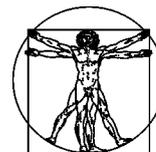


DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2020.4.09
УДК 616.713:616.12-089



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

ЭРГОНОМИЧЕСКАЯ ОЦЕНКА СПОРТИВНЫХ ЛЫЖ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА ГЕМОДИНАМИКИ СПОРТСМЕНА ПО ДАННЫМ ТОНОМЕТРИИ И ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ В УСЛОВИЯХ НАГРУЗОЧНОГО ТЕСТА

С.В. Шилько¹, Ю.Г. Кузьминский¹, К.К. Бондаренко², Н.С. Богданова³

¹ Институт механики металлополимерных систем имени В.А. Белого Национальной академии наук Беларуси, 246050, Республика Беларусь, Гомель, ул. Кирова, 32а, e-mail: Shilko_mpri@mail.ru

² Гомельский государственный университет имени Ф. Скорины, 246050, Республика Беларусь, Гомель, ул. Советская, 104, e-mail: kostyabond67@mail.ru

³ Гомельский государственный технический университет имени П.О. Сухого, 246029, Республика Беларусь, Гомель, проспект Октября, 48

Аннотация. Оклюзионная тонометрия и электрокардиография в состоянии покоя широко применяются в медицине для диагностики и мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы. В последние годы благодаря появлению портативных и мобильных гаджетов разрабатываются программно-аппаратные реализации этих методов для фитнеса и спортивных тренировок. Представлены результаты анализа гемодинамики спортсмена в реальном масштабе времени по данным синхронно проводимой тонометрии и электрокардиографии в процессе трехэтапного нагрузочно-скоростного тестирования «покой–нагрузка–восстановление». Показано, что на основе использования указанных диагностических методов, одномерного биомеханического моделирования гемодинамики и экспериментально полученных статистических зависимостей возможен мониторинг весьма важных и информативных показателей энергоэффективности движения человека (потребление кислорода, динамика кислородного долга, доленое распределение аэробных и анаэробных источников энергообеспечения), в том числе для оценки эргономичности спортивного снаряжения. Такой мониторинг в условиях фитнеса, спортивных тренировок и состязаний реализован лишь с применением сложных и дорогостоящих приборов. В связи с этим предложено использовать разработанный авторами мобильный программно-аппаратный комплекс и биомеханические критерии (частоту сердечных сокращений до и после нагрузки, объем потребляемого кислорода, величину кислородного долга), характеризующие энергозатраты спортсмена, для оценки качества спортивного снаряжения, в частности беговых лыж. Выбор биомеханически адекватных лыж осуществляется на основе статистического анализа результатов нагрузочно-скоростного тестирования группы спортсменов

Ключевые слова: биомеханика сердечно-сосудистой системы, гемодинамика, эргономика спортивного снаряжения, окклюзионная тонометрия, электрокардиография, программно-аппаратный комплекс, нагрузочно-скоростное тестирование.

© Шилько С.В., Кузьминский Ю.Г., Бондаренко К.К., Богданова Н.С., 2020

Шилько Сергей Викторович, к.т.н., заведующий лабораторией механики композитов и биополимеров, Гомель

Кузьминский Юрий Гарриевич, с.н.с. лаборатории механики композитов и биополимеров, Гомель

Бондаренко Константин Константинович, к.пед.н., заведующий кафедрой физического воспитания и спорта, Гомель

Богданова Наталья Сергеевна, ассистент кафедры информатики, Гомель

ВВЕДЕНИЕ

Для оценки функционального состояния организма в процессе подготовки спортсменов массовых разрядов достаточно часто применяется стандартный нагрузочный тест (СНТ), включающий 30 приседаний в течение 30 секунд и сопровождаемый тонометрией на трех этапах – в начальном состоянии покоя, непосредственно после завершения нагрузений и через 3 минуты релаксации (для определения скорости восстановления до исходного состояния покоя). На основании полученных данных рассчитываются индексы функционального состояния организма [1,2]. Однако многие информативные биомеханические показатели при таком тестировании не определяются. Актуально расширение списка диагностируемых параметров, в первую очередь характеризующих энергоэффективность движения. К ним относятся: потребление кислорода, динамика кислородного долга, долевое распределение аэробных и анаэробных источников энергообеспечения.

Для диагностики и мониторинга функционального состояния организма авторы данной статьи используют метод одномерного биомеханического моделирования гемодинамики сердечно-сосудистой системы в реальном масштабе времени по данным окклюзионной тонометрии и электрокардиографии.

Нужно заметить, что обычная тонометрия в сочетании с СНТ не определяет вклад аэробных и анаэробных источников энергообеспечения, профиль пульсовой волны и вариабельность сердечного ритма. Для преодоления этих методических ограничений целесообразно использовать окклюзионную осциллометрию и соответствующие аппаратные средства [9, 16, 20], позволяющие существенно расширить перечень диагностируемых параметров гемодинамики. Наиболее массовым методом скрининга и оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы является тонометрия в состоянии покоя. Однако технические и методические ограничения метода тонометрии делают его не всегда применимым. Метод электрокардиографии при программно-аппаратной реализации в смартфонах делает контроль состояния сердечно-сосудистой системы более доступным, быстрым и экономичным. С другой стороны, вычисление параметров гемодинамики, обычно недоступных при электрокардиографии, становится возможным по описываемой ниже методике.

Представляется, что взаимодополняющее использование вышеуказанных диагностических методов, одномерного биомеханического моделирования гемодинамики и экспериментально полученных статистических зависимостей, программно реализуемых в портативных и мобильных гаджетах, позволяет достаточно полно и в реальном масштабе времени охарактеризовать «биомеханическую энергоэффективность» человека. Представляется, что эта информация востребована не только для выявления профессиональной пригодности, оценки квалификации, силовых и скоростных возможностей спортсменов, но и для оценки эргономичности спортивного снаряжения. В настоящее время такой мониторинг фитнеса, спортивных тренировок и состязаний возможен лишь с применением сложных и дорогостоящих приборов.

В связи с этим целесообразно использовать мобильные программно-аппаратные комплексы и биомеханические критерии (частоту сердечных сокращений до и после нагрузки, объем потребляемого кислорода, величину кислородного долга), характеризующие энергозатраты спортсмена, описанные в публикациях [8, 13–15], для оценки качества спортивного снаряжения, в частности беговых лыж, при проведении соответствующего нагрузочно-скоростного тестирования.

ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ

Целью исследования является разработка метода эргономической оценки спортивного снаряжения на основе биомеханического анализа гемодинамики спортсмена с привлечением данных тонометрии и электрокардиографии, выполняемых в процессе нагрузочно-скоростного тестирования.

МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Окклюзионная осциллометрия

Окклюзионная осциллометрия – базовая методика гемодинамической диагностики на основе тонометрии реализована в программно-аппаратном комплексе (ПАК) «БИОСПАС» [14], позволяющем определить большое число параметров гемодинамики с представлением результатов в виде графических форм. Основные гемодинамические параметры представлены в табл. 1. Диагностическим инструментом

Таблица 1

Основные параметры гемодинамики, используемые в ПАК «БИОСПАС»

Наименование	Интервал изменения	Норма
Антропометрия		
Нагрузка L , кДж/мин	4–150	6 (покой)
Возраст A , год	–	40
Масса M , кг	–	70
Рост H , см	–	170
Площадь поверхности тела S , см ²	–	–
Параметры сердца		
Пульс F_{cc} , уд/мин	40–210	70
Систолическое давление P_{max} , мм рт. ст.	50–250	120
Диастолическое давление P_{min} , мм рт. ст.	30–150	80
Систолический объем V_{sys} , л	0,03–0,25	0,08
Диастолическая доля KIT , %	50–90	75
Сердечное энергопотребление E_c , кДж/мин	0,032–0,210	0,068
Параметры сосудов		
Скорость пульсовой волны C_v , м/с	6–14	8,5
Сжатие/расширение сосудов $k_d (d_{dia}/d_{norm})$, %	80–130	100
Дилатация сосудов $k_{dt} (d_{sys}/d_{dia})$, %	100–130	116
Периферическое сопротивление R_p	800–2600	1330
Показатели крови		
Содержание гемоглобина Hb , г/л	80–180	150
Параметр кислотного равновесия pH	6,9–7,5	7,37
Вязкость общая крови η , сСт	1,9–8	5
Обеспечение кислородом $k_{str} (O_2 \text{ потр}/O_2 \text{ необх})$, %	20–300	100
Артеровенозный градиент по кислороду AV_{O_2} , %	12–72	22

является автоматизированное сопоставление индивидуального профиля пульсовой волны с альбомом из 25 опубликованных в литературе профилей, соответствующих различным функциональным отклонениям сердечно-сосудистой системы.

Аппаратная часть ПАК «БИОСПАС» состоит из полуавтоматического тонометра *LD1* и интерфейсной тензометрической станции *TSL L1* для передачи данных от датчика давления в компьютер с частотой 120 Гц [13].

При окклюзионной тонометрии используется ручное управление запорным клапаном тонометра, продолжительность процедуры регистрации давления составляет не 40 с, как в классической тонометрии, а 240 с, что определяется длительностью СНТ. Фрагмент графика давлений приведен на рис. 1, *а*. После выделения отдельных пульсограмм (рис. 1, *б*) строятся графики амплитуд осцилляций (рис. 1, *в*) и частоты сердечных сокращений (рис. 1, *г*).

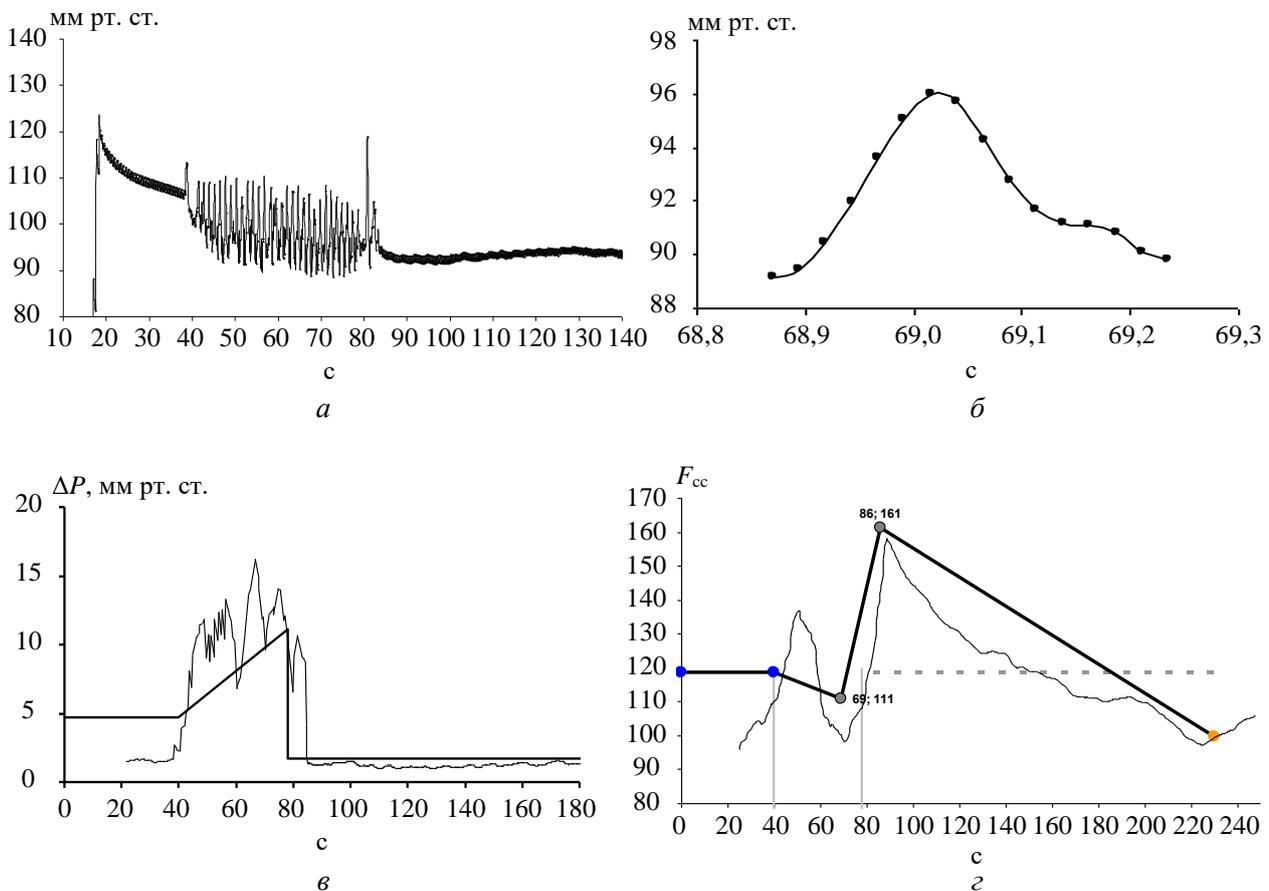


Рис. 1. ТонOMETрические параметры в зависимости от времени: *а* – давление в манжете с выделенными пиками осцилляций; *б* – отдельная пульсограмма (*PWF*); *в* – амплитуда осцилляций и её аппроксимация; *г* – частота сердечных сокращений, её аппроксимация

Входные показатели определялись на основании следующих корреляционных зависимостей, выявленных в процессе использования базы данных ПАК «БИОСПАС»:

