

ТАРТУСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ

SPORDIMEDITSIIN  
СПОРТИВНАЯ  
МЕДИЦИНА  
SPORTS MEDICINE

I



СБОРНИК ТРУДОВ  
КАФЕДРЫ СПОРТИВ-  
НОЙ МЕДИЦИНЫ ТГУ

- КИБЕРНЕТИКА В СПОРТИВНОЙ МЕДИЦИНЕ
- СИСТЕМА ОБРАБОТКИ РЕЗУЛЬТАТОВ ОБСЛЕДОВАНИЯ „CST“
- ЭЛЕКТРОНИКА В СИСТЕМЕ CST

ТАРТУ 1976

TARTU RIIKLIKU ÜLIKOOLI TOIMETISED  
УЧЕНЫЕ ЗАПИСКИ  
ТАРТУСКОГО ГОСУДАРСТВЕННОГО УНИВЕРСИТЕТА  
ACTA ET COMMENTATIONES UNIVERSITATIS TARTUENSIS

ALUSTATUD 1893. a.

VIHİK 394 ВЫПУСК

ОСНОВАНЫ в 1893 г.

---

# ARSTITEADUSLIKKE TÕID

SPORDIMEDITSIIN

## ТРУДЫ ПО МЕДИЦИНЕ

СПОРТИВНАЯ МЕДИЦИНА

### XXXII

TARTU, 1976

Редакционная коллегия:

Э. Васар, Я. Рийв, Х. Хансон, Т. Кару, А. Паю (отв. редактор).

## СИСТЕМА ССТ ДЛЯ ОБРАБОТКИ ДАННЫХ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ СПОРТСМЕНОВ ПРИ ПОМОЩИ ЭВМ

Т. Э. Кару

Кафедра спортивной медицины и ЛФК

Внедрение машинной обработки данных функционального исследования является задачей первостепенной важности ввиду быстроты и надежности исполнения. В спортивной медицине эта проблема очень актуальна в связи с особыми требованиями данной области медицины.

Таковыми требованиями являются:

1. Система обработки информации должна гарантировать анализ данных обследования спортсмена максимум в трехдневный срок после завершения сбора первичных данных.
2. Анализ данных должен включать а) корректную печать начальных данных, б) проведение стандартной статистической обработки данных (вычисление  $\bar{x}$ ,  $s_x$ ,  $m$ ,  $V$ ,  $Me$ ), в) систему специальной статистической обработки данных, г) систему специализированного анализа данных.
3. Результаты обработки и анализа данных должны быть представлены в максимально наглядной и доходчивой форме, чтобы они были одинаково понятны как спортивному врачу, так тренеру и спортсмену.
4. Сбор начальных данных, их документация, обработка и анализ должны представлять собой **единую, максимально стандартизированную, но в то же время гибкую систему** от начала до конца, что позволило бы проводить обучение кадров, работающих с ней, с минимальными затратами времени. Именно это и дает системе жизнеспособность.

В настоящее время во многих лабораториях нашей страны и за рубежом проводятся комплексные исследования спортсменов на достаточно высоком методическом и техническом уровне, но, как правило, эти исследования носят часто узкий научный характер. Отсутствует практическая **система**, которая связала бы все

звенья анализа воедино. Отсюда основные недочеты методов, применяемых на практике в данное время: 1) мало внимания уделяется целостности системы обследования; 2) недостаточно разрабатывается форма записи начальных данных; 3) не учитывается время получения информации (от момента ее сбора до выдачи окончательного заключения); 4) не учитывается степень трудоемкости этого процесса, в частности, число людей, занятых сбором и анализом данных; 5) не приводятся данные технических средств, которые целесообразно применять на разных этапах обработки информации, 6) поверхностно освещается логика познавательного процесса при системном анализе полученных данных.

Суммарно эти недочеты выражаются в том, что врачебный контроль не имеет пока ни одного описания современной системы функционального исследования спортсменов, которая основывалась бы на использовании ЭВМ и была бы пригодна для практической работы. Поэтому цель нашей работы заключалась в разработке и детальном описании системы обработки информации по функциональной диагностике у спортсменов под кодовым названием «CST».

Система CST представляет собой методику полуавтоматического врачебного контроля, поскольку ручная работа врача при сборе начальных данных и выдаче окончательного заключения не исключается полностью. В доступной литературе мы нашли лишь три описания сходной целостной системы обработки данных: это работа В. J. Schroer [1], где излагается система профилактических осмотров рабочих в одной отрасли производства в США, работа Shepard, Godin and Campbell [2] об основных физиологических показателях пловцов на короткие, средние и длинные дистанции. В системе Shepard применяется оценка в баллах на основе ранговых критериев, а это имеет много ограничений. И наконец, в работе К. Hirata [3] изложена система оценки физического развития и некоторых физических качеств у японской молодежи. Эта система предназначена для массовых обследований и поэтому является весьма упрощенной, хотя она достаточно глубоко разработана (имеет специальные формы для записи исходных данных, система оценки в баллах основывается также на  $\pm s_x$  единицы, создана компьютерная программа для оценки суммарного балла).

Система CST создана так, что ее можно все время совершенствовать в зависимости от прогресса наших знаний. Возможность усовершенствования этой системы открывает огромные перспективы перед исследователями. При применении этой системы весь новый фактический материал моментально находит практическое применение. Следует отметить, что при разработке системы обработки информации типа CST возникло множество проблем теоретического, организационного и техниче-

ского характера, которые требовали и требуют специального разрешения: создание квалифицированной комплексной бригады, оснащение ее аппаратурой, постоянное усовершенствование технических средств исследования, разработка программ для ЭВМ с учетом появления новых типов ЭВМ и средств автоматизации, применимость системы при обучении студентов по спортивной медицине, формы контакта с тренерами и спортсменами.

### Определение системы CST

Под системой CST мы понимаем разработанную нами специализированную систему сбора, записи, анализа и оценки данных функционального исследования спортсмена, которая максимально использует ЭВМ.

Из такого определения вытекает, что система CST не является чем-то очень специфичным. По-видимому, можно создать еще несколько сходных систем типа CST, которые могут функционировать не хуже. Но понятие «система CST» определяет, как были разрешены в данном случае все эти звенья, **какие формы** сбора, записи, анализа и оценки были нами применены. Система CST — это одно конкретное решение в отрасли проблемы обработки информации в спортивной медицине. Хочется надеяться, что описание этой системы, трудностей, возникших при ее создании, ее теоретических основ и форм практической реализации может оказаться полезным при дальнейшем развитии врачебного контроля, прежде всего в сборных командах.

Организационно система функционирует в наших условиях примерно так. Одновременно обследованию подвергается сборная команда ( $n \approx 20$  мужчин и 20 женщин). Однократное обследование проводится за 3 дня: 2 дня в лабораторных, 1 — в естественных условиях. В сборе данных участвуют 4 врача и несколько студентов VI курса отделения спортивной медицины в качестве вспомогательного персонала или исследовательского состава (в зависимости от степени сложности выполняемой операции и опыта исследователя). Один день занимает подготовка первичных данных, 1 день перфорирование и решение задачи на ЭВМ. Перфорирование занимает 2—3 часа, решение — 15 мин. машинного времени (Минск-32). Весь цикл — 5 дней. В работе по перфорированию и решению заняты также 1 лаборантка и 1 математик (контроль). Врачи распределяются по следующим специальностям: 2 специалиста по врачебному контролю и кардиологии, 1 специалист по внешнему дыханию, 1 специалист по биохимии спорта. Это основная форма работы. Систему может использовать также 1 врач. Затрата времени на одного спортсмена составляет 1 час 23 мин. (суммарно за 2 дня).


CST		SUSTEEM				СИСТЕМА				CST				SYSTEM			
ОП- КОД	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА	НАИМ. КАНАЛА
СКОД	АКР	ВНХ	М-4	ЭКГ	ФА	НД	ВЕ	ВЕ	ВЮК	ТРА	КТ	СКОД	АКР	ВНХ	М-4	ЭКГ	ФА
СКОД	АКР	ВНХ	М-4	ЭКГ	ФА	НД	ВЕ	ВЕ	ВЮК	ТРА	КТ	СКОД	АКР	ВНХ	М-4	ЭКГ	ФА
СКОД	АКР	ВНХ	М-4	ЭКГ	ФА	НД	ВЕ	ВЕ	ВЮК	ТРА	КТ	СКОД	АКР	ВНХ	М-4	ЭКГ	ФА
СКОД	АКР	ВНХ	М-4	ЭКГ	ФА	НД	ВЕ	ВЕ	ВЮК	ТРА	КТ	СКОД	АКР	ВНХ	М-4	ЭКГ	ФА
PRIM. DOK	AKP	AKP	VHX	AKP	EKG	FA	ND	VE	BE	BIOK	TRA	KT					PUNCHED CARDS
PRIM. DATA	U-1	A-2	VH-3	M-4	E-5	F-6	H-7	K-8	B-9	BI-10	T-11	C-12					TABLES
ETP	U-1	A-2	VH-3	M-4	E-5	F-6	H-7	K-8	B-9	BI-10	T-11	C-12					PRIMARY PROCESSING PROGRAMS
TA	U-1	A-2	VH-3	M-4	E-5	F-6	H-7	K-8	B-9	BI-10	T-11	C-12					INITIAL INFORMAT.
SST	Δ	Δ	Δ	Δ	Δ	Δ	Δ	Δ	Δ	Δ	Δ	Δ					PRINT-OUT
NORM	o	o	o	o	o	o	o	o	o	o	o	o					PRINT-OUT
CORRELAT	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□	□					PRINT-OUT
EST *	IFP	LD	IKP	N-SP	REGG	M-RE											SECONDARY PROCESSING PROGRAMS
VTP	GD	A-2	VH-3	M-4	E-5	F-6	H-7	K-8	B-9	BI-10	T-11	C-12					ANALYTICAL PROGRAMS
INTERPRET	SPORDALADE KAUPA				NO BИOЛAM CПOPTA				ACCORDING TO SPORTS EVENTS				PROGRAMS INTERPRET*				

Рис. 1. Сводная таблица структуры системы CST.  
Объяснения в тексте.

**Описание системы CST.** Сводная таблица структуры системы CST представлена на рис. 1. Система CST состоит из 12 относительно самостоятельных каналов. Эти каналы охватывают следующие разделы:

1. Общие данные. Начальные данные наносят на перфокарту АКР (рис. 2).
2. Антропометрия. Применяется перфокарта АКР (рис. 3).
3. Внешнее дыхание. Показатели наносят на перфокарту ВНХ и они проходят предварительную обработку по программам ВН-3 (стр. 23).
4. Физикальное обследование. Перфокарта АКР (рис. 3).
5. ЭКГ. Применяется ЭКГ карта (рис. 4, 5).
6. Фазовый анализ сердечного цикла. Исходные значения наносят на перфокарту FA, далее применяют программу FA-6, FA-6A или FA-6B.
7. Гемодинамика. Перфокарта НД.
8. Велоэргометрия. Перфокарта VE.
9. Биоэнергетика. Эти данные собираются в естественных условиях, применяется перфокарта BE.
10. Биохимия. Исходные данные записываются на карту ВЮК или VE.
11. Дополнительные данные. Прежде всего это данные о проделанной тренировке. Записываются на карты ТРА или АКР (самые общие данные).
12. Комплексные данные. Представляют собой выборку наиболее важных показателей для данного вида спорта. Сюда входят различные показатели из предыдущих 11 разделов.



ANTROPOMEETRIA АНТРОПОМЕТРИЯ		ND НОРМ.СТ	FÜSIKAALNE UURING ФИЗИКАЛЬНОЕ ОБСЛ.		KAEUSED ЖАЛОБЫ
1	PIKKUS РОСТ СТОЯ	CM	14	NAHA SEISUND СОСТОЯН. КОЖИ	PUNAS, ACNE, PÜODERM., ALLER. 0 1 2 3
2	KAAL ВЕС	KG	15	LÜLISAMMAS ПОЗВОНОЧНИК	SKOLIOOS 0, 1, 2, 3
3	RINNAÜMBER. ОКР. ГР. КЛ.	CM	16	PÕID СТОПА	↕  0,1,2,3 ↔ 0 0, 1, 2, 3
4	VK ЖЕЛ.	ML	17	MINA NÕC NEEL GLAOTKA	PÕLET. ВОСП. 0, 1, 2, 3, 4, 5 " "
5	PNEUMOT. S. ЯНЕВМОТ. ВД	Y%	19	TONSILLID TÕH3.	" "
6	V ВЫ	Y%	20	KÕRVAD ÜШИ	" "
7	KÄE DÕN. DEK ДЛН. ПР.	KG	21	NAHVAAD ЗУБЫ	KARIOOSSEID 0,1,2,3...
8	KÄE DÕN. SIN ДЛН. ЛЕВ.	KG	22	KÕRVSÜD	PÕLET. ВОСП. 0,1,2,3
9	STAAT. VAST. СТАТ. ВЫН.	SEI	23	PUNTUS TIPUL ЧИСТОТА	PUNAS 0, 1, 2, 3, 4, 5 KAHIN ЧИСТЫЙ " " ШУМ
10	SELJA DÕN. СТАНОВ. СИМ	KG	24	TUGEVUS TIPUL СИЛА	TUGEV 5, 4, 3, 2, 1 NÕRK СИЛЬН. СЛАБ.
11	KÄE PIKKUS ДЛИНА РУКИ	CM	25	KRUISEM. FENOM. СИМПТОМ „ХРУСТА“	0, 1, 2, 3, 4, 5
12	JALA PIKKUS ДЛИНА НОГИ	CM	26	ABDOMEN	PÕLET. ВОСП. 0, 1, 2, 3.
13	KENA ERIK. ЖД. ВЕС RASVA% % ЖИРН	CM	27	JSTE СТУЛ	Ж -3-2-1 0 +1 +2 +3 ТВ.
			28	UNI СОН	5, 4, 3, 2, 1
			29	NEERUD, PÕIS ПОЧКИ	PÕLET. ВОСП. 0, 1, 2, 3, 4
			30	ПОЛОВЫЕ ОРГ.	PÕLET. ВОСП* 0, 1, 2, 3, 4
			31	VISUS KORREKT.	± D
			OTVUS ЗАКЛЮЧЕНИЕ		
			DG:		
					RR ↑ L →
					Veri: .....
					34 SR
					35 HgB
					36 E
					37 L
					38 THgB
					EKG 0, 1, 2, 3, 4, 5

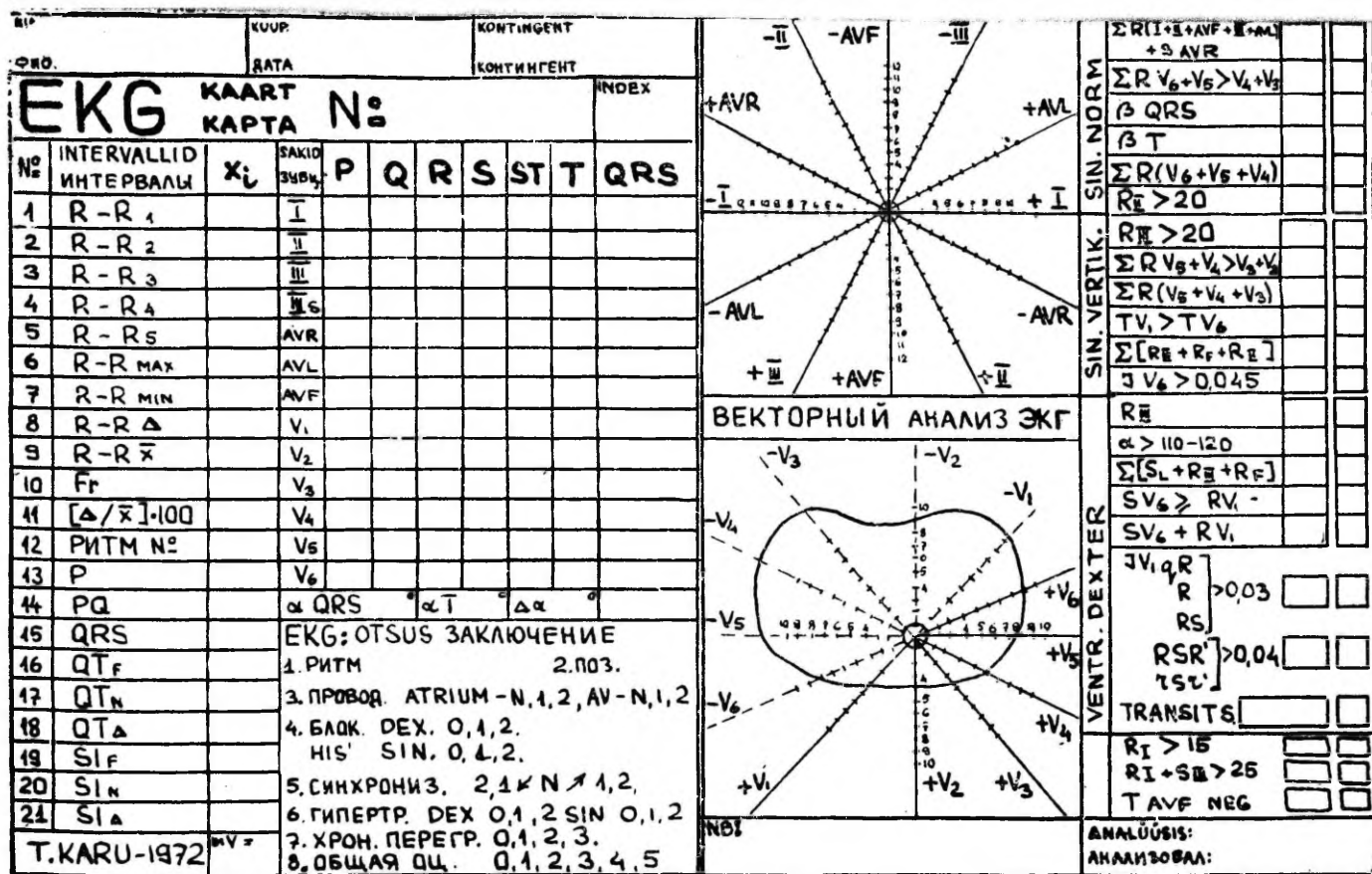
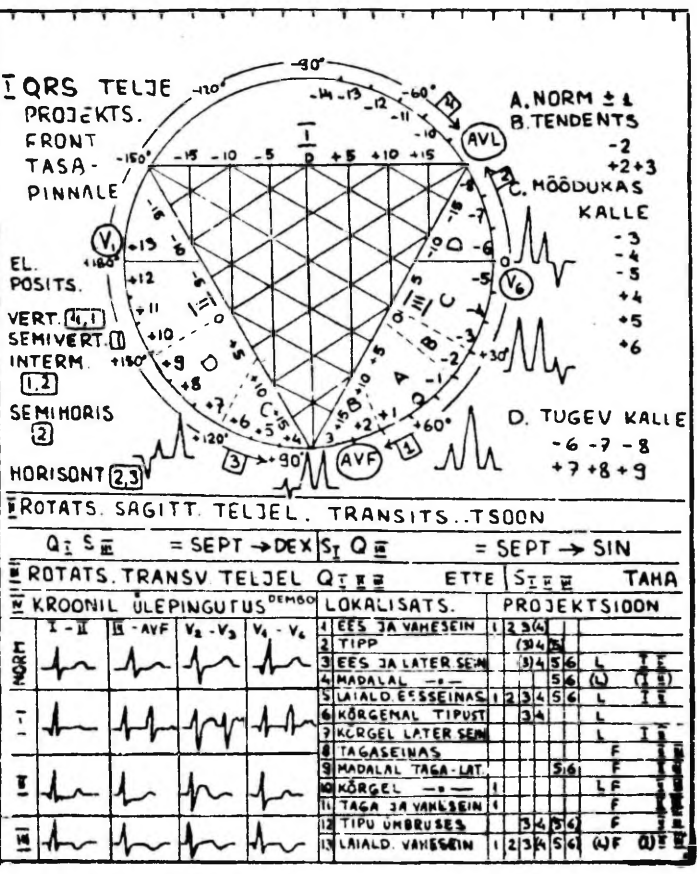
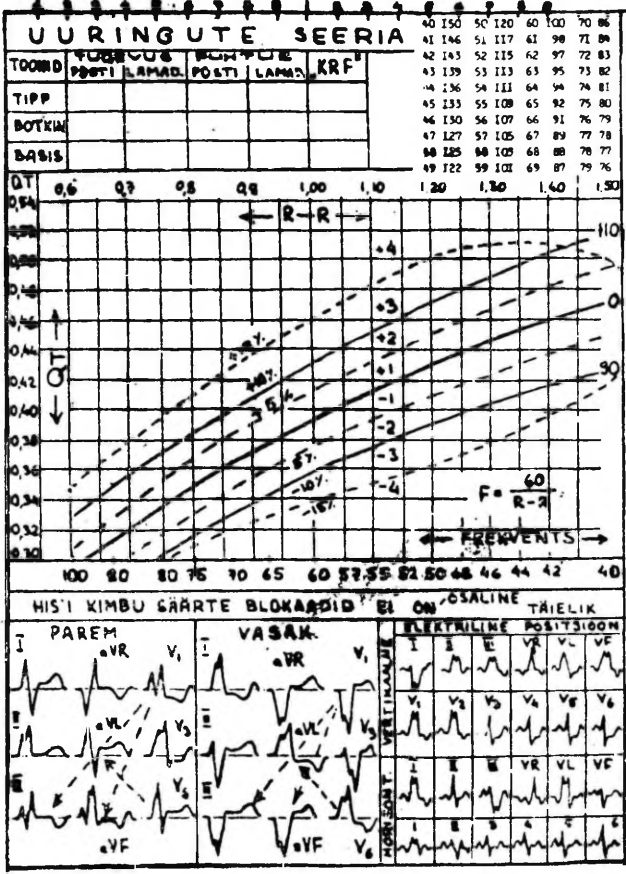


Рис. 4. ЭКГ карта. Лицевая сторона.



SPORDIALA - SUUGATAMINE		I MAISED		18 - 32		I M <sup>2</sup> 7		I KUUP: 20		P (1973)	
YUNNUSE NR.	2	TUMNUS	PIEKUS	SEISUND	0	PUMPEOLEK					
X-KESKM:	146	-25X	-25X	-5X	X-KESKM	45X	*25X	45X			
SX:	4.24	153.27	157.51	161.76	166	170.24	174.40	178.75			
1/2 SX:	2.12	M	1.60	X-MIN	159	TEOR. X-MIN					
SKAALA:	0	V	2.56	X-MAX	171	TEOR. X-MAX					
MÄRKUMI											

Рис 6. Карта для анализа частоты сердечных сокращений при велоэргометрическом тесте CST. Объяснения в тексте.

Каждый канал (сверху вниз) состоит из следующих частей обработки информации:

PRIM DOK обозначает тип перфокарты для записи исходных данных. PRIM DATA представляет собой сводные таблицы с исходными данными. ETP указывает программу предварительной обработки данных. TA являются уже начальными данными в обработанном виде.

В данное время для предварительной обработки (программы ETP) нами используется ЭВМ «Найри-2» ввиду ее оперативности, а дальнейшая обработка идет уже на ЭВМ «Минск-32» на языке ALGOL. На ЭВМ «Минск-32» происходит обработка следующих разделов данных: 1. SST — стандартная статистическая обработка данных (вычисление  $\bar{x}$ ,  $s_x$ ,  $1/2 s_x$ ,  $m$ ,  $V$ ,  $Me$ ). 2. Вычисление и печатание нормативных значений по программе NORM. 3. Проведение корреляционного анализа по программе CORRELAT. Эти три процедуры применяются для всех серий исследования.

До выдачи окончательного заключения необходимо пользоваться еще программами специальной статистической обработки, которые освещают те или иные индивидуальные стороны функционального состояния исследуемых. Основной программой этой группы является программа IFP (индивидуальный функциональный профиль рис. 7), которая является и основной формой общения с тренерами и спортсменами и которая в будущем будет дополнена программами INTERPRET. Предусмотрено создание программ для динамического слежения LD, вычисления индивидуального корреляционного профиля, IKP, оценки данных в  $n$ -мерном пространстве N-SP, регрессионного анализа REGR и множественной регрессии M-RE. Программная система составлена так, что позволяет широко комбинировать признаки в комплексной программе COMPLEX на основе однократного перфорирования.

При выборе общих принципов программной системы для оценки функционального состояния спортсмена, т. е. составляющих его тренированности, можно идти двумя путями.

Первая возможность заключается в построении программ, аналогичных диагностическим программам, используемым в клинической практике, где учитывается частота распределения отдельных признаков по дискретным классам [4]. Однако этим трудно воспользоваться при спортивных исследованиях. Эти трудности связаны с тем, что членов сборных команд по какому-нибудь конкретному виду спорта набирается всегда относительно мало (15—20). С другой стороны, все имеющиеся в литературе данные о функциональных показателях выражены в обычных статистиках ( $\bar{x}$ ,  $s_x$ ,  $M$ ,  $V$ ). При использовании распределительных характеристик эти данные остаются в значительной степени неиспользованными.

Вторая возможность заключается в построении программной системы на основе повседневно используемых параметров статистических выборок, а также других статистик (коэффициенты корреляции и т. д.). Преимущества данной системы (по крайней мере в начальном периоде машинной диагностики тренированности) заключаются в следующем:

1. Имеется принципиальная возможность относительно легко использовать весь мировой опыт в данной области знаний, включая в программы в качестве нормативов оценки конкретный фактический материал других авторов.

2. Возможно реализовать в программах результаты конкретных научных исследований, поскольку использование стандартных статистических процедур автоматически входит в анализ любого исследования. С другой стороны, потеря частот распределения несколько усложняет интерпретацию данных. При наличии достаточно подробно обработанных начальных данных этот недочет может быть со временем в определенной степени учтен.

Все критерии оценки, а также алгоритмы действия находятся на перфоленте. Без дисплей в них трудно ориентироваться. Поэтому на кафедре спортивной медицины ТГУ создана картотека нормативных значений по каждому показателю. Эти нормативные значения печатаются на ЭВМ по определенной схеме. Тотальный перечень показателей охватывает свыше 1600 единиц. Таких картотек пока 4, по двум видам спорта — плаванию и лыжным гонкам (мужчины и женщины). Предусмотрена возможность внести данные дифференцированно для начала, середины и конца подготовительного периода и середины соревновательного периода (всего для 4 этапов тренировки). Картотека необходима и для проверки граничных значений т. н. дисперсионной лестницы (Т. Э. Кару и сотр., 1972), а также

# IFP

## FUNKTSIONAALSE UURINGU TULEMUSED INDIVIDUAL FUNCTIONAL PROFILE

SUUSATAJAD OTEPAA MEHED

12 . 10 . 1973

5 JANES

ABSOLUUTNE SKAALA

SUHTELINE SKAALA

NR	TUNNUS	X	DX/SX	PALLE	PAT	X-MIN	X-MAX	-3SX	-2SX	-SX	X-KESKM	+SX	+2SX	+3SX
1	YANUS	18	-1.36	8	N	X				X				
102	STAAZ	6	-0.62	5	NN	X	X			X				
2	PIKKUS	185	0.79	11	NN					X	X			
3	KAAL	75	0.55	11	NN					X	X			
4	SPIROM	5940	0.70	8	NN					X	X			
17	PNT IN	7.50	0.74	8	NN					X	X			
18	PNT OUT	5.70	-0.52	5	NN		X			X				
20	DYN DEX	66	-0.44	6	NN		X	X		X				
23	SELJA D	145	-1.25	4	NN	X				X				
24	KÄEPIK	81	0.22	10	NN					X				
25	JALA PIK	94	0.43	10	NN					X	X			
14	APNOE S	327	0.82	8	NN					X	X			
15	APNOE P	-24	-1.53	3	NN	X				X				
30	PS ENNE	78	1.40	4	NN		X			X				
304	STEDY 2	120	0.35	6	NN					X	X			
305	S REG 2	138	-0.06	7	NN					X	X			
504	STEDY 4	136	-0.14	7	NN					X	X			
505	S REG 4	91	0.22	6	NN		X			X	X			
704	STEDY 6	157	0.40	6	NN					X	X			
705	S REG 6	129	1.96	3	NN					X	X			
904	STEDY 8									X	X			
905	S REG 8									X	X			
1004	STEDY 9	186	0.57	5						X	X			
1503	YCO2 MX	402	0.64	5	NN					X	X			
1516	PTA	130	1.70	3	NN					X	X			
331	W PS 2	0.83	-0.38	6	NN					X	X			
531	W PS 4	1.10	0	7	NN					X	X			
731	W PS 6	1.27	-0.44	6	NN		X			X	X			
931	PS 8	V								X	X			
1505	PWC 170	226	-0.13	6	NN					X	X			
87	QRS	0.08	-1.00	10	NN	X				X	X			
88	QT	0.43	1.00	8	NN					X	X			
104	D QT	0.06	2	2	NP					X	X			
105	AMPL T	6	1.94	10	NN					X	X			
1501	VO2 MAX	5830	0.07	7	NN					X	X			
1502	VO2 MKG	77.50	-0.23	6	NN		X			X	X			
34	HEMOGLB	13.10	-1.39	4	NN	X				X	X			
106	PINGER	9	0.36	6	NN					X	X			

№	DATA	X <sub>i</sub>	$\frac{x_i - \bar{x}}{SD}$	POINT	N/p	ABSOLUTE SCALE	RELATIVE SCALE
---	------	----------------	----------------------------	-------	-----	----------------	----------------

Рис. 7. Индивидуальный функциональный профиль. Разделы означают (слева направо) 1. номер показателя в тотальном перечне показателей, 2. название показателя, 3. цифровое значение показателя, 4. нормированное значение показателя, 5. оценка показателя в баллах в системе CST, 6. оценка «нормальности» показателя, 7. размещение показателя на абсолютной шкале, 8. размещение показателя на относительной шкале.

$X_{\min}$  и  $X_{\max}$ . Кроме того, для каждого показателя надо вынести обозначение шкалы балльной оценки в системе CST.

Значение такой программной системы в целом для практики выражается в значительном ускорении обработки данных, в повышении их степени достоверности для врачебного заключения, в увеличении подробности анализа данных. Суммарно все это выражается в повышении производительности исследовательской работы (примерно в 10—15 раз), в сокращении сроков выдачи заключения на основе всесторонне анализированных данных до 1—3 дней для большой группы исследуемых. Дальнейшее развитие системы CST приближает то время, когда определение функционального состояния спортсмена будет происходить в значительной степени при помощи автоматических средств.

При общем описании системы CST нельзя не коснуться и моделей физических нагрузок при функциональном исследовании. Система CST была нами предусмотрена для применения на двух этапах. Первый из них — это обследование в лабораторных условиях по стандартной программе для всех видов спорта. Второй должен быть как можно более специфическим для данного вида спорта. Поэтому была создана лабораторная модель физических нагрузок со ступенчато повышающимися нагрузками, что имеет, на наш взгляд, наибольшие исследовательские возможности при обследовании гетерогенного контингента. Схематично однократное обследование одного спортсмена проводится в следующей методической последовательности.

1. Исследуемый под руководством врача заполняет лицевую сторону перфокарты АКР. Врач при необходимости дополняет и уточняет некоторые вопросы.
2. Проводится антропометрическая часть исследования, данные записываются на АКР.
3. Проводится физикальное обследование и анамнез. Результаты оцениваются по пятибалльной системе на карте АКР. Необходимо отметить, что такая система балльной оценки в течение многолетней работы себя полностью оправдала.
4. Записываются данные спирографии, а также другие показатели внешнего дыхания.
5. Исследуемый отдыхает лежа 5 минут, в течение этого времени ему прикрепляют электроды для снятия ЭКГ. После 5-минутного отдыха снимается ЭКГ в 12 отведениях (I, II, III, AVR, AVL, AVF,  $V_1$ — $V_6$ ) и записывается поликардиограмма (ЭКГ, ФКГ, СГ).
6. Исследуемому приклеивают комплект электродов в отведении  $H_1$  по Л. А. Бутченко.
7. Исследуемый садится на велоэргометр и выполняет тест со ступенчато повышающимися нагрузками. Схема записи отдельных показателей приведена на рис. 8.

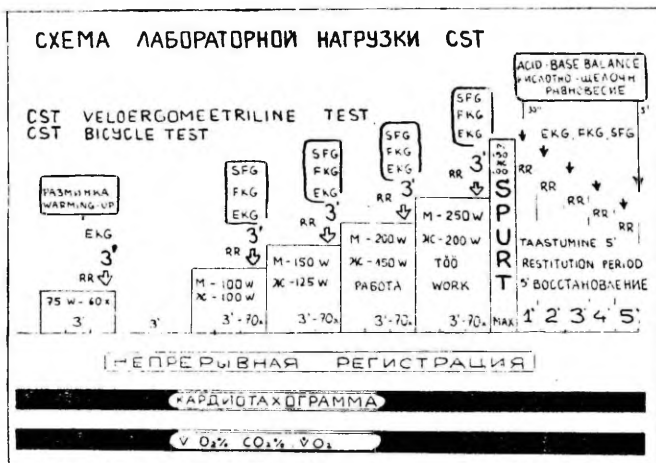


Рис. 8. Схема записи отдельных показателей.

8. На следующий день у лыжников измеряется максимальное потребление кислорода при имитации бега в гору на специальной трассе высшей трудности (по 2 попытки), а у пловцов измеряется максимальный кислородный долг по тесту Н. И. Волкова при плавании 4×50 со сокращающимися интервалами.

Таким образом, получаем достаточно большое количество показателей, характеризующих как общую, так и специальную работоспособность спортсмена.

Отдельные стороны обоснования, методики и дискутируемых вопросов частных методик, входящих в комплекс данной системы, приводятся в соответствующих статьях данного сборника.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Schroer, B. J. IMS, 1973, 42, 1, 12—17.
2. Shepard, R. I., Godin, G., Campbell, A. Europ. J. Appl. Physiol. 1974, 32, 99—116.
3. Hirata, Kin-itsu. Paper, presented in the World Congr. of Sports Science, Moscow, 1974.
4. Быховский М. Л. Вычислительная техника в физиологии и медицине. М., «Наука», 1968, 5—38.

# **CST-SÜSTEEM SPORTLASTE FUNKTSIONAALSE UURINGU TULEMUSTE TÖÖTLUSEKS ELEKTRONARVUTI ABIL**

**T. Karu**

Resümee

Elektronarvutite kasutamine laieneb järjest rohkematele elualadele. Küllalt suur on andmetöötuse maht ka mitmetel meditsiinaladel.

Käesolevas töös esitatakse põhilised nõuded sellistele andmetöötuse süsteemidele spordimeditsiini aspektist. Järgnevalt tuuakse ära originaalse spetsialiseeritud andmetöötlussüsteemi CST üldine struktuur, selle koosseisu kuuluvad kanalid, nende ülesehitus (perfokaardid, eeltöötlusprogrammid, spetsialiseeritud andmetöötuse programmid). On antud ka uuringute läbiviimise organisatsioon ja näidisdokumentatsioon.

Peab märkima, et kirjeldatud uuringusüsteemid Nõukogude Liidus puuduvad ja ka välismaal on vaid mõned analoogilised süsteemid tööle rakendatud. Juba praegu annab süsteemi rakendamine suurt aja ja tööjõu kokkuhoidu.

## **COMPUTER ANALYSIS SYSTEM OF FUNCTIONAL DATA CST FOR SPORTSMEN**

**T. Karu**

Summary

Computer analysis of functional data is a rapidly spreading procedure due to its great speed and excellent quality. In sports medicine this problem is especially topical as it is connected with the special demands of that medical area.

We propose that the following specific requirements should be observed:

1. The data processing system must guarantee full analysis of several indices of the experimental group (up to 25—30 individuals) during a 2—3-day period at the most.

2. The functional condition of each athlete must be characterised by means of at least of 50—60 well-selected indices.

3. The main demand is: the determination of primary data, their documentation, processing and computer analysis must present a unitary system from the beginning to the end. This system must be maximally standardized but flexible. The results of the analysis must be finally printed out in as clearly visual a form as possible, so as to be understandable for physicians, as well as coaches and athletes.

These requirements seem to be relatively primitive, but in their practical realization there arise many difficult theoretical, technical and organizational problems.

Proceeding from such requirements it was possible during the past few years for the Department of Sports Medicine of Tartu State University to work out a medical investigation system «CST» for athletes. This is a mixed "man-computer" system. The structure of the CST system is presented in Figure 1.

Figure 1. CST system.

The CST system includes 12 data processing channels. They are the following: general data, anthropometry, respiration, physical examination, ECG, analysis of systolic time intervals, haemodynamics, bicycle ergometer test, bioenergetics, biochemistry, additional and complex data. Those channels can be seen here. The data processing procedure moves from top downwards.

The first stage of the medical examination is filling in punched cards with primary data. One of them is presented in Figure 4.

Figure 4. A punched card for the ECG.

Then primary data are selected and fed into the computer for primary processing. At present we have 6 primary processing programs in use. After primary processing we get complete data for every channel. These data are then called initial information. Further, processing passes to standard statistical procedures which includes the establishment of the arithmetic mean, the standard deviation and other statistical parameters. They all are printed out in special tables.

The final stage of the present data processing system includes an individual analysis of the established data of each single athlete. This trend of research is relatively novel, as we have found only one description of a similar study in the current literature.

For this purpose we worked out a special computer program, which is called "IFP" (Individual Functional Profile).

Figure 7. An individual functional profile of a swimmer.

These symbols below designate in their order: number of index in the total register, various characteristics, their real value, value in units of SD, points in a twelvepoint scale, evaluation of normal and abnormal results, graphic presentation of indices in absolute and relative scales. That picture is very typical. As we can see, each individual has his own strong or weak points. The IFP helps us to reveal them.

The main difficult problem is the evaluation of each characteristics from the "better or worse" viewpoint. We developed a

special evaluation scale system, which is based on half SD intervals. A computer is able to assess each parameter only by means of evaluation line established earlier. At the present time we have 22 such graphs in use. They have been determined empirically, and a physician must assign to the computer a number of the evaluation scales for every characteristic, depending on the particular subjects. Only on the basis of the evaluation scales it is possible to construct special interpreting programs.

Such a system has been used by us in the last few years. It seems to have raised the working efficiency of our laboratory about 12 times (in comparison with the volume of previous manual work). The possibilities of the CST system are much greater, but it requires further investigations in the following directions:

1. elaboration of more exact criteria for evaluating the results,
2. use of new statistical methods,
3. automatization of collecting the primary information,
4. accumulation of knowledge for interpreting the final results of CST data processing system.

## ОСОБЕННОСТИ РЕАЛИЗАЦИИ ПРОГРАММ ССТ В МАЛГОЛе

Э. Э. Кяэрик

Кафедра спортивной медицины и ЛФК

**1. Алгоритмические языки. МАЛГОЛ.** Алгоритмический язык представляет собой набор символов и терминов, связанных синтаксической структурой, с помощью которых по определенным правилам можно описывать алгоритмы решения задач. К 1965-му году существовало более 300 алгоритмических языков, и их число непрерывно растет ([9], стр. 4). Можно выделить четыре основных типа языков, отличающихся своим назначением и свойствами ([9], стр. 4):

- 1) языки для математических вычислений (АЛГОЛ, ФОРТРАН),
- 2) языки для обработки экономической информации (КОБОЛ, ТАБСОЛ),
- 3) языки для решения информационно-логических задач (КОМИТ, ИПЛ),
- 4) языки для описания алгоритмов управления (ПРОСС, ЦСЛ).

В США распространялся первоначально ФОРТРАН, в Европе и в СССР АЛГОЛ<sup>1</sup>.

В настоящее время язык ФОРТРАН постоянно совершенствуется [5] (ФОРТРАН-2 Basic-ФОРТРАН, ФОРТРАН-4) и распространяется в Европе и в Советском Союзе. В обработке данных медицинского характера в основном пользуются языками математических вычислений (АЛГОЛ-60 [4, 8], ФОРТРАН-4 [2, 6, 8]), но распространяется применение и разработка специальных языков ([8], стр. 145). В институте кибернетики АН ЭССР в 1965 г. для ЭВМ «Минск-22» создали на базе алгоритмического языка АЛГОЛ-60 язык МАЛГОЛ [1, 4, 11, 12,

---

<sup>1</sup> ФОРТРАН (Formular Translation) был первый язык т. н. высшего разряда. Создан в США к 1956-му году. Важнейшей альтернативой ФОРТРАН-а является АЛГОЛ (Algorithmic Language), который выработали в 50-х годах (АЛГОЛ-60). См. Меррей-Шелли. Программирование на ФОРТРАН-е. М., 1973.

13]. До сих пор МАЛГОЛ не уступает свое место другим конкурирующим языкам, таким как ФОРТРАН и др. У языка МАЛГОЛ имеются и свои недостатки: а) относительная медленность по сравнению с оптимальной скоростью, б) он не позволяет легко реализовать длинные алгоритмы, в) у него слабо развиты средства обработки текстовой информации ([13], стр. 3). Но несмотря на это, его выбрали для реализации системы программ CST. Во-первых, МАЛГОЛ создан с учетом местных технических условий и марки ЭВМ. Составление программ в МАЛГОЛ-е требует относительно мало времени, у него хорошо развит аппарат для решения вычислительных задач и он довольно гибок, с точки зрения ввода-вывода данных, что особенно важно для решения медицинских задач.

2. **Программы CST.** Исходные признаки (показатели) программ CST можно, с точки зрения математической статистики, рассматривать как случайные величины. Значения вектора признака  $\bar{x} = (x_1, x_2, \dots, x_M)$  входят в  $m$ -мерное пространство  $R = R_1 \times R_2 \times \dots \times R_M$ , которое называют пространством значений. Каждую последовательность точек  $(x^1, x^2, \dots, x^N)$  из пространства значений называют выборкой из некоторой генеральной совокупности. Каждая точка выборки  $x^j$  представляет собой индивидуум, количество индивидуумов — объем выборки. Выборки можно представить в виде матрицы:

$$\begin{pmatrix} x_{11} & x_{12} & \dots & x_{1N} \\ x_{21} & x_{22} & \dots & x_{2N} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ x_{M1} & x_{M2} & \dots & x_{MN} \end{pmatrix}, \text{ где}$$

$x_{ij}$  — значение признака у некоторого индивидуума  $j$  ( $i = 1, 2, \dots, M$ ;  $j = 1, 2, \dots, N$ ). В принципе можно вводить данные как по признакам, так и по индивидууму. Так как при биомедицинских исследованиях целесообразнее вводить данные по признакам, то и при использовании программ CST поступают таким же образом. Для различения признаков по их содержанию используют в качестве идентифицирующего средства его место (порядковый номер) в тотальном списке признаков, который является общим для всей системы. Исходные данные перфорируют по правилам перфорирования языка МАЛГОЛ. Первичная статистическая обработка исходных данных представляет собой одномерный анализ (SST, NORM, CORRELAT и др.); программы особого назначения (N-SPACE, LD) и программы-интерпретации (INTERPRET) относятся уже частично к области многомерного анализа.

