

УДК 612.141

Измерение артериального давления на основе совместной обработки набора физиологических показателей

В. И. Шульгин, Али Джадуй, Д. И. Шульга**К. В. Наседкин, В. В. Федотенко**

Харьковский национальный аэрокосмический университет, Украина

Резюме

Предложен способ оценки артериального давления на основе совместной обработки нескольких физиологических показателей человека — частоты сердечных сокращений, времени распространения пульсовой волны и параметров variability сердечного ритма. Проведенные эксперименты показали достаточно высокую точность измерения АД этим способом, сравнимую с точностью, даваемой традиционными методами измерения АД.

Ключевые слова: артериальное давление, частота сердечных сокращений, пульсовая волна, variability сердечного ритма.

Клин. информат. и Телемед.
2012. Т.8. Вып.9. с.38–44

1. Введение

Артериальное давление (АД) является важнейшим физиологическим показателем, определяющим состояние не только сердечно-сосудистой системы (ССС) человека, но и всего организма в целом. Поэтому измерение АД является одной из наиболее часто выполняемых диагностических процедур в медицинской практике [1].

Существующие методы измерения АД подразделяют на две группы: методы прямого (инвазивного) и косвенного (неинвазивного) измерения. При прямом измерении осуществляется катетеризация сосудистой системы или установка датчика непосредственно в артериальное русло [1, 2]. Эти методы обеспечивают высокую точность и непрерывность измерения, но сопряжены со множеством рисков, могут применяться только в условиях клиники под наблюдением специалистов и лишь в случаях крайней необходимости.

Косвенные (неинвазивные) методы основаны на обработке и анализе различных показателей, косвенно связанных с гемодинамикой и артериальным давлением [1, 3]. Эти методы используют принцип введения некоторого препятствия распространению пульсовой волны (ПВ) на пути ее движения по сосудистому руслу и измерения реакции кровотока на это препятствие [1, 3]. В качестве препятствия обычно используется окклюзионная (от лат. *occlusio* — заграждение) манжета, в которой создается внешнее давление, в резуль-

тате чего изменяется характер кровотока на участке кровеносных сосудов под манжетой и ниже нее. Оценка этих изменений по некоторым косвенным признакам и сопоставление их с давлением воздуха в манжете позволяет определить параметры АД [1].

Косвенные методы измерения АД, наиболее распространенными из которых являются осциллометрический и аускультативный методы [1], являются гораздо более безопасными и удобными в использовании. Однако они имеют свои недостатки: меньшую точность и устойчивость измерений, основаны на окклюзии кровеносных сосудов с помощью манжеты, поэтому создают существенные неудобства пациенту при ее накачивании. Кроме того, они позволяют выполнять лишь периодические измерения в отдельные моменты времени. Тогда как во многих случаях необходимым является именно непрерывное и достаточно продолжительное мониторирование показателей АД. В связи с этим не прекращаются и в последнее время значительно активизировались исследования, направленные на разработку новых методов оценки АД, основанных на использовании связи артериального давления с другими, доступными для регистрации, физиологическими сигналами и их параметрами [5,6,7]. В настоящей работе исследуется возможность, предлагаются алгоритмы, а также оцениваются точностные характеристики косвенной оценки параметров АД на основе совместной обработки набора регистрируемых физиологических сигналов пациента.

2. Материалы и методы

Поскольку артериальное давление является лишь одним из множества показателей функционирования ССС человека, представляющей собой замкнутую систему регулирования с многопетлевой обратной связью, должна существовать и на самом деле установлена тесная связь между всеми этими показателями. При этом такие параметры, как частота сердечных сокращений (ЧСС), скорость распространения пульсовой волны, параметры вариабельности сердечного ритма (ВСР), доступны для простого и точного измерения существующими аппаратными средствами [1, 5, 6, 7]. Используя эту связь, можно производить косвенную оценку АД с точностью, присущей традиционным «манжетным» методам измерения.

2.1. Артериальное давление и скорость (время) распространения пульсовой волны

Наиболее выраженной и подробно исследованной является связь между АД и временем (скоростью) распространения пульсовой волны (ВРПВ, СРПВ) [1, 4, 5, 6].