– систолический объем сердечного выброса

$$V_{sys} = (0,0114\Delta P_{rest} + 0,079)F_{cc}/F_{rest},$$

где F_{cc} – текущая частота сердечных сокращений; F_{rest} – частота сердечных сокращений конца периода восстановления; ΔP_{rest} – амплитуда осцилляций конца периода восстановления;

– систолическое давление

$$P_{\max} = -5883,8V_{\text{sys}}^2 + 1731,6V_{\text{sys}} + 39,779.$$

Определение значений выходных параметров V_{sys} , k_d , η , pH , k_{str} по известным значениям антропометрических и гемодинамических показателей L , H , M , A , S , F_{cc} , V_{sys} , P_{\max} , Hb , C_v , KIT , k_{str} производится путем решения задачи оптимизации методом вариаций в интервале допустимых изменений параметров P_{\min} , k_d и η для каждой выделенной пульсограммы. Вводятся следующие оптимизационные условия (ограничения) с учетом весовых коэффициентов, отражающих значимость того или иного параметра:

– разница (невязка) измеренного и расчетного (с использованием одномерной биомеханической модели артериального кровообращения) значений систолического давления не должна превышать заданной абсолютной погрешности;

– сумма отклонений искомых значений вязкости крови и уровня деформации сосудов от нормальных значений должна быть минимальной.

Так как содержание гемоглобина не подвержено мгновенным изменениям, оно определялось по данным пульсограммы в момент завершения периода восстановления.

Распределение долей энергообеспечения в текущий момент времени найдено по методике анализа энергообеспечения В.Л. Карпмана [5]. Такое распределение устанавливается на основе линейных аппроксимаций анаэробных составляющих и амплитуд буферных источников (алактатных и лактатных) в долевом отношении к нормам. В свою очередь, это соотношение определяется исходя из концепции полного энергообеспечения нагрузки и ликвидации кислородного долга к концу полного этапа восстановления (который не обязательно совпадает с моментом завершения нагрузочного теста). Соотношение длительности реального и тестового этапа восстановления является определяемым параметром модели.

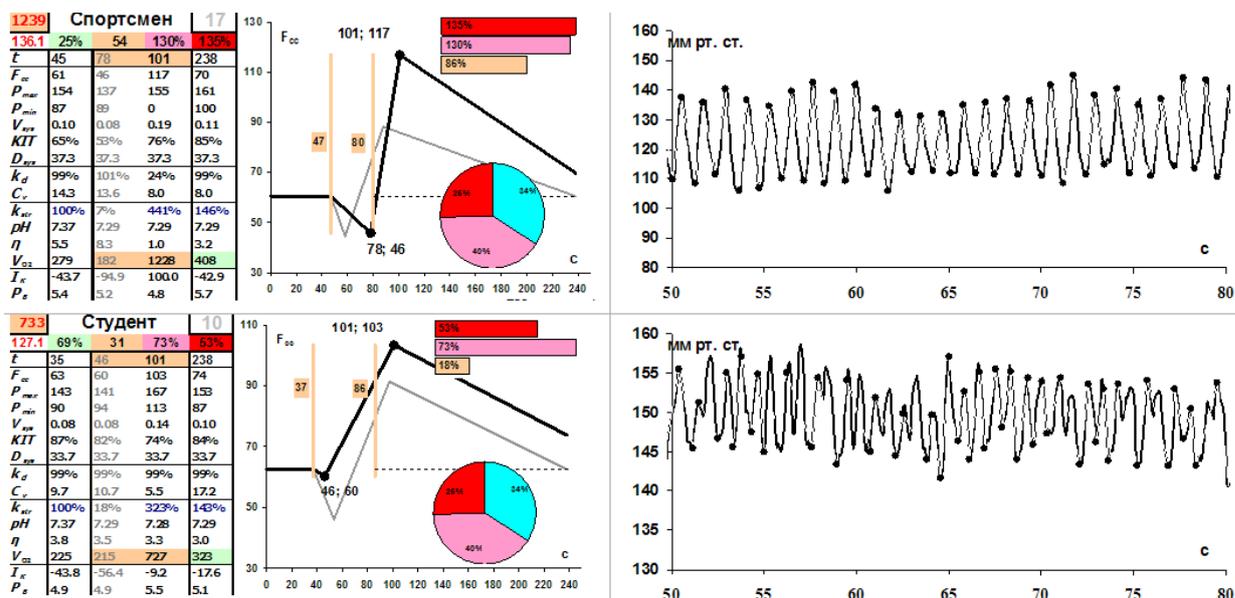


Рис. 2. Результаты диагностики двух обследуемых: слева – гемодинамические параметры теста, индивидуальный и статистический график изменения частоты сердечных сокращений и график нормированной емкости буферов энергообеспечения и интегрального параметра пиков частоты сердечных сокращений; справа – осцилляции периода нагрузки

Доля аэробного энергообеспечения k_{str} определяется текущей физической нагрузкой, частотой пульса, минутным объемом кровообращения и артеренозным градиентом содержания связанного гемоглобином кислорода. В положении покоя $k_{str} = 100\%$. Потребный секундный объем потребления кислорода, мл, $V_{O_2-R} = 250 (M/70)(L/L_{rest})$, а поставляемый $V_{O_2} = 250 (M/70)(F_{cc}/F_{rest})$. Здесь L – текущая нагрузка; L_{rest} – нагрузка покоя; F_{cc} – текущая частота сердечных сокращений; F_{rest} – частота сердечных сокращений в покое; M – масса тела.

После осреднения результатов моделирования для 5 последовательных пульсограмм определяются окончательные значения искоемых параметров.

По мнению авторов, сопоставление линейной аппроксимации частоты сердечных сокращений конкретного обследуемого и осредненных групповых данных представляет собой эффективный способ диагностики функционального состояния, основанный на анализе амплитуд давлений и их временных лагов. Это подтверждается изменением частоты сердечных сокращений при растущей нагрузке [2] (рис. 1, б), достижением максимума частоты сердечных сокращений на этапе восстановления, снижением частоты сердечных сокращений на этапе восстановления до уровня покоя – не менее, чем за 3 минуты, а также возможностью выявления гемодинамических (рис. 1, в) и функциональных (рис. 1, г) отклонений от норм [15, 17].

В исследовании принимали участие студенты Белорусского государственного университета транспорта (15 юношей и 10 девушек), имеющие массовые разряды по различным видам спорта; 5 студентов факультета физической культуры Гомельского государственного университета имени Ф. Скорины, имеющих звание «Мастер спорта Республики Беларусь»; 4 преподавателя в возрасте 63–65 лет. Все участники эксперимента выполняли стандартный нагрузочный тест (30 приседаний за 30 с) с последующим периодом восстановления в течение 3 мин.