Особенности реализации программ CST вытекают из основных свойств системы, сбор начальных данных для разных исследований должен быть аналогичным и в то же время позволять вариацию признаков, конечные результаты должны быть напе-

чатаны в максимально наглядной и доходчивой форме. Исходные данные программ CST можно разделить на две части: стандартные массивы (таблицы неизменяемых данных) и изменяемые массивы. Стандартные массивы очень объемисты и это надо учитывать при составлении программ в МАЛГОЛ-е (обязательно нужно пользоваться магнитной лентой). К стандартным массивам принадлежат: 1) названия признаков по тотальному списку (1600 слов, каждое слово 12 символов), 2) таблицы нормативов, которые содержат для исследуемого вида спорта среднее арифметическое, стандартное отклонение, минимальное максимальное значение, физиологическую границу (всего  $400 \times 16 \times 100$  чисел), 3) шкалы оценки и номера шкал на основе используемой таблицы шкал (2060 чисел). Стандартные массивы перфорированы на отдельные перфоленты. Из них для всех общим является лента с названиями признаков. Остальные массивы используются только в случае, когда программа предусматривает сравнение исследуемых признаков (показателей) с какими-то средними нормативными значениями (сборной республики). Изменяемые массивы являются начальными данными для каждой конкретной задачи, сюда входят значения измеряемых показателей, имена исследуемых спортсменов, время и место исследования. Поэтому при решении такого типа задач целесообразно пользоваться ЭВМ, которая имеет быстрый обмен информацией с внешней памятью.<sup>2</sup>

Под варьированием начальных данных нужно понимать следующее. Во-первых, надо учитывать, что материал биомедицинских исследований является всегда неполным. Обычно невозможно уменьшить количество отсутствующих значений меньше чем на 2—10% ([4], стр. 138). В связи с этим возникает проблема замены отсутствующих значений. В системе программ CST вместо отсутствующих значений пользуются обозначением «—0», которое в действительности никогда не встречается. Однако это вызывает необходимость составлять вспомогательные подпрограммы. Во-вторых, если измеряемые значения единицы перфорированы, то они должны подходить всем программам системы, учитывая, что некоторые программы используют только выборочные данные (NORM, IFP). В-третьих, при программах, где применяются готовые нормативные значения (IFP и др.), необходимо предвидеть возможность их вычисления и по измеряемым признакам, потому что не всегда заданные нормы подходят для исследуемых спортсменов. Тем самым выбор начальных данных и их преобразование довольно сложный процесс и по объему часто превышает вычислительную часть.

---

<sup>2</sup> На ЭВМ «Минск-32» обмен информацией между вычислителем и накопителем на магнитной ленте осуществляется со скоростью 64000 символов/сек.

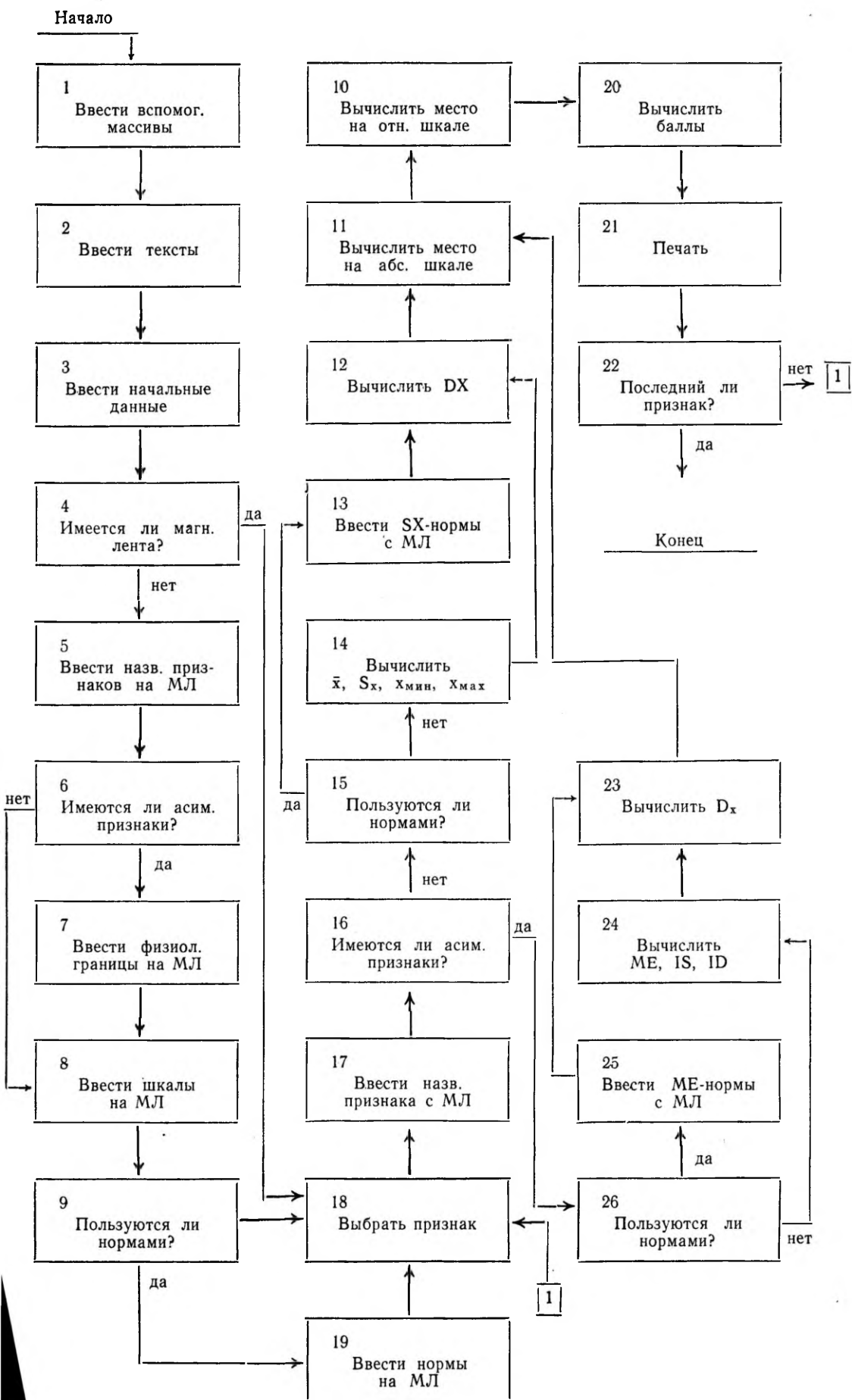


Рис. 1. Общая блок-схема программы IFR.  
Блоки: 10, 11, 12, 14, 20, 23, 24 вычислительные, т. е. 7 блоков из 26.

Большое значение в программах имеют описания схем печати при помощи процедур ADDRESS' и TEXTRIO' и печатания с одного ряда в другой ряд. Хорошим дополнением к языку МАЛГОЛ является процедура PAGE' ([13], стр. 14), при помощи которой можно сформировать целую страницу и печатать одним приемом процедурой OUT'. Учитывая неполноту сбора начальных данных и необходимость пояснительных фраз, которые в зависимости от признака довольно многообразны, использование процедуры PAGE' может иногда стать несколько усложненным, хотя рабочая скорость программ немного увеличивается. Набор текстов (использование фраз) упрощает оператор COPY' ([13], стр. 60), при помощи которого переменному можно присвоить текстовую постоянную. Работу программ ускоряет использование при составлении цикла вместо традиционной конструкции FOR' ... STEP' ... UNTIL' ... DO'... процедур PLACE' и VALUE' ([13], стр. 7—8).

При создании программных систем типа CST целесообразным является использование приложения языка МАЛГОЛ-73, которое дает возможность монтировать программы из отдельных готовых частей, из т. н. блоков операторов, так как программы CST содержат много стандартных частей (ввод данных, выбор текста и т. д.). Блоки операторов хранят на магнитной ленте и их можно включить в любом месте основной программы [5].

Для иллюстрации особенностей реализации программ CST приведем блок-схему программы IFP, где хорошо видны соотношения между вводной и вычислительной частями программы (рис. 1).

### 3. Выводы.

1. Учитывая технические условия и потребности системы CST алгоритмический язык МАЛГОЛ-73 является самым подходящим для ее практической реализации.

2. Особенности реализации системы программ CST больше зависят от сущности самой системы и лишь частично связаны со структурой языка МАЛГОЛ.

3. При создании программной системы типа CST целесообразно создать на собственной магнитной ленте определенную коллекцию из готовых операторных блоков.

### ЛИТЕРАТУРА

1. H a n k o, P. Programmeerimine MALGOL-süsteemis. Tln., 1969.
2. S h a r p e, T. C., C l a r k, D. E. Machine-independent system for processing medical text. Comput. Programs Biomed., 1973, 3, № 4, 163—174.
3. S o l b e r g, H. E. A computer programs for quality control of blood acid/base results. Comput. Programs Biomed., 1973, 3, № 2, 76—86.
4. Брунелъ Р. Х. Системные подпрограммы для биомедицинских исследований. — В сб.: Вычислительные устройства в биологии и медицине. М., 1967, стр. 137—152.
5. Бужис С. Приложение к справочным материалам для пользователей системой МАЛГОЛ-73. Каунас, 1973.

6. Вычислительная техника в физиологии и медицине. М., 1968.
7. Джермейн К. Программирование на IBM/360. М., 1971.
8. Диксон У. Дж. Стандартные подпрограммы для биомедицинских статистических расчетов. Сб.: Вычислительные устройства в биологии и медицине. М., 1967, стр. 116—136.
9. Ефимова М. Н. Алгоритмические языки. (Обзор зарубежных работ). М., 1965.
10. Постнова Т. П. Информационно-диагностические системы в медицине. М., 1972.
11. Система автоматического программирования для ЭВМ «Минск-22». Тлн., 1969.
12. Система стандартных программ алгоритмического языка МАЛГОЛ. Тлн., 1972.
13. Таммет Х. Справочные материалы для пользования системой МАЛГОЛ-73. Тлн., 1973.

## **CST PROGRAMMIDE REALISEERIMISE ISEÄRASUSI MALGOL-IS**

**E. Käärik**

Resümee

Arvestades tehnilisi tingimusi ja CST-süsteemi vajadusi on algoritmiline keel MALGOL-73 kõige sobivam CST-süsteemi realiseerimiseks. Iseärasused CST programmide realiseerimisel tulenevad CST-süsteemi olemusest ning ainult osaliselt (vähemal määral) algoritmilisest keelest MALGOL. Perspektiivikas on CST-tüüpi programmide korral kasutada magnetlinti, millele on kantud operaatorblokkide teek.

## **PECULIARITIES OF REALIZING CST PROGRAMS IN MALGOL**

**E. Käärik**

Summary

Taking into consideration technical conditions and the needs of CST system, MALGOL-73 language is the most appropriate one to realize the system. Peculiarities in realizing CST programs' system result from the character of the system and only partially from it's perspective to use an additional magnetic tape, on which there is the statement blocks' file.

## ПРИМЕНЕНИЕ ЭВМ ДЛЯ ОБРАБОТКИ ДАННЫХ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ВНЕШНЕГО ДЫХАНИЯ

П.-Х. Г. Кингисепп, Т. Э. Кару, Р. Ю. Ноорма

Кафедра спортивной медицины и ЛФК

Исследование внешнего дыхания является трудоемкой задачей, так как необходимые измерения и вычисления требуют, кроме проведения тестов, большого количества ручного труда и затрат времени. Следует отметить, что методика измерения полученных кривых и обработка данных отстают от технических возможностей изучения функции внешнего дыхания. Только в последнее время появились работы, посвященные применению электронно-вычислительной техники при изучении легочной функции [1, 2].

С целью усовершенствования методики сбора и анализа показателей внешнего дыхания нами созданы система сбора первичной информации и программа для обработки измеренных величин на электронно-вычислительной машине (ЭВМ). Эта система охватывает канал обработки показателей внешнего дыхания «VN-3», являясь частью разработанной на кафедре спортивной медицины ТГУ программной системы CST [3]. Система «VN-3» может быть всегда применена и самостоятельно, поскольку показатели внешнего дыхания относительно автономны.

Для сбора данных составлена перфокарта «VHK», на которую занесены как вводимые в ЭВМ значения, так и показатели внешнего дыхания, полученные при помощи ЭВМ. Показатели, вводимые в ЭВМ, представлены на левой половине лицевой стороны перфокарты (рис. 1). Полученные при помощи ЭВМ данные первичной обработки показателей внешнего дыхания приведены на правой половине лицевой стороны (рис. 1) и на оборотной стороне перфокарты (рис. 2). Схема печати составлена таким образом, что полученные данные можно прямо наклеить на перфокарту. Кроме научной и практической целей, перфокарта предназначена также для педагогической работы, поэтому на ней приводятся рисунки и формулы, объясняющие получение основных показателей функции внешнего дыхания.

NIMI		EESNIMI		AUSKULTATSIOON							
DIAGNOOS			M N	PERKUSSIOON							
HINGAMISE FUNKSIONAALSE UURINGU KAART				RÕ							
N <sup>o</sup>	NÄITAJA	N <sup>o</sup>	NÄITAJA	N <sup>o</sup>	NÄITAJA	ATPS	BTPS	modr- OH <sub>2</sub>	NORM	Δ	
0	KLUPÄEV	28	BB	1	IRV			ml			
0	DIFFER	29	F <sub>IRV</sub>	2	V <sub>T</sub>			ml			
1	VANUS	30	F <sub>S</sub> +L <sub>NS</sub>	3	IC			ml			
2	PIKKUS	31	V <sub>S</sub>	4	ERV			ml			
3	KAAL	32	NH <sub>T</sub> AS/L <sub>NS</sub>	5	VC			ml			
4	MÄÄRDE OHIMISE MÕJU	33	NH <sub>V</sub>	6	RV			ml			
5		E	34	F <sub>NS</sub> 190	7	FRC			ml		
6	P <sub>S</sub>	35	F <sub>NS</sub> 1280	8	TC			ml			
7	T'	36	V <sub>D</sub> ANAT	9	FVC <sub>1</sub>			ml			
8	P <sub>NSD</sub>	37	A-B	10	FVC <sub>2</sub>			ml			
9	C <sub>1</sub>	38	A-C	11	fr			min <sup>-1</sup>			
10	F <sub>NS</sub>	39	A-D	12	i			sek			
11	F <sub>IO<sub>2</sub></sub>	40	E-F	13	e			sek			
12	F <sub>EO<sub>2</sub></sub>	41	G-H	14	1/e			%			
13	F <sub>E</sub> CO <sub>2</sub>	42	I	15	V <sub>E</sub>			l/min			
14	F <sub>A</sub> CO <sub>2</sub> ST	43	B	16	V <sub>A</sub>			l/min			
15	F <sub>A</sub> CO <sub>2</sub> M <sub>S</sub>	44	V <sub>E</sub> ATPS	17	V <sub>MAX</sub>			l/min			
16	F <sub>A</sub> O <sub>2</sub>	45	T	18	PNT <sub>1</sub>			l/sek			
17	P <sub>O</sub> CO <sub>2</sub>	46	fr	19	PNT <sub>2</sub>			l/sek			
18	P <sub>O</sub> O <sub>2</sub>	47	V <sub>E</sub> MAX	20	ΣPNT			l/sek			
19	P <sub>O</sub> O <sub>2</sub> K	48	V <sub>O<sub>2</sub></sub> MAX	21	SINILETE SISSE SISSE	I		cm			
20	P <sub>I</sub> CO <sub>2</sub>	49	PNT <sub>1</sub>	22		E			cm		
21	Hb g%	50	PNT <sub>2</sub>	23		Δ			cm		
22	HbO <sub>2</sub>	51	APN <sub>1</sub>	24	APN <sub>1</sub>			sek			
23	pH <sub>a</sub>	52	APN <sub>2</sub>	25	APN <sub>2</sub>			sek			
24	pH <sub>m</sub>	53	IAPN	26	IAPN			sek			
25	SB	54	II APN	27	II APN			sek			
26	AB	55	III APN	28	III APN			sek			
27	BE			29	RV/TC			%			

### SPIOGRAAFIA

### RESIDUAAL e. JÄÄKMAHT

1

2

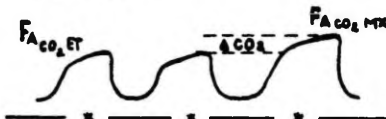
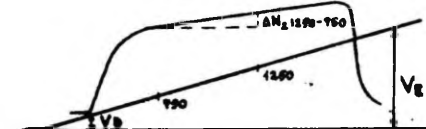
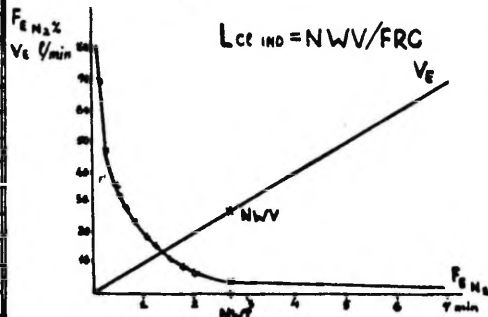
3

N <sup>o</sup>	NÄITAJA	ATPS	BTPS	modr- OH <sub>2</sub>	NORM	Δ
1	IRV			ml		
2	V <sub>T</sub>			ml		
3	IC			ml		
4	ERV			ml		
5	VC			ml		
6	RV			ml		
7	FRC			ml		
8	TC			ml		
9	FVC <sub>1</sub>			ml		
10	FVC <sub>2</sub>			ml		
11	fr			min <sup>-1</sup>		
12	i			sek		
13	e			sek		
14	1/e			%		
15	V <sub>E</sub>			l/min		
16	V <sub>A</sub>			l/min		
17	V <sub>MAX</sub>			l/min		
18	PNT <sub>1</sub>			l/sek		
19	PNT <sub>2</sub>			l/sek		
20	ΣPNT			l/sek		
21	SINILETE SISSE SISSE	I		cm		
22		E		cm		
23		Δ		cm		
24	APN <sub>1</sub>			sek		
25	APN <sub>2</sub>			sek		
26	IAPN			sek		
27	II APN			sek		
28	III APN			sek		
29	RV/TC			%		

Рис. 1. Лицевая сторона перфокарты для исследования функции внешнего дыхания. На левой стороне приведены данные, вводимые в компьютерную систему. Правая сторона предназначена для исследования остаточного объема легких по модифицированному Васа-

Nº	NÁITAJA	MEÉR- OIKO	NORM	Δ
30	V <sub>T</sub> /FRC	%		
31	FV <sub>T</sub> /VC	%		
32	FRC/IC	%		
33	FRC/RV	%		
34	VC/KG	ml/kg		
35	RV/KG	ml/kg		
36	TC/KG	ml/kg		
37	V <sub>E</sub> /VC	suhe		
38	$\frac{V_{ANAT} - V_E}{V_{ANAT}}$	%		
39	V <sub>A</sub> /V <sub>E</sub>	%		
40	$\frac{V_T - V_D}{V_T}$	%		
41	V <sub>E</sub> CO <sub>2</sub>	ml/100ml		
42	V <sub>E</sub> O <sub>2</sub>	ml/100ml		
43	V <sub>A</sub> /Q	suhe		
44	TC/NWV	%		
45	F <sub>E</sub> N <sub>2</sub> 750	%		
46	F <sub>E</sub> N <sub>2</sub> 1250	%		
47	Δ N <sub>2</sub>	%		
48	V <sub>D</sub> ANAT	ml		
49	NWV	l		
50	NWV <sub>AL</sub> /M <sub>AL</sub>	sex		
51	LCE IND	%		
52	HbO <sub>2</sub> HANNU	%		
53	HbO <sub>2</sub> ÖMR	%		
54	F <sub>A</sub> CO <sub>2</sub> ET	%		
55	F <sub>A</sub> CO <sub>2</sub> M <sub>1</sub>	%		
56	Δ CO <sub>2</sub>	%		
57	F <sub>I</sub> N <sub>2</sub>	%		
58	F <sub>I</sub> O <sub>2</sub>	%		
59	F <sub>E</sub> O <sub>2</sub>	%		
60	F <sub>E</sub> CO <sub>2</sub>	%		
61	F <sub>E</sub> N <sub>2</sub>	%		

P-H. KINGISEPP ALAKDÖR - 1974.



$$V_{CO_2} = V_{E\text{STPD}} \times F_{E\text{CO}_2} \times 10$$

$$V_{O_2} = V_{E\text{STPD}} \times \left[ F_{I\text{O}_2} \times \frac{F_{E\text{N}_2} - F_{E\text{CO}_2}}{F_{I\text{N}_2}} \right] \times 10$$

$$V_A = \frac{0,863 \times V_{CO_2}}{P_{A\text{CO}_2}}$$

$$Q = \frac{V_{CO_2} \times 10}{P_{V\text{CO}_2} - P_{A\text{CO}_2}} \quad Q/Q_s = \frac{C_{CO_2} - C_{A\text{CO}_2}}{C_{CO_2} - C_{V\text{O}_2}}$$

Nº	NÁITAJA	MEÉR- OIKO	NORM	Δ
62	V <sub>E</sub> STPD	l/min		
63	V <sub>CO<sub>2</sub></sub>	ml/min		
64	V <sub>O<sub>2</sub></sub>	ml/min		
65	R	suhe		
66	REHA PINDALA	m <sup>2</sup>		
67	V <sub>O<sub>2</sub></sub> /m <sup>2</sup>	ml/m <sup>2</sup> /min		
68	V <sub>CO<sub>2</sub></sub> /m <sup>2</sup>	ml/min/m <sup>2</sup>		
69	V <sub>E</sub> /m <sup>2</sup>	l/min/m <sup>2</sup>		
70	V <sub>D</sub> FÜSIOL	l/min		
71	V <sub>A</sub> FÜSIOL	l/min		
72	V <sub>A</sub> /m <sup>2</sup>	l/min/m <sup>2</sup>		
73	V <sub>O<sub>2</sub></sub> MAX	ml/min		
74	V <sub>O<sub>2</sub></sub> MAX/KG	ml/min/kg		
75	F <sub>A</sub> O <sub>2</sub>	%		
76	P <sub>A</sub> O <sub>2</sub>	mmHg		
77	P <sub>V</sub> O <sub>2</sub>	mmHg		
78	ΔP <sub>AO<sub>2</sub></sub> /P <sub>AO<sub>2</sub></sub>	mmHg		
79	P <sub>A</sub> O <sub>2</sub> NORM	mmHg		
80	P <sub>V</sub> CO <sub>2</sub>	mmHg		
81	P <sub>V</sub> CO <sub>2</sub>	mmHg		
82	C <sub>CO<sub>2</sub></sub>	ml/100ml		
83	C <sub>A</sub> O <sub>2</sub>	ml/100ml		
84	C <sub>V</sub> O <sub>2</sub>	ml/100ml		
85	Q <sub>s</sub> /Q	%		
86	Q	l/min		
87	Hb gr%	gr/100ml		
88	pH <sub>a</sub>			
89	pH <sub>m</sub>			
90	SB	meelv/l		
91	AB	meelv/l		
92	BE	meelv/l		
93	BB	meelv/l		

Рис. 2. Обратная сторона перфокарты для исследования функции внешнего дыхания. На левой и правой сторонах приведены показатели внешнего дыхания, полученные при помощи ЭВМ. В середине даны схемы для получения показателей неравномерности распределения вдыхаемого воздуха в легких: вымыванием азота при дыхании кислородом, схема для проведения теста одиночного выдоха по Fowler (13) и определение разности между F<sub>E</sub>CO<sub>2</sub>MX и F<sub>E</sub>CO<sub>2</sub>ET. Внизу приведены формулы для вычисления наиболее часто применяемых показателей газообмена, альвеолярной вентиляции минутного объема сердца и веноартериального шунта в легких.

Анализ полученных данных при помощи ЭВМ проведен с целью свести к минимуму число ручных вычислительных операций. В таблице 1 изложены вводимые в ЭВМ показатели. Все логические действия над введенными в ЭВМ показателями представлены в виде алгоритма в таблице 2, поэтому мы их в тексте не описываем и ограничиваемся лишь указанием на соответствующие номера в таблицах. Учитывая, что методы изучения функции внешнего дыхания достаточно известны и хорошо описаны [4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11], мы остановимся на проведении тестов только в общих чертах, акцентируя внимание на ту часть работы, которая проводилась на ЭВМ НАИРИ-2.

Дата, шифр исследуемого и общие данные — возраст, длина тела, вес, окружность грудной клетки при вдохе и выдохе — занесены на перфокарту и в таблицу 1 (номера 0—5). По формуле Дюбуа вычисляется поверхность тела (табл. 2, номер 59). Для вычисления коэффициентов перевода объемов газа от условий ATPS к условиям BTPS и STPD (вычисления приведены в таблице 2 под номерами 56 и 57) в ЭВМ вводятся следующие параметры: атмосферное давление ( $P_B$ ), температура воздуха ( $t^\circ$ ) и парциальное давление водяных паров в воздухе при данной температуре ( $P_{H_2O}$ ) — номера 6—8 в таблице 1. Действиями 58, 60 в таблице 2 представлены вычисления экскурсии грудной клетки суммарного пневмотахографического показателя. Соответствующие начальные данные приведены в таблице 1 (номера 4, 5; 49 и 50). Действиями от 62 до 79 в таблице 2 вычисляются спирографические и производные от них показатели. При анализе спирограммы мы измеряли 3 интервала (рис. 3 АВ, АС и АД), а для вычисления одно- и двухсекундной форсированной жизненной емкости легких — два интервала (рис. 3 ЕF и GH). Полученные значения в миллиметрах представлены в таблице 1 под номерами 37—41. Перевод значений, измеренных в миллиметрах, в миллилитры происходит на ЭВМ с помощью коэффициента  $s_1$  (табл. 1, № 9), одновременно переводят полученные объемы из условий ATPS в условия BTPS (коэффициент  $s_2$ , номер 56, табл. 2). Длительность вдоха и выдоха определяется также из спирограммы (рис. 3 i и e, значения приведены в табл. 1 под номерами 42—43). Вычисление отношения i/e происходит на ЭВМ (табл. 2, номер 80).

В последние годы возможности определения остаточного объема легких, ввиду доступности отечественных приборов для определения азота и гелия (азотограф А-1 и ПООЛ), расширились. В настоящей работе определение остаточного объема легких проводили вместе со спирографией [12]. Для этого пользовались возвратным дыханием определенного количества кислорода в замкнутой системе «легкие — спирограф» до выравнивания концентрации азота в этом пространстве. Быстродействующий анализатор азота (А-1) присоединялся к спирографу.

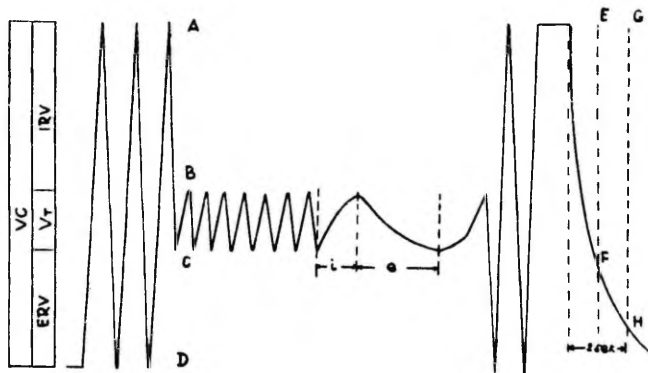


Рис. 3. Схема для анализа спирограммы. В ЭВМ вводятся интервалы А—В, А—С, А—D, Е—F и G—H в мм и длительность вдоха (i) и выдоха (e) в сек. Все спирографические показатели вычисляются и приводятся к условиям ВTPS в ЭВМ.

Обследуемый дышал через загубник, нос был закрыт зажимом. Для переключения на возвратное дыхание кислородом, которое происходит после максимального выдоха, использовался трехходовой кран. Выравнивание концентрации азота происходило в течение 10—15 дыхательных циклов, во время которых регистрировалась и спирограмма для определения жизненной емкости легких и ее составляющих. Для более быстрого смешивания газа в системе применялся насос. Вычисление остаточного объема легких производится на ЭВМ по формуле 67 в таблице 2, в которую входят концентрация азота в легких и в спирографе перед возвратным дыханием и после возвратного дыхания и объем спирографа (таблица 1, номера 29—31).

Для определения газообмена обследуемый дышал через клапан, выдыхаемый воздух собирали в мешок Дугласа. Анализ выдыхаемого воздуха проводили газоанализаторами типов МН-5130 и ТП-2220 Выруского завода газоанализаторов ЭССР. Объем выдыхаемого воздуха измеряли газовыми часами типа ГСБ — 400. Данные о концентрации газов во вдыхаемом и выдыхаемом воздухе и время её измерения приведены в таблице 1 (номера 10—13 и 44—45), а вычисления даны в таблице 2 под номерами 81—91. При возможности измерения  $F_{ACO_2}$  и  $F_{ACO_2}$  (таблица 1, номера 14—15 и 17) или объема мертвого пространства (таблица 1, номер 36) вычислялась также альвеолярная вентиляция (номера 95—100 в таблице 2) и произведенные из них показатели (действия 61; 101—102 и 115 в таблице 2).

Следующий этап исследований охватывает изучение неравномерности распределения вдыхаемого газа в легких по тесту одиночного [13] выдоха (таблица 1, номера 34 и 35; таблица 2

## Показатели, вводимые в ЭВМ

№	Название вводимого показателя	Обозначение	Единицы	Цифровое значение примера
1	2	3	4	5
0.	Дата и цифра			26110001
1.	Возраст		год	24
2.	Длина тела	H	см	175,5
3.	Вес	W	кг	75,2
4.	Окружность грудной клетки при вдохе	*	см	95,5
5.	Окружность грудной клетки при выдохе	*	см	88,5
6.	Атмосферное давление	P <sub>B</sub>	мм. рт. ст.	756
7.	Температура	t°	градусы	22,5
8.	Давление водяных паров	P <sub>H<sub>2</sub>O</sub>	мм. рт. ст.	19,8
9.	Коэффициент перевода из мм в мл	c <sub>1</sub>		20
10.	Концентрация N <sub>2</sub> во вдыхаемом воздухе	F <sub>I N<sub>2</sub></sub>	%	79,10
11.	Концентрация O <sub>2</sub> во вдыхаемом воздухе	F <sub>I O<sub>2</sub></sub>	%	20,90
12.	Концентрация O <sub>2</sub> в выдыхаемом воздухе	F <sub>E O<sub>2</sub></sub>	%	18,60
13.	Концентрация CO <sub>2</sub> в выдыхаемом воздухе	F <sub>E CO<sub>2</sub></sub>	%	2,40
14.	Концентрация CO <sub>2</sub> в альвеолярном воздухе в конце спокойного выдоха	F <sub>A CO<sub>2</sub>ET</sub>	%	5,61
15.	Концентрация CO <sub>2</sub> в альвеолярном воздухе в конце максимального выдоха	F <sub>A CO<sub>2</sub>MX</sub>	%	5,90
16.	Концентрация O <sub>2</sub> в альвеолярном воздухе	F <sub>A O<sub>2</sub></sub>	%	14,50
17.	Напряжение CO <sub>2</sub> в артериальной крови	P <sub>a CO<sub>2</sub></sub>	мм. рт. ст.	40,1
18.	Напряжение O <sub>2</sub> в артериальной крови	P <sub>a O<sub>2</sub></sub>	мм. рт. ст.	104,1
19.	Напряжение O <sub>2</sub> в артериальной крови скорректированное	P <sub>a O<sub>2</sub>K</sub>	мм. рт. ст.	102,0
20.	Напряжение CO <sub>2</sub> в смешанной венозной крови	P <sub>v CO<sub>2</sub></sub>	мм. рт. ст.	46,7
21.	Содержание гемоглобина в крови	Hb	гр %	15,6
22.	Насыщение гемоглобина кислородом	HbO <sub>2</sub>	%	96,5
23.	pH истинный	pH <sub>a</sub>		7,388
24.	pH метаболический	pH <sub>m</sub>		7,386
25.	Стандартный бикарбонат	SB	мэкв/л	23,6
26.	Истинный бикарбонат	AB	мэкв/л	23,5
27.	Сдвиг буферных оснований	BE	м/экв/л	-0,3
28.	Буферные основания	BB	мэкв/л	49,0
29.	Концентрация N <sub>2</sub> в спирографе перед возвратным дыханием	F <sub>S N<sub>2</sub></sub>	%	22,1

1	2	3	4	5
30.	Концентрация $N_2$ в спирографе в конце возвратного дыхания	$F_{s+1N_2}$	%	33,1
31.	Объем спирографа	$V_s$	мл	7200
32.	Время вымывания азота до 2,5% во время дыхания кислородом	$NWT_{2,5\%N_2}$	сек	270
33.	Количество $O_2$ , необходимое для очищения легких от $N_2$	$NWV$	л	42,7
34.	Концентрация $N_2$ в выдыхаемом воздухе при выдохе объема 750 мл (проба с одиночным выдохом $O_2$ )	$F_{EN_2 750}$	%	49,0
35.	Концентрация $N_2$ в выдыхаемом воздухе при выдохе объема 1250 мл (проба с одиночным выдохом $O_2$ )	$F_{EN_2 1250}$	%	50,5
36.	Объем мертвого пространства Величины, измеренные по спирограмме (рис. 3)	$V_{Danat}$	мл	150
37.	A — B		мм	125
38.	A — C		мм	153
39.	A — D		мм	258
40.	E — F		мм	172
41.	G — H		мм	232
42.	Длительность вдоха	i	сек	1,4
43.	Длительность выдоха	e	сек	2,1
44.	Вентиляция легких в условиях АТРС	$V_{E ATRC}$	л	53,4
45.	Время измерения вентиляции легких	t	мин	5,0
46.	Частота дыхания	$f_r$	мин <sup>-1</sup>	20
47.	Максимальная вентиляция легких в условиях АТРС	$V_{E max}$	л	135,1
48.	Максимальное потребление кислорода	$V_{O_2 max}$	мл	2800
49.	Пневмотахометрия на вдохе	$PNT_I$	л/сек	7,2
50.	Пневмотахометрия на выдохе	$PNT_E$	л/сек	5,4
51.	Апноэ на вдохе	$APN_I$	сек	68
52.	Апноэ на выдохе	$APN_E$	сек	18
53.	Проба повторного апноэ на вдохе I	I APN	сек	50
54.	Проба повторного апноэ на вдохе II	II APN	сек	68
55.	Проба повторного апноэ на вдохе III	III APN	сек	85

№	Наименование действия	Алгоритм
1	2	3
56.	Найти коэффициент для перевода объемов газа из условий АТРС в условия ВТРС	$\frac{P_B - P_{H_2O}}{P_B - 47} \times \frac{310}{273+t^\circ}$
57.	Найти коэффициент для перевода объемов газа из условий АТРС в условия STPD	$\frac{P_B - P_{H_2O}}{760} \times \frac{273}{273+t^\circ}$
58.	Найти экскурсию грудной клетки	
59.	Найти величину поверхности тела	$W^{0,425} \times H^{0,725} \times 71,84 \times 10^{-4}$
60.	Найти суммарный пневмотахографический показатель	$ПНТ_{уд} + ПНТ_{вы}$
61.	Найти разницу между $F_{E_{CO_2, Mx}}$ и $F_{E_{CO_2, ET}}$	$F_{E_{CO_2, Mx}} - F_{E_{CO_2, ET}}$
62.	Найти резервный объем вдоха	$AB \times c_1 \times c_2$
63.	Найти дыхательный объем	$(AC - AB) \times c_1 \times c_2$
64.	Найти емкость вдоха	$AC \times c_1 \times c_2$
65.	Найти резервный объем выдоха	$(AD - AC) \times c_1 \times c_2$
66.	Найти жизненную емкость легких	$AD \times c_1 \times c_2$
67.	Найти остаточный объем легких	$\frac{F_{s+1N_2} - F_{sN_2}}{F_{1N_2} - F_{s+1N_2}} \times V_s \times c_2$
68.	Найти функциональную остаточную емкость	$PO_{вы} + OO_{Л}$
69.	Найти общую емкость легких	$ЖЕЛ + OO_{Л}$
70.	Найти отношение между $OO_{Л}$ и $OE_{Л}$	$OO_{Л} : OE_{Л} \times 100$
71.	Найти отношение между $DO$ и $FO_{ЕЛ}$	$DO : FO_{ЕЛ} \times 100$
72.	Найти односекундную форсированную ЖЕЛ	$EF \times c_1 \times c_2$
73.	Найти двухсекундную форсированную ЖЕЛ	$GH \times c_1 \times c_2$
74.	Найти отношение между $\Phi ЖЕЛ_1$ и ЖЕЛ	$\Phi ЖЕЛ_1 : ЖЕЛ \times 100$
75.	Найти отношение между $FO_{ЕЛ}$ и $ЕВ_d$	$FO_{ЕЛ} : ЕВ_d \times 100$

в ЭВМ показателями

Алгоритм в номерах	Обозначение		Единицы измерения	Цифровое значение примера
	русское	иностранное		
4	5	6	7	6
$\frac{6-8}{6-47} \times \frac{310}{273+7}$	c <sub>2</sub>	c <sub>2</sub>		1,08
$\frac{6-8}{760} \times \frac{273}{273+7}$	c <sub>3</sub>	c <sub>3</sub>		0,89
4-5			см	7,0
$30,425 \times 20,725 \times 71,84 \times 10^{-4}$	*	S	м <sup>2</sup>	1,90
49 + 50	ПНТ	PNT	л/сек	12,6
15 - 14	ΔCO <sub>2</sub>	ΔCO <sub>2</sub>	%	0,29
37 × 9 × 56	РОВд	IRV	мл	2723,3
$\frac{(38-37) \times 9 \times 56}{38 \times 9 \times 56}$	ДО ЕВд	V <sub>T</sub> IC	мл мл	610,0 3333,3
$(39-38) \times 9 \times 56$	РОВы	ERV	мл	2287,6
39 × 9 × 56	ЖЕЛ	VC	мл	5620,9
$\frac{30-29}{10-30} \times 31 \times 56$	ООЛ	RV	мл	1875,5
65 + 67	ФОЕЛ	FRC	мл	4163,1
66 + 67	ОЕЛ	TC	мл	7496,4
67 : 69 × 100	ООЛ/ОЕЛ	RV/TC	%	25,0
63 : 68 × 100	ДО/ФОЕЛ	V <sub>T</sub> /FRC	%	14,7
40 × 9 × 56	ФЖЕЛ <sub>1</sub>	FVC <sub>1</sub>	мл	3747,2
41 × 9 × 56	ФЖЕЛ <sub>2</sub>	FVC <sub>2</sub>	мл	5054,4
72 : 66 × 100	ФЖЕЛ <sub>1</sub> /ЖЕЛ	EVC <sub>1</sub> /VC	%	66,7
68 : 64 × 100	ФОЕЛ/ЕВд	FRC/IC	%	124,9

1	2	3
76.	Найти отношение между ФОЕЛ и ООЛ	$\text{ФОЕЛ} : \text{ООЛ} \times 100$
77.	Найти отношение между ЖЕЛ и весом тела (жизненный показатель)	$\text{ЖЕЛ} : \text{кг веса тела}$
78.	Найти отношение между ООЛ и весом тела (остаточный показатель)	$\text{ООЛ} : \text{кг веса тела}$
79.	Найти отношение между ОЕЛ и весом тела	$\text{ОЕЛ} : \text{кг веса тела}$
80.	Найти отношение между длительностями вдоха и выдоха	$\text{вд} : \text{вы} \times 100$
81.	Найти минутный объем дыхания в условиях STPD	$(V_E : t) \times c_3$
82.	Найти минутный объем дыхания в условиях ВTPS	$(V_E : t) \times c_2$
83.	Найти отношение между МОД и величиной поверхности тела	$\text{МОД}_{\text{ВTPS}} : S$
84.	Найти концентрацию азота в выдыхаемом воздухе	$100 - (\text{F}_{\text{E O}_2} + \text{F}_{\text{E CO}_2})$
85.	Найти вентиляционный эквивалент по кислороду	$(\text{F}_{\text{E N}_2} : \text{F}_{\text{I N}_2}) \times \text{F}_{\text{I O}_2} - \text{F}_{\text{E O}_2}$
86.	Найти объем выделенного $\text{CO}_2$	$\text{МОД}_{\text{STPD}} \times \text{F}_{\text{E CO}_2} \times 10$
87.	Найти отношение между количеством выделенного $\text{CO}_2$ и величиной поверхности тела	$V_{\text{CO}_2} : S$
88.	Найти объем потребленного $\text{O}_2$	$\text{МОД}_{\text{STPD}} \times \left( \text{F}_{\text{I O}_2} \times \frac{\text{F}_{\text{E N}_2}}{\text{F}_{\text{I N}_2}} - \text{F}_{\text{E O}_2} \right) \times 10$
89.	Найти отношение между количеством потребленного $\text{O}_2$ и величиной поверхности тела	$V_{\text{O}_2} : S$
90.	Найти максимальное потребление кислорода на кг веса тела	$\text{МПК} : \text{кг веса тела}$
91.	Найти дыхательный коэффициент	$V_{\text{CO}_2} : V_{\text{O}_2}$
92.	Преобразование	$\text{МВЛ} \times c_2$
93.	МВЛ <sub>АTPS</sub> на МВЛ <sub>ВTPS</sub> Найти резерв дыхания	$(\text{МВЛ} - \text{МОД}) : \text{МВЛ} \times 100$

4	5	6	7	8
68 : 67 × 100	ФОЕЛ/ООЛ	FRC/RV	%	222,0
66 : 3	ЖП	VI	мл/кг	74,7
67 : 3	ОП	RI	мл/кг	24,9
69 : 3	ТП	TI	мл/кг	99,7
42 : 43	вд/вы	i/e	отношение	66,7
44 : 45 × 57	МОД <sub>СТРД</sub>	V <sub>Е</sub> СТРД	л/мин	9,6
44 : 45 × 56	МОД <sub>ВТПС</sub>	V <sub>Е</sub> ВТПС	л/мин	11,6
82 : 59	МОД <sub>ВТПС</sub> : S	V <sub>Е</sub> ВТПС : S	л/м <sup>2</sup>	6,1
100 — (12 + 13) $\frac{84}{10} \times 11 - 12$	*	F <sub>Е</sub> N <sub>2</sub>	%	79,0
81 × 13 × 10	ВЭ <sub>О<sub>2</sub></sub>	V <sub>Е</sub> О <sub>2</sub>	мл/100 мл	2,27
	*	V <sub>СО<sub>2</sub></sub>	мл	229
	.			
86 : 59	*	V <sub>СО<sub>2</sub></sub> /м <sup>2</sup>	мл/м <sup>2</sup>	120
81 × 85 × 10	*	V <sub>О<sub>2</sub></sub>	мл	217
88 : 59	*	V <sub>О<sub>2</sub></sub> /м <sup>2</sup>	мл/м <sup>2</sup>	114
48 : 3	МПК/кг	V <sub>О<sub>2</sub>max</sub> /кг	мл/кг	37,2
86 : 88	ДК	R	отношение	1,05
47 × 56 (92 — 82) : 92 × 100	МВЛ *	V <sub>Е</sub> max (V <sub>Е</sub> max — — V <sub>Е</sub> ) : : V <sub>Е</sub> max	л/мин отношение	147 92,1

1	2	3
94.	Найти индекс вентиляции	$МОД : ЖЕЛ \times 1000$
95.	Найти парциальное давление $CO_2$ в выдыхаемом воздухе	$F_{E CO_2} \times (P_B - P_{H_2O}) : 100$
96.	Найти вентиляцию физиологического мертвого пространства	$P_{a CO_2} - P_{E CO_2} \times V_{E ВТРС} : P_{a CO_2}$
97.	Преобразование	
98.	ОМП <sub>АТРС</sub> на ОМП <sub>ВТРС</sub>	$ОМП \times c_2$
99.	Найти альвеолярную вентиляцию (анатомическую)	$(ДО - ОМП) \times ЧД \times 10^3$
100.	Найти альвеолярную вентиляцию (физиологическую)	$(0,863 \times V_{CO_2}) : P_{a CO_2}$
101.	Найти отношение между альвеолярной вентиляцией и величиной поверхности тела	$V_A : S$
102.	Найти отношение между ОМП и ДО	$ОМП : ДО \times 100$
103.	Найти эффективность вентиляции	$(ДО - ОМП) : ДО \times 100$
104.	Преобразование	
105.	$NWV_{АТРС}$ , $NWV_{ВТРС}$	$NWV \times c_2$
106.	Найти отношение между ОЕЛ и $NWV$	$(ОЕЛ : NWV) \times 0,1$
107.	Найти индекс очищения легких	$NWV : FRC \times 1000$
108.	Найти индекс неравномерности распределения вдыхаемого воздуха в легких	$F_{E N_2 1250} - F_{E N_2 750}$
109.	Найти минутный объем сердца	$V_{CO_2} : (P_{V CO_2} - P_{a CO_2}) \times 10$
110.	Найти отношение $V_A/Q$	$V_A : Q$
111.	Найти парциальное давление $O_2$ в альвеолярном воздухе	$\left( \frac{F_{I O_2} \times (P_B - 47)}{100} - P_{a CO_2} \right) \times$ $\times \left( \frac{F_{I O_2}}{100} + \frac{1 - \frac{F_{I O_2}}{100}}{R} \right)$
112.	Найти концентрацию $O_2$ в крови легочных капилляров	$Hb \times 1,34 + P_{a O_2} \times 0,0031$
113.	Найти концентрацию $O_2$ в артериальной крови	$Hb \times 1,34 \times Hb O_2 \times 0,01 + P_{a O_2, k} \times 0,0031$

4	5	6	7	8
$(82 : 66) \times 1000$	*	$V_E/VC$	отношение	2,1
$13 \times (6 - 8) : 100$	*	$P_{E\ CO_2}$	мм. рт. ст.	17,7
$\frac{(17 - 95) \times 82}{17}$	*	$V_D$	л/мин	6,5
$36 \times 56$	ОМП <sub>анат</sub>	$V_{D_{ана}}$	мл	163
$(63 - 97) \times 46 \times 10^{-3}$	АВЛ <sub>анат</sub>	$V_{A\ анат}$	л/мин	8,9
$(0,863 \times 86) : 17$	АВЛ <sub>физиол</sub>	$V_{A\ физиол}$	л/мин	4,9
99 : 59	АВЛ/м <sup>2</sup>	$V_A/м^2$	л/м <sup>2</sup>	2,6
97 : 63 × 100	ОМП/ДО	$V_D/V_T$	отношение	26,8
$(63 - 97) : 63 \times 100$	*	*	%	77,8
32 × 56	*	NWV	л/мин	46,5
$(69 : 103) \times 0,1$	*	*	отношение	16,1
103 : 68 × 1000	*	NWV/FRC	отношение	11,1
35—34	*	$\Delta N_2$	%	1,5
86 : (20 - 17) × 10	*	Q	л/мин	3,5
99 : 107	*	$\dot{V}_A/Q$	отношение	1,4
$\left( \frac{11 \times (6 - 47)}{100} - \right) 17 \times$ $\times \left( \frac{11}{100} + \frac{1 - \frac{11}{100}}{91} \right)$	*	$P_{A\ O_2}$	мм. рт. ст.	109,6
$21 \times 1,34 + 109 \times 0,0031$	*	$C_{CO_2}$	мл/100 мл	21,3
$21 \times 1,34 \times 22 \times 0,01 +$ $+ 19 \times 0,0031$	*	$C_{AO_2}$	мл/100 мл	20,5

1	2	3
112.	Найти концентрацию $O_2$ в смешанной венозной крови	$C_{aO_2} - 5$
113.	Найти веноартериальный шунт	$\frac{C_{cO_2} - C_{aO_2}}{C_{vO_2} - C_{aO_2}} \times 100$
114.	Найти разницу между $P_{AO_2}$ и $P_{aO_2}$	$P_{AO_2} - P_{aO_2}$
115.	Найти отношение $V_A/V_E$	$V_A : V_E \times 100$

\* не имеют соответствующего обозначения

одиноким [13] выдоха (таблица 1, номера 34 и 35; таблица 2 действие 106) и внутрилегочного смешивания газов по очищению легких от азота при дыхании кислородом [8]. Определяется время вымывания азота до 2,5% и количество кислорода, необходимое для очищения легких от азота (таблица 1, номера 32—33), вычисления даны в таблице 2 под действиями 103—105.