Функциональная связь между АД и скоростью распространения пульсовой волны по артериальному руслу была установлена давно и основывается на известном соотношении, полученном А. I. Moens и D. J. Korteweg [1, 5, 6]. В соответствии с ним скорость, с которой пульсовая волна АД распространяется по артериям, определяется следующим соотношением:

$$\text{СРПВ} = \frac{(\Delta d)}{\text{ВРПВ}} = \sqrt{\frac{g \cdot E \alpha}{\rho \cdot d}}, \quad (2.1)$$

где СРПВ – скорость распространения пульсовой волны, L – длина участка артерии, E – эластичность стенок сосуда, α – толщина его стенок, d – диаметр просвета сосуда, ρ – плотность крови.

Позднее это выражение было дополнено L. A. Geddes [8, 9, 14], который показал, что эластичность сосудистой стенки не является постоянной величиной и зависит от текущего артериального давления:

$$E = E_0 \cdot e^{\alpha P}, \quad (2.2)$$

где E_0 – значение E при нулевом давлении, α – некоторая константа, зависящая от состояния сосудов, P – величина артериального давления.

Полагая, что скорость распространения пульсовой волны на участке артерии длиной L является неизменной, и подставив выражение (2.2) в (2.1), можно получить зависимость ВРПВ от величины АД:

$$(\text{ВРПВ})^2 = \frac{L^2 \cdot \rho d}{g \cdot E_0 \cdot \alpha} \times (e^{\alpha P})^{-1}. \quad (2.3)$$

и обратную ей зависимость, связывающую АД с ВРПВ:

$$P = -\frac{2}{\alpha} \ln(\text{ВРПВ}) + \frac{1}{\alpha} \ln \frac{L^2 \cdot \rho d}{g \cdot E_0 \cdot \alpha}. \quad (2.4)$$

Наконец, учитывая сравнительно небольшие изменения ВРПВ в диапазоне изменений АД, выражение (2.4) можно разложить в ряд Тейлора и ограничиться линейным приближением. В результате получим соотношение:

$$\begin{aligned} P &= -\frac{2}{\alpha} (\Delta \text{ВРПВ}) + \frac{1}{\alpha} \ln \frac{L^2 \cdot \rho d}{g \cdot E_0 \cdot \alpha} = \\ &= -C_1 (\Delta \text{ВРПВ}) + C_0, \end{aligned} \quad (2.5)$$

свидетельствующее о линейной связи между изменениями артериального давления и ВРПВ. В этом выражении C_1 и C_0 – некоторые постоянные для данного пациента коэффициенты, определяемые свойствами и состоянием его сосудов. Из (2.5) видно, что с ростом артериального давления ВРПВ уменьшается.

Измерение ВРПВ обычно производится на основе синхронно регистрируемых электрокардиографического (ЭКГ) и фотоплетизмографического (ФПГ) сигналов [1, 3, 4, 5, 6]. В качестве ВРПВ принимается интервал времени от максимума R-зубца ЭКГ до некоторой характерной точки на ФПГ – рис. 1. В качестве этих точек обычно используют максимум, минимум или максимум первой производной ФПГ сигнала [5, 6, 12].

Для проверки зависимости (2.5) была проведена серия экспериментов по длительному одновременному измерению ВРПВ и величин систолического (САД) и диастолического (ДАД) артериального давления. Регистрация ЭКГ и ФПГ производилась с использованием портативного цифрового электрокардиографа – фотоплетизмографа с беспроводной передачей данных (по Bluetooth), разработки ХАИ МЕДИКА. Внешний вид прибора приведен на фото (рис. 2).

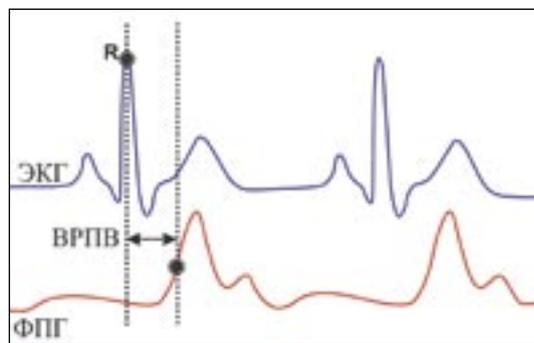


Рис. 1. Принцип определения ВРПВ.