Таблица 2

Средние гемодинамические показатели группы

Параметр	Остаток $x \pm \delta$	$F_{cc \min}$ («ямка») $x \pm \delta$	$F_{cc \max}$ («пик») $x \pm \delta$	Восстановление $x \pm \delta$
t	32 ± 6	53 ± 16	92 ± 11	216 ± 29
F_{cc}	71 ± 8	52 ± 5	105 ± 15	72 ± 12
P_{max}	151 ± 9	133 ± 14	164 ± 2	152 ± 3
P_{min}	95 ± 8	91 ± 9	95 ± 7	89 ± 6
V_{sys}	$0,10 \pm 0,02$	$0,07 \pm 0,2$	$0,14 \pm 0,2$	$0,10 \pm 0,1$
$KIT, \%$	73 ± 8	63 ± 9	77 ± 7	82 ± 10
D_{sys}	$33,1 \pm 1$	$33,1 \pm 1$	$33,1 \pm 1$	$33,1 \pm 1$
$k_d, \%$	99 ± 1	102 ± 3	99 ± 0	99 ± 0
C_v	$10,7 \pm 2,2$	$10,5 \pm 2,0$	$8,5 \pm 1,2$	$10,2 \pm 3,4$
$k_{str}, \%$	100 ± 0	21 ± 11	556 ± 297	163 ± 43
pH	$7,37 \pm 0,04$	$7,25 \pm 0,04$	$7,18 \pm 0,07$	$7,30 \pm 0,06$
η	$4,4 \pm 0,9$	$7,2 \pm 1,5$	$2,4 \pm 0,5$	$3,8 \pm 1,0$
V_{O_2}	272 ± 23	254 ± 184	1670 ± 913	418 ± 131
I_K	$-37,9 \pm 19,3$	$-81,5 \pm 20,4$	$7,8 \pm 15,6$	-24 ± 24
P_B	$5,2 \pm 0,2$	$4,9 \pm 0,3$	$5,5 \pm 0,1$	$5,3 \pm 0,1$

По описанной методике определялись изменения частоты сердечных сокращений, систолического и диастолического давления, систолический объем, объем утилизируемого кислорода, артеровенозный градиент по кислороду, вязкость крови, долевое распределение кислородного / алактатного / лактатного источников энергообеспечения, индексы Баевского и Кердо, а также интегральный параметр минимума частоты сердечных сокращений. Индивидуальные параметры сопоставлены со средними значениями для групп обследуемых. Осредненные параметры гемодинамики и специальные показатели (параметр аритмии, кислородный долг, емкость анаэробных источников энергии, интервалы времени и т.д.) группы студентов приведены в табл. 2.

Метод электрокардиографии

В исследовании использованы файлы электрокардиограмм I отведения с частотой 200 Гц, полученные на базе андроидных смартфонов.

Данная разработка реализована на основе алгоритмов программного обеспечения ПАК «БИОСПАС» [8, 13, 14].

При выполнении первого этапа анализа ЭКГ по выделению *RR* интервалов и других пиков, наряду с «нормальными» ЭКГ (рис. 3) в сформированных группах выявлены ЭКГ, требующие использования дополнительных математических процедур инвертирования и выделения *R*-пиков внутри *RR*-интервала путем вычисления градиента ЭКГ-сигнала. Предварительно исходная ЭКГ сглаживается методом скользящего центрального осреднения по 5 точкам.

На втором этапе анализа определяется момент прихода отраженной волны и длительность систолического периода кардиоцикла. На пульсограмме измеряются длина интервалов, затем на графике ЭКГ выбираются интервалы необходимой длины. Возможные ошибки легко исправляются корректировкой коэффициентов при применении линейных статистических зависимостей.

Ключевые временные параметры классической пульсограммы (рис. 4): t_s – длительность систолы и t_r – время прихода отраженной волны (РТТ). Вычисление ключевых параметров гемодинамики, определяемых согласно методике [21, 19] по статистическим зависимостям и используемых при последующем гемодинамическом моделировании, производилось по формулам:

- скорость пульсовой волны

$$C_v = H/t_r;$$

- доля диастолической части кардиоинтервала

$$KIT = 1 - t_s/K;$$

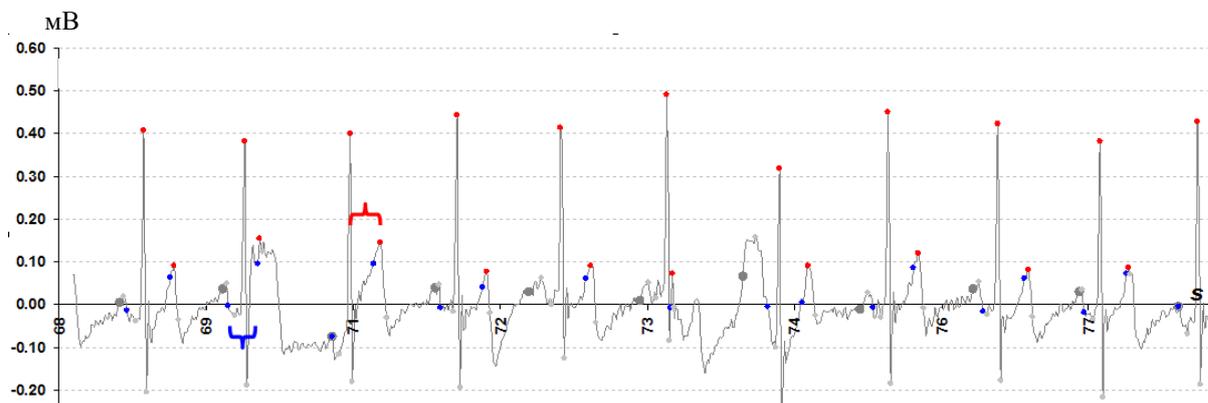


Рис. 3. Электрокардиограмма в норме

- толщина стенок крупных артерий

$$IMT = 0,29 + 0,025C_v;$$

- содержание гемоглобина

$$Ht = \frac{1,872}{KIT} \frac{60}{F_{cc}} \frac{66,03}{(P_{max} - P_{min})^{-0,41}} \frac{P_{max} \cdot F_{cc}}{100 \left(\frac{C_v}{10}\right)^{-0,2}},$$

$$Hb = 374Ht.$$

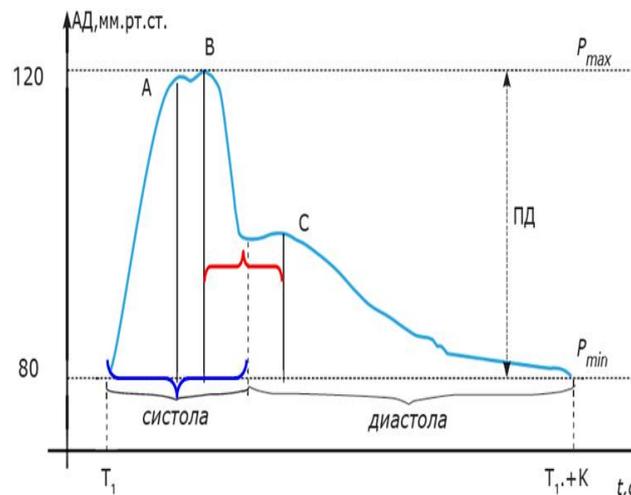


Рис. 4. График изменения артериального давления (АД) в течение кардиоцикла

В привязке к выделенным точкам ЭКГ (см. рис. 3) временные интервалы t_r и t_s вычисляются как длительности сегментов rt и $p+t$ соответственно [20]. Для давлений в данной методике применены зависимости