Во время теста вымывания азота из легких регистрировалась оксигеграмма, при этом насыщение крови кислородом поставили на 100, чтобы получить действительный процент насыщения гемоглобина при последующем дыхании воздухом (таблица 1, номер 22).

Показателями механики дыхания служили пневмотахографические измерения и максимальная вентиляция легких. Мощность вдоха и выдоха определяли при помощи пневмотахографа ПТ-1. Форсированный выдох производился после максимального вдоха, а форсированный вдох производился после максимального выдоха. Нос обследуемого закрывался зажимом и определение повторялось 4—5 раз; из результатов выбирали максимальные значения (таблица 1, номера 49—50).

Для определения максимальной вентиляции легких обследуемый дышал с максимальной частотой и глубиной в течение 15 сек. через клапаны малого сопротивления (диаметр отверстия 30 мм); выдыхаемый воздух собирали в мешок Дугласа, объем которого измеряли газовыми часами. Выдыхаемый объем в условиях АТРС (табл. 1, номер 47) приведен к условиям ВТРС в таблице 2 номер 92. Вычисление резерва дыхания приведенного под номером 93 в таблице 2.

Функциональной пробой, показывающей приспособление к условиям гипоксии и гиперкапнии, служили задержка дыхания

4	5	6	7	8
111 — 5	*	$C_{\bar{v}O_2}$	мл/100 мл	15,5
$\frac{110 - 111}{110 - 112} \times 100$	*	$Q_s/Q$	%	13,7
109—18	*	$\Delta P_{AO_2} - P_{aO_2}$	мм. рт. ст	5,7
$99 : 82 \times 100$	*	$V_A/V_E$	%	42,4

на вдохе и выдохе и проба повторного апноэ [14]. Результаты вводились в ЭВМ под номерами 51—55 (таблица 1).

В заключительной части программы проводятся вычисления концентрации кислорода в легочных капиллярах, в артериальной и венозной крови с целью определения вено-артериального шунта в легких [2, 15]. Данные приведены в таблице 2 под номерами 109—113.

При возможности определения концентрации кислорода в альвеолярном воздухе ( $F_{AO_2}$  в табл. 1, номер 16) была вычислена  $P_{aO_2}$  (табл. 1, номер 18). Исходя из этого напряжение кислорода в артериальной крови скорректированное ( $P_{aO_2k}$ , табл. 1, номер 19) найдено по рН с помощью номограммы. Определение  $P_{\bar{v}CO_2}$  (табл. 1, номер 20) проводилось возвратным дыханием в замкнутом пространстве по методу Collier [16].

Под номером 107 в таблице 2 приведена формула для вычисления минутного объема сердца по принципу непрямого Фика, вычисляется также отношение  $V_A/Q$  (табл. 2, номер 108). Содержание гемоглобина в крови и показатели кислотно-щелочного равновесия крови приведены в таблице 1 под номерами 21 и 23—28.

Показатели внешнего дыхания, полученные после первичной обработки вводимых в ЭВМ данных, изложены на перфокарте и в схеме печати в следующем порядке: результаты спирографических исследований и определения остаточного объема легких и все производные из них показатели (1—14 и 29—40), вентиляция легких, альвеолярная вентиляция и максимальная вентиляция легких (15—17), показатели механики дыхания и результаты тестов апноэ (18—28), вентиляционные эквиваленты и отношение альвеолярной вентиляции к минутному объему сердца (41—43), данные исследования неравномерности распределения вдыхаемого воздуха в легких и состава альвеолярного

воздуха (44—56), результаты исследования газового обмена (57—78), данные о легочном кровотоке и дыхательной функции крови (79—93). Имеющаяся в наличии аппаратура не позволила включить в составленную нами программу показатели диффузионной способности легких и дыхательной работы.

Вычисление должных величин и сравнение фактических значений с должными не входят в программу предварительной обработки данных, поэтому эти вопросы здесь не рассматриваются.

В заключение следует отметить, что использование ЭВМ дает значительный выигрыш во времени при обработке данных внешнего дыхания, а перфокарта VHK может быть с успехом применена как в научной, так и в педагогической работе со студентами и во врачебной практике.

### ЛИТЕРАТУРА

1. Rosner, S. W., Palmer, A., Caseres, C. A. Computers and Biomedical Research, 1971, 4, 141—156.
2. Duncalf, D., Киwabара, S. Anaesthesia and Analgesia, 1971, 50, 719—724.
3. Кару Т. Э. Уч. зап. Тартуского гос. универс., 1976, настоящий сборник, 3—18.
4. Комро Дж. Г., Форстер Р. Э., Дюбуа А. Б., Бриско У. А., Карлсен Э. Легкие. Клиническая физиология и функциональные пробы. М., 1961.
5. Anthony, A. J., Venrath, H. Funktionsprüfung der Atmung. Leipzig, 1962.
6. Cotes, J. E. Lung Function. Oxford, 1975.
7. Бирюков Д. А. (ред.) Физиологические методы в клинической практике. Л., 1966.
8. Навратил М., Кадлец К., Даум С. Патофизиология дыхания. М., 1967.
9. Riiv, J. Sisehaiguste diagnostika alused III. Tartu, 1972.
10. Руководство по физиологии. Физиология дыхания. Л., 1973.
11. Васар Э. Ф. Уч. зап. Тартуского гос. универс., 1974, 319, 33—65. Труды по медицине 29.
12. Кингисепп П.-Х., Раамат Р. Исследования по пульмонологии, 64—67. Таллин, 1971.
13. Fowler, W. S. J. Appl. Physiol., 1949, 2, 283—299.
14. Васар Э. Уч. зап. Тартуского гос. универс., 1971, 285, 43—48. Труды по медицине, 23.
15. Зильбер А. П. Регионарные функции легких. Петрозаводск, 1971.
16. Collier, C. R. J. Appl. Physiol., 1956, 9, 25—29.

# VÄLISE HINGAMISE UURING ELEKTRONARVUTI ABIL

P.-H. Kingisepp, T. Karu, R. Noorma

## Resümee

Artiklis on esitatud välise hingamise uurimiseks kasutatavate põhiliste meetodite lühike kirjeldus. Mõõtmistulemused on toodud tabelina, mis vastab ka autorite poolt väljatöötatud perfokaardile. Välise hingamise näitajate arvutamiseks vajalikud tehted on antud algoritmi kujul tabelis, mille järgi on koostatud programm elektronarvutile NAIRI-2. Kogu programmi rakendamisel saadakse andmed ventilatsiooni (spirograafiliste näitajate), gaasivahetuse, sissehingatava õhu jagunemise ebaühtluse, alveolaarventilatsiooni ja venoarteriaalse šundi kohta kopsudes. Esitatud on andmed pneumotahhomeetria, hingamispeetuse proovide ja vere happe-leelistasakaalu kohta. Välise hingamise funktsionaalse uuringu kohta koostatud perfokaardile on kantud nii elektronarvuti sisendisse viidavad suurused kui ka sealt saadavad andmed, kusjuures väljatrüki skeem on otse perfokaardile kleebitav. Elektronarvuti rakendamine välise hingamise näitajate leidmisel vähendab oluliselt arvutustele kuluvat aega ja tõstab nende täpsust.

## COMPUTER ANALYSIS OF RESPIRATORY FUNCTION TESTS

P.-H. Kingisepp, T. Karu, R. Noorma

### Summary

The pulmonary function tests involve numerous computational procedures which are tedious and connected with great time expense. This paper gives a logical program for the computation of the main pulmonary function data. The values needed for the computer are given in Table 1. The computations are based on a series of equations given in Table 2. The results have been classified into the following divisions: pulmonary ventilation, inequality of distribution of inspired air, gas exchange and alveolar ventilation, pulmonary circulation and the respiratory function of blood.

Half automatic analysis has great precision, speed and saves investigation time.

## СИСТЕМА СОКРАЩЕННЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ ЛАБОРАТОРНЫХ ФИЗИЧЕСКИХ НАГРУЗОК

Т. Э. Кару, Я. А. Маароос

Кафедра спортивной медицины и ЛФК

Определение функционального состояния сердечно-сосудистой системы с использованием дозированных физических нагрузок прочно вошло в клиническую практику и в повседневную работу врачебно-физкультурных диспансеров. В настоящее время существует 4 основных способа задания физических нагрузок в лабораторных условиях. I группа нагрузок выполняется без приспособлений. Сюда входят такие нагрузки как, например, 20 приседаний, бег на месте в течение 15 секунд в максимальном темпе, бег на месте в темпе 180 шагов в мин. в течение 2-х минут и т. д. II группу составляют различные степ-тесты — Гарвардский, степ-тесты Слоуна, Мастера, а также импровизированные степ-тесты. III группа нагрузок — это велоэргометрические тесты — однократные, повторные или с повышающейся мощностью. В IV группу входят нагрузки на тредбане.

Несмотря на стремление ВОС (1970) внести рекомендации по стандартизации нагрузок, используемых при лабораторной диагностике физической работоспособности, это в полной мере не удается. Одной из причин является большая разнородность контингента людей, которых необходимо подвергнуть такого рода исследованиям. Следующей причиной является наличие той или иной степени технической оснащенности лаборатории, где проводятся исследования. Третьей причиной можно считать различные цели тестирования физическими нагрузками. Поэтому в настоящее время существует весьма большое количество моделей физических нагрузок, применяемых повседневно как для практической работы, так и для научных исследований.

Как показал проведенный нами анализ обширного литературного материала по функциональной диагностике сердечно-сосудистой системы (свыше 100 литературных источников), авторы очень часто дают неполные сведения о применяемых ими нагрузках, что значительно уменьшает возможности сопо-

ставления полученных данных. С другой стороны, подробное изложение всех параметров выполняемой нагрузки часто невозможно просто из-за ограниченности объема статьи или тезисов. Это побудило нас разработать систему сокращенных обозначений для лабораторных нагрузок при функциональном исследовании сердечно-сосудистой системы.

Исходя из теоретических предпосылок, при точном описании физических нагрузок, применяемых в лабораторном эксперименте, следует указать, как минимум, 10 параметров. Этими параметрами являются: 1. Длительность нагрузок. 2. Темп их выполнения. 3. Мощность выполняемой нагрузки. 4. Количество повторений. 5. Длительность интервалов между отдельными повторениями. 6. Мощность, которая прибавляется при каждом повторении нагрузки. 7. Вид теста — однократная нагрузка, повторные или ступенчато повышающиеся нагрузки. 8. Используемые технические средства — степ-тест, велоэргометр или тредбан. 9. Критерии окончания нагрузки. 10. Длительность наблюдения за восстановительным периодом. Кроме того, описание всех этих параметров должно быть настолько четким, чтобы не возникало затруднений при составлении реконструктивной схемы всего проведенного исследования.

Основной принцип разработанной нами системы заключается в том, что все параметры выполняемой нагрузки излагаются в виде специальной формулы.

В обобщенном виде эта формула имеет следующие части, которые отделены друг от друга определенными знаками препинания: Основной вариант нагрузки — приспособление — начальная нагрузка / длительность / темп / мощность / + надбавка мощности / изменение длительности / темпа / мощности на каждой ступени / × количество надбавок → лимитирующий фактор — длительность интервалов — длительность наблюдения за восстановительным периодом.



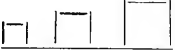
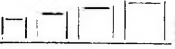
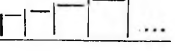
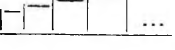
Обозначения, применяемые в отдельных частях формулы, приведены в таблице 2.

Приведем некоторые примеры схем нагрузок и соответствующих им формул (табл. 1.). Приведенный в таблице 1 пример № 6 следует расшифровать так: использовалась ступенчато повышающаяся нагрузка на велоэргометре, длительность первой нагрузки 3 мин., скорость педалирования 70 об/мин., мощность 100 вт., далее прибавляли нагрузку по 50 вт до достижения уровня частоты пульса 170 уд/мин, интервалов между нагрузками не было, регистрацию физиологических показателей в восстановительном периоде после нагрузки вели в течение 5 минут.

Основными достоинствами такой системы можно считать:

1. Исключение возможно неточного или неполного описания применяемой физической нагрузки.

## Примеры описания нагрузок

	$ST - S[5(30)50,8] - R5'$
	$BI - S - [6(70)100] - R5$
	$BI - SW - [3(70)100] + [0(0)50] \times 3 - I3 - R5$
	$BI - SW[2(60)100] + [0(0)25]_{xn \rightarrow \lim} S, CI - I5 - R5$
	$BI - SW - [3(60)150] + [0(10)0] \rightarrow \lim EXH - I0 - R5$
	$BI - SW - [3(70)100] + [0(0)50]_{xn \rightarrow \lim} HR_{170} - I0 - R5$

2. Значительная экономия описания схемы исследования.
3. Полная воспроизводимость схемы исследования по формуле. Такая система может оказаться полезной при изложении результатов исследования в изданиях с ограниченным объемом.

## Примечания.

1. Лимитирующий фактор указывается в случае, если он особо учитывается. Естественно, что при любой схеме по требованию исследуемого опыт прекращается. Это, однако, не обозначается всегда как  $\lim EXH$ .

2. В квадратных скобках указываются параметры спурта по схеме как и для начальной нагрузки.

3. При повторных нагрузках надбавка не указывается.

4. Если какой-нибудь параметр при повторении нагрузки уменьшается, это обозначают отрицательным знаком (по сравнению с исходной нагрузкой).

5. При одновременном учете нескольких лимитирующих факторов (неважно, какой из них в первую очередь «заработает»), их записывают через запятую.

Таблица обозначений частей формулы

№ параметра	Название части формулы	Содержание	Символ	Содержание
1	Основной вариант нагрузки	Однократная нагрузка	S	 Single
		Ступенчато повышающаяся нагрузка	SW	 Step-wise
		Повторные нагрузки	R	 Repeated
2	Приспособление	Велоэргометрическая нагрузка	BI	Bicycle
		Степ-тест	ST	stepstest
		Тредбан	TR	Treadmill
3	Начальная нагрузка. Состоит из 3 обозначений: A (B) C, где схематически:	A — обозначает длительность нагрузки в мин. B — темп, который на велоэргометре измеряется в об/мин, на тредбане в км/час, при степ-тесте количеством восхождений/мин. C — мощность выполняемой нагрузки в ваттах (600 кгм/мин = 100 вт), при степ-тесте здесь указывается высота ступеньки.		
4	Надбавка мощности (описывается как начальная нагрузка, т. е. по схеме A (B) C)	Указывают параметры «ступеньки», на которую увеличивают нагрузки при их повторении. При линейном повышении мощности указывают коэф. прироста в мин.		

№ параметра	Название части формулы	Содержание	Символ	Содержание
5	Количество нагрузок	<p>После надбавки мощности указывают общее количество выполняемых нагрузок (например, 3, 4 или 5). При ступенчато повышающихся нагрузках здесь указывают количество ступеней нагрузки вместе с исходной нагрузкой. Если это количество не строго фиксировано, а зависит от достижения какого-то критерия, то это количество обозначается как <math>n</math>. В таком случае обязательно указывают <math>\lim K</math> этого лимитирующего критерия.</p>		
6	Лимитирующий критерий ( $\rightarrow \lim K$ )	<p>Обычно исследуемый прекращает нагрузку при каких-то обстоятельствах, которые могут быть заранее запланированными или незапланированными. Обозначения:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li><math>\rightarrow \lim HR_{170}</math> — нагрузка прекращается при частоте пульса 170 уд/мин. (или какой-нибудь другой частоте).</li> <li><math>\rightarrow \lim VO_2 m</math> — нагрузка прекращается при достижении максимального потребления кислорода.</li> <li><math>\rightarrow \lim EX</math> — нагрузка прекращается из-за предельного общего утомления (exhaustion) исследуемого</li> <li><math>\rightarrow \lim EXL</math> — нагрузка прекращается из-за предельного локального утомления (lokal exhaustion)</li> <li><math>\rightarrow \lim S</math> — исследуемый прекращает нагрузку из-за возникновения неприятных субъективных ощущений (боли в мышцах, головокружение, сильная одышка и т. д.).</li> <li><math>\rightarrow \lim Cl</math> — проявление симптомов гипоксии миокарда (coronary insufficiency — ангинозной боли или признаков ишемии миокарда на ЭКГ).</li> </ul>		

№ параметра	Название части формулы	Содержание	Символ	Содержание
		Спурт. В некоторых случаях при достижении определенного критерия (например, $HR_{170}$ ), нагрузку кончают одноминутным спуртом. В таком случае после указания лимитирующего критерия со знаком+ A(B)C указывают параметр спурта. A, B, C описывают как при начальной нагрузке.		
7	Длительность интервалов	Обозначается как $I_p$ , где $p$ — длительность интервалов в минутах.		
8	Длительность наблюдения за восстановительным периодом	Обозначается как $R_p$ , где $p$ — длительность наблюдения в восстановительном периоде в минутах.		

6. Стандартные общеизвестные тесты (Гарвардский, степ-тесты Мастера и Слоуна и т. д.) обычно не требуют объяснения.

7. Вполне возможно, что при описании некоторых сложных и редко встречаемых вариантов нагрузок предлагаемая система требует еще некоторых дополнений.

## **LABORATOORSETE KEHALISTE KOORMUSTE TÄHISTAMISE SUSTEEMIST**

**T. Karu, J. Maaroo**

Resümee

Laboratoorses funktsionaalses diagnostikas on kehaliste koormuste kasutamine laialdaselt levinud. Erinevates laboratooriumides saadud andmete võrdlemine on aga sageli raskendatud kasutatava kehalise koormuse ebapiisava kirjeldamise tõttu.

Käesolevas töös on esitatud originaalne süsteem kehaliste koormuste väljendamiseks valemi kujul. Valem on kergesti mõistetav, piisavalt täpne (kirjeldab 10 parameetrit) ja võimaldab täpselt koormuse skeemi reprodutseerida. Selline valeml on antud kujul rakendatav mitte ainult spordi- vaid ka kliinilises meditsiinis.

## **A DESIGNATION SYSTEM FOR LABORATORY PHYSICAL FITNESS TESTS**

**T. Karu, J. Maaroo**

Summary

There are a lot of laboratory physical work tests in use. This description is seldom quite full, one must always indicate 10 parameters of such laboratory work tests. We worked out a simplified system for the description of all parameters of this kind of work tests in a form of a special formula. A table with the indices of such a formula is presented.

## ОБ ОЦЕНКЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ АППАРАТА КРОВООБРАЩЕНИЯ В СИСТЕМЕ CST

Т. Э. Кару, В. А. Лейсцоо

Кафедра спортивной медицины и ЛФК

Оценка функционального состояния сердечно-сосудистой системы является одной из наиболее важных и ответственных задач спортивного врача. Современные методы функциональной диагностики в области клинической кардиологии лишь частично применимы в области спорта. Прежде всего это касается тех методов, использование которых связано с нарушенном интактности кожного покрова (с катетеризацией, применением методов разведения красителей, радиоактивными изотопами и т. д.). При этом спортсмены должны проходить обследования повторно, по несколько раз в год, в течение многих лет.

Путем многолетних наблюдений выявлено, что ориентировочно  $\frac{1}{3}$  мужчин-спортсменов и  $\frac{1}{10}$  женщин-спортсменок с трудом переносят любые кровяные процедуры из вены, не говоря уже об артериальной пункции. С другой стороны, все спортсмены хорошо переносят сборы проб крови из пальца или из ушной раковины. Из вышеизложенного можно сделать следующие основные выводы.

1. Методы оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы должны быть удобными для исследуемого и обходиться без пункции вены (несмотря на большую информативность кровяных методов исследования, в частности, биохимического характера).

2. Основными моментами при оценке деятельности сердечно-сосудистой системы у спортсменов являются следующие:

А. Оценка функционального состояния сердца:

а) Характеристика насосной функции сердца: 1) определение минутного объема сердца в покое и во время нагрузки путем газоаналитических методов по Defares [1], В. Л. Карпману и сотр. [2], 2) косвенная оценка МОК по величине потребления кислорода, Saltin [3].

б) Характеристика механической активности сердца (во времени): 1) поликардиографический анализ фаз сердечного цикла по Blumberger [4] и В. Л. Карпману [5], 2) ультразвуковая локация движения отдельных частей сердца [6], 3) виброкардиографические методики определения скоростных характеристик колебаний грудной клетки, вызванных деятельностью сердца (Б. С. Боженко, [7], К. Ряго, [8], Л. Хумаль, [9]).

в) Оценка электрической активности сердца как в покое, так и при выполнении дозированных и предельных физических нагрузок.

Б. Оценка некоторых сторон центральной и периферической гемодинамики:

а) измерение артериального давления методом Короткова,  
б) измерение артериального давления тахоосциллографически,

в) непрерывное измерение среднего артериального давления,  
г) измерение скорости распространения пульсовой волны,  
д) определение кровообращения в конечностях, печени, мозгу, легких методом реографии.

В. Оценка макроморфологических особенностей сердца рентгенологическими методами [10].

Как видим, методический арсенал спортивной кардиологии, по сравнению с методами клинической кардиологии, не содержит только катетеризацию сердца и сосудов. Однако это компенсируется тем обстоятельством, что в спортивной медицине научились пользоваться многими методами в условиях мышечных нагрузок различного характера. Это повышает возможности названных методик в 2—3 раза. Но проведение повторных измерений на разных уровнях физической активности одновременно увеличивает и трудоемкость обработки данных. Поэтому перед нами стояли две задачи:

1. Повысить максимально информативность методов исследования сердечно-сосудистой системы у спортсменов при помощи разработки удобной лабораторной модели физической нагрузки.

2. Создать систему сбора и обработки данных с помощью ЭВМ для максимального ускорения анализа полученной информации.

### **Принципы выбора тест-нагрузки.**

Подробный анализ факторов, влияющих на результаты лабораторных исследований с физической нагрузкой, проводимый на нашей кафедре в течение ряда лет, позволил нам выделить следующие задачи:

1. Тест должен быть одинаково посильным для лиц разной подготовленности. Это достигается ступенчато повышающимися

нагрузками и прекращением нагрузки при определенных критериях (например, при достижении  $HR_{170}$ , появлении сильного утомления и т. д.).

2. Во время выполнения теста должны быть созданы условия для непрерывного или интервального измерения всех необходимых показателей. Это возможно только на велоэргометре, поскольку при степ-тесте трудно исследовать газообмен, невозможно дать нагрузку большой мощности и т. д., а тредбан не позволяет количественно учитывать работу в кг/метрах.

3. Тест должен содержать различные зоны интенсивности нагрузок, начиная от дозированных, умеренной интенсивности, ( $\sim 100$  Вт) и кончая максимальной для данного исследуемого.

Свободную таблицу основных вариантов нагрузок, применяемых разными авторами, дают Haskell и Fox [11]:

Виды нагрузки	Однократные нагрузки	Множественные нагрузки		
		Повторные	Непрерывные	
		Разной инт.	Малые ступени	Большие ступени
Степ-тесты	Master 67 Simonson 66	Sheffield 65 Wundham 66	Sheppard 67 Nagle 65	
Тредбан	Cureton 47 Robinson 38 Simonson 66	Astrand 60 Mitchell 58 Taylor 55	Balke 59 Kattus 67 Naughton 64	Bruce 63 Wundham 66
Велоэргом. сидя	Toruvall 63	Allard 67 Åstrand 52	Brinkhorst 63	Åstrand 65 Denolin 67 Sjöstrand 47
Велоэргом. лежа	Frick 67	Holmgren 60		Westura 66
Вид прилож.				

Все авторы, применявшие ступенчатый режим нагрузок, в основном повышают мощность выполняемой нагрузки. Лишь в секторе спортивной медицины ВНИИФК разработаны под руководством проф. Р. Е. Мотылянской и скоростные модели лабораторных нагрузок, где интенсивность нагрузки повышается

путем увеличения скорости педалирования. Эти нагрузки больше пригодны для скоростно-силовых видов спорта [12].

Многие лаборатории сейчас применяют модель, состоящую из двух нагрузок разной мощности [13]. Эта система позволяет измерять показатель PWC<sub>170</sub>, но не позволяет непосредственно измерять максимальные значения VO<sub>2</sub>, кислотно-щелочного баланса и т. д. Поэтому мы остановились после длительных поисков на следующей схеме (рис. 1).

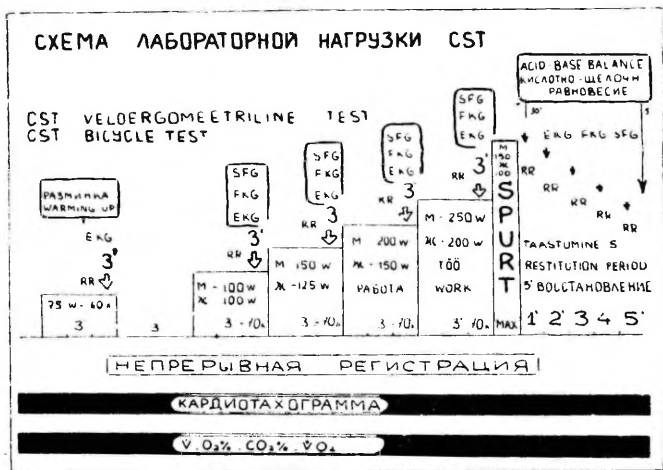


Рис. 1.

### Велоэргометрический тест CST. Методика проведения

На велоэргометрию исследуемый приходит после снятия ЭКГ и записи поликардиограммы в состоянии покоя лежа. Ему приклеивают 3 грудных электрода в отведении Неба А, он включает кабель электродов в специальное гнездо и садится на велоэргометр. Дополнительно ему прикрепляют резиновый шейник и датчик AP-2 для записи каротидной сфигмограммы. На противоположную сторону шеи при этом прикрепляется марлевый валик, чтобы резиновый шейник не касался шеи. Это снимает чувство удушья и исследуемые работают до отказа без жалоб. В течение 1 минуты до начала работы записывается кардиотахограмма и исходные данные полирадиограммы. Микрофон «Hellige» держат во время записи рукой на груди.

После записи исходных данных дается короткая (2—3 мин) разминка минимальной интенсивности (75 Вт). Это необходимо для привыкания к обстановке. Особенно это нужно для тех лиц, которые проходят обследование впервые. Они успокаиваются,

чувствуют себя уверенней и частота пульса более адекватно соответствует нагрузке. Это очень важно, поскольку в оценке реакции на нагрузку частота пульса занимает ведущее место. В то же время доказано (И. А. Гудков, [14]) отрицательное влияние более значительной разминки на точность теста. После разминки исследуемый отдыхает 3 минуты сидя на велоэргометре. После отдыха начинают тест-нагрузки.

Тест-нагрузки выполняются в ступенчатом режиме. Длительность каждой ступеньки 3 минуты. Это связано со следующим обстоятельством. Записываемые кардиотахограммы показывают, что переходный процесс частоты пульса занимает 1—2 мин и стабилизация частоты пульса происходит лишь на третьей минуте. Более длительные периоды также не желательны, поскольку вызывают слишком раннее локальное утомление ног, и чрезмерно удлиняют процедуру в целом. Оптимальная скорость педалирования у представителей видов спорта, требующих выносливости, — 70 оборотов в минуту. При скорости 60 оборотов в минуту иногда трудно довести частоту сердечных сокращений до 170 ударов в мин. (раньше появляется сильное утомление в ногах). Разминку все исследуемые делают, однако, при скорости 60 об/мин, чтобы избежать более значительного воздействия нагрузки.

Нагрузку повышают по следующей схеме:

	I ступ.	II ступ.	III ступ.	IV ступ.
Мужчины	100 вт	150 вт	200 вт	250 вт
Женщины	100 вт	125 вт	150 вт	175 вт

Когда частота пульса достигает уровня 170, что видно по шкале кардиотахографа, нагрузку снижают — у мужчин до 150 вт, у женщин до 100 вт — и при этой мощности они совершают максимальное количество оборотов за 1 минуту. После этого следует 5-минутный отдых на велоэргометре. При этом ноги нужно поднять до уровня сиденья, иначе на 3—4 минуте некоторые спортсмены могут коллабироваться. В таком положении в течение многих лет наблюдений у нас не было ни одного такого случая, при опущенных ногах это случалось нередко, в частности у мужчин (из-за выключения мышечного насоса и застоя крови в ногах).

При совершении спурта при помощи автоматического счетчика получаем количество оборотов. Это также один из дополнительных показателей работоспособности.

Пользуясь разработанной нами системой сокращенных обозначений (стр. 40—46 данного сборника), можно велоэргометрический тест выразить формулой:

для мужчин

$$VI - SW - 3[70]100 + 0[0]25 \rightarrow \lim HR_{170}, \\ EXH + SP I[\max]100 - R5'$$

для женщин:

$$VI - SW - [3(60)200] + [0(0)200] - X5 - I5 - R5$$

Велоэргометр «Эргогаат-4» периодически калибровался на специальном стенде.

**Запись физиологических функций** ведется в течение всего исследования. Непрерывно регистрируется кардиотахограмма на кардиотахографе, сконструированном на нашей кафедре Л. А. Хумалем. Этот кардиотахограф имеет внутреннюю калибровку и не имеет дрейфа нулевой линии. Точность в пределах  $\pm 1$  удар в мин. Учитывая большое значение точной записи частоты пульса, кардиотахографу предъявляются сейчас самые высокие требования. Лишь многолетними усилиями электроников нашей кафедры мы достигли необходимой точности и устойчивости данного прибора. В исследовательских работах непрерывно регистрируется и среднее артериальное давление при помощи прибора, сконструированного в лаборатории биофизики ТГУ М. Эплером и В. Резбенем [15].

На третьей минуте каждой ступеньки нагрузки в течение 3—5 сек записываются показатели поликардиограммы на аппарате «Биокомб-5». Отдельно на 1-канальном электрокардиографе записывается и ЭКГ. Это связано с тем, что при обнаружении разного рода аритмии во время нагрузки они иногда требуют более длительной регистрации. На каждой третьей минуте измеряется и артериальное давление по Короткову. В восстановительном периоде все эти измерения проводятся ежеминутно в течение 5 минут.

Для регистрации показателей внешнего дыхания на кафедре создается открытая система газоанализа и измерения вентиляции. Полученные результаты одновременно записываются на самописце и перфорируются автоматически на перфоленту при помощи вводно-выводного устройства «ВВУ».

На пятой (иногда и на 1-ой) минуте после завершения нагрузки берут пробу крови для определения кислотно-щелочного равновесия по методу микро-Аструпа.

Такая нагрузка и методика сбора первичной информации дает достаточно подробные данные для последующего анализа.

## Анализ данных велоэргометрического теста

Первой задачей является измерение исходных данных на кривой частоты пульса (рис. 2). Для этого используется карта анализа частоты пульса. Приводим объяснение обозначений показателей (табл. 1).

Таблица 1

Объяснение применяемых показателей ЧП

№	Показатель	Содержание
1.	ENNE/ИСХ	Частота пульса до нагрузки. Для её измерения на кардиотахограмме проводится прямая линия как можно в середину колебаний, ЧП, примерно за 1-минутный отрезок регистрации. Соответственно шкале на ленте подсчитывают ЧП.
2.	$I_{\max} WU$	Максимальный подъем ЧП в начале нагрузки, её фактическая величина.
3.	$I_t WU$	Время длительности инициального подъема ЧП (в сек.).
4.	$3' WU$	ЧП на 3 минуте, т. е. в steady-state (стеди — стейт) фазе данного периода нагрузки (warming-up-WU)
5.	$R'$	ЧП на третьей минуте отдыха после разминки.
6.	$I_{\max} W I$	Измеряется по аналогии с $I_{\max} WU$ и т. д.

Восьмой показатель (а также 12, 16, 20) представляет собой величину площади регулирования, измеряемую в квадратных миллиметрах (см. рис. 2) по принципу треугольника (наш кардиотахограф имеет ширину бумаги 10 см на 250 уд/мин и скорость 1 см в мин). Показатель номер 38 — это пульс-сумма восстановления, т. е. сумма средней частоты пульса на 1, 2 и 3-й минутах восстановительного периода.

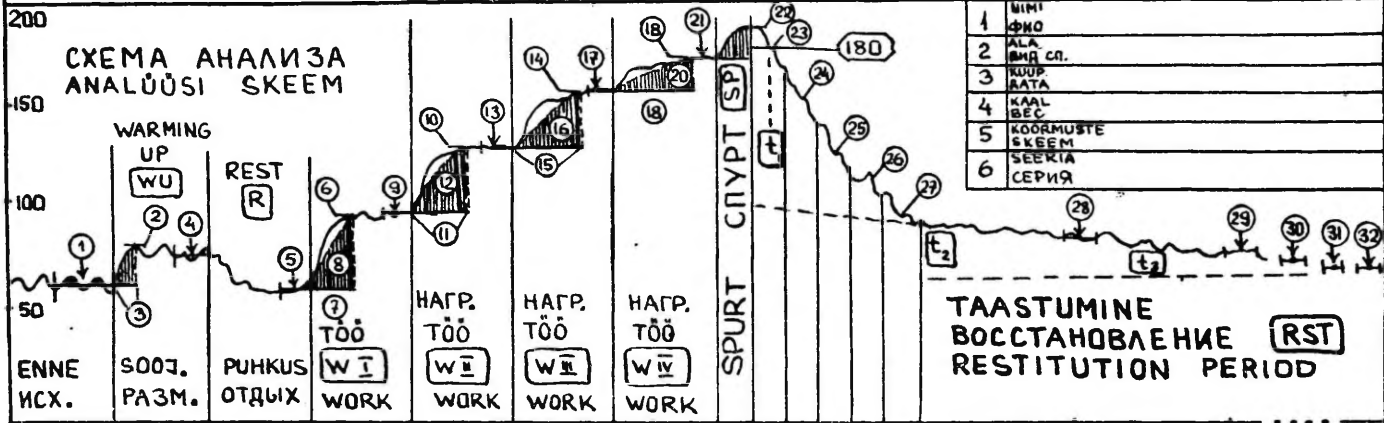
Остальные показатели понятны по схеме. На карте также указаны необходимые формулы.

### Результаты практического применения

Результаты практического применения данной нагрузки, системы сбора данных показали свою применяемость как в науч-

# PULSISAGEDUSE ANALÜÜSI KAART

# КАРТА АНАЛИЗА ЧП



W W W W 1' 2' 3' 4' 5' 10' 15' 20' 25' 30'

N	NAITAJA	X <sub>L</sub>	N <sub>Σ</sub>	POKAZAT.	X <sub>L</sub>	N <sub>Σ</sub>	NAITAJA	X <sub>L</sub>	N <sub>Σ</sub>	POKAZAT.	X <sub>L</sub>	N <sub>Σ</sub>	NAITAJA	X <sub>L</sub>
1	ENNE/ИСХ		4	∫t W I		21	3' W IV		31	25' RST		41	Δ 21-22 REAKT	
2	∫max WU		12	S REG W I		22	SP max		32	30' RST		42	W max	
3	∫t WU		13	3' W II		23	1' RST		33	Σ 8,12,16		43	WATT-PULSS W I	
4	3' WU		14	∫max W III		24	2' RST		34	Δ 6-5		44	WATT-PULSS W II	
5	R 3'		15	∫t W III		25	3' RST		35	Δ 9-10		45	WATT-PULSS W III	
6	∫max W I		16	S REG W III		26	4' RST		36	Δ 13-14		46	WATT-PULSS W IV	
7	∫t W I		17	3' W III		27	5' RST		37	Σ 34,35,36		47	WATT-PULSS SP	
8	S REG W I		18	∫max W IV		28	10' RST		38	Σ 23,24,25		48	ÜLDINE TREENITUS	
9	3' W I		19	∫t W IV		29	15' RST		39	PWC 170		49	REG. KVALITEET	
40	∫max W II		20	S REG W IV		30	20' RST		40	PWC 150		50	C/V TÕÕVOIME	

T. KARU-73

TPS = 38 = ПСВ

PWC<sub>170</sub> = N<sub>1</sub> + (N<sub>2</sub> - N<sub>1</sub>)  $\frac{170 - f_1}{f_2 - f_1}$

Таблица 2

Статистические параметры показателей аппарата кровообращения  
у сборных команд ЭССР по плаванию (женщины)

	Показатель							
	RR max	RR min	PS E	I max 100 W	Stedy 100 W	RR max 100 W	RR min 100 W	TPS 3'
	1	2	3	4	5	6	7	8
$\bar{X}$	106	60,89	71,88	139,44	146,89	152,29	76,43	400,67
$S_x$	6,56	5,58	10,86	13,71	12,87	26,77	9,88	51,50
$1/2 S_x$	3,28	2,79	5,43	6,86	6,43	13,38	4,94	25,75
M	2,19	1,86	3,84	4,57	4,29	10,12	3,73	17,17
V	6,19	9,16	15,10	9,83	8,76	17,58	12,93	12,85
$X_{min}$	98	54	53	118	130	106	60	308
$X_{max}$	116	74	84	161	165	190	85	481
Me	104	60	72,5	140	146	160	80	399
$\bar{X} + 2S_x$	119,12	72,05	93,6	166,86	172,63	205,83	96,19	503,67
$\bar{X} - 2S_x$	92,88	49,73	50,16	112,03	121,15	98,75	56,67	297,67
№ шкалы	12	12	6	6	6	11	11	6

ной, так и педагогической работе. Студенты-спортмедики V—VI курсов также проходят обучение по этой системе.

Учитывая, что современные средства обработки данных и их оценки требуют статистически корректных и полных данных, представляем для примера выбор основных показателей, полученных у сборных команд Эстонской ССР по плаванию при использовании данной системы (табл. 2 и 3). Обращаем внимание на последний ряд показателей в таблицах 2 и 3. Это номера

Статистические параметры показателей аппарата кровообращения  
у сборных команд ЭССР по плаванию (мужчины)

	Показатель							
	RR max	RR min	PS E	I max 100 W	Stedy 100 W	RR max 100 W	RR min 100 W	TPS 3'
	1	2	3	4	5	6	7	8
X	114	62,6	65,11	112,3	112,55	156,36	71,36	386,45
S <sub>x</sub>	7,77	8,40	9,53	10,82	12,04	11,2	19,25	36,94
1/2 S <sub>x</sub>	3,89	4,24	4,76	5,41	6,02	5,6	9,62	18,47
M	2,46	2,68	3,17	3,42	3,63	3,38	5,8	11,14
V	6,82	13,56	14,62	9,64	10,7	7,16	26,97	9,56
X <sub>min</sub>	100	54	50	95	87	140	30	315
X <sub>max</sub>	130	80	75	128	130	170	90	450
Me	114	60	70	116,5	115	160	80	397
X + 2S <sub>x</sub>	129,54	79,4	84,15	133,94	136,63	178,76	109,86	460,33
X - 2S <sub>x</sub>	98,46	45,8	46,07	90,66	88,47	133,96	32,86	312,57
№ шкалы	12	12	6	6	6	11	11	6

шкал оценки (см. стр. 63) данного сборника) по критерию «лучше-хуже». На их основании ЭВМ оценивает показатели у каждого исследуемого по программе IFR.

Дальнейшие модификации и усовершенствования системы велоэргометрической нагрузки ведутся нами в области:

- 1) разработки более портативной системы регистрации данных,
- 2) повышения точности и устойчивости всей аппаратуры,

- 3) создания логических программ интерпретации результатов теста,
- 4) автоматизации обработки данных всего велоэргометрического теста.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Defares, J. G. A study of the carbon dioxide time course during rebreathing. Utrecht, 1956.
2. Карпман В. Л., Меркулова Р. А., Любина Б. Г. Определение минутного объема кровотока у спортсменов методом возвратного дыхания CO<sub>2</sub>, ТиПФК, 1974, 6, 69—71.
3. Saltin, B. Aerobic work capacity and circulation at exercise in man. (With special reference to the effect of prolonged exercise and/or heat exposure). — Acta physiologica scand., 1964, 62, Suppl. 230. Stockholm, 1964.
4. Blumberger, K. Die Untersuchung der Dynamik des Herzens beim Menschen. Ihre Anwendung als Herzleistungsprüfung. Ergebnisse d. inn. Medizin, 62, 1942, 424—531.
5. Карпман В. Л. Фазовый анализ сердечной деятельности, М., 1965.
6. Smith, W. K., Ultrasonid cardiography in clinical practice. — Med. Clin. North. Am. 1973, 57, 959—974.
7. Боженко Б. С. Сейсмокардиография — новый метод исследования функционального состояния сердца. — Терапевт. архив, 1961, 33, 9, 56—64.
8. Rågo, K. G. Vibrograafia rakendamine kardiokineetiliste nähtuste uurimisel, TRU Toimetised, 141, 1963, 192—208.
9. Хумаль Л. А. Авт. свид. 415692, Бюлл. изобрет., 1974, № 6.
10. Граевская Н. Д., Данилова Г. В., Кару Т. Э., Слободской Ю. И. Рентгенологические методы исследования сердца. Проблемы спортивной медицины. М., 1972.
11. Haskell, W. L., Fox, S. M. Mal. Cardiovasc. 1969, 10, 1—2, 189—200.
12. Летунов С. П., Мотылянская Р. Е. Определение состояния тренированности спортсменов. Проблемы спортивной медицины. М., 1972, 6—69.
13. Карпман В. Л., Белоцерковский З. Б., Гудков И. А. Исследование физической работоспособности у спортсменов. М., «Физкультура и спорт», 1974.
14. Гудков И. А. Динамика сердечного сокращения при мышечной работе максимальной и субмаксимальной мощности. Автореф. канд. дисс. М., 1971.
15. Резбен В. А., Эплер М. А. Следящая система для непрерывного измерения среднего артериального давления. В сб.: Методы сбора физиологической информации. М., «Наука», 1969, 117—123.