Рис. 2. Цифровой электрокардиограф – фотоплетизмограф.

Табл. 1. Результат измерений АД, ВРПВ и ЧСС.

№.	САД (мм.рт.ст.)	ДАД (мм.рт.ст.)	ЧСС (уд/мин)	ВРПВ (мс)
1	107	67	73	234,727
2	102	68	73	230,327
3	103	69	72	230,000
4	98	71	77	246,600
5	112	66	77	245,177
6	104	66	73	234,727
7	98	67	74	230,327
8	101	77	73	230,000
9	102	73	76	246,600
10	103	71	78	245,177
11	102	70	79	234,727
12	100	74	78	230,327
13	90	67	75	230,000
14	107	66	75	246,600
15	102	74	74	245,177
16	103	69	74	234,727
17	98	70	76	230,327
18	112	69	75	230,000
19	104	73	75	246,600
20	98	66	75	245,177
21	101	66	79	234,727
22	102	74	75	230,327
23	103	71	78	230,000
24	102	67	74	246,600
25	100	66	75	245,177
26	90	70	74	234,727
27	107	66	75	230,327
28	102	66	75	230,000
29	103	65	78	246,600
30	98	58	78	245,177

Параллельно с непрерывной записью ЭКГ и ФПГ с помощью нескольких манжетных измерителей артериального давления осциллометрического типа (UA-604 digital blood pressure monitor, Microlife BP A100, Microlife BP W100) периодически, с интервалом в 1 минуту производились контрольные измерения САД и ДАД. Результаты одного из экспериментов приведены в табл. 1. Всего проведено 20 серий экспериментов различной продолжительности на здоровых молодых людях в возрасте от 20 до 33 лет в разное время суток (днем и вечером). Алгоритм обработки регистрируемых данных приведен на рис. 3.

Для подтверждения линейного характера зависимости между АД и ВРПВ с использованием полученных в различных экспериментах данных построены регрессионные зависимости. Один из примеров (число измерений АД – 75, шаг измерений – 1 минута) приведен на рис. 4.

Расчет линейной регрессии между ВРПВ, САД и ДАД для данных табл.1 дал следующие величины коэффициентов:

$$\text{САД}^* = 260 - 0,680 \times \text{ВРПВ} \quad (2.6)$$

$$\text{ДАД}^* = 223 - 0,668 \times \text{ВРПВ}, \quad (2.7)$$

где САД* и ДАД* – оценки соответствующих параметров на основе измерения ВРПВ.

В табл. 2 приведен результат сравнения оценок САД* и ДАД*, полученных на основе измерения ВРПВ с параллельно выполняемыми контрольными измерениями САД и ДАД.

Результат показывает, что среднеквадратическая ошибка оценки для систолического давления (САД) составляет 3,21 мм.рт.ст., а для диастолического давления (ДАД) – 2,19 мм.рт.ст. Коэффициент корреляции между САД и САД* составил –0,828 и –0,917 между ДАД и ДАД*. При этом параметр доверительного интервала (p-value) составляет для САД* – 0,003, для ДАД* – < 0.0001. Другими словами, величина ошибки измерения АД на основе ВРПВ (по данным проведенного эксперимента) составила не более 3 мм.рт.ст.

2.2. Артериальное давление и частота сердечных сокращений

Известно также, что артериальное давление связано через величину минутного объема крови (МОК), выбрасываемой сердцем в аорту, с частотой сердечных сокращений (ЧСС) [1]. К сожалению, эта связь не выражается про-



Рис. 3. Алгоритм обработки данных для оценки АД на основе ВРПВ, ЧСС и ВСР.