$$P_{max} = a - b F_{cc} - c P_{min},$$

$$P_{min} = d - e F_{cc} - f t_r,$$

где F_{cc} – частота сердечных сокращений; P_{max} – систолическое давление, P_{min} – диастолическое давление. Использование приведенных статистических зависимостей для давлений не является единственно возможным, однако, по мнению авторов, они предпочтительнее аналогичных соотношений, предложенных в работах [23, 24, 22, 18].

Информационной основой исследования служила база данных антропометрических параметров и электрокардиограмм в wav-формате из 6000 записей [4]. Электрокардиограммы исследовались совместно с предоставленными данными синхронной тонометрии обследуемых обоих полов, разделенных на 3 возрастные категории (до 30 лет, до 50 лет и старше 50 лет).

По данным анализа данных одновременной тонометрии и электрокардиографии 6 сформированных групп пользователей получена таблица искомых коэффициентов, которые подбирались методом перебора до выполнения условия минимума критерия:

$$k_{MxDMn} \cdot \Delta_{MxDMn} + k_{Midl} \cdot \Delta_{Midl} - k_{Correl} \cdot Correl.$$

Задача моделирования по определению значений выходных параметров (k_d , η , pH , k_{str}) по входным параметрам (L , H , M , A , S , F_{cc} , P_{max} , P_{min} , C_v , KIT) решалась методом перебора искомых значений параметров с параметризуемым числом шагов в

допустимых границах изменений. При решении данной некорректной задачи применены вышеназванные оптимизационные условия.

Результаты расчета в *EXCEL*-программе «ЭКГ_СПОРТ» включают частоту сердечных сокращений, систолическое и диастолическое давление, коэффициент интегральной тоничности, систолический объем, мощность пульсовой волны, конечный систолический диаметр, толщину интимедиа, коэффициент тонусной деформации сосудов, скорость пульсовой волны, периферическое сопротивление, содержание гемоглобина, вязкость общей крови, артеровенозный градиент по кислороду, уровень кислородообеспечения, индексы функционального состояния Кердо и Баевского, профиль отклонения этих значений от норм, пятибалльную оценку количества значительных отклонений параметров гемодинамики от норм, фазовый профиль кардиоинтервалов (рис. 5, а) [10, 25].

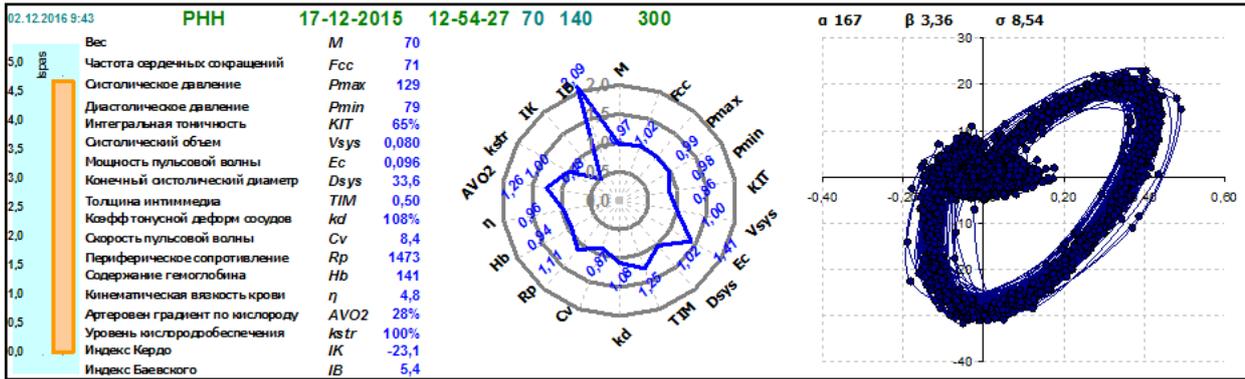
Инструментом первичного анализа ЭКГ-профилей кардиоинтервалов является сопоставление усредненного ЭКГ-профиля обследуемого с текущим, «нормальным» и «патологическим» (по критерию минимума отклонений) профилями (рис. 5, б). Анализ включает следующие этапы:

- осреднение временных и амплитудных параметров контрольных точек ЭКГ на контролируемом интервале. Построение осредненной ЭКГ;
- построение нормальной ЭКГ по амплитуде и длительности осредненной ЭКГ.
- выделение текущей ЭКГ по заданному времени;
- поиск в базе данных «патологического» профиля ЭКГ, наиболее близкого к осредненному по интегралу отклонений с учетом амплитудных и временных пределов осредненной ЭКГ;
- построение графика отклонений параметров осредненной ЭКГ от норм амплитудных (обозначения начинаются с буквы А) и временных (буква Т) параметров ЭКГ в норме.

Описанный метод предварительной оценки гемодинамических параметров ориентирован на массовое применение смартфонов, оснащенных элементарными аппаратными средствами снятия ЭКГ I отведения. Предоставляемые расчетные данные облегчают контроль функционального состояния спортсменов массовых квалификаций и других пользователей. Авторы не претендуют на клиническое применение данного метода, требующее тщательной верификации и сертификации специалистами.

Прокомментируем методику расчета параметров гемодинамики на основе ЭКГ в реальном масштабе времени. Процесс тестирования имеет несколько автоматически определяемых контрольных точек (рис. 6, а): начало этапа нагрузки (локальный максимум частоты пульса), минимум частоты пульса при нагрузке (общий минимум частоты пульса), завершение этапа нагрузки (локальный минимум амплитуды ЭКГ), максимум частоты пульса на этапе восстановления (общий максимум частоты пульса), восстановление частоты пульса до уровня частоты пульса на этапе покоя.

На этапе нагрузки кислородный долг нарастает (рис. 6, б), а на этапе восстановления уменьшается, причем ликвидация кислородного долга происходит значительно позже времени восстановления частоты пульса. Расчет локальной скорости изменения показателя кислородного долга выполняется по статистической зависимости от накопленного кислородного долга и необходимого объема кислорода в течение текущей пульсограммы. Уровень кислородного долга в контрольных точках регистрируется (рис. 6, б). Границы изменения параметров гемодинамики (рис. 6, в), а также осредненные и локальные значения этих параметров протоколируются (рис. 6, е).