## SÜDAME-VERESOOKONNA FUNKTSIONAALSE SEISUNDI HINDAMISEST CST-SÜSTEEMIS

T. Karu, V. Leisoo

Resümee

Südame-veresoonkonna talitlusliku seisundi hindamine on üks spordimeditsiini kesksemaid probleeme. Arstlikus kontrollis kasutatakse selleks laboratoorseid kehalise koormuse teste. Käesolevas

töös on kriitiliselt analüüsitud põhilisi nõudeid selliste koormuskatsude metoodikale, välja töötatud astmeliselt tõusvate koormus- tega testi modifikatsioon ja perfokaart sellise testi läbiviimisel saadud pulsisageduse väärtuste dünaamika analüüsiks.

Töö praktiliseks resultaadiks on põhiliste pulsisageduse näitajate hinnanguskaalade väljatöötamine, milleks kasutati CST-süsteemi skaalapanka. On esitatud ka põhilised statistilised parameetrid kõige enam kasutatavate näitajate kohta suusatajatel.

## **ON THE EVALUATION OF A FUNCTIONAL CONDITION OF THE CIRCULATORY SYSTEM USING THE CST DATA PROCESSING SYSTEM**

**T. Karu, V. Leissoo**

### **S u m m a r y**

In past few years we have worked out a stepwise rising workload test (initial stage 100 W, each step 3 min of duration, additional load for men 50 W, for female persons 25 W, after reaching the heart rate of 170 per min, revolutions were maximized for 1 min.) During that test continuous recording of the heart rate is performed, during the third minute of each stage ECG, PCG and carotis pulse were registered.

The analysis of heart rate indices is possible by means of an original punched card. CST evaluating scale numbers are indicated for each characteristic for Estonian top swimmers as an example of the use this system.

## **ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ПРИМЕНЕНИЯ КРИТЕРИЯ «ЛУЧШЕ-ХУЖЕ» В ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКЕ ПО СИСТЕМЕ CST**

**Т. Э. Кару**

Кафедра спортивной медицины и ЛФК

Современные функциональные исследования спортсменов характеризуются комплексным подходом [1, 2]. Этим достигается 1) достаточно полное представление о работоспособности целостного организма, 2) выявление т. н. спектральной структуры отдельных функций организма на уровне органсистем или органов. Рассматривая последнюю в свете воздействия различных спортивных нагрузок, можно говорить об оценке компонентной структуры состояния тренированности [3]. Эта структура включает следующие вариации признаков: 1. зависимость от генетически детерминированных индивидуальных особенностей (анатомические, функциональные), 2. зависимость от половых различий, 4. зависимость от возраста, 5. зависимость от вида спорта, 6. зависимость от спортивного стажа, 7. зависимость от спортивной квалификации, 8. зависимость от состояния тренированности. Совокупность этих факторов и определяет функциональный профиль каждого спортсмена.

Следовательно, типичную проблему при выдаче заключения по результатам функционального обследования спортсмена можно характеризовать как поиск интегральной оценки по многим измеренным параметрам на разных уровнях обобщения с целью дать ответ на следующие вопросы:

1. Оценка состояния здоровья — не выходят ли какие-нибудь из измеренных параметров за пределы нормальных вариаций данного признака (с учетом особенностей конкретного контингента исследуемых).

2. Качественная характеристика каждого признака или их совокупности с целью выявления функциональных особенностей каждого индивидуума: а) на уровне целостного организма, б) по

отношению к какому-либо физическому качеству, в) на уровне органсистемы, г) на уровне определенных функций.

Диагностический логический процесс распознавания патологических и препатологических состояний с учетом симптоматики болезней относительно хорошо отработан. Однако качественная характеристика количественных медико-биологических признаков происходит эмпирически, при этом исследователи обычно не имеют представления о построении и основных свойствах применяемых ими оценочных шкал. Особенно остро этот вопрос встал в связи с применением ЭВМ.

Итак, отличительной особенностью проведения процедуры оценки можно считать двухмерное шкалирование. Одну шкалу можно считать абсолютной. Она имеет реальные, фактические цифры. По характеру неважно, является ли она ординальной, интервальной или относительной по Stevens [4].

Другая, ординатная шкала, и представляет собой единицы качественной оценки. Здесь могут быть применены весьма разные условные единицы. В каждом конкретном случае зависит от автора, какую градацию он применяет. Важно лишь то, что на такой двухмерный график должна быть нанесена **линия оценки**, которая является носителем **конкретных оценок** в зависимости от **конкретных значений** каждого показателя. Такая система в принципе пригодна и для оценки корреляционных взаимосвязей и сдвигов некоторой обобщенной точки в  $n$ -мерном пространстве или на корреляционном графике.

При практической работе важно уделять внимание некоторым свойствам линии оценки. Как правило, ординатная ось должна иметь достаточную «разрешающую способность», т. е. достаточное количество единиц. В своей работе мы пользуемся при массовых обследованиях 12-балльной системой оценок, что в общем вполне достаточно. Самой сложной задачей, однако, является конструирование, т. е. формализация линии оценки на графике. При конструировании линии оценки по критерию «лучше-хуже» можно встретить различные нюансы, на которые необходимо обращать весьма серьезное внимание. Итак, нужно выделить основные свойства линии оценки, которые должны быть сознательно учтены. В качестве таких свойств мы выделили следующие (рис. 1.):

### 1. Полярность.

Полярность означает общую направленность оценок. Например, чем больше значение показателя, тем лучше; или — чем меньше значение показателя, тем лучше.

### 2. Линейность.

Все линии оценки можно с некоторым допущением разделить на две группы — линейные и нелинейные. Линейные системы наиболее удобны для повседневного применения (например,

ОСНОВНЫЕ СВОЙСТВА ССТ ШКАЛ		
①	ПОЛЯРНОСТЬ	
②	ЛИНЕЙНОСТЬ	
③	СИММЕТРИЧНОСТЬ	
④	УРАВНОВЕШЕННОСТЬ	
⑤	СТЕПЕНЬ КАВИТЕТА	
⑥	НАЛИЧИЕ ОБЪЕКТИВНОЙ ГРАНИЦЫ	
⑦	РАСПОЛОЖЕНИЕ НА ОСНОВНОЙ ШКАЛЕ	

Рис. 1. Основные свойства шкал ССТ (объяснение в тексте).

частота пульса на 100 вт, МПК и т. д.). У них надо только определить полярность, и они готовы к использованию в весьма широком диапазоне значений абсолютной шкалы. Нелинейные линии оценки имеют еще некоторые дополнительные свойства. Первым среди них следует называть симметричность.

### 3. Симметричность.

В зависимости от характера показателя бывают как симметричные, так и несимметричные линии оценки. Последние

могут иметь наклон (skew) либо в правую, либо в левую сторону.

4. Уравновешенность.

Проблема состоит в том, что бывают показатели, которые можно характеризовать как «контролируемую неопределенность». Это значит, что в определенных пределах мы характеризуем показатель как «в норме», и не в состоянии сказать, какие значения в этих пределах заметно лучше, какие хуже. Но как только значение выходит за определенные границы, то возникает подозрение на неблагоприятный характер данного сдвига и оценка резко ухудшается. В таком случае линия оценки может образовать плато. Высоту плато и измеряет уравновешенность. В цифровом виде это можно представить как средний балл из всех 12 значений данной линии оценки. Это свойство в некоторой мере характеризует и удельный вес показателя.

5. Степень выпуклости (кавитета).

Могут быть более выпуклые и менее выпуклые линии оценки (рис. 1.).

6. Возможность объективной границы.

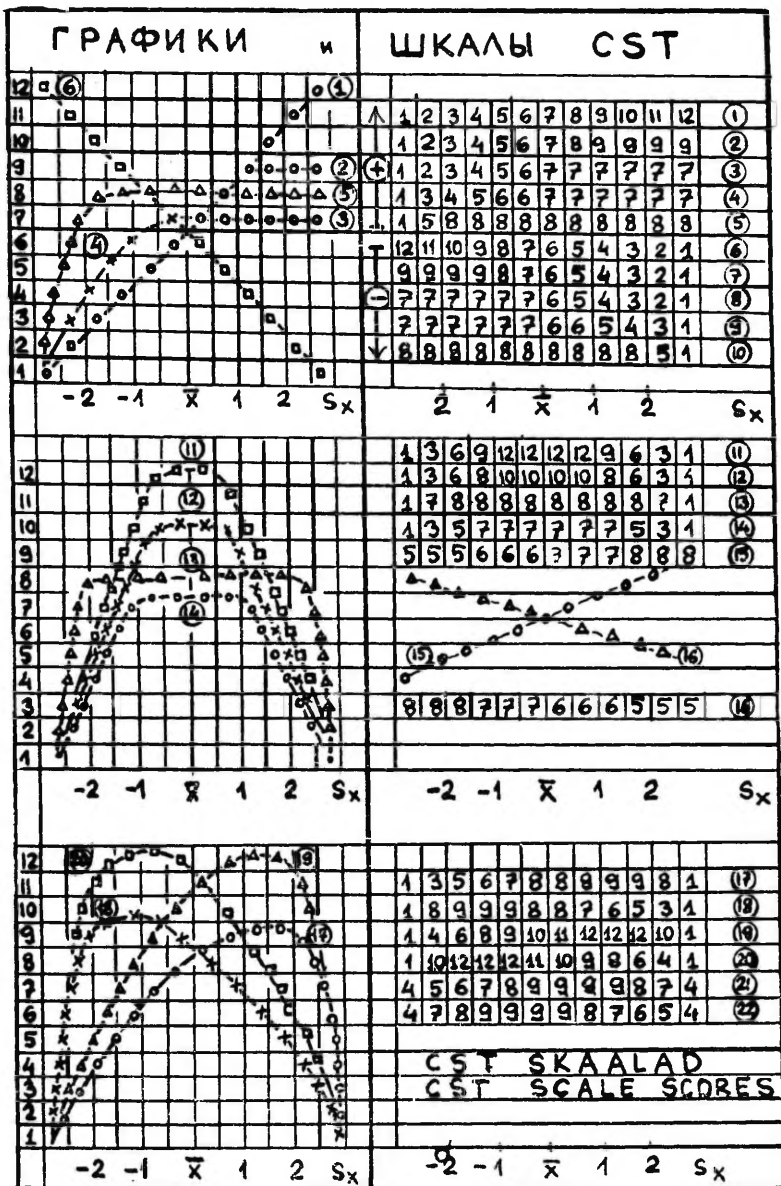
Некоторые функциональные показатели имеют сильную асимметрию, имея одновременно на одной стороне физиологическую границу. Такие показатели требуют особой статистической обработки. Вычисление  $\bar{x}$  и  $s_x$  обычным путем у них часто приводит к абсурдным заключениям. Этот вопрос будет специально рассмотрен ниже (для них необходим R-анализ).

7. Расположение на основной шкале.

Для этого надо совмещать значения  $\bar{x}$  и  $\pm$  один и два  $S_x$  с соответствующими значениями на реальной шкале.

Чтобы провести качественную оценку количественных показателей при помощи ЭВМ, необходимо запрограммировать линии оценки. Это требует создания некоторого массива образцовых оценочных графиков, которые можно найти по их обозначению. Система CST предусматривает, что при анализе индивидуальных показателей по программе IFP исследователь должен при вводе данных указать для каждого показателя номер оценочной шкалы. Арсенал образцовых графиков оценки приведен на рис. 2.

Использование системы оценочных шкал показало, что эти шкалы «работают». Однако при значительной асимметрии выборочных данных могут возникать ситуации, где  $\pm 2,5 s_x$  выходит за физиологические пределы. Пример такого случая приведен на рис. 3. На основную шкалу нанесены значения измерения времени реакции. Если воспользоваться здесь этой системой оценки, то  $\bar{x} - 2,5 s_x$  составляет 0.1 сек. Значит, чтобы получить максимальную оценку по шкале № 6 (чем ко-



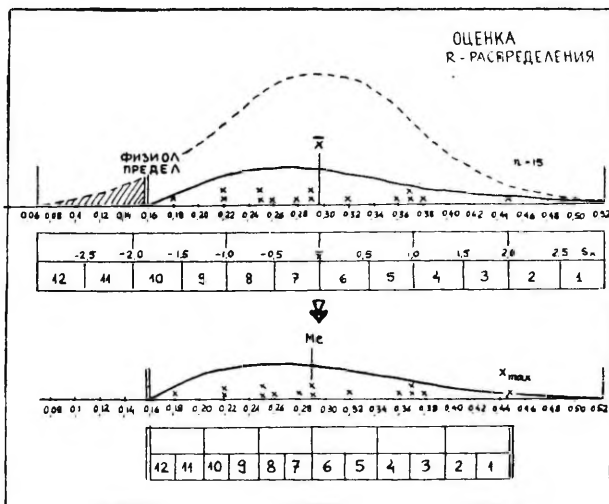


Рис. 3. Наверху — схема, которая иллюстрирует трудности, возникшие при распределениях, имеющих физиологическую границу. На заштрихованную поверхность фактические данные не попадают. При пользовании  $s_x$ -делениями это исключает и возможность ставить оценки 11 и 12 баллов. Внизу — применение  $Me$  и реляционов исправляет положение.

роче время реакции, тем лучше), нужно иметь время реакции меньше 0,11 сек, что физиологически невозможно. Аналогичные проблемы могут возникать и при обработке других физиологических показателей. Выход из этого положения не так уж прост. В течение многих месяцев нам пришлось заниматься этой проблемой, которая стала препятствовать функционированию системы CST в целом. Удовлетворительные результаты дало, наконец, примененение следующего приема. Вместо  $\bar{x}$  необходимо в таких случаях пользоваться медианой. Далее на основе литературных или экспериментальных данных устанавливают физиологическую границу для данного показателя. Разность ( $\bar{x}$  — физиологическая граница) делят на 3 равные части, которые называют реляционными. Обычно физиологическая граница находится на левой стороне от  $Me$  (в сторону меньших значений). Реляционы на правой стороне от  $Me$  получают делением разности  $x_{max}$  —  $Me$  также на 3 части. Пронумеровав теперь все половинные реляционы, получаем весьма адекватную шкалу оценки (нижняя половина рис. 3.). Распределения, которые требуют деления на реляционы, можно называть R-распределениями. Для них необходимо кроме  $Me$  указать и величины

реляционов, желательно в форме (S Rel 0,05 — Me (0,29) — D Rel 0,06).\*

Необходимо отметить, что оценочные шкалы CST имеют достаточно постоянный характер для конкретного контингента. Это позволило нам начать создание постоянных картотек шкал для показателей, применяемых в функциональной диагностике. Каждая картотека содержит 1600 единиц показателей, которые в дальнейшем желательно хранить на магнитной ленте и контролировать при помощи дисплей. Всего создано 4 таких картотеки: для сборных команд Эстонии по плаванию и лыжным гонкам, отдельные для мужчин и женщин. Использование стандартных оценочных шкал значительно упрощает анализ данных и делает результаты обработки по программам CST и IFP пригодными для приложения более сложных программных систем типа INTERPRET [5].

Использование стандартных оценочных шкал открывает возможности для большей объективности оценки любых показателей. Если исследователь вместе с указанием общепринятых статистических показателей ( $\bar{x}$ ,  $s_x$ ,  $m$ ) указывает еще номер оценочной шкалы в системе CST, то его отношение к данному показателю будет весьма однозначно выражено. Это позволяет исследователям быстрее согласовать результаты своих исследований, поскольку удастся избежать таких расплывчатых выражений как «повышение или значительное повышение; является более благоприятным», «у более тренированных наблюдались меньшие сдвиги» и т. д.

При использовании системы оценок CST совершенно справедливо возникает вопрос о том, на какой основе ставится оценка. Действительно, полагаться здесь только на интуицию нельзя, так как малоопытные исследователи могут создать в оценках определенную путаницу, что в начальной стадии распространения системы может вызвать отрицательное отношение к ней. Поэтому следует особо подчеркнуть, что для большей объективизации оценки нужно соблюдать следующие требования:

Во-первых, желательно, чтобы оценку ставил самый опытный специалист в данной лаборатории, или оценки обсуждались коллективно.

Во-вторых, хорошими объективными основами для выявления шкалы интерпретации являются те же повседневно применяемые логические возможности обобщения результатов исследования, а именно сравнение средних значений разных экспериментальных групп и учет характера корреляционных взаимосвязей между показателями. Примеры логики рассуждения при

---

\* S Rel — Sinistro — реляцион, D Rel — Dextro реляцион.

установлении номера показателя можно найти в статье данного сборника (стр. 125). Во всяком случае, необходим очень тщательный и многосторонне проведенный математико-статистический анализ в качестве подготовительной работы перед выбором CST — шкалы.

В заключение можно отметить, что разработанный нами для системы CST массив оценочных графиков [6, 7], а также их логика может найти применение в других научных специальностях, где постановка проблемы имеет аналогичные черты.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Летунов С. П., Мотылянская Р. Е. Проблемы спортивной медицины. М., 1972, 6—69.
2. Деметер А., Гагеа А., Илиеску А. Третий Европейский конгресс спортивной медицины (рефераты докладов). Будапешт, 1974, 34.
3. Кару Т. Э., Соосаар П. К., Миллер К. А., Ноорма Р. Ю., Кивасте Р. Э. Тезисы III республиканской конференции по спортивной медицине (рефераты докладов), Будапешт, 1974, 51—52.
4. Стивенс С. С. Экспериментальная психология, т. I. М., 1960.
5. Кару Т. Э., Ландырь А. П., Паю А. Ю., Лейссоо В. А., Кяэрик Э. Э. Третий Европейский конгресс спортивной медицины (реферат докладов), Будапешт, 1974, 51—52.
6. Кару Т. Э. Актуальные вопросы спортивной медицины и ЛФК. Таллин, 1974, 141—143.
7. Кару Т. Э., Ландырь А. П., Кяэрик Э. Э., Маароос Я. А., Паю А. Ю., Лейссоо В. А., Хумаль Л. А., Кингисепп П.-Х. Г., Ведру Ю. Сб. тезисов Всемирного научного конгресса «Спорт в современном обществе». Биология, биомеханика, медицина. М., 1974.

### KRITEERIUMI «PAREM-HALVEM» KASUTAMISE TEOREETILISED ALUSED FUNKTSIONAALSES DIAGNOSTIKAS CST-SÜSTEEMIS

T. Karu

Resümee

Ühiks teoreetiliselt raskemaks probleemiks meditsiinis tuleb lugeda meditsiinilise diagnostilise loogika formaliseerimist. Arstid hindavad meditsiinilisi näitajaid küllalt sageli intuitiivselt. Elektronarvuti kasutamine andmetötluse automatiseerimisel eeldab aga kindlate formaliseeritud hinnangute olemasolu.

Käesolevas töös on töötatud välja originaalne hinnanguskaalade «pank», mik põhineb matemaatilisel-statistilistel kriteeriumidel. See hinnangusüsteem moodustabki CST-andmetötlussüsteemi ühe kõige olulisema osa. Võib arvata, et CST-süsteemi hinnanguskaalad leiavad kasutuse ka teistel meditsiinialadel. Artiklis on toodud ära joonised ja teooria antud skaalade 7 põhiomaduse kohta.

# THEORY OF THE EVALUATION OF QUANTITATIVE PARAMETERS FROM THE "BETTER-WORSE" VIEWPOINT

T. Karu

## S u m m a r y

Computer analysis of functional data is possible only by means of a special evaluation scale. In the present study the properties of 12 point evaluation system (based on  $1/2$  SD intervals) is discussed. It was shown that there are several points which are highly essential. 22 scales for the evaluation of several quantitative functional indices are proposed in a form of special figures.

Sometimes some data have a physiological boundary in one side of the distribution curve and in addition a strong asymmetry. In such cases the median and relations are preferred to  $\bar{x}$  and SD units. We call R-distributions. It is always necessary to control the distribution from that viewpoint.

## ОЦЕНКА ОБЩЕЙ РАБОТОСПОСОБНОСТИ ЛИЦ СРЕДНЕГО И ПОЖИЛОГО ВОЗРАСТА В СИСТЕМЕ CST

Я. А. Маароос, Т. Э. Кару

Кафедра спортивной медицины ТГУ

Оценка работоспособности человека является важной проблемой медицины. Без сведений о работоспособности исследуемых лиц нельзя достаточно полно судить о состоянии здоровья, о социально-гигиенических и социально-экономических условиях жизни людей, о результатах спортивной тренировки [1].

На основе рекомендации Международной биологической программы для этой цели пользуются методами, которые базируются прежде всего на определении функционального состояния сердечно-сосудистой системы. Чаще всего в лабораторных условиях для определения общей работоспособности исследуемого используют не прямое или прямое измерение максимальной аэробной производительности, определение показателя PWC и измерение анаэробной производительности.

Для оценки общей работоспособности у лиц среднего и пожилого возраста в лабораторных условиях целесообразно применять функциональные пробы с дозированными физическими нагрузками — степ-тесты, велоэргометрию или бег на тредбане.

Методика проведения степ-тестов проста, легко выполняема и дешева. Недостатками степ-тестов можно назвать недостаточную точность мощности дозированной нагрузки и трудность регистрации показателей функции сердечно-сосудистой системы непосредственно во время работы.

Велоэргометрия не имеет вышеуказанных недостатков, но слабые ноги или наличие патологии опорно-двигательного аппарата ограничивают применение велоэргометра для определения работоспособности обследуемого [2, 3].

По мнению R. A. Bruce и J. R. Mc Donough [4], при использовании тредбана эти нежелательные факторы менее выражены. Однако тредбан дорогой, шумный аппарат и требует отдельного помещения [5].

Поэтому для определения общей работоспособности названного контингента применяют дозированные физические нагрузки, схему использования и мощность которых выбирают, исходя из конкретного контингента и цели исследования [3].

При составлении схемы нагрузок для лиц среднего и пожилого возраста надо учитывать следующее: 1) нагрузки должны иметь достаточную мощность для измерения общей работоспособности, но при этом быть безопасными для обследуемых;

2) давать достаточную информацию о состоянии сердечно-сосудистой системы обследованного во время физической нагрузки;

3) продолжительность каждой нагрузки должна быть достаточной для достижения относительного равновесия (steady state) функциональных показателей;

4) функциональная проба не должна быть слишком продолжительной как для персонала, так и для обследуемого.

На велоэргометре чаще всего для определения общей работоспособности рекомендуется использовать физические пробы со ступенчатой схемой повышения мощности нагрузок до предельных возможностей организма обследуемого [1, 2, 6].

Широко применяются начальные нагрузки для лиц среднего и пожилого возраста в пределах 40—50 W с добавлением на следующих ступенях нагрузок мощностей по 40—50 W до максимальной аэробной производительности. Это является самым точным методом определения общей работоспособности обследуемого, но такая схема нагрузок требует много времени. Для массовых исследований можно рекомендовать и схемы нагрузок с умеренной или субмаксимальной мощностью с достаточным комплексом регистрируемых показателей для характеристики функционального состояния сердечно-сосудистой системы. Результаты таких функциональных проб также позволяют сделать вывод о состоянии сердечно-сосудистой системы и общей работоспособности обследуемых.

### Методика

Для характеристики общей работоспособности лиц среднего и пожилого возраста мы исследовали возможность применения функциональной пробы умеренной мощности на велоэргометре. Продолжительность работы на велоэргометре составляла 3 мин., причем после каждого 5-минутного интервала отдыха нагрузку повышали на 200 кгм/мин до 1200 кгм/мин. Число оборотов педалей во время нагрузок было 60 об/мин. Применение интервалов отдыха между нагрузками можно считать при исследовании данного контингента целесообразным. Это нашло подтверждение и в предварительных опытах.

Таким образом, схема функциональной пробы по нашей сис-

теме обозначений имела следующую формулу (стр. 52 сборника):  $VI - SW - [3(60)200] + [0(0)200] - x5 - 15 - R5$

Материал работы охватывает данные исследования 105 мужчин среднего и пожилого возраста. I группу составили 45 мужчин в возрасте 31—63 лет (средний возраст  $46 \pm 7$  лет) с жалобами на боли в области сердца. Других клинически выраженных заболеваний у обследованных не наблюдали и их функциональное состояние позволяло провести дозированную работу на велоэргометре. II группа включала 30 клинически здоровых мужчин в возрасте 33—65 лет (средний возраст  $45 \pm 10$  лет) и III группа — 30 мужчин в возрасте 33—65 лет (средний возраст  $44 \pm 8$  лет), которые регулярно занимались в «группе здоровья» физкультурой и спортом в течение 6—10 лет.

Для определения газового обмена выдыхаемый воздух собирали в мешок Дугласа в течение последних 30 сек. каждой нагрузки. Для анализа содержания  $O_2$  и  $CO_2$  в пробах использовали газовый анализатор КМ—02—02 (Вырусского завода газоанализаторов, ЭССР). Частоту сердечных сокращений определяли на ЭКГ по интервалам R—R. ЭКГ записывали в 12 отведениях на каждой минуте функциональной пробы на «Мингограф» 81.

Динамику среднего артериального давления во время физической работы регистрировали непрерывно с помощью аппарата конструкции В. А. Резбена и М. А. Эплера [7].

Артериальное кровяное давление измеряли по методу Короткова сразу после окончания каждой нагрузки.

Для характеристики функции сердечно-сосудистой системы и общей работоспособности обследуемых нашли: минутный объем дыхания (МОД), количество потребляемого организмом кислорода, частоту сердечных сокращений (ЧСС), кислородный пульс, уровень артериального давления (АД сист., АД диаст., среднее артериальное давление — САД), индекс Робинсона и показатели  $PWC_{120}$ ,  $PWC_{150}$ . Показатели  $PWC$  нашли из графика, составленного на основе высших уровней частоты сердечных сокращений обследованного при всех исполненных нагрузках.

Учитывая возрастные особенности контингента и сравнительно низкую работоспособность обследуемых I и II группы, общеприменяемый показатель  $PWC_{170}$  не определяли.

Статистический анализ данных провели в вычислительном центре ТГУ.

Для количественной характеристики динамики показателей во время функциональной пробы использовали определенные линии оценки для каждого показателя в системе CST [8].

Для анализа брали показатели функции сердечно-сосудистой системы во время нагрузок 600 и 1200 кг/мин.

## Результаты и их обсуждение

Результаты обследования представлены в таблице 1.

Установлена линейная зависимость частоты сердечных сокращений от мощности выполненной работы на обоих ступенях нагрузки. У тренированных лиц (III группа) ЧСС была ниже, чем в I и II группах.

Максимальный уровень систолического артериального давления непосредственно после окончания нагрузок в среднем был ниже у тренированных исследуемых (III группа), чем в I и II группах. Значительных различий в средних оценках систолического артериального давления у здоровых лиц (II группа) и у обследованных с жалобами в области сердца не было установлено.

Средние величины диастолического давления непосредственно после нагрузки изменялись меньше и статистически достоверных межгрупповых различий отмечено не было.

На обоих ступенях нагрузки максимальный уровень среднего артериального давления (САД) в среднем был ниже у тренированных исследуемых (III группа), чем в I и II группах. Меньшие изменения среднего артериального давления при работе у тренированных обследованных являются показателем высокой функциональной способности сердечно-сосудистой системы, что обеспечивается меньшим сопротивлением периферических сосудов [9]. В нашей работе у обследованных III группы средние величины индекса Робинсона были значительно меньше, чем в I и II группах, что, вероятно, свидетельствует о большей экономности работы сердечно-сосудистой системы у лиц, регулярно занимающихся физической культурой и спортом. Минутный объем дыхания (МОД) поднимался линейно мощности нагрузки и у тренированных исследуемых названный показатель был в среднем меньше, чем в I и II группах. Относительно низкие значения МОД у тренированных лиц при умеренной интенсивности физической нагрузки установили также М. Mc Ilroy, [10], А. Venstand [11].

Потребление кислорода здоровыми обследованными (II группа) при нагрузке 600 кГм/мин было в среднем выше, чем больными (I группа) и тренированными лицами (III группа), однако при нагрузке 1200 кГм/мин статистически достоверных межгрупповых различий отмечено не было.

Низкая потребность в кислороде у тренированных лиц при нагрузках умеренной мощности, вероятно, связана с высокими функциональными возможностями и общей экономизацией деятельности сердечно-сосудистой и дыхательной систем. Низкая аэробная производительность у больных со стенокардией напряжения, по мнению А. М. Дамира и Ю. В. Халева [12] и G. Schleusing [13], обусловлена прежде всего поражением мио-

Функциональные показатели сердечно-сосудистой

кг/мин		ЧСС (уд.) мин.			АД сист. мм/рт. ст.			АД диаст. мм/рт. ст.			САД мм/рт. ст.		
		Группы			I	II	III	I	II	III	I	II	III
		I	II	III									
В по- кое	$\bar{x}$	68,6	77,7	73,9	131,4	127,8	124,2	85,2	84,5	84,5	101,0	98,6	95,7
	$s_x$	10,1	16,9	10,4	15,8	15,3	8,5	9,0	10,7	6,7	12,2	11,9	9,8
	$\bar{x}+2s_x$	88,8	111,5	94,7	163,0	158,4	141,2	103,2	105,9	97,9	125,6	122,4	115,3
	$\bar{x}-2s_x$	48,4	43,9	53,1	99,8	97,2	107,2	67,2	63,1	71,1	76,4	74,8	76,1
	№ шкалы оценки	16			12			12			18		
	t-тест				I>III; p<0,05						I>III; p<0,05		
600	$\bar{x}$	126,9	121,6	112,0	153,8	157,3	144,5	84,1	81,7	81,2	123,1	123,0	109,5
	$s_x$	15,2	14,7	9,8	20,2	26,1	12,1	9,2	9,4	7,8	16,7	15,9	13,4
	$\bar{x}+2s_x$	157,3	151,0	131,6	194,2	209,5	168,7	102,5	100,5	96,8	156,5	154,8	136,3
	$\bar{x}-2s_x$	96,5	92,2	92,4	113,4	105,1	120,3	65,7	62,9	65,6	89,7	91,2	82,7
	№ шкалы оценки	6			11			12			16		
	t-тест	I>III; p<0,001 II>III; p<0,01			I>III; p<0,05 II>III; p<0,05						I>III; p<0,001 II>III; p<0,00		
1200	$\bar{x}$	160,8	158,5	145,0	166,0	170,4	164,7	63,9	62,7	47,5	125,0	134,1	124,0
	$s_x$	14,9	14,5	16,3	16,7	27,9	19,3	27,5	28,4	26,3	12,6	12,8	14,6
	$\bar{x}+2s_x$	190,6	187,5	177,6	199,4	226,2	203,3	118,9	119,5	—	150,2	159,7	153,2
	$\bar{x}-2s_x$	131,0	129,5	112,4	132,6	114,6	126,1	8,9	5,9	—	99,8	108,5	94,8
	№ шкалы оценки	6			12			16			6		
	t-тест	I>III; p<0,05 II>III; p<0,00									II>III; p<0,05		

и дыхательной системы ( $\bar{x} \pm s_x$ )

Индекс Робинсона (САД ЧСС 100)			МОД (л/мин)			Потребление кислорода						Кислородный пульс (мл/уд./мин.)		
I	II	III	I	II	III	мл/мин			мл/мин/кг			I	II	III
						I	II	III	I	II	III			
69,5	76,4	71,3	10,6	10,9	10,3	314	348	305	3,9	4,5	3,8	4,6	4,6	4,1
13,6	17,8	11,6	4,8	3,8	2,8	123	123	96	1,6	1,5	1,1	1,9	1,9	1,2
96,7	112	94,5	20,2	18,5	15,9	560	594	497	7,1	7,5	6,0	8,4	8,4	6,5
42,3	40,8	48,1	1,0	3,3	4,7	68	102	113	0,7	1,5	1,6	0,8	0,8	1,7
19			9			10			10			12		
157,2	149,7	123,8	35,7	35,6	31,6	1446	1600	1489	17,8	20,7	18,9	11,5	13,3	13,3
31,9	29,6	21,3	5,3	6,6	7,4	231	235	199	2,7	3,9	2,9	2,3	2,2	2,2
221,0	208,9	166,4	46,3	48,8	46,4	1908	2070	1887	23,2	28,5	24,7	16,1	17,7	17,7
93,4	90,5	81,2	25,1	22,4	16,8	984	1130	1091	12,4	12,9	13,1	6,9	8,9	8,9
6			6			12			12			1		
I > III; p < 0,001 II > III; p < 0,00			I > II; p < 0,05 II > III; p < 0,05			II > I; p < 0,001 II > III; p < 0,05			II > I; p < 0,001 II > III; p < 0,05			III > I; p < 0,01 II > I; p < 0,01		
202,4	212,3	181,8	53,4	61,3	49,9	2346	2571	2453	29,3	33,3	31,2	14,5	16,3	16,9
36,9	33,6	27,8	10,3	9,9	10,3	504	384	346	6,6	5,8	4,6	2,2	2,3	2,7
276,2	279,5	237,4	74,0	81,1	70,5	3354	3339	3145	42,5	44,9	40,4	18,9	20,9	22,3
128,6	145,1	126,2	32,8	41,5	29,3	1338	1803	1761	16,1	21,7	22,0	10,1	11,7	11,5
6			6			12			12			1		
II > III; p < 0,01			II > III; p < 0,01									III > I; p < 0,001 II > I; p < 0,001		

карда, что во время физической нагрузки лимитирует силу сердечных сокращений и минутный объем.

При оценке функционального состояния сердечно-сосудистой и дыхательной систем характерным показателем считали регистрацию кислородного пульса. Чем последний выше, тем эффективнее кровообращение; это означает, что необходимое количество кислорода доходит до тканей при меньшей частоте сердечных сокращений. Средние величины кислородного пульса при всех нагрузках самыми высокими были у тренированных лиц и наиболее низкими у обследованных I группы.

Характеристику общей физической работоспособности обследованных дают представленные в табл. 2 показатели  $PWC_{120}$  и  $PWC_{150}$ .

Таблица 2

Показатели  $PWC_{120}$  и  $PWC_{150}$  ( $\bar{x} \pm s_x$ )

	$PWC_{120}$ (кГм/мин)			$PWC_{150}$ (кГм/мин)		
	I группа	II гр.	III гр.	I гр.	II гр.	III гр.
$\bar{x}$	479	582	766	840	1058	1196
$s_x$	246	248	224	276	245	251
$\bar{x} + s_x$	725	830	989	1116	1303	1698
$\bar{x} - s_x$	233	334	541	564	813	945
Номер шкалы оценки CST	I	I	I	I	I	I
t — тест	I < III; $p < 0,001$ II < III; $p < 0,01$			I < II; $p < 0,001$ I < III; $p < 0,001$ II < III; $p < 0,05$		

Из таблицы видно, что средние значения  $PWC_{120}$  и  $PWC_{150}$  были наиболее высокими в группе тренированных обследованных (III группа) и ниже — у больных с жалобами на сердце (I группа).

Из корреляционного анализа показателей функционального состояния сердечно-сосудистой и дыхательной систем выяснилось, что показатели  $PWC_{120}$  и  $PWC_{150}$  находились в отрицательной корреляционной связи с уровнем САД и индексом Робинсона при нагрузках умеренной мощности. Таким образом, чем меньше подъем среднего артериального давления

при работе и индекс Робинсона, тем выше общая физическая работоспособность обследованного.

Из результатов проведенного исследования видно, что высокую функциональную способность сердечно-сосудистой и дыхательной систем при нагрузках умеренной или субмаксимальной мощности у лиц среднего и пожилого возраста характеризуют: низкая частота сердечных сокращений, относительно низкое систолическое и среднее артериальное давление и индекс Робинсона. На высокую физическую работоспособность организма указывают также высокий уровень кислородного пульса при нагрузках и большие показатели PWC. Эти результаты совпадают в основном с данными других авторов [14, 15, 16].

Подытоживая результаты наших экспериментальных исследований, а также результаты анализа литературных данных, можно вывести для основных показателей, отражающих функциональное состояние сердечно-сосудистой системы и физическую работоспособность у лиц среднего и пожилого возраста, определенные линии оценки для каждого показателя в системе CST (см. табл. 1.). Шкалы оценки приведены в данном сборнике на стр. 63. При пользовании такими шкалами можно построить при помощи ЭВМ уже конкретные индивидуальные функциональные профили для этих лиц.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Смирнов К. М. Физическая работоспособность человека. Новосибирск, 1970 6—34.
2. Wahlund, H. Determination of the Physical Working Capacity. Stockholm, 1948.
3. Грацианский Н. А. Физиологические методы оценки трудоспособности при заболеваниях сердца. Кардиология, 5, том X, 1970, 156—160.
4. Bruce, R. A. and Mc Donough, J. R. Stress Testing in Screening for Cardiovascular Disease. Bull. N. Y. Acad. Med. 45, 12, 1969, 1288—1305.
5. Shephard, R. J. Methodology of Exercise Tests in Healthy Subjects and in Cardiac Patients. Can. Med. Assoc. J. 8, 1968, 354—359.
6. Denolin, H., Messin, R. and Degre, S. Testing of Working Capacity of Cardiac Patients in Physical Activity and the Heart. Springfield, Illinois, 1967, 21—32.
7. Реэбен В. А., Эплер М. А. Следящая система для непрерывного измерения среднего артериального давления. В сб.: Методы сбора и анализа физиологической информации. М., «Наука», 1969, 117—123.
8. Кару Т. Э. Система обработки данных «CST» и применение критерия «лучше-хуже» при оценки количественных показателей в спортивной медицине. Актуальные вопросы спортивной медицины и лечебной физкультуры. Таллин, 1974, 141—143.
9. Степанов В. Л., Селюминова Н. Я. Показатели среднего артериального давления у больных атеросклерозом, занимающихся лечебной гимнастикой. Врачебное дело. 1. 1968. 48—50.
10. Mc Ilroy, M. B. The Respiratory Response to Exercise. Pediatrics, Oct., Part II, 680—682, 1963.

11. Benestad, A. M. Determination of Physical Work Capacity and Exercise Tolerance in Cardiac Patients. *Acta Med. Scand.* 6, Vol. 183, 1968, 521—529.
12. Дамир А. М., Халев Ю. В. Исследование газообмена как метод оценки физической работоспособности больных с заболеваниями сердечно-сосудистой системы и органов внешнего дыхания. *Кардиология*, 7, том IX, 1969, 9—16.
13. Schleusing, G. Kriterien der Sportlichen Belastbarkeit von Herz und Kreislauf. *Med. und Sport*, 4, IX, 1969, 97—110.
14. Burkart, F., Barold, S. and Sowton, E. Hemodynamic Effects of Repeated Exercise. *The Am. J. of Cardiology* 4, vol 20, 1967, 509—515.
15. Saltin, B., Hartley, H., Kilbom, A. and Astrand, I. Physical Training in Sedentary Middle-aged and Older Men. *Scand. J. Clin. Lab. Invest.*, 24, 1969, 323—334.
16. Пярнат Я. П., Сеппет Э. К., Сахва У. Э. Изучение физической работоспособности у мужчин среднего и старшего возраста. — В сб.: Актуальные вопросы спортивной медицины и лечебной физкультуры. Таллин, 1974, 64—68.

## **ÜLDISE FÜÜSILISE TÖÖVÕIME HINNANG KESK- JA VANEMAEALISTEL ISIKUTEL CST-SÜSTEEMIS**

**J. Maaros, T. Karu**

Resümee

Uurimus käsitleb kesk- ja vanemaealiste inimeste südame-veresoonkonna funktsionaalse seisundi ning üldise töövõime määramist füüsiliste koormusproovide alusel. Rakendades 105-l vaatlusalusel astmeliselt tõusva koormusega veloergomeetrilist testi, selgus, et paremat südame-veresoonkonna funktsionaalset seisundit mõõduka intensiivsusega kehalisel tööl iseloomustab suhteliselt madalam südame löögisagedus, madalamad süstoolse ja keskmise arteriaalse vererõhu väärtused ning väiksem Robinsoni indeks, suurem hapnikupulsi tase ja suuremad üldise töövõime näitajad PWC<sub>120</sub> ning PWC<sub>150</sub>.

Kasutades meie poolt väljatöötatud matemaatilis-statistilisi hindamisskaalasid, on võimalik kvantitatiivselt hinnata ning täpsmini iseloomustada kesk- ja vanemaealiste inimeste südame-veresoonkonna funktsionaalset seisundit ja üldist füüsilist töövõimet.

## **DETERMINATION OF THE PHYSICAL WORKING CAPACITY OF OLDER MEN USING THE "CST SYSTEM"**

**J. Maaros, T. Karu**

Summary

The hemodynamic and respiratory response to multistage sub-maximal exercise has been carried out on 105 middle-aged and older men. For the estimation of the cardiac and pulmonary

function at the exercise the following data were recorded and calculated: heart rate, oxygen consumption, systolic, mean and diastolic blood pressure, oxygen pulse, Robinson's index,  $PWC_{120}$  and  $PWC_{150}$ .

The results of the present investigation revealed that higher physical working capacity and cardiovascular function on the submaximal physical exercise are characterized by comparatively lower heart rate, level of the systolic and mean arterial blood pressure, higher Robinson's index, oxygen pulse,  $PWC_{120}$  and  $PWC_{150}$ .

Using the "CST system" the quantitative coefficients for the determination of the physical working capacity on older people have been elaborated.

## СОДЕРЖАНИЕ АДРЕНАЛИНА И НОРАДРЕНАЛИНА ПЛАЗМЫ КРОВИ ПРИ РАЗЛИЧНЫХ ФИЗИЧЕСКИХ НАГРУЗКАХ

А. Ю. Паю

Кафедра спортивной медицины и ЛФК

Среди эндокринных систем в приспособлении и сохранении устойчивости внутренней среды важную роль имеет симпатoadреналовая (САС) система и ее химические представители — катехоламинны (КА).

В первых научных работах, посвященных изучению влияния физической нагрузки на содержание КА в крови, использовались неспецифические химические методы, при помощи которых могли определить общее количество КА [11, 13, 17]. Выявилось, что при непродолжительной работе содержание КА в крови увеличивалось, а при перенагрузке не отмечалось повышения содержания КА [11, 13].

Пользуясь биологическими методами Гарция и др. [7], нашли, что при физической нагрузке содержание КА в крови увеличивается и чем продолжительнее нагрузка, тем больше обнаруживается КА в плазме крови.

В последних работах применяются единые стандартные нагрузки и методы для определения концентрации КА [9, 10, 18]. Непосредственно после тяжелых нагрузок наблюдалось значительное повышение содержания норадреналина (НА) в венозной крови [10, 18].

При сильных физических нагрузках образуется кислородная задолженность, понижается рН, повышается содержание молочной кислоты, что оказывает активизирующее влияние на секрецию адреналина [А] из мозгового слоя надпочечников [6, 14]. Поэтому неясно, что означают наименьшие изменения в содержании А при нагрузках: или А не принимает участия в процессах адаптации организма [9], или это результат его быстрого метаболизма, или результат зависит от использованных методических приемов.

Значительная часть А в крови связана с белками плазмы крови. Общим для методов определения КА плазмы крови является первый этап анализа, во время которого при помощи органических кислот осаждаются белки плазмы. Для оценки биологической активности КА следует определить в крови как связанные, так и свободные формы [8]. Здесь имеются трудности методического характера. Благодаря техническому усовершенствованию флуориметров [2], повышению специфичности и точности методики [3, 12, 15] стало возможным определить связанные и свободные формы А в плазме крови.