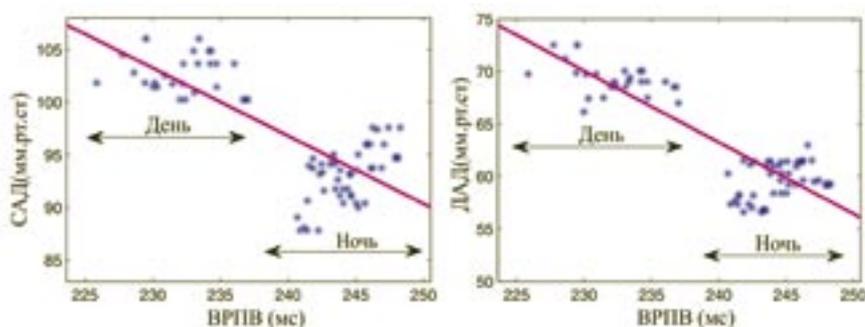


Рис. 4. Зависимость между САД и ВРПВ, ДАД и ВРПВ в течение суток.

Табл. 2. Корреляция между артериальным давлением и ВРПВ.

	САД	ДАД
СКО	3,20692	2,19082
p-value	0,003	< 0.0001
коэффициент корреляции	-0,828	-0,917

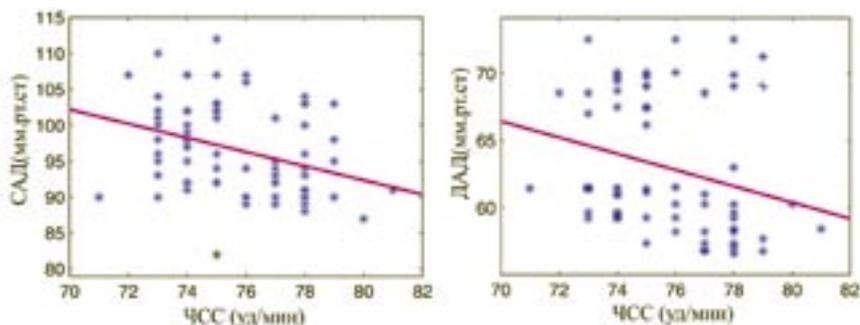


Рис. 5. Зависимость между САД и ЧСС, ДАД и ЧСС.

Табл. 3. Корреляция между артериальным давлением и ЧСС.

	САД	ДАД
СКО	6,00448	5,51190
p-value	0,006	0,057
коэффициент корреляции	-0,316	-0,220

Табл. 4. Корреляция между артериальным давлением, ВРПВ и ЧСС.

	САД	ДАД
СКО	2,72871	1,30027
R^2	80,1%	95,1%
p-value(ВРПВ)	0,003	< 0.0001

стой аналитической зависимостью, как для случая ВРПВ. Однако можно также предположить, что между АД и ЧСС в первом приближении имеется линейная зависимость типа (2.5). С использованием того же набора данных найдем регрессионную зависимость между ЧСС и показателями АД – рис. 5.

Линейная регрессия между ЧСС, САД и ДАД для данных табл. 1 дает следующие величины коэффициентов:

$$САД^* = 167 - 0,931 \times ЧСС \quad (2.8)$$

$$ДАД^* = 107 - 0,580 \times ЧСС, \quad (2.9)$$

В табл. 3 приведен результат сравнения оценок САД* и ДАД*, полученных на основе измерения ЧСС с контрольными измерениями САД и ДАД.

Из табл. 3 видно, что среднеквадратическая ошибка оценки для систолического давления (САД) составляет 6 мм. рт.ст., а для диастолического давления (ДАД) – 5,5 мм.рт.ст. Коэффициент корреляции между САД* и САД, составил -0,828, и -0,917 между ДАД и ДАД*. При этом параметр доверительного интервала (p-value) составляет для САД* – 0,006, для ДАД* – < 0.06. Результат примерно вдвое хуже, чем для оценки на основе ВРПВ, тем не менее, это дополнительная информация, и она может быть использована для повышения точности измерения АД.

2.3 Артериальное давление, ВРПВ и частота сердечных сокращений

Расширяя вектор наблюдения, то есть включив в него одновременно и ВРПВ и ЧСС, получим (для измерений табл.1) следующие зависимости:

$$САД^* = 321 - 0,636 \times ВРПВ - 0,947 \times ЧСС \quad (2.10)$$

$$ДАД^* = 269 - 0,670 \times ВРПВ - 0,598 \times ЧСС, \quad (2.11)$$

Величины корреляции между артериальным давлением, ВРПВ и ЧСС, а также точности и достоверности оценки АД на основе расширенного вектора наблюдения (ВРПВ и ЧСС) приведены в табл. 4.

