва стойността на налягането в маншета. Данните се съхраняват в двумерния масив акумулатор **BP[2][100]**. В първия ред се съхраняват максималните стойности на регистрираните пулсови вълни B_0 до B_n а във втория моментната стойност на налягането в маншета за всяка една пулсация. В процеса на регистриране и запис на B_k се определя и B_{mm} (пулсацията с най-голяма амплитуда асоциирана с налягането в маншета известно като средно кръвно налягане) След определяне на B_{mm} алгоритъмът следи амплитудите на пулсациите, които непрекъснато намаляват поради повишаване на налягането в маншета и затваряне на лумена на артериите в зоната на измерването. При достигане на амплитуда B_{k+n} по-малка от 30% от B_{mm} повишаването на налягането се преустановява вентилът се отваря и налягането в маншета става равно на нула.



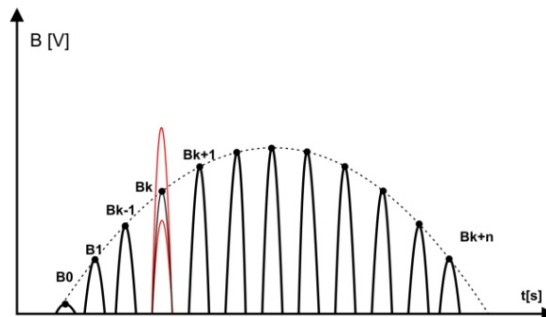
Фиг. 1.1. Алгоритъм за регистриране на пулсовата крива

След като стойностите на максимумите на регистрираните пулсации и асоциираното с тях налягане е записано, алгоритъмът преминава към анализ на пулсовата крива. В реални условия, често се случва амплитудата да не нараства/намалява плавно (в зависимост от това дали налягането в маншета е по-малко или по-голямо от P_{mm}). Причина за това могат да бъдат камерни екстрасистоли характеризирани се с генерирането на голяма амплитуда, както и артефакти вследствие движение по време на измерването. Наличността на пулсации с амплитуди нарушаващи камбанообразния характер на обвиващата крива на регистрираната пулсова вълна могат да опорочат измерването и доведат до грешни резултати. На фиг.1.2 е показано с червен цвят подобно смущение, което съществено нарушава обвиващата осцилометрична крива.

Анализът се извършва последователно за всички регистрирани стойности от масива **$BP[0][k+n]$** . Ако

$$(1.1) \quad B_k \leq B_{k-1} \dots \left. \vphantom{B_k} \right\} B_k = \frac{B_{k-1} + B_{k+1}}{2}$$

$$(1.2) \quad B_k \geq B_{k+1} \dots \left. \vphantom{B_k} \right\} B_k = \frac{B_{k-1} + B_{k+1}}{2}$$



Фиг. 1.2. Отстраняване на артефакти и смущения

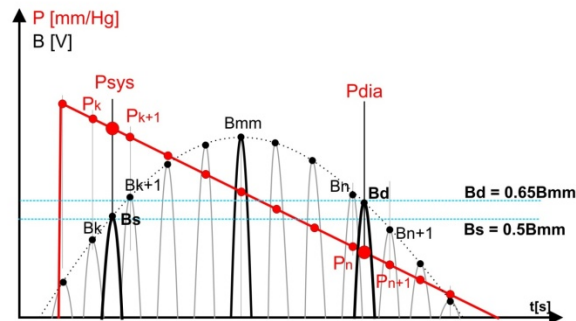
След проверка и коригиране на амплитудите на пулсовата крива се пристъпва към определяне стойностите на систолното и диастолното налягане. За систолно налягане се взема налягането отговарящо на пулсация в маншета с амплитуда

$$(1.3) \quad 0.5B_{mm} \dots \left. \vphantom{0.5B_{mm}} \right\} P_{sys} > P_{mm}$$

а за диастолно налягането асоциирано с пулсация

$$(1.4) \quad 0.65B_{mm} \dots \left. \vphantom{0.65B_{mm}} \right\} P_{dia} < P_{mm}$$

Обикновено масивът $BP[[]]$ не съдържа амплитуди с търсените стойности. Приемането на възможно най-близката до тях отговарящи на условие 1.3 за систолното и 1.4 за диастолното налягане би довело до съществени грешки. Поради тази причина се налага интерполация за определяне както на търсената за съответното налягане амплитуда, така и за асоциираното с нея налягане. За опростяване на задачата допусваме, че между две съседни пулсации от осцилометричната крива амплитудата се изменя по линеен закон. Ако търсената амплитуда B_s попада между стойностите на амплитудите B_k и B_{k+1} (фиг.1.3) т.е.



Фиг. 1.3. Определяне на систолното и диастолно АКН

$$(1.5) \quad B_k < B_s < B_{k+1}$$

се приема стъпка на интерполация

$$(1.6) \quad B_{s_step} = \frac{B_{k+1} - B_k}{100}$$

Броя на стъпките k_s до достигане на желаната амплитуда B_s се определя от зависимостта:

$$(1.7) \quad k_s = \frac{0.5B_{mm} - B_k}{B_{s_step}}$$

Асоциираното налягане за амплитуда на пулсовата вълна B_s определяме посредством (1.7) и интерполация на налягането по подобие на 1.6.

$$(1.8) \quad P_{s_step} = \frac{P_k - P_{k+1}}{100}$$

Систолното налягане се определя от зависимостта:

$$(1.9) \quad P_{sys} = P_k - k_s P_{s_step}$$

По подобен начин определяме диастолното налягане като трябва да се вземе предвид факта, че амплитудите на пулса в участъка в дясно от B_{mm} намаляват в следствие на разширяването на артериалния лумен.