### Методика

Две группы обследуемых разной физической подготовленности (спортсмены I, II разряда и нетренированные студенты, в возрасте 19—24 лет) работали на велоэргометре по двум режимам. При помощи разных физических нагрузок обследуемых доводили до определенного функционального состояния, после чего они совершали одноминутный спурт. Первым рабочим режимом была трехминутная нагрузка мощностью 750 кгм/мин. В качестве второго режима были использованы возрастающие нагрузки (750, 900, 1050 кгм/мин) до частоты ударов сердца 170 уд/мин. При наблюдении реакции САС мы исходили из следующих зафиксированных показателей: 1. Концентрация связанного А, свободного А и общего НА плазмы крови до работы. 2. Концентрация связанного и свободного А и общего НА на 5-ой минуте после нагрузки. 3. Число оборотов педалей и объем нагрузки, с которого был начат спурт.

Плазму венозной крови брали для анализа в количестве 4,0 мл. Для отделения свободного А от связанного с белками пользовались гельфильтрацией на сефадексе G—50. Плазма влилась по каплям в колонку (размеры  $37,5 \times 2,0$  см) сефадекса, уравновешенная 0,05 М ТРИС-буфером рН 7,3. Для фракционирования плазмы применяли автоматический коллектор ХКОВ-1. Средняя скорость элюации равнялась 12 мл/час и объем одной фракции был 4,0 мл. Содержание белков во фракциях определяли по спектру поглощения при 280 нм на спектрофотометре СФ-4А. Белки плазмы крови локализовались в 7—11 фракциях, из которых в 8—9 фракциях локализовался связанный с белками А. Эти фракции сливали в одну пробирку. Для осаждения белков пользовались 2,0 мл 4 н. раствора перхлорной кислоты, которую по каплям добавляли к элюату 1,0 мл, перемешивали и ставили в холодильник на 10 минут. Эту же процедуру повторяли. Элюат отделяли от осажденных белков центрифугированием ( $8000 \text{ об} \times 10 \text{ мин}$ ). Отстой сливали в охлажденную пробирку и рН раствора доводили с 1 н.  $\text{NH}_4\text{OH}$  до 8,0—8,5. Затем происходит элюация на окиси алюминия (500 мг).

Элюация осуществляется 0,25 н.  $\text{CH}_3\text{COOH}$  двумя порциями по 2,0 мл каждая [1].

Для определения флуоресценции А брали 1,5 мл элюата, куда добавляли 0,5 мл раствора 0,5 н.  $\text{NH}_4\text{OH}$ , 0,1 мл 0,25% раствора  $\text{K}_3\text{Fe}(\text{CN})_6$ . Пробу окисляли в течение 3 мин. Ех темпоре приготавливали раствор из 5 н.  $\text{NaOH}$  и 1% аскорбиновой кислоты (9:1). Флуоресценцию раствора оценивали сразу после добавления 0,9 мл флуореагента. Количественное определение флуоресценции проводилось на флуориметре, сконструированном в экспериментальной мастерской ТГУ [2]. При измерении флуоресценции использовались следующие интерференционные светофильтры: первичный (максимум пропускания 405 нм) и вторичный (максимум — 528 нм). Свободные формы А локализовались в 20—21 фракциях. После фракционирования рН элюата доводили с 1 н.  $\text{NH}_4\text{OH}$  до 8,0—8,5. Дальнейшие процедуры аналогичны тем, что и при определении содержания связанного А. Для определения содержания НА доводили рН до 6,5 перед окислением КА в элюате.

В предыдущих экспериментах выяснилось, что у здоровых, физически тренированных мужчин в состоянии относительного покоя содержание связанного с белками А в плазме крови  $0,28 \pm 0,02$  нг/мл, свободного А —  $0,05 \pm 0,009$  нг/мл и общего НА  $0,51 \pm 0,02$  нг/мл.

## Результаты

### Первый вариант экспериментальной нагрузки

В дорабочем состоянии содержание А, связанного с белками и общего НА в плазме крови, у тренированных лиц более низкое, чем в плазме крови нетренированных лиц (табл. 1). Содержа-

Таблица 1  
Содержание катехоламинов в плазме крови до и после кратковременной нагрузки ( $\bar{x} \pm m$ ) в нг/мл

	Тренированные обследуемые		
	Связанный А	Свободный А	Общий НА
До нагрузки	$0,29 \pm 0,02$	$0,04 \pm 0,01$	$0,43 \pm 0,03$
После нагрузки	$0,37 \pm 0,01$	$0,13 \pm 0,009$	$0,83 \pm 0,02$
	Нетренированные обследуемые		
	Связанный А	Свободный А	Общий НА
До нагрузки	$0,36 \pm 0,01$	$0,06 \pm 0,01$	$0,55 \pm 0,02$
После нагрузки	$0,52 \pm 0,02$	$0,17 \pm 0,01$	$0,75 \pm 0,02$

ние свободного А было повышено у обследуемых обеих групп. На пятой минуте восстановления после первой работы в плазме крови тренированных увеличивается содержание всех форм КА. Особенно было у них повышено содержание свободного А (до 0,13 нг/мл) и содержание НА (до 0,84 нг/мл). При этом количество оборотов педалей достигало  $128 \pm 2,8$  оборотов в минуту.

В плазме крови тренированных людей умереннее всего изменялось содержание связанного А (на 28%). Изменение свободных форм, напротив, достигало 220%. Сильно изменилось и содержание НА (92%).

Хотя у нетренированных лиц по данным средних показателей намного увеличивалось содержание А, связанного с белками (до 0,52 нг/мл), все же из индивидуальных данных выясняется, что у четырех из них содержание А после работы даже падало, в одном случае осталось практически таким же. При данной нагрузке в плазме крови нетренированных лиц содержание связанного А повысилось на 44%, содержание свободного А — на 183% и содержание общего НА — на 36%. По проделанной работе нетренированные обследуемые отстают от первой группы: количество оборотов педалей было  $103 \pm 2,0$  в минуту.

В ходе работы мы выяснили корреляционные связи, которые обнаружались между содержанием КА плазмы крови и работоспособностью. Самое большое количество связей было замечено между связанным А до работы и другими показателями. Чем выше было содержание связанного А до работы, тем больше мы находили его после работы в плазме крови ( $r=0,82$ ) и тем выше было содержание свободного А после работы ( $r=0,60$ ). В случае повышенного содержания связанного А до работы, в плазме крови обнаруживалось больше НА как до, так и после нагрузки ( $r=0,74$ ,  $r=0,73$ ). Возможно, что от степени мобилизации до работы содержания связанного с белками А зависит работоспособность при спурте ( $r=0,65$ ). С работоспособностью находится в корреляции и содержание связанного А после работы ( $r=0,60$ ), а также содержание свободного А ( $r=0,68$ ), но особенно тесная связь существует между уровнем содержания НА после работы и количеством оборотов педалей ( $r=0,90$ ). Таким образом, чем больше было мобилизовано симпатическое звено, тем большей была работоспособность обследуемых и тем лучше они могли себя собрать для спурта.

Корреляционные связи между содержанием КА в плазме крови и работоспособностью у нетренированных лиц существенно отличаются от этих же показателей у тренированных. Единственная аналогичная связь была найдена между содержанием дорабочего связанного с белками А и НА ( $r=0,73$ ). Оказывается, что чем выше становится содержание связанного А, свободного А и НА до работы, тем меньше было у них сил для

работы. Чем меньше обследуемый работал, тем больше возрас- тало содержание свободного А ( $r = -0,54$ ).

Второй вариант экспериментальной нагрузки

Выяснилось, что содержание связанного А и свободного А до работы повышено как у тренированных, так и у нетрениро- ванных лиц. В ответ на физическую нагрузку у тренированных повышение содержания связанного А больше, чем при преды- дущей нагрузке (изменение на 43%). Намного увеличилось со- держание свободного А (187%), содержание НА повысилось на 50%. Объем работы, при котором частота ударов сердца у тре- нированных достигала 170 уд/мин, был  $1291,6 \pm 40,4$  кгм/мин. и число оборотов педалей —  $127,5 \pm 2,1$  в минуту. Данные, полу- ченные при возрастающих нагрузках, помещены в таблицу 2.

Таблица 2

Содержание катехоламинов в плазме крови до и после  
возрастающих нагрузок ( $\bar{x} \pm m$ ) в нг/мл.

		Тренированные обследуемые		
		Связанный А	Свободный А	Общий НА
До нагрузки	После нагрузки	$0.30 \pm 0.01$	$0.08 \pm 0.01$	$0.48 \pm 0.02$
		$0.41 \pm 0.02$	$0.23 \pm 0.02$	$0.78 \pm 0.04$
		Нетренированные обследуемые		
		Связанный А	Свободный А	Общий НА
До нагрузки	После нагрузки	$0.38 \pm 0.02$	$0.12 \pm 0.02$	$0.58 \pm 0.03$
		$0.46 \pm 0.04$	$0.21 \pm 0.02$	$0.86 \pm 0.04$

Корреляционный анализ показал, что дорабочие показатели КА тренированных обследуемых имеют положительные связи с числом оборотов педалей. Но сила этих связей, по сравнению со связями, полученными при кратковременной работе, ослаб- лялась. Чем выше было содержание связанного с белками А, свободного А и НА до работы, тем больше было число оборотов педалей ( $r = 0,48$ ,  $r = 0,78$ ,  $r = 0,64$ ). Таким образом, чем больше САС активизировалась до работы, тем больше работали обсле- дуемые при спурте. Выяснилось, что чем выше содержание сво- бодного А и НА до работы, тем больше был объем работы ( $r = 0,82$ ,  $r = 0,65$ ).

По сравнению с данными состояния покоя у нетренирован- ных лиц были до работы повышены все показатели КА плазмы

крови. После работы содержание связанного А повысилось в среднем на 20% (табл.2). Эти данные не говорят о действительных изменениях, так как направление индивидуальных отклонений было различным. У семи обследуемых содержание А после нагрузки понизилось, у восьми же намного повысилось, у четырех в содержании А изменений не наблюдалось. Максимальная мобилизация дала возможность выяснить по реакции, что те обследуемые, у которых содержание связанного А после работы понизилось, работали меньше.

Такая разносторонняя варибельность, какая наблюдалась в связи с изменениями содержания связанного с белками А под влиянием работы, не встречается в динамике содержания НА. Содержание НА повысилось от 0,58 до 0,86 нг/мл (на 58%). Содержание свободного А повысилось после нагрузки от 0,12 до 0,21 нг/мл (75%), причем в трех случаях наблюдалось понижение содержания свободного А после работы. По объему работы и числу оборотов педалей нетренированные далеко отстают от тренированных: 986,8+23,8 гм/мин и 95,4+2,5 об/мин.

Оказывается, что дорабочие показатели А связаны положительно с содержанием НА до и после работы. Содержание связанного А после работы имело сильную положительную связь с числом оборотов педалей ( $r=0,85$ ) и среднюю связь с объемом работы ( $r=0,58$ ). Таким образом, чем больше обследуемый мог работать и чем больше было число оборотов педалей, тем больше был мобилизован связанный с белками А.

### Заключение

Задачей данной работы было выяснение изменения при различных физических нагрузках содержания А, связанного с белками, свободного А и общего НА в плазме крови у обследуемых с разной физической подготовленностью. Участие в опыте тренированных и нетренированных лиц предполагает, что уже до работы функциональное состояние у них различается. Первая часть работы представляет собой умеренную физическую нагрузку, во время которой работа практически происходит в аэробных условиях. Возможно, что эту часть нагрузки обследуемые обеих групп выполняют относительно экономно, так как сердечно-сосудистая система должна успеть приспособиться к нагрузке умеренной интенсивности, кроме того, в мышцах имеется ещё достаточно энергии. Из полученных нами результатов следует, что до первой работы у тренированных содержание КА в плазме крови, по сравнению с показателями состояния покоя, существенно не изменилось. Зато у нетренированных до работы повысилось содержание А, связанного с белками, и свободного А. Таким образом, их адрэnergическая система оказалась гиперреактивной до работы, быстрее и более

мобилизованной. С активизацией адрэnergической системы улучшается деятельность органов, включающихся в работу, мобилизуются внутримышечные запасы энергии [4, 5, 9]. Так как у нетренированных обследуемых повышение содержания А плазмы крови не связывается с работоспособностью, вполне допустимо, что при повышении активности адрэnergической системы обследуемые переступили границу оптимальности. При сильном возбуждении адрэnergической системы гликогенолиз протекает интенсивнее, потребление кислорода в мышцах больше, чем нужно для данной работы, что может стать причиной отклонения в обмене веществ, что приводит к невозможности скоординировать деятельность разных систем, участвующих в работе, для самого необходимого этапа — спурта, т. е. вызывает сомнение необходимость столь живой реакции адрэnergической системы для данной работы.

У тренированных лиц до работы наблюдалось минимальное повышение концентрации связанного А, причем сохранялась взаимосвязанность между содержанием связанного А, свободного А и НА. Первый этап работы стал для них, видимо, фазой вработывания органов, подготовкой координирующих систем к спурту. Этому способствовала организованность и умеренность дорабочих реакций САС.

Концентрация КА после спурта в плазме крови отражает, какое звено САС активизировалось под влиянием нагрузки больше всего. У обеих групп обследуемых повысились все формы КА, но различались по объему изменений. Разными были и связи, возникшие между содержанием КА плазмы крови и оборотами педалей. Выяснилось, что чем больше у нетренированных повышалось содержание связанного с белками А, тем меньше они могли работать. Тренированный организм реагировал на спурт повышением содержания НА и свободного А.

Первая часть второй нагрузки дана организму для вработывания, причем в качестве показателя оптимальности было взято изменение деятельности сердца. Тренированный организм медленнее доходит до частоты пульса 170 ударов в минуту и дольше может работать экономно. При такой работе важная роль принадлежит регуляторам обмена веществ и гемодинамики в работающих мышцах. Как это отражается в показателях КА плазмы крови? Обнаруживается, что до работы у тренированных содержание КА плазмы повышалось умереннее, чем у нетренированных лиц. Чем меньше пользуется организм на первом этапе работы анаэробными механизмами и чем лучше сумел скоординировать гемодинамику, тем больше объем работы. Но тем больше и реакция на нагрузку, которую мы регистрировали после нагрузки. Вместе с ростом объема работы у тренированных лиц усиливалась реакция связанного А на нагрузку. Реакция у нетренированных выражалась слабо. Возможно, что ответ

их САС является адекватным, так как объем выполненной ими работы значительно меньше, чем у тренированных. Но возможно и то, что данная нагрузка оказалась для нетренированных слишком тяжелой. Когда организм не может больше мобилизовать САС, то тем самым он теряет возможность перенапрягаться.

На основе полученных данных имеется возможность полагать, что уровень КА плазмы крови не представляет собой изолированного показателя. Фон КА плазмы крови, образовавшийся до нагрузки, может играть определенную роль в работоспособности, в подготовке обследуемых к спурту. В зависимости от уровня тренированности, возможно и от типа нейрогуморальной регуляции, содержание КА плазмы крови отражает уровень, характер и выбор направления мобилизации обмена веществ во время работы. Чем меньше взаимосвязаны показатели КА до работы, тем более вероятны отклонения, распылчатость и неорганизованность в обмене веществ. Именно поэтому не могут себя мобилизовать к решающему напряжению нетренированные обследуемые. Дорабочий уровень КА имеет свои пределы оптимальности. Преодолевая их, САС становится стимулятором таких процессов, которые влияют отрицательно на работоспособность организма. При кратковременной нагрузке мобилизуется большее количество свободного А, при более продолжительной работе — как связанный А и свободный А, так и общий НА. Самым наглядным индикатором степени нагрузки является изменение содержания А, связанного с белками плазмы крови.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Матлина Э. Ш. В сб.: Методы клинической биохимии гормонов и медиаторов, М., 98, 1969.
2. Реэбен В. А., А. Г. Клийман, П.—Т. К. Лоог, А. Д. Яагосильд. Уч. записки ТГУ. Труды по медицине, 9, 363, 1964.
3. Becker, E. I., E. Kreuzer. Pflügers Arch. 316, 95, 1970.
4. Cain, S. M. J. Appl. Physiol. 306, 838, 1971.
5. Chin, A. K., E. Evonuk. J. Appl. Physiol. 30, 2, 205, 1971.
6. Hidemare, A. Japan. Circ. J. 36, 4, 403, 1972.
7. Garcia, C., D. Gaser, H. Brooklyn. Amer. J. Obstet. Gynec. 69, 812, 1955.
8. Grönwall, A. Acta medica scand. 407, 1949.
9. Häggendal, I., S. L. Hartley, B. Saltin. Scand. J. Clin. Lab. Invest. 26, 4, 337, 1970.
10. Klensch, H. Z. Kreisl. Forsch. 25, 1035, 1966.
11. Lehman, G., H. Michaelis. Arbeitsphysiol. 12, 298, 1943.
12. Manger, W., O. Steinsland, G. Nahas. Clin. Chem. 15, 1101, 1969.
13. Meythaler, F., K. Wossidlo. Klin. Woch. 16, 19, 658, 1937.
14. Nahas, G., D. Zagury, A. Milhaud, W. Manger, G. Pappas. Amer. J. Physiol. 213 5, 1186, 1967.
15. O'Hanlon, J., H. Campuzano, S. Horvath. Analyt. Biochem. 34, 568, 1970.
16. Ohokuzi, S., Tōhōku. J. exp. Med. 88, 361, 1966.
17. Raab, W. Biochem. J. 4, 470, 1943.
18. Vendsalu, A. Acta physiol. scand. 49, suppl. 173, 1960.

## **VEREPLASMA ADRENALIINI- JA NORADRENALIINISISALDUS ERINEVATE KEHALISTE KOORMUSTE KORRAL**

**A. Paju**

Resümee

Töös selgitatakse, kuidas muutub vereplasmas valkudega seotud adrenaliini ja vaba adrenaliini ning noradrenaliini sisaldus lühiajalise (kolmeminutilise) ja kestva (tõusva) koormuse korral. Esitatakse vabade ja seotud katehoolamiinide sisalduse määramise metoodika. Ilmneb, et enne tööd oli suurenenud treenimata isikute vereplasmas nii seotud kui vaba adrenaliini sisaldus, mis oli pöördvõrdelises korrelatiivses sõltuvuses töövõimega. Mida aktiivsem oli sümpaatiline lüli enne tööd ja mida suurem oli seoste hulk sümpato-adrenaalsüsteemi erinevate esindajate vahel, seda rohkem suudeti töötada nii lühiajalise kui ka kestva töö ajal. Lühiajalise töö järel oli tugevasti suurenenud vaba adrenaliini sisaldus, pärast tõusvaid koormusi oli suurenenud nii seotud kui vaba adrenaliini ja eriti noradrenaliini sisaldus. Ülevaatlikum indikaator kehalise pingutuse raskuse astmest on valkudega seotud adrenaliini sisalduse muutus.

## **THE CONTENT OF THE ADRENALINE JA THE NORADRENALINE IN THE BLOOD PLASMA AT THE PHYSICAL EFFORT TESTS**

**A. Paju**

Summary

Before the physical exercise the adrenal and sympathetic axes of examined subjects become activated differently. After a three-minute work, carried out at the maximum speed on the veloergometer, the content of the free adrenaline and the total noradrenaline in the blood plasma of the sportsmen increased. After a continuous effort the contents of the bound and free adrenaline and especially the content of the total noradrenaline in the blood plasma increased. The content of the bound adrenaline in the blood plasma of the sedentary subjects decreased.

## **СОСТОЯНИЕ СИМПАТО-АДРЕНАЛОВОЙ СИСТЕМЫ У ТРЕНИРОВАННЫХ И НЕТРЕНИРОВАННЫХ ЛИЦ ПРИ НАГРУЗКЕ CST**

**А. Ю. Паю**

Кафедра спортивной медицины и ЛФК

Одной из основных проблем спортивной медицины является разработка методов для оценки тренированности спортсменов. При нагрузках эндокринная система спортсмена претерпевает большую функциональную и морфологическую перестройку, которая зависит от возможностей организма. Несмотря на успехи в развитии экспериментальной эндокринологии, механизмы нейро-эндокринной регуляции в спорте изучались еще мало. Изучение состояния эндокринной системы должно войти в комплексное врачебное обследование спортсменов.

Под влиянием физической нагрузки содержание катехоламинов (КА) в крови изменяется [18, 19, 21, 28]. Если при небольших нагрузках отмечается параллельное повышение содержания адреналина (А) и норадреналина (НА), то при более тяжелых нагрузках изменение содержания НА в крови становится более заметным [20, 31].

Несмотря на большое варьирование секреции КА во время стрессовых ситуаций, концентрация КА в тканях остается относительно постоянной. Период существования КА в системе кровообращения весьма непродолжителен. Известную роль при этом играет как связывание КА с тканями, так и их метаболизм. Уже в течение многих лет тесты физических нагрузок используются для изучения особенностей обмена веществ КА [16, 17, 22, 27]. Установлено [14, 17, 22], что чем больше работали обследуемые, тем выше у них была экскреция свободных КА. При работе с максимальной и субмаксимальной мощностью экскреция у тренированных лиц более интенсивная, чем у нетренированных и на нагрузку реагирует главным образом адреналовое звено симпато-адреналовой системы (САС) [1, 2, 14].

Задачей данной работы являлось изучение состояния САС тренированных и нетренированных лиц при выполнении возрастающих нагрузок.

## Методика

Обследуемыми были 18 спортсменов (гребцы, лыжники, легкоатлеты мс, кмс, I разряда) и 19 физически нетренированных студентов в возрасте 19—25 лет, которые работали на велоэргометре. Нагрузку составляла работа возрастающей мощности. Мощность начальной нагрузки была 600 кгм/мин, через каждые 3 мин. мощность повышалась на 150 кгм/мин. Темп педалирования был 60 об/мин. Тест заканчивался одноминутным спуртом. За 5 мин. до и после нагрузки у обследуемых брали кровь из вены и определяли содержание свободных и связанных КА [8]. За один час до и после работы собирали мочу (определяли экскрецию свободных КА [7]). В качестве дополнительных показателей были использованы данные сердечно-сосудистой системы (артериальное давление, частота сердечных сокращений, показатели кислотно-щелочного равновесия (КЩР): рН, рСО<sub>2</sub>, BE, SB, BV до, на 1, 5, 10 минуте после нагрузки при помощи метода микро-Аструпa, мощность работы и количество оборотов педалей.

## Результаты

Полученные данные представлены в таблицах 1—2. Выявляется (табл. 1), что содержание А, связанного с белками плаз-

Таблица 1

Функциональные показатели у тренированных и нетренированных лиц до нагрузки

ПОКАЗАТЕЛИ	ТРЕНИРОВАННЫЕ	НЕТРЕНИРОВАННЫЕ
В плазме крови (нг/мл)		
1. Связанный А	0,28 ± 0,02	0,38 ± 0,02
2. Свободный А	0,06 ± 0,01	0,09 ± 0,01
3. Общий НА	0,49 ± 0,02	0,50 ± 0,01
В моче (нг/мин)		
4. Свободный А	3,70 ± 0,25	4,95 ± 0,25
5. Свободный НА	15,96 ± 0,76	16,30 ± 0,74
6. рН крови	7,34 ± 0,006	7,30 ± 0,012
7. рСО <sub>2</sub>	43,6 ± 1,14	46,40 ± 1,88
8. BE	-1,88 ± 0,78	-4,75 ± 1,05
9. SB	22,4 ± 0,62	20,32 ± 0,86
10. BV	45,1 ± 1,75	44,9 ± 2,6
11. Частота ударов сердца в мин.	62,3 ± 2,94	78,0 ± 3,46
12. Артериальное систолическое давление мм рт. ст.	124,0 ± 4,72	119,0 ± 3,81

мы крови, у тренированных лиц до работы ниже, чем у нетренированных. Такой существенной разницы в содержании свободного А и НА не наблюдалось (соответственно у тренированных  $0,06 \pm 0,01$  нг/мл и  $0,49 \pm 0,02$  нг/мл и у нетренированных  $0,09 \pm 0,02$  и  $0,50 \pm 0,01$  нг/мл).

Экскреция свободного А и НА, зафиксированных в моче, до работы у тренированных была  $3,70 \pm 0,27$  нг/мин и  $15,96 \pm 0,76$  нг/мин, у нетренированных —  $4,95 \pm 0,25$  и  $16,30 \pm 0,74$  нг/мин.

Существенно отличается состояние сердечно-сосудистой системы. Если частота ударов сердца до работы у тренированных была  $62,30 \pm 2,94$  уд/в мин., то у нетренированных она достигала  $78,0 \pm 3,46$  уд/в мин. Систолическое артериальное давление у тренированных было  $125,0 \pm 4,72$ , у нетренированных —  $119,0 \pm 3,81$  мм рт. ст.

Так как во время нагрузок у обследуемых были зарегистрированы частота пульса и артериальное давление, то оказалось возможным сравнить реакции сердечно-сосудистой системы в ответ на физическую нагрузку.

Выяснилось, что одинаковая физическая нагрузка по-разному влияет на деятельность сердца и сосудистую систему обследуемых обеих групп. Так, к концу первой нагрузки частота ударов сердца у тренированных достигала  $109,0 \pm 4,21$ , у нетренированных же —  $140,57 \pm 2,88$  уд/в мин. В то же время артериальное давление поднималось у тренированных выше  $155,0 \pm 6,7$ , у нетренированных давление было  $146,85 \pm 4,93$  мм рт. ст.

К концу второй нагрузки частота ударов сердца повысилась у тренированных до  $126,0 \pm 6,92$ , у нетренированных до  $157,7 \pm 1,71$  уд/в мин. Систолическое давление у тренированных было  $170,0 \pm 3,4$  и у нетренированных —  $159,02 \pm 2,97$  мм рт. ст..

Если к концу третьей нагрузки частота ударов сердца у нетренированных достигала  $170$  уд/в мин., то у тренированных при этой нагрузке средняя частота ударов сердца была  $139,0 \pm 7,81$  уд/в мин. Артериальное давление у нетренированных до спурта равнялось  $169,14 \pm 3,71$ , у тренированных в конце третьей нагрузки —  $177,0 \pm 4,23$  мм рт. ст. Тренированные обследуемые работали ещё в условиях четвёртой нагрузки (частота ударов сердца  $153,0 \pm 7,86$ ), пятой — частота ударов  $163,0 \pm 3,92$  и две минуты из шестой нагрузки, пока частота ударов не достигала  $170$  уд/в мин. Систолическое давление поднималось у них до  $194,1 \pm 3,5$  мм рт. ст.

Объём работы, проделанный обследуемыми двух групп, существенно различался: тренированные работали до  $1425,0 \pm 51,23$  кгм/мин, а нетренированные —  $942,85 \pm 42,85$  кгм/мин. до того, как начали спурт. За одну минуту тренированные обследуемые успевали сделать  $127,5 \pm 7,03$  оборотов педалей, нетренированные —  $117,7 \pm 3,05$  оборотов.

Хотя по количеству и интенсивности проделанной работы не-

тренированные работали меньше, после снятия нагрузки выяснилось, что реакция внутренней среды изменилась у них больше, чем у тренированных обследуемых. Полученные данные (табл. 2) свидетельствуют о том, что у них произошел сдвиг в более

Таблица 2

Функциональные показатели у тренированных и нетренированных лиц после нагрузки ( $\bar{x} \pm m$ )

ПОКАЗАТЕЛИ	ТРЕНИРОВАННЫЕ	НЕТРЕНИРОВАННЫЕ
В плазме крови (нг/мл)		
1. Связанный А	0,38 ± 0,03	0,38 ± 0,05
2. Свободный А	0,19 ± 0,01	0,19 ± 0,02
3. Общий НА	1,10 ± 0,05	0,82 ± 0,05
В моче нг/мин		
4. Свободный А	8,37 ± 0,91	3,71 ± 0,63
5. Свободный НА	21,35 ± 1,60	17,82 ± 0,52
6. Объём работы кгм/м	1425,0 ± 53,23	942,85 ± 42,85
7. Обороты пед. в мин	127,5 ± 7,03	117,7 ± 3,05
8. Имн после раб. рН	7,20 ± 0,02	7,17 ± 0,01
9. рСО <sub>2</sub> мм рт ст.	35,4 ± 1,61	35,0 ± 1,45
10. BE мэкв/л.	-12,9 ± 0,5	-15,27 ± 0,96
11. SB мэкв/л.	14,5 ± 0,5	13,28 ± 0,80
12. BV мэкв/л.	33,9 ± 1,3	30,1 ± 2,01
13. 5 мин рН	7,18 ± 0,01	7,14 ± 0,015
14. рСО <sub>2</sub>	34,5 ± 1,28	35,5 ± 1,89
15. BE	-14,3 ± 0,47	-16,82 ± 1,08
16. SB	13,3 ± 0,47	12,54 ± 0,65
17. BV	31,1 ± 1,35	32,0 ± 1,35
18. 10 мин рН	7,23 ± 0,01	7,16 ± 0,02
19. рСО <sub>2</sub>	34,4 ± 1,30	36,0 ± 1,34
20. BE	-12,3 ± 0,61	-14,8 ± 1,28
21. SB	14,8 ± 0,45	13,04 ± 0,80
22. BV	34,13 ± 1,74	32,25 ± 1,46

глубокий метаболический ацидоз, чем у тренированных. Эта тенденция ещё ярче проявляется на 5-ой минуте восстановления.

Содержание КА плазмы крови у тренированных после нагрузки значительно повысилось (табл. 2). А, связанный с белками, остаётся у нетренированных обследуемых на исходном уровне. Причиной этого является понижение А, связанного с белками плазмы крови у пяти обследуемых. Существенно повысилось содержание свободного А и НА в плазме крови у обследуемых обеих групп. Сопоставляя показатели двух групп выясняется, что в содержании свободного А различий нет, но содержание НА у тренированных существенно выше.

Экскреция А и НА у двух групп различная. У тренированных обследуемых после работы экскреция А повысилась в два раза, причём у нетренированных обследуемых экскреция даже падала.

Если у тренированных экскреция НА достоверно повысилась, то у нетренированных обследуемых повышение было минимальным.

Из корреляционных связей вытекает, что у тренированных обследуемых существуют положительные связи между дорабочим содержанием А, связанным с белками и частотой ударов сердца во время второй нагрузки ( $r=0,92$ ). Чем ниже содержание А, связанного с белками плазмы крови до работы, тем ниже частота ударов сердца, причём связь между этими показателями при продолжении работы всё время ослабляется (III нагрузка  $r=0,845$ , IV нагрузка  $r=0,75$ , V нагрузка  $r=0,73$ ). У нетренированных лиц выявилось, что чем выше было до работы содержание связанного А, тем ниже было рН после работы и тем медленнее происходило восстановление SB к десятой минуте ( $r=-0,64$ ).

Ни у тренированных, ни у нетренированных лиц не обнаруживались корреляционные зависимости между А, связанным с белками, экскрецией А и НА мочи до работы.

У нетренированных содержание свободного А до работы находилось в тесной связи с показателями КЩР до и после работы. Чем выше содержание свободного А плазмы крови до работы, тем ниже до работы и BE, SB, BB и тем более в глубоком метаболическом ацидозе находится организм после работы:

	BE	SB	BB
до работы	$r=-0,74$	$-0,72$	$-0,69$
1 мин. после работы	$r=-0,90$	$-0,80$	—
5 мин.	$r=-0,92$	$-0,92$	—

Связи между содержанием НА плазмы крови до работы и другими показателями имеют у тренированных и нетренированных некоторые общие черты. Чем больше до работы в плазме крови НА, тем выше  $pCO_2$  ( $r=0,81$ ,  $r=0,80$ ). Содержание НА плазмы крови до работы имеет положительные связи с частотой ударов сердца: у тренированных, начиная со второй нагрузки вплоть до четвёртой нагрузки: II  $r=0,78$ , III  $r=0,76$ , IV  $r=0,80$ .

У тренированных содержание НА плазмы крови до работы связано положительно как с экскрецией А, так и с НА. У нетренированных лиц такие связи полностью отсутствуют.

Связи, обнаруженные у тренированных между экскретированными А и НА мочи, отличаются от связей А и НА плазмы крови с другими показателями. Чем больше имеется экскретированного А мочи до работы, тем ниже падает до работы из показателей КЩР BB ( $r=-0,88$ ) и тем ниже уровень BE ( $r=-0,79$ ) на пятой минуте восстановления.

Интересные связи обнаружили между экскрецией НА до

работы, частотой пульса во время работы и артериальным давлением после работы. Чем выше экскреция НА, тем медленнее поднимался пульс во время III — V нагрузок и тем больше был объём проделанной работы.

У нетренированных обследуемых такие связи не обнаруживались. Корреляционные связи, полученные после работы у тренированных и нетренированных лиц, также отличаются. У тренированных с увеличением пульса во время спурта повышается содержание А, связанного с белками плазмы крови ( $r=0,92$ ) и число оборотов педалей ( $r=0,87$ ).

У нетренированных с уменьшением рН и ВЕ до работы, повышалось после работы содержание А, связанного с белками ( $r=0,76$ ,  $r=-0,68$ ). Отрицательные связи сохраняются и с показателями КЩР на 1-ой и на 5-ой минуте после работы. И тут обнаруживается, что чем выше содержание А, связанного с белками, тем больше число оборотов педалей ( $r=0,78$ ), зато связь с объёмом работы является слабой. Между содержанием свободного А после работы и ВВ на пятой минуте существует отрицательная связь. Чем больше количество свободного А плазмы крови, тем в более глубоком ацидозе находится организм после работы ( $r=-0,71$ ).

Множество связей наблюдается между показателями свободного А после работы, частотой ударов сердца и КЩР. Чем выше поднимается пульс при I и II нагрузке, тем выше содержание свободного А ( $r=0,77$ ;  $0,88$ ) и тем в более глубоком метаболическом ацидозе находится организм. Ещё обнаруживается, что при высоком содержании свободного А плазмы крови падает экскреция НА мочи ( $r=-0,71$ ).

Некоторое сходство имеется у нетренированных обследуемых в связях между содержанием НА плазмы крови и частотой пульса во время работы. Чем ниже был пульс при I, III нагрузках, тем больше сумели обследуемые работать ( $r=0,76$ ) и тем выше было содержание НА плазмы крови после работы ( $r=-0,69$ ). Нормализация частоты пульса как у тренированных, так и нетренированных обследуемых происходит после работы тем быстрее, чем выше экскреция НА. Выяснилось, что чем медленнее поднимается частота пульса во время работы, тем выше экскреция НА ( $r=-0,85$ ).

### Обсуждение результатов

В данной работе нас интересовала ответная реакция САС, сердечно-сосудистой системы, показателей КЩР у тренированных и нетренированных обследуемых на определенную физическую нагрузку.

По современным положениям состояние САС можно адекватно оценить по содержанию КА плазмы крови [10, 18] и по

эксекреции КА с мочой [3, 4, 17]. Учитывая время сбора мочи, экскретированные А и НА отражают общий тонус САС во время периода, предшествующего нагрузке в течение нескольких часов. Выяснилось, что у нетренированных была экскреция свободного А и НА явно выше, чем у тренированных, причём чем выше была у них экскреция А, тем больше нашли в моче НА (0,87). Возможно, что экскреция КА выражает общее состояние САС обследуемых с разной физической подготовленностью. С повышением уровня физической тренированности преувеличивается тонус парасимпатической системы [9]. Исходя из различий в экскреции КА под влиянием физической нагрузки, многие авторы полагают, что реактивность САС у нетренированных выше, чем у тренированных [13, 17]. Таким образом, возможно, что более высокая экскреция КА у нетренированных и сохранение экскреции КА у тренированных на уровне покоя, характеризует соотношение двух компонентов вегетативной нервной системы — симпатической и парасимпатической — вообще.

Более высокая экскреция КА у нетренированных лиц может отражать и активизацию САС до нагрузки. Важным фактором, изменяющим состояние САС, является напряжение ожидания [16]. При эмоциональном стрессе большое количество КА экскретируется из депо в кровь, повышается и экскреция КА [14, 15, 11]. Возможно, что предстоящая работа становится для нетренированных лиц, САС которых является более лабильной, достаточным раздражителем, чтобы заранее активизировать САС. САС тренированных же остается интактной, обладая, видимо, более высоким порогом возбуждения для мобилизации САС. Общий фон САС может влиять на содержание КА плазмы крови непосредственно перед нагрузкой. Так, выяснилось, что у нетренированных повысилось содержание связанного с белками А и свободного А и НА больше, чем у тренированных. Вместе с повышенным уровнем содержания КА у нетренированных ускорилась и деятельность сердечно-сосудистой системы, более интенсивно протекал обмен веществ в клетках, на что указывают изменения в показателях КЩР. Ни один из этих показателей не связан с экскрецией КА и содержанием НА и А, связанного с белками до работы. Но чем больше мы находили в плазме крови свободного А, тем больше КЩР было сдвинуто до работы в кислотную сторону и тем в более глубоком ацидозе находился организм после работы. Если между экскрецией А и содержанием А плазмы крови корреляционные связи установить не удалось, то между экскрецией НА и НА плазмы крови они существовали ( $r=0,82$ ).

У тренированных экскреция КА сохраняется до нагрузки на уровне покоя, но в плазме крови повышается содержание КА. Умеренно было повышено содержание свободного А и НА, но

остальные функциональные показатели были на уровне состояния покоя. Изменения содержания КА в плазме крови не связаны с экскрецией КА перед работой.

Из полученных данных вытекает, что фон со стороны САС отличается у тренированных и нетренированных лиц. Если у тренированных активизация САС отражается в повышении концентрации КА плазмы крови (более умеренная), то у нетренированных она длится дольше и является более широкой по изменению концентрации, что отражается как в изменении экскреции КА, так и в изменении концентрации КА плазмы крови.

Так как у нетренированных активизация САС была более высокой, то это предполагает более интенсивный обмен веществ в организме. Чем больше КА распространяются в кровообращении, тем быстрее пытаются их извлечь [5]. Часть КА связывается с тканями, часть подчиняется ферментативному окислению, часть экскретируется в неизменном виде. В результате ферментативного окисления возникает ряд новых активных веществ, которые имеют совсем самостоятельную функцию и могут в свою очередь влиять на ход и направление процессов обмена веществ. Таким образом, в зависимости от интенсивности и преобладания определенной фазы в обмене КА, САС может оказывать различное влияние.

Вместе с повышением тонуса САС должна усиливаться и ответная реакция холинэргической системы. Если система противорегуляции недостаточно развита, то перевес влияния САС может выражаться необузданно. Учитывая высокую активность САС, от противорегуляции нетренированных требуется большая выдержка, что по причине малой тренированности может оказаться недостаточным. Вполне возможно, что реакции показателей сердечно-сосудистой системы и КЩР у нетренированных до работы отражают, с одной стороны, активность САС, с другой же недостаточность противорегуляции. Из полученных данных выяснилось ещё, что до работы адрэnergическое и симпатическое звенья САС не активизируются в равной мере.

На основе наших данных можно сказать, что до активизации симпатического звена не наблюдалось никаких изменений в функциональных показателях, как при активизации адрэnergического звена до работы. Повышенная секреция А до работы вызывает условия для роста интенсивности гликогенолиза [30] и аэробного окисления в мышцах [32]. Под влиянием А может возникнуть энергетический «пустой ход»: большая часть освобождающейся энергии превращается в теплоту. Возможно, что при активизации САС появляются известные диспропорции в обмене веществ тканей, причём это состояние может помешать согласованному течению процессов. Обмен веществ, испытывавший значительное адрэnergическое влияние, может оказаться благоприятным при кратковременной работе [12, 14], но при данной

нагрузке возникновение подобного состояния очевидно нежелательно.

Следя за влиянием секреции КА до работы на сердечно-сосудистую систему, выясняется, что у нетренированных лиц отсутствовали корреляционные связи с содержанием КА плазмы крови, зато у тренированных проявляются сильные и постоянные связи между КА плазмы крови и реакциями сердечно-сосудистой системы во время работы. Сила сокращения сердечной мышцы, объём и частота ударов повышаются под влиянием А, в результате чего повышается и артериальное давление крови. Оказалось, что чем ниже было содержание А, связанного с белками до работы, тем медленнее повышалась частота ударов во время более легких нагрузок. При увеличении мощности работы появились положительные связи между свободным А и частотой ударов. В то же время содержание НА плазмы крови имеет положительные связи как с артериальным давлением, так и с частотой пульса.

Содержание КА плазмы крови имеет корреляционные связи с показателями сердечно-сосудистой системы во время работы, но они отсутствовали с функциональными показателями после работы. Показатели восстановления имели связи с экскрецией КА. Чем выше была экскреция НА перед работой, тем медленнее изменялся пульс во время нагрузки, тем больше было количество проделанных оборотов педалей. Заметно сильные связи имеет экскреция А с другими функциональными показателями. Чем ниже экскреция перед работой, тем меньше было изменено как до, так и после работы КЩР и тем быстрее происходило восстановление давления после работы.

При усилении стимулирующего раздражителя гормоны всё больше секретируются из депо в кровь. Секреция КА не является равной: сначала сильно повышается, затем замедляется. Возможно, что различающийся фон САС перед работой определяет дальнейшие реакции работающих органов и тканей на А и НА.

Хотя с активизацией САС, особенно адрэnergического звена, до работы заранее испытываются механизмы, обеспечивающие константность внутренней среды организма и способность тканей переносить возникшие сдвиги, нельзя на основании представленных данных считать эти изменения для организма совершенно неблагоприятными. Для определения роли КА надо проследить за реакциями в период восстановления, учитывать количество проделанной работы.

Исходя из использованных нагрузок, имеется повод предположить, что на первых этапах образование энергии, необходимой для работы, происходило на базе аэробных процессов, чему способствовало адекватное изменение в деятельности сердца и артериального давления крови соответственно нагрузке.

При осложнении работы постепенно ухудшается снабжение тканей кислородом и источниками энергии. В энергетике это становится причиной перестановки акцента на анаэробные процессы. Во время спурта в максимальном темпе устойчиво превалировала анаэробная фаза. Мобилизация отдельных функций организма во время нагрузки зависит от тренированности организма. После нагрузки выяснилось, что мощность работы, проделанной нетренированными, оказалась малой, они не сумели смобилизоваться к спурту. Несмотря на это, изменения в частоте ударов сердца, в показателях кислотно-щелочного равновесия были у них более глубокие, чем у тренированных, которые работали больше и интенсивнее. От тренированности зависит и переход функций после работы в состояние покоя. Повышенная частота ударов сердца указывает на то, что у нетренированных преобладает тонус САС и восстановление отодвинулось дальше. Удлинение восстановительного периода указывает на несовершенство регуляторной системы. Период восстановления, фаза т. н. внутреннего накопления в железах начинается после фазы активности и становится нормальной в период покоя. Концентрация КА плазмы крови, определённая 5—6 минутой, показала, что изменения КА в плазме крови являются далеко не односторонними. У тренированных повысилось содержание А, связанного с белками, намного повысилось и содержание свободного А и НА. У нетренированных понизилось содержание А, связанного с белками, повысилось же содержание свободного А и НА, причём повышение содержания НА не является столь объёмным, как у тренированных.

Для анализа брали кровь из кубитальной вены. Таким образом были определены КА в крови, прошедшей ткани, у только что закончивших работу. КА, выходящие во время работы из депо в кровообращение, были захвачены и мышцами, где ферментативное окисление КА играет меньшую роль [29]. КА попадают также в печень, которая имеет мощную ферментативную систему, расщепляющую КА [23, 30]. Таким образом, КА после нагрузки могут быть в периферической крови исключены путём ферментативной инактивации, могут быть преобразованы в конъюгированные соединения, которые уже экскретируются через почки из организма. Часть КА связана с тканями, часть — с белками плазмы и форменными элементами. Связанные гормоны, которые не подчиняются экскреции и ферментативному окислению, переносятся в депо или же они циркулируют в крови. После физического напряжения в крови было найдено в 4—6 раз больше свободных форм КА, чем их было до работы, причём изменение конъюгированных форм КА оказалось минимальным [19].