Видно, что среднеквадратическая ошибка для САД составляет 2,73 мм. рт. ст., а для ДАД – 1,3 мм. рт. ст., коэффициент детерминации R^2 для САД равен 80,1% и для ДАД – 95,1%, что существенно лучше, чем при использовании для оценки АД только измерений ВРПВ.

2.4. Артериальное давление и вариабельность сердечного ритма (ВСР)

Экспериментально отмечена также связь между показателями АД и вариабельностью сердечного ритма (ВСР), особенно отражающими активность симпатического отдела АНС [7, 10, 11]. По аналогии с 2.1–2.3 мы нашли величины коэффициентов корреляции между параметрами АД и различными показателями ВСР. Результаты приведены в табл. 5. Видна достаточно тесная связь

между АД и такими параметрами ВСР, как ЧСС, MEAN RR, RMSSD и LF.

Поскольку величины корреляции АД с параметрами ВСР сравнительно невелики, можно предположить, что использование последних для самостоятельной оценки АД нецелесообразно. Однако использование параметров ВСР в качестве дополнительной информации вполне возможно.

В табл. 6 и 7 приведены результаты определения коэффициентов регрессионной зависимости между систолическим и диастолическим АД, ВРПВ и различными параметрами ВСР.

3. Обсуждение результатов и выводы

Результаты проведенных исследований показывают наличие достаточно сильной линейной связи (коэффициент корреляции для отдельного пациента более 0,9) между АД и ВРПВ. При этом точность косвенной оценки АД на основе этой связи составляет по СКО

Табл. 5. Корреляция между артериальным давлением, ВРПВ и показателями ВСР.

ВСР	ДАД		СрАД		САД	
	коэффициент корреляции	p-value	коэффициент корреляции	p-value	коэффициент корреляции	p-value
SDNN	-0,022	0,952	-0,131	0,719	-0,229	0,525
RMSSD	-0,477	0,163	-0,519	0,125	-0,535	0,111
NN50	-0,113	0,755	-0,163	0,652	-0,204	0,571
pNN50	-0,063	0,862	-0,112	0,759	-0,153	0,673
TINN	-0,180	0,620	-0,273	0,445	-0,351	0,320
MEAN RR	0,485	0,155	0,489	0,151	0,471	0,170
VLF	0,075	0,837	0,133	0,714	0,326	0,358
HF	0,011	0,977	0,079	0,827	0,142	0,696
LF	-0,620	0,056	-0,611	0,060	-0,575	0,082
TP	-0,001	0,998	-0,066	0,857	-0,124	0,732
LF/HF	0,066	0,857	-0,024	0,946	0,110	0,763
HF_NORM	0,010	0,978	0,100	0,784	0,181	0,617
LF_NORM	-0,010	0,978	-0,100	0,784	-0,181	0,617

Табл. 6. Статистический анализ для оценки линейной регрессии между САД и параметрами ВСР.