а – профили отклонений и фазовый портрет гемодинамических параметров

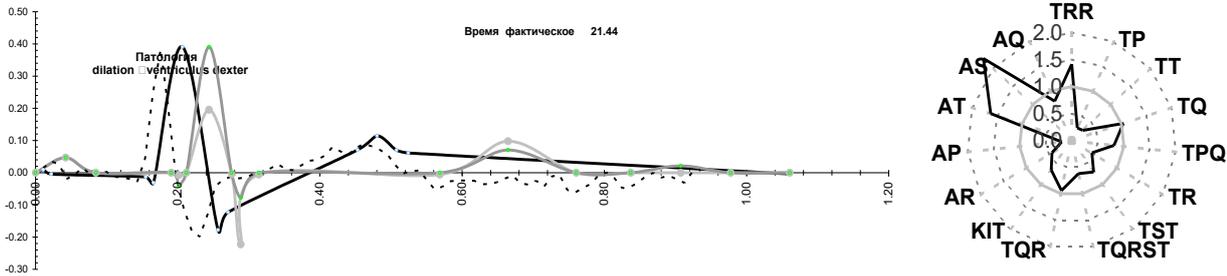


Рис. 5. Выходные данные программы «ЭКГ_СПАС_СПОРТ»: профили: сплошной черный – осредненной ЭКГ, пунктирный – фактический профиль, серый – ЭКГ в норме, серый с точками – «патологический» профиль; справа показан график отклонений параметров осредненной ЭКГ от нормы

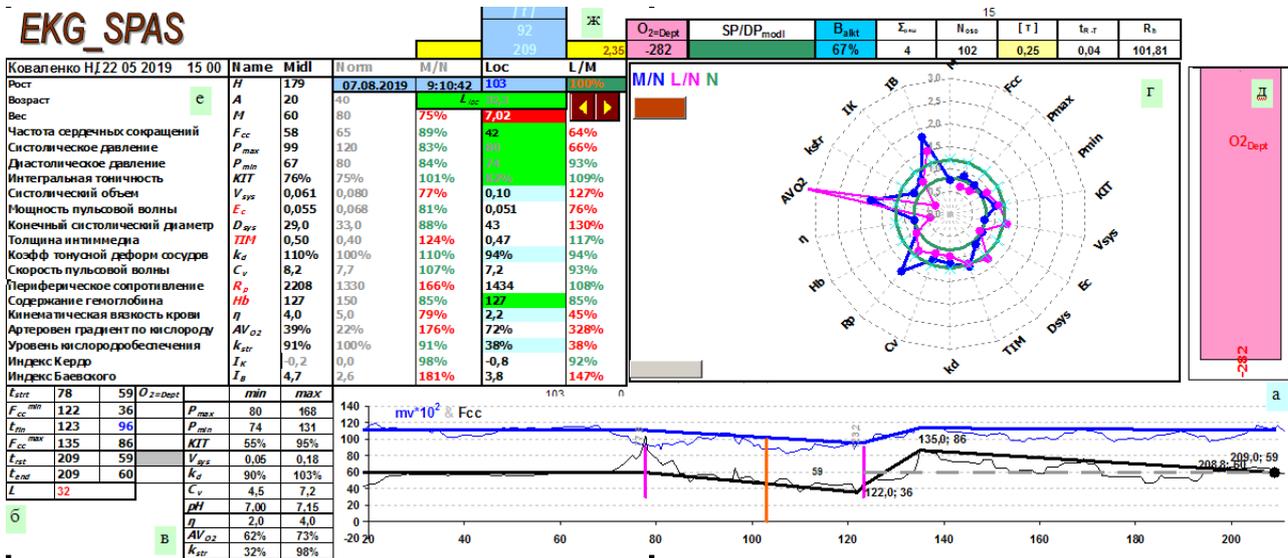


Рис. 6. Результаты расчета параметров гемодинамики по одной пульсограмме: а – протокол изменения амплитуды и частоты пульса при тестировании; б – контрольные точки процесса тестирования; в – диапазоны изменения параметров гемодинамики; г – профили отклонений от норм параметров осредненной (синий цвет) и текущей пульсограммы; д – накопленный кислородный долг в момент текущей пульсограммы; е – параметры осредненной и текущей пульсограмм; ж – специальные параметры

Специальные параметры (рис. 6, *ж*) позволяют задавать период реального отрезка времени для расчетов. Практика применения программы в *Windows 10* показала, что расчет параметров отдельной пульсограммы не превышает 1 с.

На этапе покоя можно предположить, что у тестируемых спортсменов без признаков аритмии пульса длительность временного интервала пульсограммы изменяется несущественно, как и время прихода отраженной волны и длительность систолической части пульсограммы, что подтверждается постоянством расчетных параметров гемодинамики. Однако при нагрузке временные параметры пульсограммы претерпевают значительные изменения, что может вызвать необоснованные скачки значения параметров гемодинамики. Для избежания этих всплесков применяется фильтрация временных параметров пульсограмм на этапах нагрузки и восстановления.

Изменение локальных норм параметров pH и k_{str} на этапах нагрузки и восстановления определялось по соотношениям

$$pH^{norm} = 7,37 (1 + 0,033 O_{2\text{ Dept}}^{loc}/(21M));$$

$$k_{str}^{norm} = 1 - f \cdot O_{2\text{ Dept}}^{loc}/(21M),$$

где 21М равно норме минутного потребления кислорода, а коэффициент f отражает период тестирования и равен $-0,2$ на этапе нагрузки и 5 на остальных этапах.

Таблица 3

Результаты расчета параметров теста в реальном масштабе времени

Параметр	Студент 1			Студент 2			Студент 3			Студент 4		
	t, c	F_{cc}	$O_{2\text{ Dept}}$									
t_{strt}	78	59	0	52	51	0	30	52	0	27	65	0
$F_{cc\ min}$	122	36	-563	74	37	-108	42	43	-98	37	46	-10
t_{fin}	123		-570	175		-536	81		-177	169		-24
$F_{cc\ max}$	135	86	-547	205	81	-394	130	174	-170	170	195	-21
t_{rst}	209	59		276	51		260	52		392	65	
t_{end}	209	60	-311	305	39	-196	247	65	-32	305	115	-10
$L, кДж$	32	-	-	20	-	-	30	-	-	14	-	-
Параметр	min	max	-									
P_{max}	70	189	-	75	190	-	99	296	-	100	301	-
P_{min}	73	133	-	74	133	-	92	142	-	92	120	-
$KIT, \%$	17	96	-	10	97	-	5	77	-	11	77	-
V_{sys}	0,02	0,23	-	0,03	0,27	-	0,05	0,24	-	0,06	0,19	-
$k_d, \%$	90	103	-	90	104	-	90	101	-	90	98	-
C_v	4,5	7,2	-	4,6	7,4	-	4,2	5,6	-	4,9	5,8	-
pH	6,90	7,34	-	6,93	7,41	-	6,97	7,57	-	7,00	7,59	-
η	2,0	7,3	-	2,0	6,6	-	2,9	88,0	-	3,9	7,8	-
$AV_{O_2}, \%$	28	73	-	19	73	-	5	3	-	5	73	-
$k_{str}, \%$	30	323	-	32	241	-	51	167	-	98	107	-

Инструментом сопоставления результатов тестирования может являться таблица границ изменения параметров гемодинамики и таблица значений кислородного долга на этапе нагрузки и восстановления, из которой видно, что кислородный долг к концу теста не ликвидирован и требуется длительная реабилитация.