Сравнивая динамику содержания КА у тренированных и нетренированных, выясняется, что более крупные различия были

в изменениях содержания А, связанного с белками. У нетренированных содержание связанного А после работы понизилось. Если в крови накопилось много кислых промежуточных продуктов, ухудшается связывание КА с белками тканей [23] и белками плазмы крови [6]. Под влиянием повышенного содержания молочной кислоты освобождается часть А от белков плазмы крови. Таким образом, причиной понижения содержания А, связанного с белками, может быть глубокий метаболический ацидоз, который особенно проявляется на 5 минуте восстановления. Причиной понижения содержания А может быть и чрезмерное физическое напряжение, пониженная продукция гормона из желез. Зато у тренированных оказалось, что чем больше они напрягались во время работы, тем больше число оборотов педалей, тем выше поднималось у них содержание А, связанного с белками. Чем в более глубоком ацидозе находится организм после работы, тем выше содержание А, связанного с белками. Таким образом, указанное положение не подходит для характеристики динамики содержания А, связанного с белками. Это позволяет полагать, что причиной связанности с белками не являются только изменения в рН, и концентрации молочной кислоты, а это зависит еще от факторов, влияние которых у тренированных и нетренированных различно.

После работы в плазме крови обеих групп повысилось содержание свободного А. Сомнительно, что синтез А в надпочечниках на пятой минуте после нагрузки достигает такого уровня, при котором содержание А повысилось бы в 3 раза. Скорее следует полагать, что в плазме крови циркулирует свободный А, который отдалён от тканей как ненужный остаток и который ещё не успели экскретировать.

В изменениях в содержании НА у представителей обеих групп много общего.

Мобилизация симпатического звена играет особую роль при включении организма в работу. Чем выше были экскреция НА и содержание НА в плазме крови до работы, тем больше приближались показатели кислотно-щелочного равновесия к норме и тем быстрее происходило восстановление функциональных показателей после нагрузки. Оказалось ещё, что чем выше была экскреция НА, тем медленнее повышался пульс во время более лёгких нагрузок, тем больше было количество проделанной работы и оборотов педалей. Чем больше было количество работы и число оборотов педалей, тем выше была после работы экскреция НА, его содержание в плазме крови и тем быстрее происходила после нагрузки нормализация показателей КЩР. На активацию симпато-адреналовой системы всегда компенсационно отвечают механизмы парасимпатической системы. Возможно, что у тренированных, у которых симпатическое звено из-

за большого объема работы было сильнее раздражено, после работы сильнее реагировала и парасимпатическая система. У нетренированных регуляторное влияние парасимпатической системы оказалось недостаточным и поэтому превалировала САС.

Из полученных результатов вытекает, что такую реакцию САС, при которой содержание А, связанного с белками плазмы крови, и свободного А до работы повышается, а после работы понижается, нельзя при применённых нагрузках считать благоприятной. Можно предположить, что активизация адрэnergического звена до такого напряжения создаёт неблагоприятный фон для дальнейших обменных процессов. Объём проделанной работы в таком случае меньше, сердечно-сосудистая система же нагружена максимально. Ухудшается и выделение А из организма.

На основе полученных данных можно считать адекватной реакцию адрэnergического и симпатического звеньев с большим диапазоном. Сохранение содержания связанного А на уровне состояния покоя и повышение содержания НА до работы были для данной нагрузки наиболее благоприятными реакциями.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Горохов А. Л. Физ. журнал СССР, 1970, 56, 1002.
2. Калинин М. И., Кононенко В. Я. В сб.: Эндокр. механизмы регуляции приспособления организма к мышечной деятельности. 2, 223, Тарту, 1971.
3. Кассиль Г. Н. В кн.: Адреналин и норадреналин. М., 1964, 28.
4. Кассиль Г. Н., Гращенков Н. И. В кн.: Физиология в клинической практике. М., 1966, 44.
5. Кулинский В. И. Пробл. эндокринологии, 1968, 15, 2, 135.
6. Линд М., Клийман А., Рийв Я., Линд А. Уч. зап. ТГУ. Тр. по медицине, 1967, 16, 192.
7. Матлина Э. Ш. (1961). Методы клинической биохимии гормонов и медиаторов. М., 1969, 89.
8. Паю А. Ю. Содержание адреналина и норадреналина плазмы крови при различных физических нагрузках. Статья в настоящем сборнике.
9. Рааб В. В кн.: Достижения кардиологии. М., 1959, 67.
10. Рийв Я. Я. Эндокринные механизмы регуляции приспособления организма. Тарту, 1969, 258.
11. Стабровский Е. М., Коровин К. Ф., Разумов. В сб.: Эндокр. мех. приспособления организма. Тарту, 1971. 11, 217.
13. Adam, K., Nowacki, P., Schmid, E. Sportarzt, Köln, 1968, 199, 389.
13. Benetato, G., Zamfiresen, N., Felberg, B., Bubuianes, E. Abstr. Papers Pres. Int. Congr. Sport. Sciences Tokyo, 1964, 149.
14. Ehringer, H., G. Speitzer. Wien. Klin. Wschr, 1967, 79, 45, 382.
15. Elmadjian, F., J. Hope, E. Lamson. Recent. Progr. Hormone. Rss: 1958, 14, 513.
16. Euler, U. S. von. Clin. Pharmacol. and Therap. 1964, 5, 4, 348.
17. Euler, U. S. von Medicine and Sport Basel N-Y. 1969, 31, 170.
18. Gray, I., P. Beetham. Proc. Soc. Exptl. Biol. 1957, 4, 96, 636.
19. Häggendal, I. Scand. J. clin. Lab. Invest. 1963, 13, 227.

20. Häggendal, I., L. Hartley, B. Saltin Scand. J. clin. Lab. Invest, 1970, 26, 337.
21. Klensch, H., Z. Kreisl. Forsch. 1966, 25, 1035.
22. Kärki, N. T. Acta physiol. scand. 39, suppl. 1956, 132.
23. Kopin, I., Gordon, E., Horst, W. Federat. Proc. 1964, 23, 1349.
24. Metzke, R., P. Linke. Med. und Sport 1971, 1, 23.
25. Nahas, G. Actual. pharmacol. 1966, 19, 63.
26. Ostermeyer, J., E. Schmid, K. Adam, P. Nowacki. Sportarzt und Sportmed. 1970, 11, 5.
27. Pellegrini, P. Atti 22 Congr. Naz. Med. Roma, 1958, 1029.
28. Rossell, S., Axelrod, J., Kopin, I. Nature, 1963, 201, 301.
29. Sokal, J., Sarcions, H. Nature, 1961, 204, 4961, 881.
30. Vendsalu, A. Acta physiol. scand. 49, suppl. 1960, 173.
31. Williamson, J. J. Biochem. 1964, 239, 9, 2721.

## **TREENITUD JA TREENIMATA ISIKUTE SÜMPATO-ADRENAALSÜSTEEMI SEISUND TÕUSVATE KEHALISTE KOORMUSTE KORRAL**

**A. Paju**

Resümee

Sportlaste sümpato-adrenaalsüsteemi kontrollimisel funktsionaalses diagnostikas tuleb välja töötada ühtne meetodika. Antud töö eesmärgiks oli jälgida erineva treenitusega isikute sümpato-adrenaalsüsteemi reageeringut kehalisele koormusele. Selleks määrati vereplasma seotud ja vabad katehoolamiinid ja uriinis vabade katehoolamiinide ekskretsioon. Täiendavate näitajatena kasutati südame-veresoonkonna ja happe-leelistasakaalu näitajaid. Selgus, et treenimata isikute sümpato-adrenaalsüsteem on enne tööd aktiivsem, millega kaasnevad nihked happe-leelistasakaalus ja südametegevuses. Nende südametegevus muutub kehalise pingutuse tagajärjel kiiremini ja muutused happe-leelistasakaalus pärast tööd on sügavamad ning taastumine aeglasem kui treenitud isikutel. Seevastu treenitud isikute sümpato-adrenaalsüsteemi reaktsioon on pärast tööd sügavam, kusjuures aktiveerunud on nii adrenaalne kui ka sümpaatiline lüli. Mida kõrgem oli noradrenaliini sisaldus pärast tööd treeningutel nii veres kui uriinis, seda suurem oli tehtava töö hulk ja seda kiiremini toimus taastumine.

Saadud andmeid on võimalik kasutada arstlikus kontrollis hinnangu andmiseks uuritavate sümpato-adrenaalsüsteemide seisundi kohta.

# THE ACTIVITY OF THE SYMPATHO-ADRENAL SYSTEM OF THE TRAINED AND SEDENTARY MEN IN CONDITIONS OF PHYSICAL

A. Paju

## Summary

The content of bound adrenaline and free adrenaline and noradrenaline in the blood plasma, the excretion of free catecholamines and the acid-alkaline balance were estimated before and after muscular work on a veloergometer (at 600 kgm per min to 1200 kgm per min). Before muscular work the activity of the sympathetic system of the sedentary men increased. After muscular work we find that the activity of the sympatho-adrenal system of sportsmen had more increased.

## ТИПЫ ЭКСКРЕЦИИ КОРТИКОСТЕРОИДОВ ПРИ ФИЗИЧЕСКИХ НАГРУЗКАХ

И. А. Пийритс

Кафедра спортивной медицины и ЛФК

Высокая работоспособность спортсмена обеспечивается приспособлением всех систем организма к интенсивной мышечной деятельности. В регуляции приспособления этих систем большое значение имеют гуморальные регуляторные механизмы, особенно гипофизадренкортикальная система (ГАС). Интегральность ГАС, вносимая участием высших отделов центральной нервной системы, и неспецифичность ее деятельности наряду с большой чувствительностью секреторной ткани коры надпочечников позволяют рассматривать изменения уровня кортикостероидной секреции и экскреции как показатель степени общей напряженности целостного организма. Отсюда наш интерес к изучению проблемы адренкортикального обеспечения мышечной деятельности и к поискам путей оценки степени приспособления организма к физической нагрузке.

### Методика

Исследования проводили над лыжниками различной квалификации и разного спортивного стажа в условиях стандартной нагрузки (кросс на 25 км, бег на лыжах 30 км) в начале и в конце 2,5-месячного осенне-зимнего этапа подготовительного периода ( $n=73$ ), а также на самых ответственных соревнованиях по лыжным гонкам на 30 и 50 км ( $n=49$ ).

В первую группу исследуемых вошли 14 мастеров спорта сборной команды Эстонии (средний возраст  $26 \pm 0,8$  года, стаж  $10 \pm 0,7$  года), во вторую — 14 перворазрядников и кандидатов в мастера спорта (возраст  $21 \pm 0,6$  года; стаж  $6 \pm 0,6$  года) и в третью — 15 менее квалифицированных лыжников (возраст  $20 \pm 0,5$  года; стаж  $1 \pm 0,3$  года).

Экскрецию (мкг/час) суммарной фракции 17-оксикортикостероидов (17-ОН-КС) с мочой определяли по методу REDDY

и соавт. в модификации BROWN [16] в три, по отношению к нагрузке, самых важных периода: до нагрузки (I анализ), во время нагрузки (II анализ) и после нагрузки (III анализ). Учитывая примерно 2—3-часовое запаздывание экскреции кортико-стероидов [22; 23; 26], а также продолжительность изучаемых нагрузок, длительность периодов сбора мочи была 3 часа, а при лыжных гонках на 50 км — 4 часа. Во избежание изменений уровня экскреции от циркадной ритмики все исследования проводили приблизительно в одно и то же время дня.

Для выяснения динамики экскреции 17-ОН-КС считали базальной величиной среднее арифметическое экскреции трех периодов ( $\bar{x}$ ):

$$\bar{x} = \frac{I + II + III}{3} \text{ (мкг/час).}$$

Вычисляя среднее арифметическое указанных трех периодов, мы учитывали, что оно захватывает подготовку организма к предстоящему напряжению, прямое влияние его и период первичного восстановления после нагрузки. Результаты специального исследования свидетельствовали о полной пригодности среднего арифметического трех периодов к базальной величине: средние величины ее являлись относительно стабильными (они не отличались между группами спортсменов различной квалификации, они не изменялись в результате 2,5-месячной тренировки

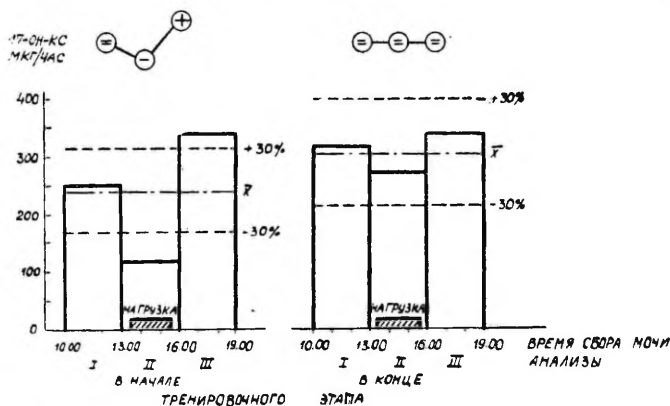


Рис. 1. Определение индивидуальной динамики экскреции 17-ОН-КС у кандидата в мастера спорта В. Ш. Штрих-пунктирная линия — среднее арифметическое всех трех анализов, прерывистая линия — границы отклонения от среднего арифметического  $\pm 30\%$ .

Вверху — схемы динамики экскреции:

- меньше среднего арифметического на 30% или более;
- = отличающаяся от среднего менее  $\pm 30\%$ ;
- + больше среднего на 30% или более.

и оказались одинаковыми при тренировочных нагрузках различной деятельности (кросс на 25 и 12,5 км), а также в условиях тренировки и соревнований (лыжные гонки на 30 км) и не отличались от нормального уровня дневной экскреции 17-ОН-КС ( $251 \pm 15$  мкг/час), установленного по данным Длусской [4].

Индивидуальная динамика определялась из отношения величин экскреции отдельных периодов в процентах к вычисленному среднему арифметическому. Учитывая весьма большое колебание экскреции кортикостероидов по индивидам уже в течение суток в нормальных условиях и основываясь на исследовании UETE [32], а также на собственных результатах, изменением экскреции считалось отклонение ее величины от среднего арифметического в ту или иную сторону больше, чем на 30% (рис. 1).

Для более точной оценки динамики кортикостероидной экскреции дополнительно проводили исследования сердечно-сосудистой и дыхательной систем, а также системы крови. Непосредственно до и после каждого прохождения дистанции выявили динамику частоты пульса и артериального давления вместе с тренд-анализом при 1-минутном степ-тесте. В начале и в конце тренировочного этапа определяли объем сердца, жизненную емкость и максимальную вентиляцию легких, а также клинические показатели крови, проводили ЭКГ, гарвардский степ-тест и велоэргометрический тест с выявлением максимального потребления кислорода.

Полученные данные подвергли статистической обработке.

## Результаты

На основании среднегрупповых данных выявили зависимость характера кортикостероидной экскреции от квалификации спортсменов и общие тенденции его изменения в результате тренировки. В начале тренировочного этапа уровень экскреции 17-ОН-КС уменьшался во время нагрузки как у перворазрядников ( $p < 0,02$ ), так и у менее квалифицированных спортсменов ( $p < 0,05$ ) (рис. 2). В конце тренировочного этапа указанные понижения уровня экскреции больше не наблюдались. Принципиальное различие между группами спортсменов выражалось в посленагрузочном уровне: у перворазрядников он не отличался от среднего арифметического, тогда как у менее квалифицированных он резко превышал среднюю величину ( $p < 0,05$ ). Это различие не изменилось в результате 2,5-месячной тренировки.

Таким образом, динамика экскреции 17-ОН-КС зависит от тренированности и развивается в процессе тренировки. Это достигается путем уравнивания уровня экскреции всех трех периодов со средним арифметическим, другими словами — путем ста-

билизации экскреции. Уровень экскреции во время нагрузки изменяется уже в результате 2,5-месячной тренировки. Для уравнивания посленагрузочного уровня со средним арифметическим необходимо, по-видимому, более длительный период тренировки, за время которой повышается квалификация спортсмена. Исходя из положений SELYE [29] об общем адаптационном синдроме, отсутствие выраженных изменений уровня экс-

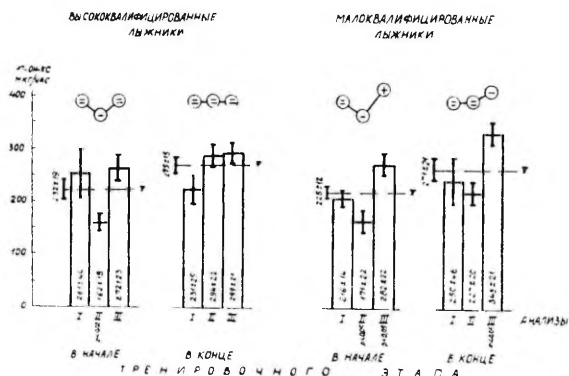


Рис. 2. Среднегрупповая экскреция 17-ОН-КС у перворазрядников и менее квалифицированных лыжников. Обозначения те же, что на рис. 1.

крции кортикостероидов при физической нагрузке можно объяснить совершенствованием адаптации организма.

Сравнение индивидуальных динамик экскреции 17-ОН-КС по отдельным ее компонентам показало, что в преднагрузочном периоде уровень экскреции в большинстве случаев равнялся среднему арифметическому трех периодов ( $p < 0,01$ ). Однако из корреляционного анализа выяснилось, что более высоких результатов спортсмены на соревнованиях достигали при относительно низком уровне кортикостероидной экскреции в предстартовом периоде ( $r = 0,413$ ). Учитывая также результаты других авторов [4; 5; 11], можно предполагать, что высокий фон адренкортикальной активности не позволяет обеспечивать во время нагрузки необходимый для регуляции гомеостатических механизмов уровень глюкокортикоидных гормонов.

Уровень экскреции 17-ОН-КС во время нагрузки являлся наиболее чувствительным по отношению к тренировке: уже в результате 2,5-месячной тренировки он становился равным среднему арифметическому (в 75% случаев и  $p < 0,01$ ) был относительно устойчивым. Если у спортсмена уже в начале трени-

ровочного этапа он равнялся среднему арифметическому, то в этих пределах он оставался и после тренировки (в 85% случаев  $p < 0,01$ ). При высокой степени тренированности уровень экскреции во время нагрузки равнялся среднему арифметическому также в условиях соревнований (в 80% случаев  $p < 0,01$ ). Результаты корреляционного анализа свидетельствовали о том, что уровень экскреции 17-ОН-КС во время нагрузки находился в тесной корреляции с показателями работоспособности сердечно-сосудистой системы: с объемом сердца ( $r=0,606$ ), величинами максимального потребления кислорода ( $r=0,639$ ), кислородного пульса ( $r=0,635$ ), а также с индексом тренда ( $r=0,352$ ) и показателями артериального систолического давления при степ-тесте после нагрузки ( $r=0,387 \dots 0,513$ ). Уровень кортикостероидной экскреции во время нагрузки зависел от объема предыдущей круглогодичной тренировки ( $r=0,476$ ).

Следовательно, экскреция 17-ОН-КС во время нагрузки является одним из важных показателей работоспособности спортсмена. Тесная корреляция между уровнем экскреции во время стандартной нагрузки и спортивными результатами на соревнованиях ( $r=0,773$ ) подтверждает значение его для прогноза результативности спортсмена.

Известно, что интенсивная мышечная деятельность сопровождается повышением секреторной активности коры надпочечников. Наш материал показал, что во время физических нагрузок уровень кортикостероидной экскреции часто снижается. Это только кажущееся противоречие. Следует считать с обстоятельством, что выделяемые из организма кортикостероиды являются продуктом распада гуморального регулятора, подвергнутого сложному химическому превращению. Вследствие этого, уровень экскреции кортикостероидов зависит не только от уровня секреции кортикоидных гормонов, а также и от состояния обмена веществ и деятельности органов, которые участвуют в осуществлении метаболизма — особенно печени, почек и сердечно-сосудистой системы.

С повышением секреции кортикостероидов усиливается их гидрогенизация в печени, стимулируя, в свою очередь, активность ГАС [1; 33; 34]. Усиленным распадом сопровождается изменение соотношения между фракциями кортикостероидных метаболитов, вследствие чего образование 17-ОН-КС относительно понижается [13; 15; 17]. Интенсивность расщепления кортикостероидов зависит от состояния кровоснабжения печени [18; 21; 36] и углеводного метаболизма [28]. Во время напряженных спортивных нагрузок наблюдается ослабление почечного кровообращения [9], а также снижение клубочковой фильтрации и диуреза, обусловленное понижением кровотока в почках [3; 20; 31]. Установлена зависимость уровня кортикостероидной экскреции от состояния почек и количества мочи [1; 14; 25].

Мы наблюдали тесную корреляцию между уровнем экскреции 17-ОН-КС и диурезом: во время тренировки —  $r=0,754$ , на соревнованиях —  $r=0,413$ . Выявлено, что изменения почечной деятельности и кровоснабжения печени выражаются более ярко у менее тренированных лиц, имеющих более слабые адаптационные способности сердечно-сосудистой системы, а также в условиях более тяжелых нагрузок [3; 6; 8; 9; 12; 35].

Указанные данные объясняют некоторые механизмы, обуславливающие понижение корреляции между уровнями секреции и экскреции кортикостероидов, наблюдаемые в условиях повышенной секреторной активности коры надпочечников [19]. С другой стороны, эти данные свидетельствуют о том, что уровень экскреции во время физической нагрузки характеризует в большей мере состояние адаптационных возможностей целостного организма, нежели функциональной активности коры надпочечников.

Сопоставляя результаты нашего исследования, выяснилось, что в условиях одинаковой степени тренированности уровень экскреции 17-ОН-КС после лыжных гонок значительно выше, чем после тренировки на такой же дистанции (соответственно  $465 \pm 39$  и  $299 \pm 21$  мкг/час;  $p < 0,01$ ). У перворазрядников после гонок наблюдали более выраженную реакцию, чем у мастеров спорта ( $465 \pm 39$  и  $347 \pm 23$  мкг/час;  $p < 0,02$ ). У мастеров спорта после гонок на 50 км уровень экскреции был выше, чем после гонок на 30 км ( $451 \pm 45$  и  $347 \pm 23$  мкг/час;  $p < 0,01$ ). Таким образом, уровень экскреции 17-ОН-КС после нагрузки выражает степень тяжести нагрузки на организм. Известно, что функциональная активность коркового слоя надпочечников тем выше, чем сильнее стрессорное воздействие. Повышенная секреция продолжается по окончании тяжелой работы в течение более длительного времени [10; 30]. Учитывая приблизительно 2-часовое запаздывание экскреции, можно полагать, что уровень экскреции в течение первых 3 часов после нагрузки отражает период наивысшей активности ГАС.

В единичных случаях мы наблюдали вместо повышения уровня экскреции после нагрузки его понижение: в условиях стандартной нагрузки у одного менее квалифицированного лыжника в начале тренировочного этапа и у двух перворазрядников, нарушавших тренировочный режим, в конце тренировочного этапа, на соревнованиях — 4 раза у мастеров спорта (2 из них выступали не совсем здоровыми). Данному понижению предшествовало увеличение экскреции во время или до нагрузки. Об аналогичной динамике кортикостероидной экскреции в условиях особенно напряженной работы сообщают и некоторые другие авторы [5; 24; 27]. Можно полагать, что понижение уровня экскреции после нагрузки выражает неадекватную реакцию ГАС или задерживание метаболического превращения кортикосте-

роидов, обусловленную чрезмерным напряжением. Установлено, что разрушение кортикостероидов печенью достигает максимума, спустя более длительное время после особенно сильного стрессорного воздействия [2]. По-видимому, в случае, показанном на рисунке 3, относительно низкий уровень экскреции после нагрузки обусловлен задержкой метаболизма кортикостероидов. В пользу этого говорит одновременное понижение уровня экскреции суммарных фракций 17-ОН-КС и 17-кетостероидов наряду с резким возрастанием уровня неконъюгированных

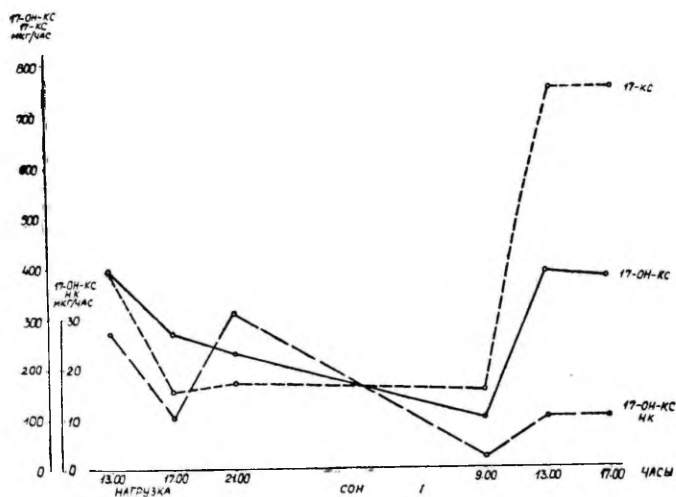


Рис. 3. Экскреция суммарных фракций 17-оксикортикостероидов (17-ОН-КС) и 17-кетостероидов (17-КС) и неконъюгированной фракции 17-оксикортикостероидов (17-ОН-КС н.к.) у мастера спорта Р. М. на первенстве Эстонии по лыжному марафону.

17-ОН-КС. Временное угнетение заменяется выраженным повышением активности ГАС и усилением метаболических процессов на следующий день.

Для систематизации наблюдаемых сдвигов экскреции 17-ОН-КС все варианты динамики экскреции сгруппировали на основе качественных свойств в 4 основных типа. При наименовании мы исходили из характера реакции.\*

1. Инертный тип реакции характеризуется стабильным уровнем экскреции до, во время и после нагрузки. Такая реакция выражает высокую устойчивость организма.

\* В некоторых предыдущих работах (7) при наименовании данных типов мы исходили из концепции резистентности.

2. Полуреактивный тип характеризуется нормальным (равняющимся среднему арифметическому трех периодов) уровнем экскреции во время нагрузки и повышением его после нагрузки. Выражает умеренное воздействие нагрузки.

3. Реактивный тип характеризуется понижением уровня экскреции во время нагрузки наряду с его повышением после нагрузки, выражает сильное воздействие нагрузки.

4. Сильнореактивный тип характеризуется понижением уровня экскреции после нагрузки, которому предшествует повышение уровня экскреции до или во время нагрузки. Выражает чрезмерное воздействие нагрузки.

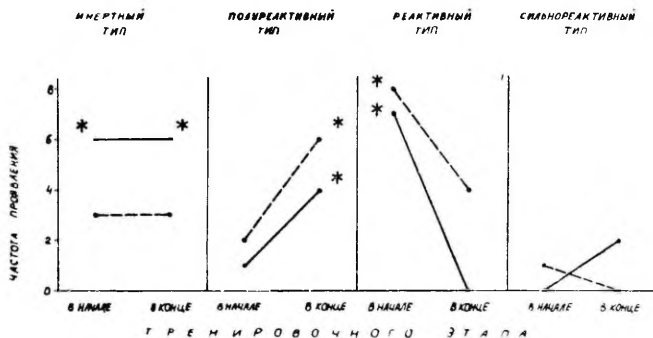


Рис. 4. Проявление типов экскреции 17-ОН-КС у перворазрядников (сплошная линия) и у менее квалифицированных лыжников (прерывистая линия) в условиях стандартной нагрузки. \* — различие статистически достоверное.

Учитывая характер реакции в зависимости от квалификации спортсменов и особенности нагрузки, а также тенденцию изменения реакции в процессе тренировок, можно полагать, что в условиях стандартной нагрузки инертный тип экскреции 17-ОН-КС выражает совершенную адаптацию организма к нагрузке. Инертный тип превалировал у высококвалифицированных спортсменов ( $p < 0,05$ ) (рис. 4). Полуреактивный тип выражает удовлетворительную степень приспособления к стандартной нагрузке. Он преобладал в конце тренировочного этапа ( $p < 0,01$ ). Неудовлетворительная степень адаптации выражается в реактивном типе, наблюдаемом наиболее часто в начале тренировочного этапа ( $p < 0,01$ ). Сильнореактивный тип наблюдался лишь в единичных случаях, когда нагрузка не соответствовала степени тренированности.

В условиях соревнований воздействие нагрузки значительно отличается от наблюдаемого на тренировках. Острая борьба за лучшие спортивные достижения обуславливает максимальную

мобилизацию физических сил, сопровождающуюся большой эмоциональной нагрузкой. Наши данные свидетельствуют об изменении типов экскреции 17-ОН-КС в условиях соревнований

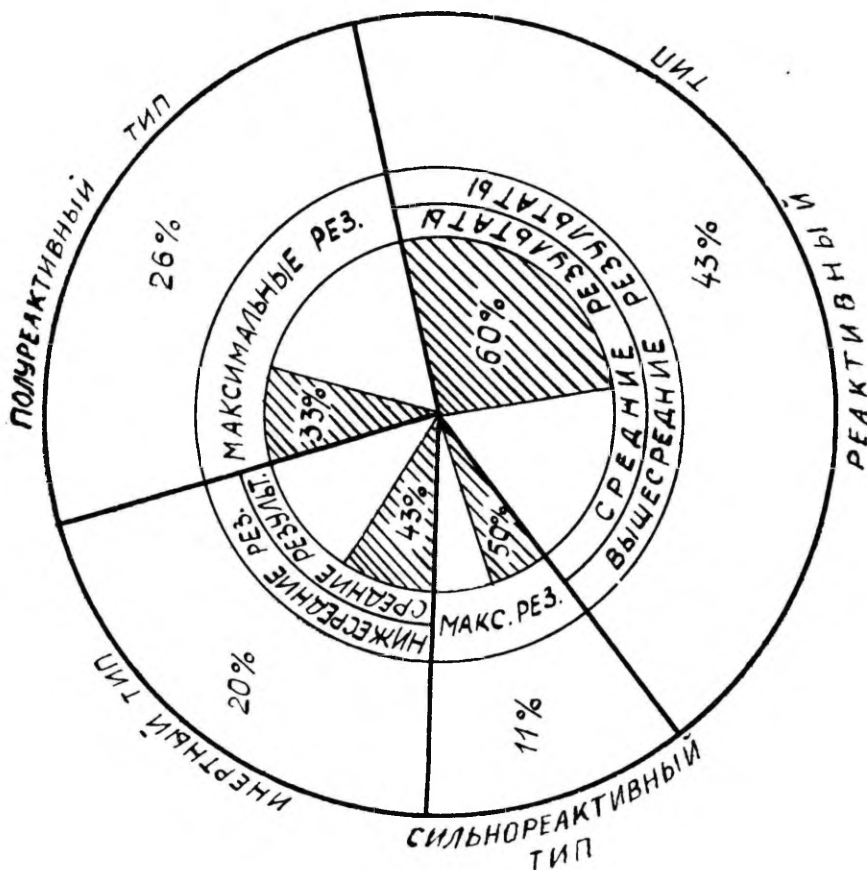


Рис. 5. Проявление типов экскреции 17-ОН-КС у мастеров спорта на соревнованиях и их взаимоотношение со спортивными результатами. Заштрихованные секторы — наличие атипичных реакций деятельности сердечно-сосудистой системы.

на одной и той же дистанции. Если у спортсмена на тренировке наблюдался инертный тип, он заменялся на соревнованиях полуреактивным типом (в 83% случаев  $p < 0,05$ ), а полуреактивный тип — главным образом, реактивным (в 67% случаях). Следовательно, сложившаяся к стандартной нагрузке степень адаптации не существует в условиях соревнований, когда совершается

работа максимальной интенсивности на фоне сильного эмоционального напряжения. Однако задача тренировки состоит в повышенной степени адаптации, в подготовке организма к более совершенной мобилизации резервных возможностей и к выдерживанию более сильных сдвигов гомеостаза, наряду со способностью сохранять повышенную работоспособность в неблагоприятных условиях.

Типы экскреции 17-ОН-КС тесно связаны с результативностью спортсменов на соревнованиях (рис. 5). Самые высокие результаты достигались теми спортсменами, у которых наблюдали полуреактивный ( $p < 0,05$ ) или сильнореактивный типы ( $p < 0,05$ ). При наличии реактивного типа преобладали средние и вышесредние результаты ( $p < 0,02$ ), а инертного типа — средние и низесредние результаты ( $p < 0,05$ ). Непосредственно до и после прохождения дистанции проведенные исследования сердечно-сосудистой системы позволили дополнительно характеризовать значение типов экскреции. Выявилось, что при полуреактивном типе атипичные реакции регуляции деятельности сердечно-сосудистой системы наблюдались в меньшей мере — только в 33% случаях, тогда как при наличии реактивного типа их наблюдали наиболее часто — в 60% случаях.

Таким образом, в условиях соревнований полуреактивный тип экскреции 17-ОН-КС можно считать благоприятной реакцией организма. Поскольку на соревнованиях от спортсмена требуется максимальная отдача сил, следует считать сильнореактивный тип идеальным. Это, по-видимому, возможно при высокой тренированности в состоянии спортивной формы. Реактивный тип говорит о сильной реакции организма. Так как данные спортсмены показали не особенно высокие результаты, следует считать степень их тренированности еще недостаточной. Спортсмены с инертным типом реакции, вероятно не способны к высоким достижениям в видах спорта, требующих повышенной выносливости.

Следовательно, характер экскреции 17-ОН-КС при физической нагрузке развивается в процессе тренировки в определенной закономерности и выражает (в виде типов реакции) в каждом конкретном случае степень приспособления организма к физической нагрузке.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Астраускас В. И. Гипоталамо-гипофизарно-надпочечниковая система и реактивность организма. Автореф. докт. дисс. Вильнюс, 1968.
2. Астраускас В. И., Мишкините Г. А. В кн.: Вопросы эндокринологии. Минск, 1970, с. 12.
3. Глезер Г. А., Лубуж К. Д. Теор. и практ. физ. культ., 1973, 1, 40.
4. Длусская Н. Г. Динамика глюкокортикоидных реакций, вызванных факторами полета. Автореф. канд. дисс., М., 1970.
5. Карпушева В. А., Меньшиков В. В., Большакова Т. Д.

- В кн.: Мышечная деятельность и состояние систем нейро-эндокринной регуляции. М., 1973, с. 50.
6. Лубуж К. Д., Глезер Г. А., Козьмин Р. К. Теор. и практ. физ. культ., 1973, 10, 19.
  7. Пийритс И. А. Теор. и практ. физ. культ., 1971, 3, 39.
  8. Пийритс И. А. В кн.: Актуальные вопросы спортивной медицины и лечебной физкультуры, Таллин, 1974, с. 79.
  9. Сонкина В.А. Мат. XI Всесоюз. научн. конф. по физиологии, морфологии, биомеханике и биохимии мышечной деятельности. Проблемы выносливости в спорте. Свердловск, 1970, с. 414.
  10. Шульга В. А., Шорин Ю. Т. В кн.: Эндокринные механизмы регуляции приспособления организма к мышечной деятельности, Тарту, 1969, с. 84.
  11. Alimpic, D. von, Straser, T., Djurovic, M. Sportarzt Sportmed., 1967, 18, 281.
  12. Blake, W. D. Fed. Proc., 1951, 10, 15.
  13. Bledsoe, T., Island, D. P., Ney, R. L., Liddle, G. W. J. Clin. Endocrin., 1964, 24, 1303.
  14. Bongiovanni, A. M., Eberlein, W. R. Proc. Soc. Exp. Biol. Med., 1955, 89, 281.
  15. Bradlow, H. L., Zumoff, B., Gallagher, T. F., Hellman, L. Steroids, 1968, 12, 303.
  16. Brown, J. H. Metabolism, 1955, 4, 295.
  17. Doerner, G., Stahl, F., Zabel, R. Acta Biol. Med. Cer., 1965, 14, 586.
  18. Englert, E. J., Nelson, R. M., Brown, H., Nielsen, T. W., Chou, S. N. Surgery, 1960, 47, 982.
  19. James, V. H. T., Caie, E., J. Clin. Endocrin., 1964, 24, 180.
  20. Kachadorian, W. A., Johnson, R. E., Buffington, R. E., Lauer, L., Serbin, J. J., Woodall, T. Med. Sci. Sports, 1970, Fall, 2, 142.
  21. Melby, J. C., Egdahl, R. H., Spink, W. W. J. Lab. Clin. Med., 1960, 56, 50.
  22. Migeon, C. J., Sandberg, A. A., Decker, H. A., Smith, D. F., Paul, A. C., Samuels, L. T. J. Clin. Endocrin., 1956, 16, 1137.
  23. Mills, I. H. Clinical Aspects of Adrenal Function. Blackwell Sci. Publ., Oxford, 1964.
  24. Mitolo, M. IX<sup>o</sup> Congrès International de Médecine Sportive. Paris, 1952.
  25. Pekkarinen, A., Kasanen, A. Acta Endocrin., 1961, 38, 13.
  26. Peterson, R. E., Wyngaarden, J. B., Guerra, S. L., Brodie, B. B., Bunin, J. J. J. Clin. Invest., 1955, 34, 1779.
  27. Rivoire, M., Rivoire, I., Ponjol, M. Presse med., 1953, 61, 1431.
  28. Schriefers, H. Vitamins and Hormones. Vol. 25, p. 271. Acad. Press, N. York, London, 1967.
  29. Selye, H. The Story of the Adaption Syndrome Acta Inc. Med. Publ., Montreal, 1952.
  30. Suzuki, T., Otsuka, K., Matsui, H., Ohukuzi, S., Sakai, K., Harada, Y. Endocrinology, 1967, 80, 1148.
  31. Trueta, J., Barclay, A. E., Daniel, P. M., Franklin, K. J., Prichard, M. M. L. Studies of Renal Circulation. Charles a. Thomas Publ., Springfield, 1947.
  32. Uete, T. Metabolism, 1960, 10, 1045.
  33. Uete, T., Blair, A. J. Metab. Clin. Exptl., 1965, 14, 904.
  34. Urquhart, J., Yates, F. E., Herbst, A. L. Acta Endocrin., 1959, suppl. 71, 113.
  35. White, H. L., Rolf, D. Am. J. Physiol., 1948, 152, 505.
  36. Yates, F. E., Urquhart, J., Herbst, A. L. Am. J. Physiol., 1958, 194, 65.

# KORTIKOSTEROIDIDE EKSKRETSIOONI TÜÜBID KEHALISTE KOORMUSTE KORRAL

I. Piirits

Resümee

Kortikosteroidide ekskretsiooni iseloomustamiseks kehalise koormuse tingimustes töötati välja ekskretsiooni dünaamika määramise meetod. Seda meetodit rakendati 43 erineva kvalifikatsiooniga suusataja uurimisel standardse koormuse juures (25 km murdmaajooks, 30 km murdmaasuusatamine) 2,5-kuises treeninguprotsessis (73 uuringut) ja maksimaalse pingutuse korral (võistlused murdmaasuusatamises 30 ja 50 km distantsil) (49 uurin-gut).

Selgitati 17-OH-KS-ekskretsiooni dünaamika iseärasused olenevalt treenitusest. Selgus, et koormusaegne 17-OH-KS-ekskretsiooni tase on tihedas korrelatsioonis südame-veresoonkonna töövõime (südame maht, maksimaalne hapniku tarbimise võime, hapnikupulss, arteriaalne süstoolne vererõhk) ja aastaringse treeningukoormuse näitajatega. Näidati 17-OH-KS-ekskretsiooni taseme seost sportlase resultatiivsusega eelseisvatel võistlustel. Toodi välja rida seaduspärasusi, mille kohaselt ekskretsiooni dünaamika treeninguprotsessis muutub.

Eristati neli põhilist ekskretsiooni tüüpi, mis iseloomustavad organismi adaptatsiooni astet kehalisele koormusele. Ekskretsioonitüüpide tihe seos sportlike tulemustega võimaldab hinnata adaptatsioonimehhanismide valmisolekut organismi kõrge töö-võime säilitamiseks maksimaalse pingutuse tingimustes.

## TYPES OF THE EXCRETION OF CORTICOSTEROIDS UNDER PHYSICAL LOADS

I. Piirits

Summary

In order to characterize the excretion of corticosteroids under physical loads a method for the determination of the dynamics of the excretion was elaborated. The method was applied in the case of 43 skiers of different level under standard loads in a 25 month training period and in the conditions of a maximum effort.

Some peculiarities of the dynamics of the 17-OH-CS excretion were elucidated. It was revealed that the level of the under-load 17-OH CS excretion is in a close correlation with the indices of

the performing capacity of the cardio-vascular system. Relations between the level of the 17-OH-CS excretion and the athletics performance at the forthcoming competitions were demonstrated. Several regularities according to which the dynamics of the excretion changes in training were registered.

## МЕТОДИКА ОПРЕДЕЛЕНИЯ СИСТОЛИЧЕСКИХ ФАЗ СЕРДЕЧНОГО ЦИКЛА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БЕСКОНТАКТНОЙ ВИБРОКАРДИОГРАФИИ СКОРОСТИ (ВИКГ-2)

Л. А. Хумаль, Т. Э. Кару, П. Никольский

Кафедра спортивной медицины и ЛФК

Наибольшую методическую точность при проведении фазового анализа сердечного цикла требует определение относительно коротких фаз сердечного цикла АС и ИС.

АС. Все исследователи придерживаются единого мнения: длительность периода асинхронного сокращения лучше всего измеряется от начала зубца Q на электрокардиограмме до начала высоких осцилляций 1 тона [1, 2]. Однако на практике это не так легко осуществить. Подчас трудно решить, какой зубец считать признаком закрытия митрального клапана. В свете новейших исследований по фонокардиографии [3] сейчас стали известны некоторые общие закономерности, которые дают вспомогательную информацию по этому вопросу.

1. У человека всегда раньше закрывается митральный клапан, а после него — трикуспитальный.
2. У первого тона можно различать в общем случае 3 компонента: а, в и с, которые, однако, не имеют точной интерпретации. Можно лишь считать, что компонент «в» соответствует закрытию митрального клапана.
3. Первый тон сердца образуется в 90% случаев от сокращения сердечной мышцы, натягивания папиллярных мышц и хорды, а лишь 10% интенсивности звука зависит непосредственно от натяжения клапанного аппарата.
4. Средняя длительность интервалов.

Q — закрытие митрального клапана	равняется	26,6 мсек,
Q — закрытие трикуспитального клапана		44,1 мсек,
Q — открытие пульм. клапана		57,7 мсек,
Q — открытие аортального клапана		64,7 мсек,

(при длительности ИС=0,038 сек).

Очень важна частотная характеристика записи. Наилучшие результаты дает запись ФКГ на средних частотах  $C_{1,2}$ . Мы обычно записываем ФКГ при ФА на аппарате Биокомб-5 параллельно на трех частотах — низких, средних<sub>1</sub> и средних<sub>2</sub>. В этом случае при скорости записи 100 мм/сек можно достичь удовлетворительной точности счета. Проводя на нашей кафедре специальный анализ влияния дыхательных движений, ассистент Х. Кингисепп применял запись на осциллографе Н-700, где точность счета достигает 0,001 сек. Поскольку в литературе очень

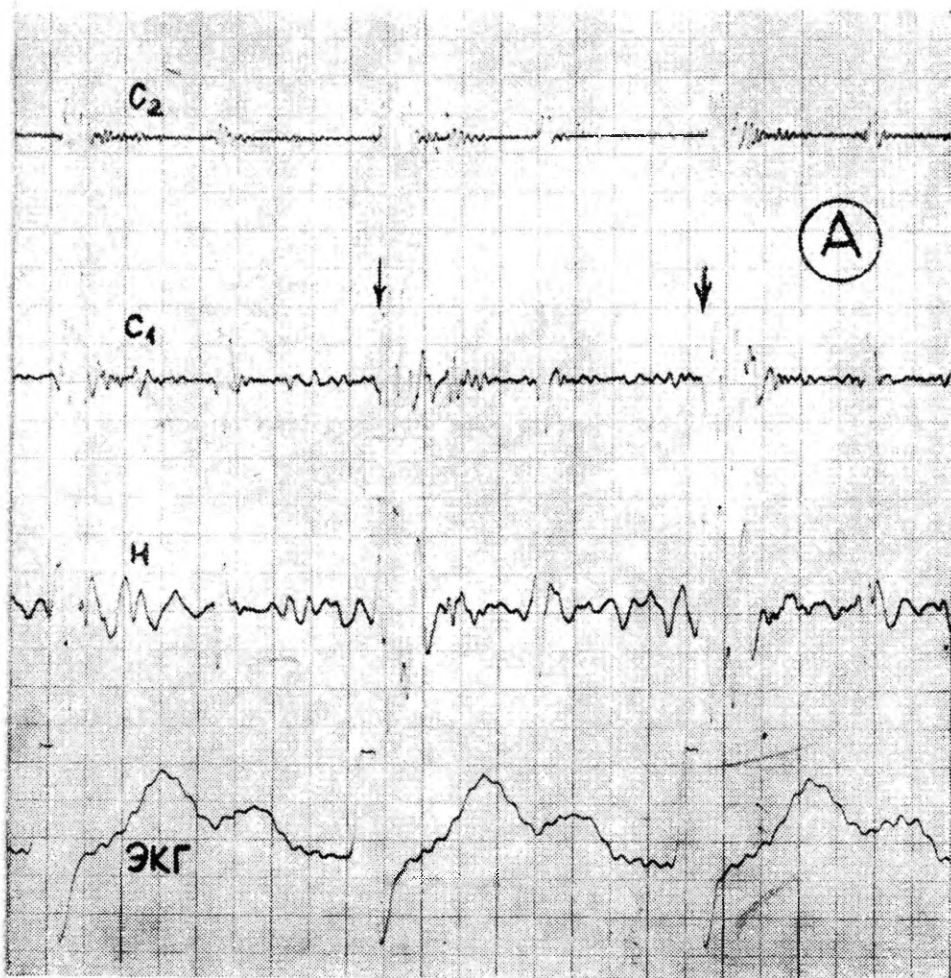


Рис. 1а. Отрезки поликардиограмм у исследуемого А. Стрелками отмечено начало первого тона.