α	Регрессия САД	СКО	p-value (95% доверительный интервал)	R^2
SDNN	$268 - 0,680 \times \text{ВРПВ} - 0,241 \times \text{ВСР}\alpha$	3,127	0,009	66,4%
RMSSD	$260 - 0,599 \times \text{ВРПВ} - 0,641 \times \text{ВСР}\alpha$	3,075	0,008	67,6%
NN50	$262 - 0,673 \times \text{ВРПВ} - 0,106 \times \text{ВСР}\alpha$	3,270	0,012	63,3%
pNN50	$262 - 0,677 \times \text{ВРПВ} - 0,313 \times \text{ВСР}\alpha$	3,334	0,014	61,9%
TINN	$263 - 0,666 \times \text{ВРПВ} - 0,041 \times \text{ВСР}\alpha$	2,866	0,005	71,8%
MEAN RR	$173 - 0,631 \times \text{ВРПВ} + 0,097 \times \text{ВСР}\alpha$	2,776	0,004	73,6%
VLF	$261 - 0,697 \times \text{ВРПВ} + 218 \times \text{ВСР}\alpha$	2,551	0,002	77,7%
HF	$260 - 0,691 \times \text{ВРПВ} + 34,7 \times \text{ВСР}\alpha$	3,205	0,011	64,7%
LF	$246 - 0,586 \times \text{ВРПВ} - 36,9 \times \text{ВСР}\alpha$	2,894	0,005	71,3%
TP	$268 - 0,701 \times \text{ВРПВ} - 0,0028 \times \text{ВСР}\alpha$	3,141	0,009	66,1%
LF/HF	$279 - 0,744 \times \text{ВРПВ} - 11,50 \times \text{ВСР}\alpha$	2,822	0,004	72,7%
HF_NORM	$254 - 0,725 \times \text{ВРПВ} + 0,219 \times \text{ВСР}\alpha$	2,789	0,004	73,3%
LF_NORM	$276 - 0,725 \times \text{ВРПВ} - 0,219 \times \text{ВСР}\alpha$	2,789	0,004	73,3%

Табл. 7. Статистический анализ для оценки линейной регрессии между ДАД и параметрами ВСР.

α	Регрессия ДАД	СКО	p-value (95% доверительный интервал)	R ²
SDNN	$237 - 0,720 \times \text{ВРПВ} - 0,023 \times \text{ВСР}\alpha$	2,338	0,002	79,6%
RMSSD	$236 - 0,674 \times \text{ВРПВ} - 0,373 \times \text{ВСР}\alpha$	2,170	0,001	82,4%
NN50	$237 - 0,718 \times \text{ВРПВ} - 0,044 \times \text{ВСР}\alpha$	2,302	0,001	80,2%
pNN50	$237 - 0,720 \times \text{ВРПВ} - 0,087 \times \text{ВСР}\alpha$	3,334	0,002	79,7%
TINN	$238 - 0,715 \times \text{ВРПВ} - 0,017 \times \text{ВСР}\alpha$	2,212	0,001	81,7%
MEAN RR	$153 - 0,674 \times \text{ВРПВ} + 0,093 \times \text{ВСР}\alpha$	1,341	< 0.0001	93,3%
VLF	$236 - 0,719 \times \text{ВРПВ} - 12,60 \times \text{ВСР}\alpha$	2,338	0,002	79,6%
HF	$236 - 0,724 \times \text{ВРПВ} + 12,20 \times \text{ВСР}\alpha$	2,302	0,001	80,2%
LF	$222 - 0,626 \times \text{ВРПВ} - 37,0 \times \text{ВСР}\alpha$	1,442	< 0.0001	92,2%
TP	$240 - 0,731 \times \text{ВРПВ} - 0,0013 \times \text{ВСР}\alpha$	2,250	0,001	81,1%
LF/HF	$245 - 0,751 \times \text{ВРПВ} - 5,510 \times \text{ВСР}\alpha$	2,148	0,001	82,7%
HF_NORM	$233 - 0,743 \times \text{ВРПВ} + 0,11 \times \text{ВСР}\alpha$	2,127	0,001	83,1%
LF_NORM	$244 - 0,743 \times \text{ВРПВ} - 0,11 \times \text{ВСР}\alpha$	2,127	0,001	83,1%

порядка 3,2/2,2 мм.рт.ст. Расширение вектора наблюдения (то есть включение в число измеряемых параметров таких величин, как ЧСС и параметры ВСР), позволяет повысить точность измерения до 2,9/1,4 мм.рт.ст. При этом наиболее тесно связанными с АД являются такие показатели ВСР, как MEAN RR, RMSSD, и спектральный показатель, связанный с симпатической активностью — LF. Используя эту связь можно производить непрерывную косвенную оценку АД с точностью, присущей традиционным «манжетным» методам измерения, но без присущих последним недостатков.