Результаты моделирования в реальном масштабе времени стандартного ЭКГ-тестирования группы студентов приведены в табл. 3.

Комментарии к проведенным тестам:

- упражнение выполнялось с разной скоростью, вследствие чего варьировалась затрачиваемая мощность;
- параметры кислородного долга не связаны с мощностью выполняемой работы:
- имеются существенные различия максимальной частоты сердечных сокращений верхнего предела систолического давления;
- различаются пределы изменения параметра кислотного равновесия и связанных параметров (общей вязкости крови, уровня кислородообеспечения). Нижняя граница параметра близка к критическому значению, однако отрицательное воздействие повышенной кислотности крови ограничено по времени;
- длительность периода восстановления частоты сердечных сокращений и снижение уровня кислородного долга к концу теста значительно различаются.

Разработанный авторами мобильный программно-аппаратный комплекс и биомеханические критерии (частота сердечных сокращений до и после нагрузки, объем потребляемого кислорода, величина кислородного долга), характеризующие энергозатраты спортсмена, целесообразно использовать для оценки качества спортивного снаряжения, в частности беговых лыж.

Методика эргономической оценки спортивных лыж

Для объективной характеристики спортивных лыж, помимо технических (деформационных, прочностных, трибологических и т.п.) критериев, необходим обобщенный критерий качества (бионический критерий адекватности). Как указано во введении, он может быть получен с привлечением показателей гемодинамики, измеряемых в ходе нагрузочно-скоростного тестирования (прохождения спортсменом (группой спортсменов) типовой лыжной трассы с использованием различных вариантов лыж).

Представляет интерес модель, отражающая взаимосвязь показателей функциональной подготовленности и особенностей трассы [6, 12]. Из множества показателей спортивной результативности в лыжных гонках в качестве наиболее значимых выбираются уровень потребления кислорода, величина кислородного долга и частота сердечных сокращений.

Скорость передвижения на лыжах зависит от структуры пластикового покрытия скользящей поверхности лыжи, параметров жесткости колодочной части лыжи (мягкие, средние, жесткие), нанесенной мази скольжения (парафин, жидкая мазь, паста, эмульсия или аэрозоль). Кроме того, результат прохождения соревновательной дистанции определяется физическими и функциональными возможностями спортсмена, а также процессами адаптации функциональных систем организма [1, 3, 7, 11].

В исследовании должны принять участие несколько лыжников в естественных условиях лыжной трассы (эллипсоидный участок трассы длиной 500 м) в максимальном темпе при стабильной температуре воздуха окружающей среды. В зависимости от температуры снежного наста на скользящую поверхность лыжи наносится смазка. Постепенное удаление смазки при скольжении лыжи приводит к

изменению (как правило, увеличению) коэффициента трения между лыжей и снежным настом. Увеличение времени прохождения трассы означает снижение мощности выполняемой работы по перемещению массы тела и одновременно увеличение мощности работы по преодолению трения. Этот факт дает возможность исследовать реакцию функциональных систем организма, включая сердечно-сосудистую систему, на изменение условий скольжения лыжи.

Методика оценки качества спортивно-беговых лыж конкретизируется следующим образом:

- длина эллипса трассы 500 м. Аппаратура электрокардиографического контроля располагается в центре для обеспечения устойчивой связи смартфона и кардиографа *iQube*;

- в процессе тестирования участвуют до 10 испытуемых, каждый из которых использует все варианты лыж;

- каждое испытание включает этапы покоя (30 с), нагрузки и восстановления (5 мин). Требование к величине нагрузки – максимальная скорость лыжного хода;

- контролируемые параметры: время прохождения дистанции, частота пульса, давления, систолический объем выброса, мощность сердечной работы, скорость пульсовой волны, исходная деформация артерий, общая вязкость крови, параметр кислотного равновесия, потребление кислорода, артеровенозный дифференциал содержания кислорода, доля аэробного энергообеспечения, накопленный кислородный долг, время восстановления частоты пульса, время обнуления кислородного долга. Производится осреднение результатов по каждому варианту лыж.

Используется метод постобработки результатов с помощью программ *EKG_SPAS_v2.sport.xls*.

Производится сравнение измеренных показателей, и выбирается лучший вариант лыжи. По всей видимости, нужно делать несколько тестов и производить усреднение, чтобы уменьшить роль изменения свойств трассы (уплотнение снега и т.п.) и случайных факторов.

Дополнительно могут быть использованы другие биомеханические показатели, например утомление мышц.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложена методика оценки качества спортивного снаряжения на примере беговых лыж, основанная на биомеханическом анализе состояния сердечно-сосудистой системы по данным окклюзионной тонометрии и электрокардиографии с привлечением гемодинамических критериев, характеризующих энергозатраты спортсмена-лыжника. Учитывается время прохождения трассы, частота сердечных сокращений до и после нагрузки, объем потребляемого кислорода, величина кислородного долга. Выбор биомеханически адекватных лыж осуществляется на основе статистического анализа результатов нагрузочно-скоростного тестирования, выполняемого группой спортсменов. Расширение контингента участников тестирования и увеличение числа анализируемых биомеханических параметров позволит дифференцировать выбор лыж пользователями различной квалификации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Белоцерковский З.Б. Эргометрические и кардиологические критерии физической работоспособности у спортсменов. – М.: Советский спорт, 2005. – 319 с.