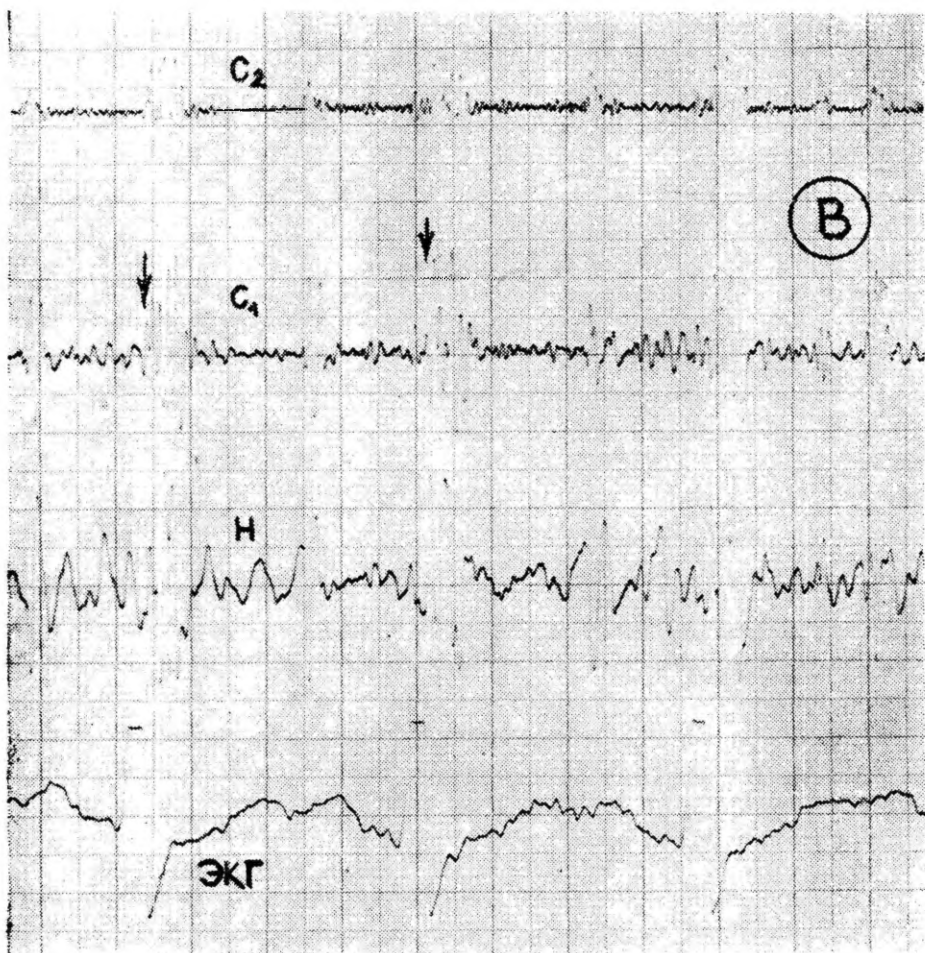


Рис. 16. Отрезки поликардиограмм у исследуемого Б.

мало данных о том, какие зубцы исследователи выбирают в качестве начала 1 тона, то приведем некоторые данные разных исследуемых спортсменов (рис. 1а и 1б). Даже в книге В. Л. Карпмана [2] отсутствуют иллюстративные кривые и схемы измерения. Этот вопрос еще более усложняется при значительном увеличении частоты сердечных сокращений. Наш опыт показывает, что бывают индивидуальные случаи, когда определение начала высокочастотных осцилляций I тона сомнительно в пределах 0,01, иногда даже 0,02 сек. Следовательно, уточнение критерия закрытия митрального клапана — для ФА весьма актуально. Отсюда не менее проблематично установление точной длительности фазы изометрического сокращения.

Методические возможности определения ИС.

1. ИС можно измерять как время от начала высокочастотных осцилляций I тона (т. е. от начала повышения внутрижелудочкового давления) до момента открытия аортальных клапанов. Этот момент может быть зафиксирован на кривой аортального давления. Но это возможно только при катетеризации аорты, что в данном случае неприемлемо.
2. Следующей методической возможностью является синхронная регистрация верхушечной кардиограммы и ФКГ. На апекскардиограмме устанавливают точку начала механического сокращения сердца. Эта точка фактически дублирует начало высокочастотных осцилляций I тона, но может быть более точной. Далее, по кривой апекскардиограммы устанавливают точку, которая соответствует началу изгнания. Разности I тон — начало изгнания или начало механической активности — начало изгнания и являются фазой ИС. Можно использовать здесь не кривые смещения, а скорости, применяя прием дифференцирования.
3. Аналогичным путем можно применять для этих целей верхушечную виброкардиографию, в частности, его первую производную. На этой методике более подробно остановимся ниже.
4. Можно регистрировать синхронно СГ и ФКГ. В этом случае невозможно определить ИС прямо, а это необходимо сделать с некоторыми допущениями.  
Ход логического рассуждения здесь следующий.

#### В а р и а н т А.

Ориентирами являются начало высоких осцилляций I тона и начало анакроты СФГ центрального пульса. Последний отражает весьма подробно изменения давления в аорте и больших сосудах, только начало подъема анакроты во времени опаздывает на некоторую величину  $\Delta t_1$ , которая зависит от скорости распространения пульсовой волны. Поскольку на ФКГ невозможно точно фиксировать момент открытия аортальных клапанов (в этом случае можно было бы ИС определять на основе лишь ФКГ!) и невозможно фиксировать с помощью этих методов истинное начало  $\Delta t_1$  (можно только пользоваться ультразвуковой локацией левого желудочка), то приходится  $\Delta t_1$  определять косвенно, с допущением, что СРПВ в пределах одного сердечного цикла является стабильной величиной. Для косвенного определения  $\Delta t_1$  используют то обстоятельство, что на кривой ФКГ и СФГ есть точки, которые *in statu nascendi* возникают одновременно. Этими точками являются начало самой низкой части инцисуры на СФГ и начало II тона на ФКГ. Это соот-

ветствует моменту, когда аортальные клапаны уже закрыты [4] и через некоторый интервал  $\Delta z$  кровь стремится в обратном направлении (к сердцу), и напрягая клапаны, вызывает II тон. Этот интервал  $\Delta z$  меньше интервала  $e - f$ , т. е. противодиастолического интервала по В. Л. Карпману [1]. Следовательно, интервал  $e - f$  содержит 2 части —  $\Delta x$ , в течение которой происходит остановка крови в сечении аортальных клапанов, и  $\Delta z$ , когда закрытые клапаны перемещаются к сердцу. Этот процесс описан уже В. Л. Карпманом (2). Отсюда можно сделать заключение, что конец изгнания, закрытие аортальных клапанов и возникновение II тона — это три самостоятельные явления, следующие во времени друг за другом (правда, через очень короткие интервалы). Отсюда важно запомнить лишь то, что все осцилляции II тона имеют место только во время инцисуры СФГ [4]. Это позволяет найти некоторый временный интервал  $\Delta t_2$ , который отражает время запаздывания пульсовой кривой (в целом) по отношению ФКГ (также в целом). Поэтому  $\Delta t_1$  должен весьма точно равняться  $\Delta t_2$ . Отсюда первая возможность вычислить IC: из длительности интервала I тон — II тон вычитают время  $e - f$  на сфигмограмме.

Обоснование:

а) Интервал I тон — II тон содержит следующие интервалы:

$$IC + E + \Delta x + \Delta z.$$

б)  $e - f$  содержит следующие интервалы:

$$\Delta t_1 + E + \Delta x + \Delta z - \Delta t_2, \text{ где } [\Delta t_1] \text{ и } [-\Delta t_2], \text{ которые}$$

взаимно нейтрализуют друг друга.

Их разность и есть время изометрического сокращения IC:

$$\frac{IC + E + \Delta x + \Delta z \text{ (I — II тон)}}{E + \Delta x + \Delta z \text{ (e — f)}} - IC$$

Эта методика общепринята и описана [2, 5].

### В а р и а н т Б.

На рис. 2. видно, что IC может быть найден и так: из интервала начало I тона — начало анакроты СФГ необходимо вычесть  $\Delta t_1$ . Поскольку  $\Delta t_2 = \Delta t_1$ , то

$$IC = (\text{I тон} - e) - (\text{II тон} - f)$$

Эта методика известна как фазовой анализ по Maass [6], хотя принципиально окончательный результат тот же.

Мы остановились на этих вопросах так подробно по следующим соображениям:

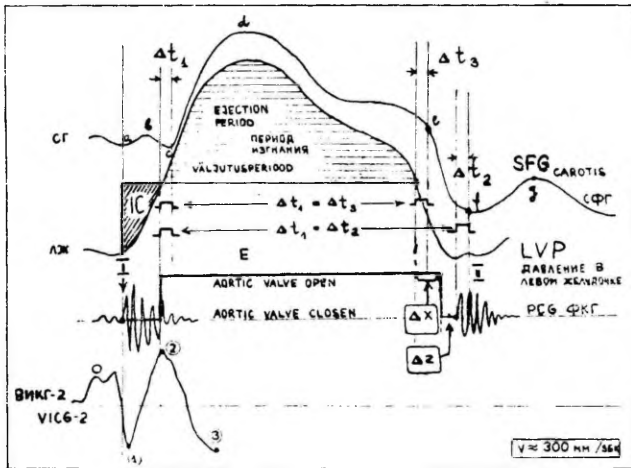


Рис. 2. Схематическое изображение временных интервалов деятельности левого желудочка. Показано, что середина заднего фронта ВИКГ-2 совпадает с началом высокочастотных осцилляций I тона, следовательно, и с началом IC.

Во-первых, акцентирование на существование интервалов  $\Delta x$  и  $\Delta z$  должно еще раз обратить внимание на то, что период выброса кончается раньше, чем начало II тона (или инцисура). Однако этот факт многие авторы не признают.

Во-вторых, лица, имеющие малый опыт в фазовом анализе, часто попадают в затруднительное положение, если у них спросить, почему эти интервалы вычисляются именно так: слишком поверхностно преподают обычно методику фазового анализа студентам медицинского факультета. В-третьих, это необходимо для понимания введенной новой методики — бесконтактной алексвиброкардиографии по Л. А. Хумалу [7], которая несколько отличается от известной стернокостальной виброкардиографии по К. Ряго.

Сущность бесконтактной виброкардиографии заключается в следующем.

### А п п а р а т у р а .

Для регистрации колебаний поверхности грудной клетки применяется емкостной датчик, одной пластиной которого служит сама поверхность грудной клетки, а вторая пластина устанавливается неподвижно на штативе. Специальная малогабаритная схема [8], которая находится внутри неподвижной пластины датчика, преобразует в линейном масштабе изменения

расстояния между пластинами датчика в электрический сигнал перемещения ВИКГ-1. Электронная дифференцирующая схема вырабатывает из сигнала ВИКГ-1 сигнал скорости перемещения ВИКГ-2. Оба сигнала подаются для графической регистрации на два канала любого многоканального электрокардиографа.

### Методика проведения исследования

Датчик виброкардиографа устанавливают в области шестого межреберья по левой среднеключичной линии на расстоянии 1,0—1,5 см от поверхности тела. Регистрацию виброкардиограммы перемещения (ВИКГ-1) и скорости (ВИКГ-2) производят синхронно с ЭКГ, ФКГ и сфигмограммой сонной артерии. Для идентификации информативных точек на кривой ВИКГ исследовали 10 спортсменов мужского пола, занимающихся легкой атлетикой и имеющих II—III спортивные разряды, в возрасте 14—24 лет. Непосредственно моменту регистрации ВИКГ предшествовали 15—20 минутный отдых лежа и более двухчасовая пауза со времени приема пищи. Запись производилась в положении исследуемого лежа на спине на горизонтальной кушетке. Для регистрации применяли пятиканальный полифизиограф «Биокомб-5».

### Результаты

Виброкардиограф конструкции Л. А. Хумала позволяет получить две кривые. Первая из них (ВИКГ-1) отражает перемещения грудной клетки по отношению к неподвижному датчику, поэтому эта кривая отражает и дыхательные движения грудной клетки. Поскольку вибрации, вызванные деятельностью сердца, весьма незначительные, то кривая ВИКГ-1 имеет очень пологий вид и плохо интерпретируется. По внешней форме она напоминает кривую ЭКИ левого желудочка.

Вторая кривая, ВИКГ скорости (ВИКГ-2) имеет намного больше изгибов и более закономерную форму. Обобщенная ВИКГ-2 изображена на рис. 3.

Анализ данных показал, что определенные точки ВИКГ-2 в 100% случаев полностью совпадают с определенными моментами деятельности сердца, выявляемыми по поликардиограмме. Эти точки всегда хорошо идентифицируются.

Прежде всего об обозначении точек. На ВИКГ-2 в начале систолы всегда хорошо выступает первый отрицательный зубец, который в 100% случаев совпадает с началом анакроты СФГ —  $\Delta t_2$ , т. е. отражает начало периода изгнания. Эту точку мы обозначали цифрой 1 и пронумеровали последовательно все последующие зубцы. Итак, все положительные (направленные вверх) зубцы являются четными (2, 4, 6, 8, 10), отрицательные —

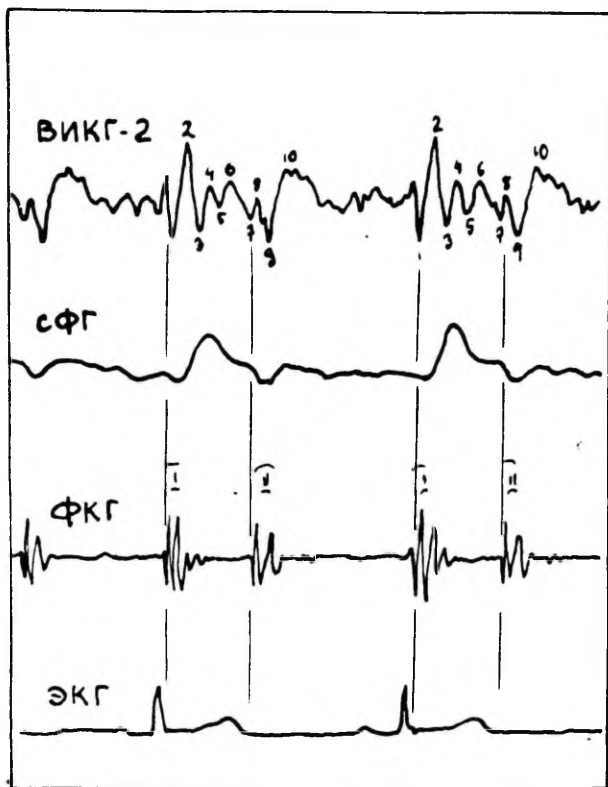


Рис 3. Пример записи бесконтактной виброкардиограммы скорости (ВИКГ-2). Сверху вниз — ВИКГ-2, СФГ, ФКГ, ЭКГ. Объяснение в тексте.

нечетными (1, 3, 5, 7, 9). При этом средние зубцы 4, 5, 6 являются относительно менее постоянными и их не всегда можно идентифицировать. Зубец 2 отражает конец инициального ускоренного выброса. Положительный зубец до 1 зубца мы обозначали как 0 зубец. Зубец 7 совпадает с началом II тона, отражая конец периода изгнания (100% случаев). Основные интервалы приведены в табл. 1. Следует отметить, что по предварительным данным кривая ВИКГ-2 не обладает самостоятельно большими диагностическими возможностями, с ее помощью можно уточнить начало ИС. По нашим данным, наиболее точно характеризует начало ИС середина заднего фронта 0—1 (учитывая, что кривая скоростная). Как вспомогательные величины могут быть применены интервалы 2—7 в качестве периода изгнания. Диагностическую ценность интервала 1—2 в будущем необходимо уточнить. Во всяком случае, он не совпадает

Таблица величин интервалов ПКГ и ВИКГ

ВИКГ-2 2 до СГ-С	$X_1^*$	ВИКГ-2 2—7	ПКГ Е	ПКГ с — f	ФКГ I—II тон	СГ $\Delta t_2$	ПКГ IC	ПКГ AC	ПКГ T	ВИКГ-2 1—7	ВИКГ-2 1—2	$\Delta[I-7]$ на I— II тон
0,1	1	0,26 0,25	0,27 0,26	0,29 0,29	0,31 0,31	0,04 0,04	0,02 0,02	0,06 0,06	0,08 0,08	0,30 0,30	0,02 0,02	0,02 0,02
0,1	2	0,28 0,28	0,29 0,30	0,33 0,32	0,34 0,35	0,04 0,04	0,04 0,04	0,06 0,06	0,1 0,1	0,33 0,32	0,04 0,04	0,04 0,04
0	3	0,28 0,30	0,28 0,29	0,33 0,33	0,38 0,38	0,02 0,03	0,05 0,05	0,06 0,06	0,11 0,11	0,36 0,38	0,06 0,06	0,02 0,01
0	4	0,27 0,26	0,29 0,28	0,31 0,31	0,35 0,35	0,03 0,04	0,04 0,04	0,07 0,07	0,11 0,11	0,32 0,33	0,06 0,06	0,03 0,03
0,1	5	0,26 0,25	0,27 0,27	0,29 0,28	0,29 0,29	0,04 0,04	0,00 0,00	0,1 0,1	0,1 0,1	0,32 0,32	0,06 0,05	0 0
0,2	6	0,28 0,28	0,28 0,28	0,32 0,31	0,34 0,34	0,04 0,04	0,02 0,02	0,08 0,08	0,1 0,1	0,32 0,32	0,04 0,04	0,02 0,02
0	7	0,26 0,27	0,27 0,28	0,31 0,31	0,32 0,34	0,04 0,04	0,02 0,03	0,04 0,04	0,06 0,06	0,32 0,32	0,06 0,06	0,02 0,02
0	8	0,26 0,26	0,28 0,28	0,32 0,32	0,34 0,34	0,04 0,04	0,02 0,02	0,08 0,08	0,1 0,1	0,34 0,34	0,06 0,06	0 0
0,01 0,02	9	0,24 0,26	0,26 0,26	0,31 0,32	0,34 0,34	0,04 0,04	0,02 0,02	0,06 0,06	0,08 0,08	0,32 0,33	0,04 0,04	0,2 0,02
0,2	10	0,29 0,28	0,30 0,30	0,34 0,33	0,36 0,37	0,03 0,03	0,04 0,03	0,06 0,06	0,1 0,09	0,32 0,32	0,02 0,04	0,04 0,04
0	$\bar{x}$	0,27	0,28	0,31	0,33	0,04	0,0265	0,067	0,10	0,327	0,06	0,2

\* У каждого исследуемого измерено по два цикла

с длительностью IC (средняя IC была 0,0265, средняя длительность интервала 1—2 ВИКГ-2 0,0465 сек), но может иметь самостоятельное диагностическое значение. Это должны показать дальнейшие исследования на более разнородном контингенте исследуемых.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Blumberger, K. Die Untersuchung der Dynamik des Herzens beim Menschen. Ihre Anwendung als Herzleistungsprüfung. Ergebnisse d. inn. Medizin, 62, 1942, 424—521.
2. Карпман В. Л. Фазовый анализ сердечной деятельности. М., 1965.
3. Luisada, A., Mac Sapon, D., Coleman, B., Feigen, L. Am. J. Cardiol. 1971, 28, 140—149.
4. Kumat, S. et al., Am. Heart J. 1970, 80, 401.
5. Фельдман. Оценка сократительной функции миокарда по длительности фаз систолы. Л., 1965.
6. Maass, H. Über ein Verfahren zur Messung der Anspannungszeit beim Menschen. Kreislaufforsch., 1949, 38, 7—8; 228—238.
7. Rägo, K. G. Vibrograafia rakendamise kardiokineetilise nähtuste uurimisel. TRU Toimetised 141, 1963. 192—208.
8. Хумаль Л. А. Авт. свид. 415692. — «Бюлл. изобрет.», 1974, № 6.

## VIBROKARDIOGRAAFIA KASUTAMISEST FAASANALÜÜSIS

L.-H. Humal, T. Karu, P. Nikolski

### Resümee

Südame tsükli faasilise struktuuri uurimisel polükardiograafia abil esinevad meetodilist laadi raskused. Uheks selliseks on mitraalklapi sulgumismomendi määramine, mida loetakse isomeetrisel kontraktsiooni faasi alguseks. Fonokardiograafilise pildi alusel on tihti raske määratleda südame mehaanilise aktiivsuse algust. Käesoleva töö eesmärgiks oli seetõttu uudse meetodika väljatöötamine, mis võimaldaks täpsustada seda momenti. Meetodika kannab nimetust VIKG-2 (vibrokardiograafia kiirusliku kõvera registreerimine). Toodud andmetest selgub meetodika otstarbekus IC määramisel. Saadud võrdlevad andmed (klassikaline polükardiograafiameetod ja VIKG-2) lubavad pidada uurimusi uudsel mittekontaktisel meetodil perspektiivikaiks.

# A METHOD FOR THE ESTIMATION OF THE DURATION OF SYSTOLIC TIME INTERVALS OF CARDIAC CYCLE USING NONCONTACT VIBROCARDIOGRAPHY OF SPEED (VICG-2)

L. Humal, T. Karu and P. Nikolsky

## Summary

During the last few years a method for the noncontact tracing of vibrocardiogram of speed was worked out at the Department of Sports Medicine of Tartu State University. Method based on the linear registration of changes in distance between the sensivity disc, fixed on stative and the chest wall. The mean distance is 1—1,5 Cm. It is established that the middle point of the front between 0—1 points on VICG-2 reflects the closure of mitrale valve in 100% of cases. Thus it is a good guiding for measuring the isometric contractions phase.

## ПРОГРАММА ПЕРВИЧНОЙ ОБРАБОТКИ ДАННЫХ ФАЗОВОГО АНАЛИЗА СЕРДЕЧНОГО ЦИКЛА НА ЭВМ В СИСТЕМЕ CST

Т. Э. Кару, А. П. Ландырь, Р. Ю. Ноорма, А. В. Ландырь

Кафедра спортивной медицины и ЛФК

Благодаря доступности регистрационной техники (запись ЭКГ, ФКГ и СГ) анализ длительности фаз сердечного цикла в течение последнего десятилетия стал предметом многочисленных исследований. В этих исследованиях выявляются различные направления — приложение данных о фазовой структуре сердечного цикла для оценки сократительной способности нормального левого [1, 2, 3, 4, 5, 6] или правого [1, 2, 4] желудочка, а также применение фазового анализа (ФА) как диагностического метода при ишемической болезни сердца [2, 7, 8], при нарушениях проводимости сердца [8, 9, 10], при инфаркте миокарда [11, 12, 13], при изучении воздействия различных лекарственных средств [8, 14, 15]. Некоторые исследования связаны с выяснением влияния возрастных факторов на фазовую структуру сердца [1, 2, 16], с использованием этих данных в целях врачебно-трудовой экспертизы [17, 18].

В спортивной медицине, благодаря работам В. Л. Карпмана и Ю. К. Шхвацабая, фазовый анализ в Советском Союзе получил широкое распространение. Его стали применять для оценки функционального состояния сердца как в условиях мышечного покоя, так до и после тренировочных и соревновательных нагрузок, запись поликардиограмм внедрили в комплекс методов исследования, применяемых непосредственно во время выполнения физических нагрузок. При этом достаточно внимания уделялось и теоретическим основам фазового анализа сердечного цикла [19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26, 27].

Распространение фазового анализа потребовало создания системы, облегчающей довольно трудоемкий процесс расчета фаз сердечного цикла и производных показателей.

Целью данной работы являлось создание методики обработки поликардиограмм, позволяющей значительно ускорить процесс расчета фаз и производных показателей сердечного цикла и расширить число получаемых показателей. Создание такой системы стало возможным только при условии использования ЭВМ. Использование ЭВМ для обработки и анализа поликардиограмм создает предпосылки для повышения производительности труда и скорейшего внедрения метода фазового анализа сердечного цикла в практику спортивной медицины. Использование полностью автоматизированной методики для фазового анализа [28] в настоящее время затруднительно, поэтому мы предпочли полуавтоматический метод фазового анализа сердечного цикла. Полуавтоматическим метод называется потому, что выполняется в два этапа: на первом этапе ручным способом осуществляется простейшая обработка кривых поликардиограммы, а на втором этапе по минимуму вводимых данных производится расчет значений фаз и производных показателей сердечного цикла на ЭВМ. Если при обычной обработке поликардиограмм (расчет значений фаз ручным способом) необходимо проводить большое число измерений и арифметических действий, то при полуавтоматической обработке доля ручной работы чрезвычайно мала (1 минута на одну ПКГ), а расчет фаз сердечного цикла проводится на ЭВМ по составленным нами программам. Включение данных фазового анализа в систему CST позволяет расширить комплекс изучаемых показателей данными функционального состояния сердечной мышцы.

Система обработки информации CST предусматривает следующие этапы движения информации по каналу FA-6 (для фазового анализа сердечного цикла):

1. Первичная обработка ПКГ и заполнение специальной перфокарты FA-6.
2. Перфорирование данных для ввода в ЭВМ («Найри-2»).
3. Расчет данных ФА на ЭВМ по программе CST-ETP-FA-6.
4. Включение наиболее информативных показателей ФА в программу IFP, расчет по которой ведется на ЭВМ «Минск-32».

### **Перфокарта FA-6 для фазового анализа**

Для проведения первичной обработки была разработана перфокарта FA-6. Это карта с краевой перфорацией К-4, содержание которой можно условно разделить на четыре раздела. В анамнестическом разделе фиксируются общие данные обследуемого: возраст, рост, вес, вид спорта, разряд, спортивный стаж, а также дата и время проведения обследования. Методический раздел содержит сведения о нормальной длительности фаз сердечного цикла (АС, IC, Т, Е, ЭМР, по

В. Л. Карпману и А. Д. Буткову [2, 21] в диапазоне частоты сердечных сокращений от 40 до 80 ударов в мин., а также характеристику хронокардиометрических синдромов с указанием их названия и характера изменения составляющих фаз. В разделе для исходных данных фиксируются начальные данные (длительность измеренных интервалов), полученные на разных этапах проведения теста. Емкость этого раздела позволяет вносить начальные данные 5 циклов ПКГ, записанной в покое, а также исходные данные ПКГ, записанные на 20 этапах велоэргометрического теста. В разделе для фактических данных имеются графы с названиями фаз и производных показателей, с алгоритмом их расчета и графы для занесения рассчитанных показателей.

Кодирование ведется по признакам пола, возраста, вида спорта, разряда обследуемых спортсменов. При необходимости имеется возможность вести кодирование по любому интересующему признаку.

### Методика измерения поликардиограммы

Сущность предложенной нами методики измерения заключается в том, что на ПКГ отмечаются измерительные точки и затем проводится измерение длительности интервалов от первой точки до каждой следующей. Этим гарантировано установление как длительности, так и любых взаимных смещений фаз.

На кривой ЭКГ отмечается три точки — начало зубца Р, начало зубца Q и конец зубца Т (номера точек соответственно 1, 2 и 6). Точка 1, начало зубца Р служит точкой начала отсчета длительности всех измеряемых интервалов, например, таких, как интервал А между точками 1—2 и интервал Е между точками 1—6.

На фонокардиограмме отмечаем две точки, начало высокочастотных колебаний I и II тонов. Точки соответственно 3 и 7, а интервалы 1—3 = В, 1—7 = F. На сфигмограмме отмечаем четыре точки: начало анакротического подъема (4), вершину анакротического подъема (5), начало инцисуры (точка Н. Н. Савицкого) (8), наиболее глубокую точку инцисуры (9). Интервалы соответственно обозначаются буквами 1—4 = С, 1—5 = D, 1—8 = G и 1—9 = H. Расстояние между точками 1—1 двух соседних циклов (интервал I) указывает на длительность сердечного цикла. Таким образом, в качестве исходных данных для ввода в ЭВМ служит длительность девяти измеренных интервалов: А, В, С, D, Е, F, G, H, I. Для ФА сердечного цикла в покое используют средние значения интервалов, измеренных в 5 сердечных циклах. Для анализа ПКГ, записанной во время работы, можно использовать и меньшее число циклов (феномен Баркрофта).

## Алгоритмы расчета по программе ЕТР FA-6A (часть программы)

Номер действия	Название показателя	Расчет индексами	Цифровой алгоритм	№
1	Частота сердечных сокращений	60/I	60*/ <sup>3</sup>	11
2	AC	B—A	2—1	12
3	IC	(F—B)—(H—C)	(6—2)—(8—3)	13
4	T	AC + IC	12+13	14
5	E <sub>MAX</sub>	D—C	4—3	15
6	E <sub>RED</sub>	G—D	7—4	16
7	P	G—C	7—3	17
8	E	H—G	8—7	18
9	S <sub>E</sub>	E—A	5—1	19
10	S <sub>T</sub>	IC + E	13+17	20
11	S <sub>M</sub>	AC+JC+E	12+13+17	22
12	D	J—S <sub>T</sub>	9—21	
13	Мех. коэфф. Блума-бергера	E/T	17 : 14	23
14	EMD электромех. дифференц.	S <sub>E</sub> —S <sub>M</sub>	19—20	24
15	BCП	E/S <sub>M</sub> · 100	(17 : 20) × 100*	25
16	V <sub>i</sub>	$\frac{P_{O\alpha} - 5}{IC}$	$\frac{10 - 5 *}{13}$	26

## Программа вычисления показателей фазового анализа сердечного цикла на ЭВМ «Наири-2»

Полученные исходные данные перфорируются и вводятся в ЭВМ для расчета фаз сердечного цикла и производных показателей по специальным программам.

Нами разработаны две программы для расчета хронокардиографических показателей. Программа ЕТР-ФА-6А позволяет рассчитать основные показатели, применяемые в клинической практике и в практике спортивной кардиологии. Для решения задачи по этой программе вводим следующие признаки:

1. Порядковый номер задачи.
2. Длительность девяти измеренных интервалов (А, В, С, D, Е, F, G, H, I).
3. Величину диастолического артериального давления  $P_d$ , для измерения скорости повышения внутрижелудочкового давления [2].

Таблица 2

Алгоритмы расчета по программе ЕТР-ФА-6В

Блок I. Вводимые значения.

№	Фазовый показатель	Обозначения
1	Интервал 1—2	А
2	Интервал 1—3	В
3	Интервал 1—4	С
4	Интервал 1—5	D
5	Интервал 1—6	Е
6	Интервал 1—7	F
7	Интервал 1—8	G
8	Интервал 1—9	H
9	Интервал 1—1	J

Для наглядности приводим алгоритм вычисления 16 показателей (табл. 1). Расчет может быть выполнен и вручную, например, студентами на практических занятиях.

Программу ЕТР FA-6B назвали программой расширенного фазового анализа (табл. 2). По этой программе вычисляются 60 показателей, позволяющих более полно оценить сократительную функцию левого желудочка сердца. Использование такого числа показателей позволяет проверить основные теоретические варианты расчета фазовых показателей, а также выявить информативные показатели, которые не нашли еще должного практического применения. Для удобства алгоритмы расчета по этой программе разделены на шесть блоков:

I блок составляют исходные значения измеренных интервалов.

II блок позволяет рассчитать преимущественно абсолютные значения разных фаз и периодов сердечного цикла.

III блок дает возможность рассчитать длительность интервалов между соседними измерительными точками.

IV блок позволяет определить относительные значения фаз и периодов сердечного цикла.

V блок дает возможность вычислить соотношения между основными фазами и периодами сердечного цикла.

VI блок позволяет провести корригирование некоторых показателей относительно длительности сердечного цикла.

Для решения задачи по этой программе вводим порядковый номер задачи и данные I блока.

### **Схема печати результатов фазового анализа**

После решения задачи результаты расчетов печатаются по определенной схеме. Если для расчетов использовалась программа ЕТР FA-6A, то ответ печатается в таком порядке: сначала номер рассчитанного показателя и рядом его значение. По программе ЕТР-FA-6B печать ведется поблочно, то есть результаты расчетов каждого блока выделены в отдельную группу (табл. 3). Минимальный практический навык дает возможность свободно пользоваться полученными результатами и вести их оценку.

Разработанные программы широко применялись для расчета фаз сердечного цикла и производных показателей при обследовании спортсменов в течение последних трех лет, использование их в клинике также дало хорошие результаты. Опыт применения программ для расчета фазовых показателей сердечного цикла показал, что их использование намного ускоряет процесс обработки поликардиограмм (в 10—12 раз), повышает точность

Схема печати результатов расчетов по программе ЕТР FA-6B

16 0,18	0,25	0,33	0,39	0,53	0,57	0,59	0,61	0,75	блок I
80,00 0,35 29,60	0,07 0,30 28,00	0,04 0,37 24,00	0,11 0,38 0,40	0,06 0,28 0,43	0,20 0,11 0,24	0,26 20,80 0,45	0,02 8,80 0,18		блок II
0,07 0,08	0,08 0,04	0,06 0,09	0,14 0,05	0,04 0,11	0,02 0,06	0,02 0,02	0,14		блок III
9,33 49,33	5,33 50,67	14,67	26,67	8,00	34,67	46,67	40,00		блок IV
36,36 0,87	86,67 2,36	29,73	40,00	0,86	1,75	0,97	0,67		блок V
0,298	0,12								блок VI

расчета, дает возможность изучать большее число показателей, полнее оценивать сократительную способность миокарда.

### Оценка показателей ФА в системе CST

Широкое использование фазового анализа в клинике, при обследовании спортсменов и здоровых людей остро поставило вопрос оценки наблюдаемых изменений разных показателей. Изменения фазовой структуры сердечного цикла оцениваются по направленности сдвигов длительности отдельных фаз и величин производных показателей относительно должных значений [1, 2, 7]. Изменения нескольких показателей относительно должных были выделены в виде фазовых [2] или хронокардиометрических [21] синдромов. В обоих случаях проводится лишь качественная оценка, так как величина сдвигов не оценивается. Включение данных фазового анализа в систему CST позволяет провести их количественную оценку. Для этого используются оценочные шкалы системы CST. Сложность здесь заключается в том, что разные физиологические и патофизиологические механизмы могут вызвать одинаковые сдвиги фазовых показателей. Чтобы показать методический подход при выборе шкал оценок для людей с разным функциональным состоянием миокарда провели обследование 5 групп исследуемых, чтобы охватить широкий «человеческий диапазон», от мастеров спорта по лыжному спорту до лиц, имеющих сердечную недостаточность II степени. Представляем состав групп:

## Блок II. Периоды и фазы сердечного цикла

№	Фазовый показатель	Индекс*	Индексный алгоритм	Цифровой алгоритм	SHORT-TERM
10	Частота сердечных сокращений	$f_c$	60 */J	60 */9	HR
11	Фаза асинхронного сокращения	AC	B — A	2 — 1	AC
12	Фаза изометрического сокращения	IC	[F — B] — [H — C]	[6 — 2] — [8 — 3]	IC
13	Период напряжения	T	AC + JC	11 + 12	T
14	Фаза быстрого изгнания по СФГ	$E_m$	D — C	4 — 3	$E_{MAX}$
15	Фаза редуцированного изгнания по СФГ	$E_R$	G — D	7 — 4	E RED
16	Период изгнания	E	G — C	7 — 3	E
17	Протодиастолический интервал	P	H — G	7 — 8	P
18	Электрическая систола	$S_E$	E — A	5 — 1	SYSTEM
19	Механическая систола	$S_M$	JC + E	12 + 16	SYSTEM
20	Тотальная систола	$S_T$	AC + IC + E	11 + 12 + 16	SYSTEM
21	Тотальная диастола	$D_T$	J — $S_T$	9 — 20	DIAS T
22	Период изгнания по Блумбергеру	$F_B$	H — C	8 — 3	E BLUMB
23	Период напряжения по Блумбергеру	$T_B$	[F — A] — [H — C]	[6 — 1] — [8 — 3]	T BLUMB

24	Время изгнания минутного объема	ВИМО	$E \cdot HR$	$16 \times 10$	$E \cdot HR$
25	Время минутного напряжения миокарда	ВМНМ	$T \cdot HR$	$13 \times 10$	$T \cdot HR$
26	Время тотального сердечного сокращ.	ВТСС	$S_T \cdot HR$	$20 \times 10$	$ST \cdot HR$
27	Время электрического сердечного сокращ.	ВЭСС	$S_E \cdot HR$	$18 \times 10$	$SE \cdot HR$
28	Время механической активности сердца	ВМАС	$S_M \cdot HR$	$19 \times 10$	$SM \cdot HR$
29	Диастола электрическая	$D_E$	$J - [E - A]$	$9 - (5 - 1)$	DE
30	Диастола акустическая	$D_A$	$J - [F - B]$	$9 - (6 - 2)$	DA
31	Систола акустическая	$S_A$	$F - C$	$6 - 3$	SYST A
32	Диастола механическая	$D_M$	$J - [IC + E]$	$9 - [12 + 13]$	DM
33	Атриовентрикулярная проводимость	PQ	A	1	PQ

### Блок III. Значения разностей

34	$\Delta Q - I$ тон	AC	$B - A$	$3 - 2$	$B - A$
35	$\Delta I$ тон — начало анакроты СГ	$I_T - A_n$	$C - B$	$4 - 3$	$C - B$
36	$\Delta$ начало анакроты — высшая точка СГ	$E_M$	$D - C$	$5 - 4$	$D - C$
37	$\Delta$ высшая точка СГ — конец зубца Т	$SFM - T$	$E - D$	$6 - 5$	$E - D$
38	$\Delta$ Конец зубца Т — начало II тона	$T - II_T$	$F - E$	$7 - 6$	$F - E$

39	$\Delta$ конец периода изгнания — начало II тона	$E_F - II$	$G - F$	8—7	$G - F$
40	$\Delta$ инцисура — конец периода изгнания	$Inc - Er$	$H - G$	9—8	$H - G$
41	$\Delta$ инцисура — начало зубца P	$Inc - P$	$I - H$	1—9	$J - H$
42	$\Delta$ инцисура — конец зубца T	$Inc - T$	$H - E$	9—6	$H - E$
43	$\Delta$ инцисура — начало II тона	$Inc - II_t$	$H - F$	7—9	$H - F$
44	$\Delta S_E - E$	EED	$S_E - E$	18—16	$SE - E$
45	$\Delta S_E - S_M$	EMD	$S_E - S_M$	18—19	$SE - SM$
46	$\Delta S_E - S_A$	EAD	$S_E - S_A$	19—31	$SE - SA$
47	$\Delta S_M - S_A$	MAD	$S_M - S_A$	18—31	$SM - SA$
48	$\Delta S_A - E$	AED	$S_A - E$	31—16	$SA - E$

**Блок IV. Относительные показатели**

49	Процент AC от длительности J	$AC_R$	$AC/J \cdot 100$	11/9 · 100	AC REL
50	Процент IC —, —, —	$IC_R$	$IC/J \cdot 100$	12/9 · 100	IC REL
51	Процент T —, —, —	$T_R$	$T/J \cdot 100$	13/9 · 100	T REL
52	Процент $E_R$ —, —, —	$E_{RR}$	$E_R/J \cdot 100$	15/9 · 100	ER REL
53	Процент $E_M$ —, —, —	$E_{MR}$	$E_M/J \cdot 100$	14/9 · 100	EM REL

54	Процент $E$ — „— „— „—	$E_R$	$E/J \cdot 100$	16,9 · 100	$E REL$
55	Процент $S_E$ — „— „— „—	$S_{ER}$	$S_E/J \cdot 100$	18/9 · 100	$SE REL$
56	Процент $S_M$ — „— „— „—	$S_{MR}$	$S_M/J \cdot 100$	19/9 · 100	$SM REL$
57	Процент $S_T$ — „— „— „—	$S_{TR}$	$S_T/J \cdot 100$	20/9 · 100	$ST REL$
58	Процент $D_T$ — „— „— „—	$D_{TR}$	$D_T/J \cdot 100$	21/9 · 100	$DT REL$

**Блок V. Дополнительные относительные показатели**

59	ВФП — внутрифазовый показатель	$FSN$	$IC/T \cdot 100$	12/13 · 100	$IC/T$
60	ВСП — внутрисистолический показатель	$SSN$	$E/S_M \cdot 100$	16/19 · 100	$E/SM$
61	ИНМ — индекс напряжения миокарда	$MPJ$	$T/S_T \cdot 100$	13/20 · 100	$SM/J$
62	СПМ — систолический показатель механический	$MSN$	$S_M/J \cdot 100$	19/9 · 100	$SM/SE$
63	МЭК — механико-электрический коэффициент	$MEK$	$S_M/S_E$	19/18	$AC/IC$
64	ВКН — внутренний коэффициент напряжения	$PSN$	$AC/IC$	11/12	$T/ST$
65	СКТ — систолический коэффициент тотальный	$TSK$	$S_T/D_T$	20/21	$ST/DT$
66	СКМ — систолический коэффициент механический	$MSK$	$S_M/D_M$	19/32	$SM/DM$
67	СКЭ — систолический коэффициент электрический	$ESK$	$S_E/D_E$	18/29	$SE/DE$
68	МКБ — механический коэффиц. Блумбергера	$BMK$	$E/T$	16/13	$E/T$
69	ФРМ — функциональный резерв миокарда	$SFR$	$S_T/S_E$	20/18	$ST/SE$

## Блок VI. Корректированные показатели

70	КПИ — корректированный период изгнания	KVP	$\frac{E}{\sqrt{R-R}}$	$\frac{16}{\sqrt{9}}$	E KORR
71	КПН — корректированный период напряжения	KPP	$\frac{T}{\sqrt{R-R}}$	$\frac{13}{\sqrt{9}}$	T KORR

- I группа — мастера спорта по лыжному спорту (n=25), здоровые;
- II группа — здоровые, нетренированные лица в возрасте 15—23 лет, n=9;
- III группа — лица среднего возраста, имеющие боли стенокардического характера в области сердца, но интактные коронарные сосуды (по данным коронарографии), n=21;
- IV группа — лица среднего и пожилого возраста, имеющие сужение коронарных артерий различной степени выраженности (по данным коронарографии), n=25;
- V — группа — лица, лечившиеся в стационаре по поводу сердечно-сосудистой недостаточности II степени, n=17.

Данные III и IV групп собраны ассистентом нашей кафедры, канд. мед. наук Я. А. Маароосом на базе Тартуской республиканской клинической больницы и лаборатории по сосудистой хирургии ТГУ, данные V группы представлены ассистентом кафедры факультетской терапии ТГУ, канд. мед. наук И. Лийв.