Тогава:

$$(1.10) \quad B_n > B_d > B_{n+1}$$

Определя се стъпката на интерполация

$$(1.11) \quad B_{d_step} = \frac{B_n - B_{n+1}}{100}$$

Броя на стъпките k_d до достигане на желаната амплитуда B_d се определя от зависимостта:

$$(1.12) \quad k_d = \frac{0.65B_{mm} - B_{n+1}}{B_{d_step}}$$

Асоциираното налягане за амплитуда на пулсовата вълна B_d се определя посредством (1.12) и интерполация на налягането по подобие на 1.11.

$$(1.13) \quad P_{d_step} = \frac{P_n - P_{n+1}}{100}$$

Диастолното налягане се определя от зависимостта:

$$(1.14) \quad P_{dia} = P_n - k_d P_{d_step}$$

Известни са зависимостите за определяне на персоналните коефициенти a , b , c позволяващи определянето на систолното и диастолно АКН [1], като функции на времето за разпространение

на пулсовата вълна регистрирана в предварително зададена периферна точка от човешкото тяло.

Определянето на систолното налягане се осъществява с помощта на коефициентите **a** и **b** системата уравнения (1.15)

$$(1.15) \quad \begin{cases} P_1 = aT_{p1} + b \\ P_2 = aT_{p2} + b \end{cases}$$

За решаване на системата и определяне на коефициентите **a** и **b** са необходими две измервания с гарантирано различаващи се систолни налягания съответно **P₁** и **P₂** както и асоциираните с тях времена за разпространение на пулсовата вълна . съответно **T_{p1}** и **T_{p2}**. Това условие лесно се постига като се направи едно измерване на АКН на субекта в състояние на покой и имитация на изкачване на 20 стъпала (степ тест качване и слизане от имитация на стъпало със височина 30 см). Времето за разпространение на пулсовата вълна се определя от модул за регистриране на **T_p**. Измерването на АКН по метода на РТТ се извършва в модула регистрац времето на закъснение **T_p**. Измерените референтни стойности за АКН постъпват по радио линия в модула регистрирац **T_p**.

Систолното налягане се определя посредством израза (1.16)

$$(1.16) \quad P_{sys} = aT_p + b$$

Диастолният коефициент **c** се определя зависимостта (1.17)

$$(1.17) \quad c = (P_{sys} - P_{dia})T_p$$

Където **P_{sys}** и **P_{dia}** се определят от (1.9 и 1.14)

Диастолното налягане се определя посредством (1.16 и 1.17) от израза:

$$(1.18) \quad P_{dia} = (P_{sys} - \frac{c}{T_p})$$

Изводи: Описаният метод за измерване на АКН по метода РТТ позволява надеждно и точно измерване на АКН. Методът притежава съществени преимущества пред използваните до момента известни неинвазивни методи за измерване на АКН. При направените референтни измервания по метода на Коротков (със стетоскоп и сфигноманометър) както и с апарат TRANSTEK работещ на принципа на осцилометричния метод бяха постигнати отклонения в измерванията +5/-4 mmHg за систолното и +2/-7 mmHg за диастолното налягания. Описаният алгоритъм е внедрен в медицински център Оксилайф София.

Литература:

1. Танев, С, Трендафилов П., Генов П., Танева Л. (2009): 'Неинвазивен времеви метод за измерване на артериално кръвно налягане при всеки сърдечен цикъл', Пета научна конференция с международно участие "Космос, екология, нанотехнология, сигурност SENS 2009", 2-4 ноември, София, стр. 87-90.
2. Tanev, S., Trendafilov P., Genov P., Taneva L. (2009) : 'Fast algorithm for detection of normal and pathological events in long period electrocardiogram recordings', Aerospace Research in Bulgaria, Sofia, **23**, pp. 131-138.
3. Tanev, S. (2012): 'Ventricular beat detection and classification in long term ECG recordings', Int J Bioautomation, **16** (4), pp. 273-290.
4. Gesche, H., Grosskurth D, Kuehler G, Patzak A (2011): 'Continuous blood measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method', *Eur J Appl Physiol*, **112** (1), pp. 309-315. doi: 10.1007/s00421-011-1983
5. Gu-Young Jeong, Kee-Ho You, Nam-Gyun Kim (2005): 'Continuous blood pressure monitoring using pulse wave transit time', http://2005.iccas.org/submission/paper/upload/ICCAS2005_jgy.pdf
6. Haiying Zhou, Kun-Mean Hou, Decheng Zou (2009): 'Real-Time Automatic ECG Diagnosis Method Dedicated to Pervasive Cardiac Care', *Wireless Sensor Network*, **1**, pp. 276-283, doi:10.4236/wsn.2009.14034, <http://www.scirp.org/journal/wsn>