Литература

- Hannu Sorvoja, «Noninvasive blood pressure pulse detection and blood pressure determination». 2006.
- Ben Gupta, «Invasive blood pressure monitoring», Sir Charles Gairdner Hospital, Perth, Western Australia.
- P. Shaltis, A. Reisner, and H. Asada, «A Hydrostatic Pressure Approach to Cuffless Blood Pressure Monitoring», in Proc. 26th Annu. IEEE Int. Conf. Engineering in Medicine and Biology, San Francisco, Sept. 2004.
- Heiko Gesche, Detlef Grosskurth, Gert Kuchler, Andreas Patzak, «Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method», Springer-Verlag 2011.
- Federico S., Harinath Garudadri. Noninvasive Cuffless Estimation of Blood Pressure from Pulse Arrival Time and Heart Rate with Adaptive Calibration // IEEE Computer society. – 2009 P.114–115.
- Soo-young Ye, Gi-Ryon Kim, Dong-Keun Jung, Seong-wan Baik, and Gye-rok Jeon. Estimation of Systolic and Diastolic Pressure using the Pulse Transit Time.
- Mohamed Faisal Lutfi., Mohamed Yosif Sukkar. Effect of blood pressure on heart rate variability // Khar-toum Medical Journal (2011) Vol. 04, No. 01, p. 548–553.
- Geddes, L. A., Voelz, M. H., Babbs, C. F., Bourland, J. D. & Tacker, W. A., «Pulse transit time as an indicator of arterial blood pressure», *Psychophysiology*, vol. 18, pp. 71–74. (1981) с. (1878)
- Geddes L. A, Voelz M., James S. & Reiner D. «Pulse wave velocity as a method of obtaining systolic and diastolic blood pressure». *Med Biol Eng Comput* 19: 671–672. (1981)
- P. Skyba, P. Joppa, M. Orolin, R. Tkáčová, «Blood pressure and heart rate variability response to noninvasive ventilation in patients with exacerbations of chronic obstructive pulmonary disease». *Physiol. Res.* 56: 527–533, 2007.
- S. Danev, R. Nikolova, M. Kerekovska, S. Svetoslavov, «Relationship between heart rate variability and hypercholesterolaemia». *Centr. eur. J. publ. Hlth* 5, 1997, No 3, p. 143–146.
- John Allen, «Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement». *Physiol. Meas.* 28 (2007) R1–R39.
- Jorge Proença, Jens Muehlsteff, Xavier Aubert, Paulo Carvalho «Is Pulse Transit Time a good indicator of Blood Pressure changes during short physical exercise in a young population?». Conference of the IEEE EMBS September 4, 2010.
- L. A. Geddes, Leslie Alexander Geddes, «Handbook of blood pressure measurement», Humana Press.

Measurement of arterial blood pressure, on the basis of co-processing of physiological parameters set

V. I. Shulgin, Ali Jadooei, D. I. Shulga
K. V. Nasedkin, V. V. Fedotenko
National Aerospace University Kharkov
Ukraine

Abstract

A method proposed for evaluation of arterial blood pressure, on the basis of co-processing of several physiological parameters of a person — heart rate, pulse wave transit time, and heart rate variability parameters. The experiments showed a rather high accuracy of measurement of arterial blood pressure in comparison with the traditional methods of measuring blood pressure.

Key words: blood pressure, heart rate, pulse wave, heart rate variability.

Вимірювання артеріального тиску на основі спільної обробки набору фізіологічних показників

V. I. Шульгін, Алі Джадуей, Д. І. Шульга
К. В. Наседкін, В. В. Федотенко
Харківський національний аерокосмічний університет, Україна

Резюме

Запропоновано спосіб оцінки артеріального тиску на основі спільної обробки декількох фізіологічних показників людини — частоти серцевих скорочень, часу поширення пульсової хвилі та

параметрів варіабельності серцевого ритму. Проведені експерименти показали досить високу точність вимірювання артеріального тиску цим способом, порівнянну з точністю, що дається традиційними методами вимірювання.

Ключові слова: артеріальний тиск, частота серцевих скорочень, пульсова хвиля, варіабельність серцевого ритму.

Переписка

к.тех.н., **В. И. Шульгин**

Харьковский национальный
аэрокосмический университет
ул. Чкалова, 17

Харьков, 61070, Украина

тел. +38 (057) 719 91 88

эл. почта: vyacheslav.shulgin@gmail.com