2. Босенко А.И., Самокиш И.И. [и др.]. Оцінювання рівня мобілізації функціональних резервів студенток молодших курсів педагогічного університету при дозованих фізичних навантаженнях // Педагогіка, психол. та мед.-біол. пробл. фіз. виховання і спорту. – 2013. – № 11. – С. 3–9.
3. Головина Л.Л. Физиологическая характеристика лыжного спорта. – М.: Физкультура и спорт, 1981. – 186 с.
4. Исаков Р.В., Сунцова О.В. Исследование нейронных сетей в задаче идентификации личности по электрокардиосигналу, зарегистрированному устройством CardioQVARK [Электронный ресурс]. – URL: www.cardioqvark.ru/science/identification.html (дата обращения: 26.09.2015).
5. Карпман В.Л. Динамика кровообращения у спортсменов. – М.: Физкультура и спорт, 1982. – 212 с.
6. Корельская И.Е. Кузнецов А.А. Диагностика функциональной подготовленности спортсменов высокой квалификации // Успехи современного естествознания. – 2015. – № 9. – С. 113–116.
7. Кузнецов В.П. Возрастные особенности развития специальных силовых качеств у незанимающихся спортом и лыжников-гонщиков 11–18 лет // Теория и практика физического воспитания. – 1979. – № 3. – С. 75–81.
8. Кузьминский Ю.Г., Шилько С.В. Метод диагностики сердечно-сосудистой системы на основе одномерной модели гемодинамики // Информатика. – 2014. – № 4. – С. 25–34.
9. Писарев А.П., Голобокова Е.М., Писарев М.А. Измерение АД безманжетным тонометром с оптоэлектронным датчиком пульсовых колебаний // Актуальные проблемы гуманитарных и естественных наук. – 2016. – № 12–6. – С. 100–104.
10. Файнзильберг Л.С., Минина Е.Н. Исследование диагностической ценности угла ориентации фазового портрета одноканальной ЭКГ как индикатора функционального состояния миокарда // Клиническая информатика и телемедицина. – 2013. – Т. 9, № 10. – С. 33–42.
11. Фарбей В.В., Скорохватова Г.В. Лыжный спорт: учебник для вузов – СПб.: Изд-во РГПУ им. А.И. Герцена. – 2007. – 120 с.
12. Хмельницкая Ю.К. Моделирование реализации функциональных возможностей лыжников-гонщиков при прохождении лыжных трасс разной сложности // Педагогіка, психологія та медикобіологічні проблеми фізичного виховання і спорту. – 2016. – № 4. – С. 42–49. DOI: 10.15561/18189172.2016.0407
13. Шилько С.В., Борисенко М.В., Кузьминский Ю.Г. Аппаратная реализация и апробация неинвазивной диагностики гемодинамики на основе тензометрии и расширенной тонометрии // Приборы и методы измерений. – 2015. – № 1. – С. 39–46.
14. Шилько С.В., Борисенко М.В., Кузьминский Ю.Г. Математическая модель и программная реализация биомеханического мониторинга сердечно-сосудистой системы // Проблемы физики, математики и техники. – 2011. – № 3. – С. 104–112.
15. Shil'ko S.V., Kuzminsky Yu.G. Hemodynamics of the training process: biomechanical model, diagnostic techniques and their software and hardware implementation // Акт. пробл. медико-біол. забезп. фіз. культ., спорту та фіз. реабілітації (пам. О.В. Пешкової): зб. ст. III Міжнар. н/п конф. – Харків: ХДАФК, 2017. – С. 451–457.
16. Шкляр Е.И., Миляев Д.В. Разработка экспериментального макета на основе пьезоэлектрического преобразователя для измерения артериального давления // Ползуновский вестник. – 2012. – № 2–1. – С. 203–207.
17. Шпынева З.М. Гендерные особенности периферической и центральной гемодинамики у здоровых лиц молодого и среднего возраста // Вестн. Смол. мед. акад. – 2009. – № 1. – С. 73–75.
18. Шульгин В.И., Аджудей А., Шульга Д.И., Наседкин К.И., Федотенко В.В. Измерение артериального давления на основе совместной обработки набора физиологических показателей // Клиническая информатика и телемедицина – 2012. – Т. 8, № 9. – С. 38–44.
19. Царев О.А. Обоснование неинвазивного способа мониторинга вязкости крови и гематокрита // Саратов. науч.-мед. журн. – 2010. – Т. 6, № 1. – С. 194–198.
20. Явелов И.С., Колпаков Е.В. Компьютерный анализатор пульсовой волны и электрической активности сердца «Пульс» // Медицинская техника. – 2003. – № 4. – С. 11–16.
21. Babbs C.F. Oscillometric measurement of systolic and diastolic blood pressures validated in a physiologic mathematical model // BioMedical Engineering Online. – 2012. – URL: www.biomedical-engineering-online.com/content/11/1/56 (accessed: 26 April 2014).
22. Golli S. Cuffless continuous non-invasive blood pressure measurement using pulse transit time measurement // International Journal of Recent Development in Engineering and Technology. – 2014. – Vol. 2, no. 1. – URL: www.ijrdet.com (accessed: 26 April 2014).
23. Gesche H., Grosskurth D., Kuchler G., Patzak A. Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method // European Journal of Applied Physiology. – 2012. – Vol. 112, no. 1. – P. 309–315.

24. Padilla J.M., Berjano E.J., Salz J., Rodriguez R., Facilla L. Pulse wave velocity and digital volume pulse as indirect estimators of blood pressure: pilot study of healthy volunteers // Cardiovascular Engineering. – 2009. – Vol. 9, no. 3. – P. 104–112. DOI 10.1007/s10558-009-9080-5
25. Uspenskiy V.M. Information function of the heart // Clinical Medicine. – 2008. – Vol. 86, no. 5. – P. 4–13.

ERGONOMIC ASSESSMENT OF SPORT SKIS BASED ON ANALYSIS OF ATHLETE'S HEMODYNAMICS AT LOADING TEST USING TONOMETRY AND ELECTROCARDIOGRAPHY

S.V. Shilko, Yu.G. Kuzminsky, K.K. Bondarenko, N.S. Bogdanova (Gomel, Belarus)

Occlusive tonometry and resting electrocardiography are widely used in medicine to diagnose and monitor the state of the cardiovascular system. In recent years, software and hardware implementations of these methods for fitness and sports training have been developed thanks to the advent of portable and mobile gadgets. The paper presents the results of an analysis of the athlete's hemodynamics in real time according to the data of tonometry and electrocardiography performed synchronously during the three-stage load-speed testing "rest – load – recovery". It is shown that application of these diagnostic methods, one-dimensional biomechanical modelling of hemodynamics and statistical dependences obtained experimentally allow us to monitor very important and informative indicators of energy efficiency of human movement (oxygen consumption, dynamics of oxygen debt, shared distribution of aerobic and anaerobic energy sources). In fitness, sport training and competition conditions such monitoring has been realized only with the use of complex and expensive devices. In this regard, it is proposed to use the mobile software and hardware complex developed by the authors and biomechanical criteria (heart rate before and after exercise, oxygen consumption, oxygen debt) characterizing the energy consumption of an athlete, including the quality rating of sports equipment, in particular, cross-country skis. The selection of skis adequate bionically is based on a statistical analysis of the results of load-speed testing of a group of athletes.

Key words: biomechanics of cardiovascular system, hemodynamics, ergonomics of sport equipment, occlusive tonometry, electrocardiography, hardware-software complex, load-speed testing.

Получено 12 декабря 2019