Поликардиограммы записывались по общепринятой методике на аппаратах «Биокомб-5» и «Мингограф-8».

### Результаты обследования

Сводная таблица полученных данных (табл. 4) составлена с учетом требования максимальной наглядности и обзорности. Поэтому в основной части таблицы приведены  $\bar{x}$ ,  $s_x$ ,  $n$  для каждой группы исследуемых. Верхняя часть таблицы представляет собой мини-схемы динамики средних значений отдельных групп в их логической очередности слева направо, от группы лыжников до группы больных с сердечно-сосудистой недостаточностью. По этим схемам наиболее ярко видны тенденции смещения показателей в зависимости от функционального состояния сердечной мышцы и коронарных сосудов. По признаку физической работоспособности исследуемые группы имеют следующую очередность: лыжники > здоровые нетренированные лица > лица среднего возраста с жалобами на стенокардию > лица с изменениям в коронарных сосудах > большие с сердечно-сосудистой недостаточностью. Такая очередность групп дает хорошие основания для интерпретации сдвигов средних значений. Мы считаем, что к весьма хорошим показателям по динамике средних значений можно отнести такие, у которых эти значения имеют закономерное, наиболее близкое к линейному повышение (или понижение) от первой к пятой группе. В частности, существенное значение при этом имеет наличие или

Сводная таблица результатов обследования

Номер показателя		1	2	3	4	5	6	
Название показателя		HR	AC	IC	T	Em	Er	
Динамика $\bar{x}$ от 1-ой к 5-ой группе								
1	Лыжники, мастера спорта	$\bar{x}$	56,0	0,067	0,042	0,109	0,06	0,204
		$s_x$	7,764	0,014	0,024	0,03	0,013	0,026
		m	1,552	0,029	0,04	0,006	0,002	0,005
2	Здоровые, молодые	$\bar{x}$	59,673	0,073	0,028	0,094	0,084	0,186
		$s_x$	7,412	0,011	0,037	0,037	0,039	0,065
		m	2,471	0,004	0,012	0,012	0,013	0,022
3	Лица среднего возраста (стенокардия)	$\bar{x}$	71,828	0,061	0,044	0,099	0,042	0,229
		$s_x$	11,02	0,002	0,025	0,023	0,01	0,034
		m	2,405	0,005	0,005	0,005	0,002	0,007
4	Лица пожилого возраста с окклюзией венечных артерий	$\bar{x}$	69,425	0,068	0,056	0,123	0,054	0,189
		$s_x$	14,148	0,024	0,03	0,034	0,015	0,024
		m	2,829	0,004	0,006	0,006	0,003	0,004
5	Лица с сердечно-сосудистой недостаточностью	$\bar{x}$	68,517	0,056	0,04	0,093	0,089	0,187
		$s_x$	11,047	0,011	0,029	0,024	0,038	0,043
		m	2,679	0,033	0,007	0,006	0,009	0,011
Шкалы оценки CST	Номера групп	1	6	13	1	1	6	12
		2	6	13	15	15	11	12
		3	6	15	16	16	15	16
		4	6	15	16	16	6	15
		5	6	15	16	16	6	15
Результаты t-теста Стьюдента между группами	1—2	—	—	—	—	+	—	
	1—3	+++	—	—	—	+++	+	
	1—4	+++	—	—	—	—	+	
	1—5	+++	+	—	—	++	—	
	2—3	++	—	—	—	+++	—	
	2—4	—	—	+	+	++	—	
	2—5	+	++	—	—	—	—	
	3—4	—	—	—	—	++	+++	
	3—5	—	—	—	—	+++	++	
	4—5	—	—	—	++	+++	—	

7	8	9	10	11	12	13	14	15
E	P	S <sub>E</sub>	S <sub>M</sub>	S <sub>T</sub>	D <sub>T</sub>	E <sub>B</sub>	T <sub>B</sub>	CO <sub>T</sub>
0,261 0,031 0,006	0,027 0,008 0,001	0,398 0,022 0,004	0,303 0,025 0,005	0,371 0,029 0,005	0,719 0,135 0,027	0,289 0,03 0,006	0,109 0,03 0,006	14,577 2,157 0,431
0,27 0,031 0,01	0,037 0,012 0,004	0,411 0,014 0,005	0,291 0,024 0,008	0,364 0,017 0,006	0,653 0,106 0,035	0,397 0,032 0,011	0,094 0,037 0,012	16,109 2,463 0,821
0,264 0,035 0,008	0,029 0,01 0,002	0,375 0,035 0,008	0,303 0,031 0,007	0,364 0,028 0,006	0,493 0,142 0,031	0,293 0,04 0,087	0,099 0,023 0,005	18,711 2,009 0,438
0,243 0,028 0,005	0,035 0,01 0,002	0,379 0,041 0,008	0,298 0,044 0,008	0,367 0,04 0,008	0,532 0,16 0,032	0,279 0,029 0,005	0,123 0,034 0,006	16,453 2,352 0,47
0,275 0,02 0,005	0,026 0,008 0,002	0,375 0,038 0,009	0,312 0,039 0,009	0,368 0,029 0,007	0,499 0,18 0,044	0,301 0,021 0,005	0,094 0,024 0,006	18,784 2,303 0,559
6 12 1 1 1	0 0 0 0 0	13 11 11 11 11	11 11 11 11 11	11 11 11 11 11	1 1 1 1 1	16 12 15 15 15	15 13 16 6 16	16 16 16 16 16
- - + - - + - + - +++	- - ++ - - - ++ - - ++	- + - ++ + + - - - -	- - - - - - - - - -	- - - - - - - - - -	- +++ +++ +++ + + - - - -	- - - - - + - + - +	- - - - - + - ++ - ++	- +++ ++ +++ ++ - + - - ++







44	45	46	47	48	49	50	51
E <sub>MR</sub>	E <sub>R</sub>	S <sub>ER</sub>	S <sub>MR</sub>	S <sub>TR</sub>	D <sub>TR</sub>	FSN	SSN
5,521 1,493 0,298	24,086 3,749 0.749	36,841 4,31 0,862	27,83 3,202 0,640	34,085 3,918 0,783	65,906 3,914 0,782	37,451 14,099 2,819	85,979 8,563 1,712
8,23 3,201 1,067	26,846 4,104 1,368	40,762 3,871 1,29	28,786 2,542 0,847	36,157 3,812 1,271	63,843 3,812 1,271	24,382 20,777 6,926	93,379 13,204 4,401
5,006 1,436 0,313	31,183 3,347 0,73	44,499 5,2 1,135	36,009 5,167 1,127	41,843 8,177 1,874	56,728 5,132 1,12	53,469 60,165 13,128	87,538 9,79 2,136
6,146 2,017 0,403	27,756 3,816 7,633	43,32 6,306 1,261	33,988 5,501 1,1	41,128 7,884 1,576	57,707 6,654 1,330	43,971 18,897 3,779	82,487 9,524 1,904
9,984 4,584 1,112	31,307 3,84 0,931	42,584 6,096 1,478	35,601 6,482 1,572	41,997 6,627 1,607	58,015 6,65 1,613	38,654 15,978 3,875	88,732 7,897 1,915
6 12 15 6	6 12 15 15	6 6 6 6	6 6 6 6	6 6 6 6	1 1 1 1	1 12 6 6	1 1 1 1
++ - - +++ +++ + - + +++ +++	- +++ +++ +++ ++ - + ++ - ++	+ +++ +++ ++ - - - - - -	- +++ +++ +++ +++ ++ + - - -	- +++ +++ +++ +++ - + - - -	- +++ +++ +++ +++ - + - - -	+ - - - - - - - - -	- - - - ++ + - - - +

52	53	54	55	56	57	58	59
MPJ	MSN	MEK	PSN	TSK	MSK	ESK	BMK
29,315 7,424 1,484	27,99 3,168 0,633	0,761 0,06 0,012	1,763 1,019 0,203	0,521 0,091 0,018	0,395 0,058 0,011	0,598 0,109 0,021	7,599 0,609 0,121
25,746 9,277 3,092	28,786 2,542 0,848	0,708 0,048 0,016	3,786 2,396 0,799	0,572 0,096 0,032	0,404 0,05 0,017	0,694 0,125 0,042	3,246 1,206 0,402
27,567 6,162 1,345	36,009 5,167 1,127	0,809 0,065 0,014	2,116 2,057 0,449	0,777 0,134 0,029	0,573 0,128 0,028	0,817 0,165 0,036	3,316 3,617 0,789
33,221 7,269 1,453	33,987 5,501 1,1	0,786 0,091 0,018	1,9 1,715 0,343	0,745 0,202 0,04	0,526 0,127 0,025	0,785 0,197 0,039	2,175 0,846 0,169
24,935 5,341 1,295	35,598 6,474 1,57	0,835 0,069 0,017	2,331 2,232 0,541	0,746 0,208 0,05	0,583 0,185 0,045	0,728 0,215 0,052	3,247 1,23 0,298
12 12 12 12 12	6 6 6 6 6	15 15 15 15 15	11 11 11 11 11	6 6 6 6 6	6 6 6 6 6	12 12 6 6 6	11 11 11 11 11
-- -- -- + -- + -- ++ -- +++	-- +++ +++ +++ +++ + ++ -- -- --	+ + -- +++ +++ + +++ -- -- --	++ -- -- -- --	-- +++ +++ +++ +++ + + -- -- --	-- +++ +++ +++ +++ + + -- -- --	+ +++ +++ + -- -- -- -- -- --	-- -- -- + -- -- -- -- -- ++

отсутствие статистически достоверных межгрупповых различий. Эти данные представлены в нижней части таблицы, где расположены все попарно вычисленные значения  $t$ -теста Стьюдента. При этом «—» означает отсутствие достоверных различий, знаком «+» обозначены на 95%-ном уровне значимости существенные различия, «++» означает 99%-ный и «+++» 99,9%-ный уровни различия. Как видно, относительные и производные показатели фазового анализа в этом смысле намного превышают абсолютные значения фаз и периодов сердечного цикла. Имеются показатели как  $S_M$ ,  $S_T$ ,  $I$ — $II_t$ ,  $MAD$ , средние значения которых совершенно не различаются ни в одной из исследуемых групп, несмотря на огромные различия в функциональных возможностях этих лиц. С другой стороны, наибольшие различия имеются между средними значениями отдельных групп у таких показателей как  $HR$ ,  $D_T$ ,  $E \cdot HR$ ,  $S_E \cdot HR$ ,  $S_M \cdot HR$ ,  $S_{TR}$ ,  $S_{ER}$ ,  $D_{TR}$ .

Проведение  $t$ -теста Стьюдента показало наличие большого числа показателей, имеющих достоверные отличия между 5 обследуемыми группами. Это указывает на возможность их использования в дифференциальной диагностике, а также позволяет сделать выбор наиболее информативных показателей. Наличие показателей, не имеющих достоверных различий между группами, указывает на более низкую диагностическую ценность таких показателей.

Однако сравнение средних величин, имеющих дифференциально-диагностическое значение по отношению к выявлению оценки различных тенденций общего смещения показателя, не может выявить всех закономерностей, необходимых для интерпретации полученных данных. Поэтому сравнение межгрупповых данных дополнили результатами корреляционного анализа. Нами проведено изучение количества и характера корреляционных связей внутри каждой группы, а также межгрупповых корреляционных связей. При этом возможен избирательный отбор связей отдельных показателей как в пределах одной группы, так и между группами.

Таблица 5 представляет характер и количество корреляционных связей частоты пульса с другими определяемыми показателями внутри каждой группы обследуемых, а также в общей группе (все 5 групп взяты вместе). В виде маленьких схем отмечены достоверные корреляции в 5 обследуемых группах. Большое число достоверных связей с частотой пульса обусловлено тем, что фазовые показатели связаны с длительностью сердечного цикла (обратной величиной частоты пульса), а производные показатели соотносятся либо с длительностью сердечного цикла, либо с частотой пульса. Корреляционная таблица частоты пульса показывает более общие механизмы взаимосвязи, а более тонкие связи представлены в таблицах, отражающих связи отдельных фаз сердечного цикла ( $AC$ ,  $IC$ ,  $T$ ,

Е, Д). Количество и характер внутригрупповых связей отличаются в разных группах. Встречаются показатели, имеющие высокую связь во всех 5 группах (HR и  $D_T$ , T и EAD, E и  $S_A$  и т. д.) или только в группах здоровых лиц и спортсменов (IC и E, IC и  $S_A$ , T и  $E_M$ , E и  $E \cdot HR$  и т. д.), или только в группах больных HR и  $T_R$ , AC и IC и т. д. Для большого числа полученных связей трудно найти закономерность. Пристальное внимание привлекают связи, имеющие в разных группах противоположную направленность, например, показатели AC и  $S_T$  в группе спортсменов имеют коэффициент корреляции  $+0,50$ , а в группе больных с сердечной недостаточностью этот коэффициент равен  $-0,58$ , для показателей T и ВФП в группе здоровых  $r = +0,70$ , а в группе лиц со стенокардией  $r = -0,70$ . Возможно, что более глубокое изучение этих взаимосвязей поможет выявить разные механизмы приспособительных реакций к различным возмущениям.

Изучение внутригрупповых корреляций дает представление о формировании взаимосвязей показателей у лиц определенного контингента, в то время как таблица общегрупповых корреляций дает представление об общей тенденции зависимости во всех группах. Учет динамики результатов групповых средних значений, данных корреляционного анализа и результатов анализа литературных данных позволили нам приступить к наиболее ответственной процедуре — выбору шкалы оценки качественного содержания каждого показателя в CST системе, эти оценки приведены в таблице 4 в третьем разделе.

Объясняем логику формализации оценки на примере некоторых основных показателей фазового анализа.

### **Частота сердечных сокращений**

По средним данным видна отчетливая тенденция увеличения средних значений от первой к четвертой-пятой группе. При этом значительная часть межгрупповых различий является статистически высокодостоверной, следовательно, можем заключить, что более низкая частота пульса характерна для более высокороботоспособного контингента исследуемых. Короче, показатель может быть оценен по принципу «чем меньше, тем лучше». Поскольку закономерность сильная, пользуемся шкалой номер 6. Такой вывод подтверждается и практикой кардиологической диагностики.

### **Длительность фазы изометрического сокращения**

Изометрическое сокращение короче всего (по средним данным) у относительно молодых, здоровых и нетренированных лиц (2 группа). У спортсменов (лыжники высокого класса) оно длиннее, что совпадает и с результатами других исследова-



Таблица с рассчитываемыми показателями внутри групп и в общей группе

D <sub>A</sub>	S <sub>A</sub>	D <sub>M</sub>	AC	E <sub>M</sub>	IN-I	INC-P	INC-II+	AED	AC <sub>R</sub>	T <sub>R</sub>	E <sub>RR</sub>	E <sub>MR</sub>	E <sub>R</sub>	S <sub>ER</sub>	S <sub>MR</sub>	S <sub>TR</sub>	D <sub>TR</sub>	FSN	MSN	TSK	MSK	ESK
21	22	23	25	27	28	32	34	39	40	42	43	44	45	46	47	48	49	50	53	56	57	58
-95	-40	-95						45		57	43	58										
-94	-64	-97	64			-98			90				73	99	71	92	-93	-69	71	94	71	98
-95	-67	94			-66	-93				72	60	51	71	81	75	56	-89	-57				
-96	-74	-96		-42	-57	-98	-56		58	58	70		86	76	70	84	-85					
-96		-95				-93			61	64									70	77	53	55
-95	-39	-95			-41	-95			53	58	62		77	87	78	88	88		78	88	73	85

телей [2, 19, 21, 23]. Согласно данным А. Д. Буткова [21], длительность ИС существенно зависит даже в группе лыжников от их тренированности, следовательно, для первой группы можно выбрать шкалу 1 (чем больше, тем лучше — проявление синдрома регулируемой гиподинамии.) Однако для остальных групп [3, 4, 5] характерна обратная динамика — чем ниже функциональное состояние сердца, тем выше длительность ИС, т. е. чем меньше длительность ИС, тем лучше, и шкала номер 6 или 16 является самой подходящей. Какую из них предпочесть? Посмотрим результат *t*-теста Стьюдента. Различия между группами в основном недостоверны. Это, во-первых, показывает общую малую информативность ИС для межгрупповых сравнений, а во-вторых, если мы все же хотим придать ИС какое-то значение, то это нужно делать весьма осторожно. Следовательно, шкала номер 16, мало отличающаяся от 0-шкалы, удовлетворяет нас в большей степени. Дополнительную информацию не дает и корреляционный анализ: ИС ни в одной группе не зависит от частоты пульса (шкалу оценки которой мы уже установили) и не имеет сколько-нибудь важных по содержанию связей с другими показателями. Вторую группу, которая стоит ближе к первой, можно оценить по шкале 15, но также с определенной степенью осторожности.

Возникает вопрос, правомерна ли вообще изолированная оценка показателей фазового анализа в отрыве от фазовых синдромов, предложенных В. Л. Карпманом [2]? Несомненно, этот вопрос весьма сложный. Однако мы убеждены, что предложенный нами технический аппарат оценки позволяет в будущем объективизировать и фазовые синдромы при помощи ЭВМ. До сих пор не существует метода количественного определения фазовых синдромов. При пользовании нашей методикой, в особой модификации, это возможно. Вероятно, при контроле наличия таких фазовых синдромов, как синдромы нагрузки объемом, стеноза выходного тракта и высокого диастолического давления, оценка отдельных показателей подчиняется единым закономерностям. С другой стороны, введение шкал для оценки отдельных показателей с учетом особенностей конкретного контингента позволяет более четко использовать клинический опыт при оценке конкретных случаев. Например, в данном случае, степень удлинения ИС у высокотренированных лыжников оценивается по шкале I и трактуется как признак регулируемой гиподинамии. В то же время удлинение ИС, наблюдаемое при гиподинамии миокарда в группах 3, 4, 5, оценивается по шкале, имеющей противоположные свойства [16]. При этом абсолютные значения ИС весьма близки. Очевидно такая система позволяет более конкретно выразить наше отношение к различным по содержанию состояниям, а также по-новому решать проблему фазовых синдромов.

## Длительность фазы асинхронного сокращения

Разные воздействующие факторы — гормональные, фармакологические, а также физическая работа и поражения сердца — могут и удлинять, и укорачивать длительность фазы АС [2, 3, 8, 29]. Абсолютная величина сдвигов весьма мала, они не отражают величину воздействующего фактора, а скорее указывают направление изменений. Поэтому оценка отклонений, лежащих в области, близкой к средним значениям, затруднительна. Для группы спортсменов и здоровых лиц применяем шкалу 13, которая в области отклонений  $\pm 2 s_x$  дает одинаковую оценку, а значения в области  $\pm 2,5$  и  $3 s_x$  оцениваются значительно меньшими баллами. Выбору шкалы в группах с сердечной патологией способствовала обнаруженная высокая обратная корреляционная зависимость с ИС ( $r = -0,78$ ,  $-0,39$ , и  $-0,63$  соответственно в III, IV и V группах). Поскольку для оценки длительности ИС в этих группах применяли шкалу 16, то для оценки длительности АС используем шкалу 15, имеющую противоположный характер распределения баллов.

## Длительность периода напряжения

Период напряжения — Т включает в себя фазы АС и ИС, поэтому естественно, что изменения периода напряжения отражают динамику изменений составляющих фаз. Более тесная связь Т с ИС (I группа —  $r = 0,87$ , II гр. —  $r = 0,90$ , IV гр.  $r = -0,69$  и V гр.  $r = 0,92$ ) показывает, что определяющей фазой периода напряжения является фаза изометрического сокращения. Поэтому мы выбрали для оценки длительности периода напряжения в отдельных группах шкалы, применяемые для оценки длительности фазы изометрического сокращения в этих же группах.

## Длительность периода изгнания

Большинство исследователей указывает на укорочение длительности периода изгнания у спортсменов под влиянием тренировки [2, 19, 20, 21]. Укорочение длительности фазы изгнания рассматривается как благоприятный эффект, поэтому для оценки ее длительности используем шкалу 6. Укорочение же длительности периода изгнания в группах с сердечной патологией рассматривается как проявление слабости миокарда (2, 5, 8, 11). Естественно, что и шкала, выбранная нами, имеет прямо противоположные свойства (шкала I). На правильность такого выбора указывают также данные корреляционного анализа. Отмечается высокая отрицательная связь длительности периода изгнания с частотой пульса в III, IV и V группах,

$r = -0,75$ ,  $-0,75$  и  $-0,67$  соответственно. Поскольку для оценки частоты пульса в этих группах использовали шкалу 6, то для оценки длительности периода изгнания необходимо пользоваться шкалой I. Таким образом, в данном случае выбору шкалы оценки способствовал учет нескольких механизмов.

В группе здоровых лиц для оценки используется шкала 12, то есть оптимальной является длительность периода изгнания в области  $\pm 1 s_x$  от среднего значения, а отклонение значений за эту область, которое может быть следствием различных патологических состояний, оценивается значительно меньшим баллом.

### **Длительность протодиастолического интервала**

Длительность протодиастолического интервала мало отличается в группах по средним значениям, отсутствуют данные об изменении его длительности в разных условиях. Поэтому для оценки его длительности используем 0—шкалу. Эта шкала имеет по всей ширине (от  $-3 S_x$  до  $+3 S_x$ ) условный балл, равный 6,5, при округлении до 7. Фактически это означает, что диагностическая ценность этого показателя очень мала и его можно не определять (в данных условиях).

### **Длительность электрической систолы**

Из клинической практики известно, что отклонениям длительности электрической систолы на  $\pm 0,04''$  не придают существенного диагностического значения, а во внимание принимаются большие отклонения. Рассмотрим наши данные. В группе лыжников  $\bar{x}$  для  $S_E = 0,398''$ , а  $1 S_x$  имеет значение  $0,022''$ , т. е. только отклонение за пределы  $\pm 2 s_x$  будет больше  $0,04''$  и будет иметь диагностическое значение. Таким образом, в диапазоне  $\pm 2 s_x$  будет одна оценка, а при выходе за эти пределы величина оценки уменьшается. В данном случае применяется шкала 13.

В группе лиц с коронарной патологией  $\bar{x}$  для  $S_E = 0,379''$ , а величина  $1 s_x = 0,041''$ . В этой группе выход за пределы  $\pm 1 s_x$  дает уменьшение оценки, поскольку изменения длительности будут больше  $0,04''$ . По 11 шкале оценки в этой группе выход за пределы  $\pm 1 s_x$  оценивается меньшим баллом.

### **Длительность механической и общей систолы**

Механическая и общая систолы имеют практически одинаковые средние значения в разных группах обследуемых и при графическом выражении динамики по группам дают практи-

чески горизонтальную линию, по  $t$ -критерию Стьюдента отсутствуют достоверные различия между группами. Поэтому во всех группах для оценки используем одинаковую шкалу II.

### Длительность диастолы

Длительность диастолы имеет высокодостоверные отличия по  $t$ -тесту Стьюдента между средними значениями группы спортсменов и средними значениями остальных групп, а также между группой здоровых лиц и группами лиц с поражением сердца. Казалось бы, что это должно определить применение разных шкал для оценки длительности диастолы. Однако изучение взаимосвязи длительности диастолы с другими показателями ( $D_T$  и HR  $r = -0,96$ ,  $D_T$  и ВТСС  $r = -0,82$ ,  $D_T$  и  $E \cdot HR$   $r = -0,80$  и т. д.) позволило отметить общую тенденцию во всех группах: чем длиннее диастола, тем лучше. Поэтому для оценки длительности диастолы во всех группах применяем шкалу I.

Подобным образом были подобраны шкалы оценок для всех рассчитываемых показателей, причем в каждом конкретном случае учитывался механизм изменений. Необходимо еще раз подчеркнуть, что шкалы оценок вырабатывались на основе среднегрупповых значений, но использование их предусмотрено для индивидуальной оценки фазовых показателей сердечного цикла каждого обследуемого.

Для улучшения программы ЕТР-ФА-6В в первую очередь необходимо провести «чистку» среди получаемых показателей. Необходимо оставить один показатель из встречающихся дважды (4—14, 5—27, 8—31, 47—53), необходимо исключить малоинформативные показатели P,  $E_R$ , PQ, МЭК; в группе сходных показателей ( $D_T$ ,  $D_E$ ,  $D_M$ ,  $D_A$ ) оставить только ведущий.

Поскольку подход в подборе оценок определяется положением: чем благоприятнее сдвиг в величине показателя, тем выше присваиваемый балл, то в суммарном выражении для каждого обследуемого это значит, что чем больше сумма баллов определенных показателей, тем выше функциональное состояние его миокарда.

В таблице 6 представлены результаты оценки для 5 лиц, представителей каждой группы, по четырем показателям: HR, IC, E и  $D_T$ . Здесь хорошо видно, что оценка индивидуальных показателей проводится с учетом средних значений и шкал оценок для каждой группы. По сумме набираемых баллов можем сравнивать функциональное состояние миокарда внутри каждой группы; чем выше сумма, тем лучше функциональное состояние.

Применение оценочных шкал по четырем показателям в пяти группах

Группа	Ф. И.	HR						IC						E						D <sub>T</sub>						сумма баллов
		x <sub>1</sub>	x <sub>2</sub>	S <sub>x</sub>	$\frac{\bar{x} - x_1}{S_x}$	шкала	балл	$\bar{x}$	$\bar{x}$	S <sub>x</sub>	$\frac{\bar{x} - x_1}{S_x}$	шкала	балл	x <sub>1</sub>	$\bar{x}$	S <sub>x</sub>	$\frac{\bar{x} - x_1}{S_x}$	шкала	балл	x <sub>1</sub>	$\bar{x}$	S <sub>x</sub>	$\frac{\bar{x} - x_1}{S_x}$	шкала	балл	
I	М.	45,1			-1,5		9	0,05			+0,5		7	0,25			-0,5		7,5	0,92			+1,5		9,5	33,0
	М.	45,2			-1,5		9	0,04			-0,5		6	0,21			-1,5		9	0,62			-1,0		4,5	28,5
	Х.	55,5	56,0	7,7	-0,5	6	7,5	0,03	0,042	0,024	-0,5	15	6	0,28	0,261	0,031	+0,5	6	5,5	0,71	0,719	0,135	+0	1	6,5	25,5
	С.	61,8			+1,0		4,5	0,05			+0,5		7	0,26			±0		6,5	0,61			-1,0		4,5	22,5
	Х.	56,6			+0,5		5,5	0,07			+1,0		7	0,28			+0,5		5,5	0,65			-1,0		4,5	22,5
II	И.	60,0			+0,5		5,5	0,02			-0,5		6	0,27			±0		10	0,65			+0		6,5	28,0
	К.	58,2			-0,5		7,5	0,03			+0,5		7	0,30			+1,0		9	0,64			-0,5		5	28,0
	Т.	50,8	59,6	7,4	-1,5	6	9	0,02	0,027	0,037	-0,5	15	6	0,20	0,269	0,035	-1,0	12	9	0,80	0,653	0,106	+1,5	1	9,5	33,5
	Л.	61,2			+0,5		5,5	0,04			+0,5		7	0,26			-0,5		10	0,60			-0,5		5	27,5
	Н.	76,9			+2,5		1,5	0,02			-0,5		6	0,25			-0,5		10	0,44			-2,0		2,5	20,0
III	К.	86,9			+1,5		3,5	0,05			+0,5		6	0,22			-1,5		3	0,35			-1,0		4,5	17,0
	М.	70,6			-0,5		7,5	0,07			+1,0		6	0,24			-1,0		4,5	0,50			+0,5		7,5	25,5
	Т.	76,9	71,8	11,0	+0,5	6	5,5	0,04	0,044	0,024	-0,5	16	7	0,26	0,264	0,035	+0,5	1	5	0,42	0,493	0,142	-0,5	1	5	22,5
	Т.	64,5			-1,0		8,5	0,06			+0,5		7	0,24			-1,0		4,5	0,58			+1,0		8,5	27,5
	Р.	42,8			-3,0		12	0,05			+0,5		6	0,38			+3,0		12	1,00			+3,0		12	42,0
IV	И.	50,8			-1,5		9	0,04			-0,5		7	0,27			+0,5		7,5	0,82			+2,0		10,5	34,0
	К.	98,3			+2,5		1,5	0,05			-0,5		7	0,21			-0,1		4,5	0,27			-2,0		2,5	15,5
	К.	63,98	69,4	11,0	-0,5	6	7,5	0,06	0,056	0,030	+0,5	16	6	0,24	0,243	0,028	±0	1	6,5	0,57	0,532	0,160	+0,5	1	7,5	27,5
	Н.	88,2			+1,5		3,5	0,06			+0,5		6	0,19			-0,2		2,5	0,35			-1,5		3	15,0
	М.	65,2			-0,5		7,5	0,02			-1,5		7,5	0,24			±0		6,5	0,56			+0,5		7,5	29,0
V	Т.	48,7			-2,0		10,5	0,04			0		6,5	0,27			±0		6,5	0,86			+2,0		10,5	34,0
	Т.	62,1			-1,0		8,5	0,01			0,5		7	0,30			+1,0		8,5	0,60			+1,0		8,5	32,5
	Т.	73,1	68,5	14,1	+0,5	6	5,5	0,14	0,040	0,040	3,0	16	5	0,30	0,274	0,020	+1,0	1	8,5	0,36	0,499	0,180	-1,0	1	4,5	22,5
	В.	81,0			+1,5		3,5	0,04			0		6,5	0,25			-1,0		4,5	0,40			-0,5		5	19,5
	О.	60,9			-1,0		8,5	0,03			0,5		7	0,29			+1,0		8,5	0,62			+1,0		8,5	32,5

В заключение необходимо сказать, что представленный нами вариант количественной оценки показателей фазового анализа будет улучшаться и по мере совершенствования может найти широкое применение в практике.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Андреев Л. Б., Андреева Н. Б. Фазовая структура сердечного цикла в норме и патологии. Ростов, 1969.
2. Карпман В. Л. Фазовый анализ сердечной деятельности. М., 1965.
3. Фельдман С. Б. Оценка сократительной функции миокарда по длительности фаз систолы. Л., 1965.
4. Leighton R. F. et al. *Am. J. Cardiol.* 1971, 27, 66.
5. Willems J. et al. *Acta Cardiol.* 1967, 22, 401.
6. Wilberts S., Aronow M. D. *Am. J. Cardiol.*, 1970, 26, 238—240.
7. Agress C. M. et al. *Jap. Heart J.*, 1965, 6, 497.
8. Weissler A. M., Garrard C. L. Modern concepts of cardiovascular disease, 1971, 40, 1—12.
9. Baragan J. et al. *Circulation*, 1970, 42, 797.
10. Bonrassa M. et al. *Am. J. Cardiol.*, 1962, 10, 792.
11. Horges M. et al. *Circulation*, 1972, 45, 933—942.
12. Heikkilä J. et al. *Circulation*, 1971, 44, 343—354.
13. Hamosh P. et al. *Circulation*, 1972, 45, 375—381.
14. Кундла М. И. О диагностической ценности индераловой пробы при ишемической болезни сердца. Автореф. канд. дисс. Тарту, 1973.
15. Leon D. et al. *Circulation*, 1972, 45, 46—54.
16. Harrison R. T. et al. *Am. Heart J.*, 1964, 67, 2, 189—199.
17. Критерии адаптационной способности к физическим напряжениям при коронарной патологии. Метод. письмо. Л., 1970.
18. Трангейзер В. А., Никулина Л. С. Функциональная диагностика нарушений сердечно-сосудистой системы во врачебно-трудовой экспертизе. М., 1973, 25—31.
19. Хрущев С. В., Израэль З. *Кардиология*, 1968, 10, 101—105.
20. Гудков И. А. Динамика сердечного сокращения при мышечной работе максимальной и субмаксимальной мощности. Автореф. канд. дисс. М., 1971.
21. Бутков А. Д. Проблемы спортивной медицины. М., 1972, 94—109.
22. Шхвацабая Ю. К. Проблемы спортивной медицины. М., 1965, 116—117.
23. Карпман В. Л., Шхвацабая Ю. К. Физиология и патология кровообращения. М., 1962, 22—24.
24. Maher J. et al. *Am. Heart J.*, 1974, 87, 3, 334—342.
25. Pigott V. M., Spodick D. H. *Am. Heart J.*, 1971, 82, 5, 632—641.
26. Spodick D. H. et al. *Circulation*, 1973, 49, 74—78.
27. Winters W. G. et al. *Circulation*, 1973, 48, 50—55.
28. Уткин В. Л. В кн.: Сердце и спорт. 1968, 358—367.
29. Иванцкая И. Н., Карпман В. Л. *Кардиология*, 1966, 4, 72—74.

# FAASANALÜÜS CST-SÜSTEEMIS

T. Karu, A. Landõr, R. Noorma

## Resümee

Kliinilises praktikas kasutatakse südame kontraktsioonivõime hindamisel laialdaselt südame tsükli faasilise struktuuri uurimist. Igapäevases praktikas kasutatavate faasanalüüsi näitajate väljaarvutamine on aga küllaltki mahukas töö.

Käesolevas töös on välja töötatud mõned programmid elektronarvutile, mis oluliselt kiirendavad nende näitajate arvutamist. Lisaks reaalselt töötavate programmide koostamisele on püütud tungida ka interpretatsiooni valdkonda. Selleks on kasutatud T. Karu poolt väljatöötatud CST-süsteemi hinnanguskaalasisid. Olulise momendina tuleb märkida hinnanguskaala valiku loogika väljatöötamist, mis põhineb matemaatilis-statistilistel kriteeriumidel. Skaalade valikul kasutati nn. läbilõikeuuringu materjali, mis võimaldas näidata, et hinnanguskaala oleneb uuritava kontingendi iseärasustest.

## ANALYSIS OF SYSTOLIC TIME INTERVALS IN THE CST SYSTEM

T. Karu, A. Landõr, R. Noorma

## Summary

In past few years the analysis of systolic time intervals has become to a widely spread procedure. In the present study a computer program for the estimation of systolic time intervals is used. 60 indices of several aspects of analysis were carefully analysed of in the case of each single person. 5 groups of individuals were examined: group I was compiled from top skiers, group II — nonathlets, group III — persons with angina pectoris, group IV — persons with coronary artery obturation, group V — with decompensation of cardiovascular system. The correlation analysis of each group was performed, intergroup correlation, coefficients were established as additional indices. Using Student-t test intergroup differences between arithmetic means were calculated. On the basis of these data the CST evaluation scales were selected.

## ОСОБЕННОСТИ ГАЗООБМЕНА ПРИ РАБОТЕ ПЕРЕМЕННОЙ ИНТЕНСИВНОСТИ

П.-Х. Г. Кингисепп

Кафедра спортивной медицины и ЛФК,  
лаборатория электрофизиологии и биофизики ТГУ

Наиболее распространенным видом физической активности в повседневной жизни является нагрузка переменной мощности. Работа переменной интенсивности широко используется также в спортивной практике. Каждое переключение с одной интенсивности нагрузки на другую вызывает реакцию приспособления к новым условиям работы. Многие вопросы, в том числе изменения взаимоотношений в показателях внешнего дыхания, связанные с приспособлением организма к работе переменной интенсивности, остались малоизученными. Изучение динамики газообмена во время работы переменной интенсивности является предметом данного исследования.

### Методика

Исследования выполнялись в двух сериях на мужчинах в возрасте от 18 до 28 лет. В первой серии участвовало 9, во второй 10 исследуемых. Исследуемые совершали работу на велоэргометре длительностью 30 мин; работа меньшей интенсивности (840 кгм/мин) чередовалась с работой большей интенсивности (1560 кгм/мин). В первой серии (схема переключений нагрузок показана на рис. 1 А) изучались изменения в системе дыхания на «фоне» работы меньшей интенсивности, нагрузки большей интенсивности были распределены так, что их длительность в ходе опыта возрастала. Во второй серии (схема переключения нагрузок на рис. 1 Б) изучались переходные процессы газообмена при включении периодов работы меньшей интенсивности, длительность периодов меньшей интенсивности возрастала. Общее количество произведенной работы было в обеих сериях одинаковое. Методика изучения внешнего дыхания была опубликована заранее [1, 2].

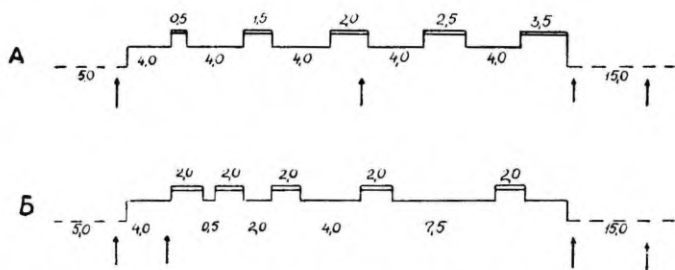


Рис. 1. Графики распределения мощностей нагрузок по сериям опытов А и Б.

Длительность периодов нагрузок большей (1560 кгм/мин — двойная линия) и меньшей (840 кгм/мин — одна линия) мощности, состояния покоя перед работой и восстановительного периода (прерывистая линия) отмечена цифрами. Время взятия крови указано стрелками.

У исследуемых проводили спирографию и определяли остаточный объем легких (ООЛ) газоаналитически азотографом А-1 по модифицированному нами [3] методу Christie [4], а также объем мертвого пространства и индекс неравномерности распределения вдыхаемого воздуха в легких по Fowler [5]. У всех исследуемых определяли кислотно-щелочной баланс крови и  $P_{aCO_2}$  по методу микро-Аструпа перед, во время и после работы. Пробы крови брали в капилляры Аструпа из пальца. Изученные показатели внешнего дыхания и газообмена (минутный объем дыхания, частота дыхания, вентиляционные эквиваленты по кислороду и по углекислому газу), а также частота сердечных сокращений записывались непрерывно на самопишущем приборе со скоростью движения ленты 1 мм/сек [6]. Измерение полученных кривых проведено графическим усреднением за минуту и отчасти за полминуты. Вычисленные объемы выделенного углекислого газа ( $V_{CO_2}$ ) и использованного кислорода ( $V_{O_2}$ ) приводились к стандартным условиям (STPD). Кроме того, были вычислены дыхательный коэффициент (R), дыхательный объем ( $V_T$ ) и кислородный пульс. Все спирографические показатели, объем мертвого пространства, дыхательный объем и минутный объем дыхания ( $V_E$ ) приводились к альвеолярным условиям (BTPS).

### Результаты и их обсуждение

Сопоставление спирографических данных с динамическими показателями внешнего дыхания выявило наибольшее значение резервного объема выдоха (РОВы) и ООЛ в газообмене. У лиц, имевших большие величины РОВы и ООЛ, эффективность вен-

тиляции оказывалась уменьшенной. Цифровые значения вентиляционных эквивалентов были у них понижены. Известно, что отношение объема мертвого пространства к дыхательному объему и частоте дыхания определяет величину альвеолярной вентиляции. По нашим данным, обследуемые со сравнительно большим объемом мертвого пространства имели более низкие величины вентиляционных эквивалентов. Это указывает на то, что судить об эффективности вентиляции легких по изменениям вентиляционных эквивалентов вполне оправдано; увеличение величин вентиляционных эквивалентов свидетельствует о повышении, а их уменьшение — о понижении эффективности легочной вентиляции. Определенная отрицательная корреляция наблюдалась между эффективностью вентиляции и индексом неравномерности распределения вдыхаемого воздуха в легких. Пониженные вентиляционные эквиваленты отмечались у обследуемых с более выраженной неравномерностью распределения вдыхаемого воздуха в легких. Таким образом, имеются различные факторы, с которыми необходимо считаться при оценке эффективности вентиляции легких.

Данные газообмена, полученные во время работы переменной интенсивности, сравнивались с результатами, полученными при работе постоянной интенсивности, которые были опубликованы заранее [1] (приведем здесь только некоторые более важные данные). Потребление кислорода во время работы большей интенсивности при постоянном режиме работы составляло  $2,65 \pm 0,13$  на четвертой и  $2,75 \pm 0,16$  л/мин на пятой минуте работы (рис. 2, столбики 1 и 2; на рисунке приведены также значения всех остальных изученных показателей). Во время 1,5-минутного периода нагрузки большей интенсивности при переменном режиме работы в серии А, потребление кислорода достигало 90% от максимального потребления кислорода ( $2,49 \pm 0,23$  л/мин) и к концу двухминутного периода работы большей интенсивности достигался уровень, соответствующий максимальному потреблению кислорода ( $2,72 \pm 0,20$  л/мин). При этом уровень вентиляции легких был значительно меньше, чем значения минутного объема дыхания во время работы большей интенсивности при постоянном режиме работы, составляя 70—80% от них (рис. 2, столбик 3). Разность в дыхательном объеме при этом была незначительна, однако частота дыхания была несколько меньше, что указывает на то, что альвеолярная вентиляция в переменном режиме работы более эффективна. Для достижения одинаковой величины потребления кислорода эффективность транспортных механизмов кислорода должна быть увеличена. Косвенным указателем этого служат повышенные значения вентиляционных эквивалентов и кислородного пульса по сравнению с наблюдаемыми при постоянном режиме работы с такой же интенсивностью (рис. 2, столбики 1 и 2).

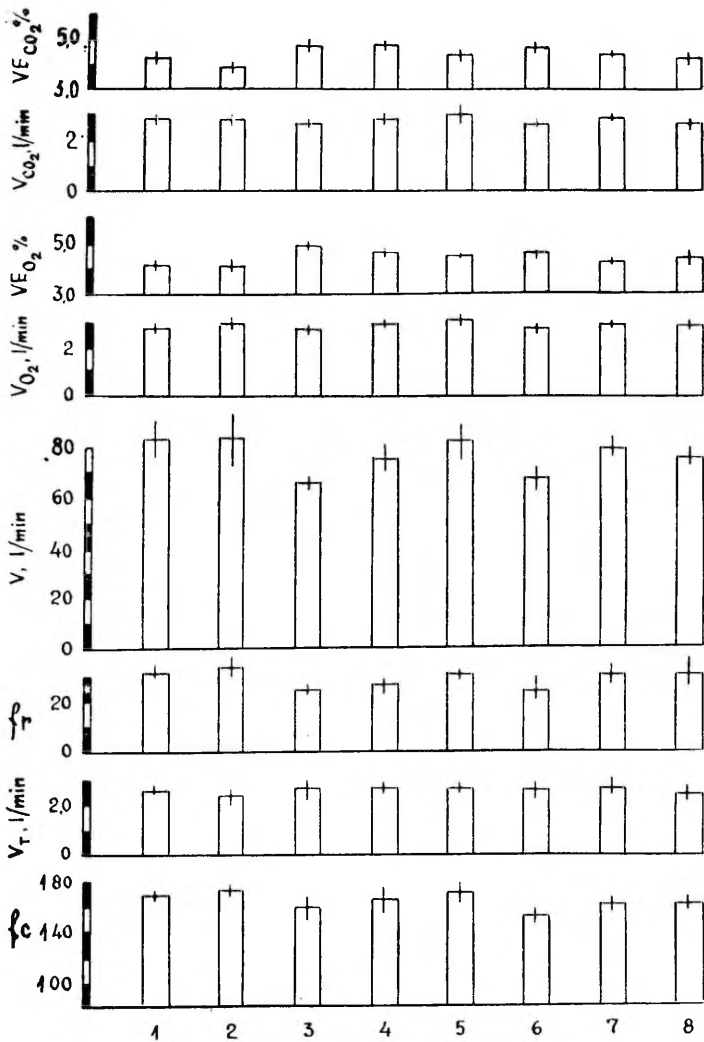


Рис. 2. Показатели внешнего дыхания и частоты сердечных сокращений при различных режимах работы при равном потреблении кислорода.

Вентиляционные эквиваленты ( $VE_{CO_2}$ ,  $VE_{O_2}$ ), объемы выделенного  $CO_2$  ( $V_{CO_2}$ ) и потребленного  $O_2$  ( $V_{O_2}$ ), частота и объем дыхания ( $f_T$  и  $V_T$ ), минутный объем дыхания ( $V_E$ ) и частота сердечных сокращений ( $f_c$ ); на оси абсцисс: выше-названные показатели на четвертой и пятой минутах работы большей мощности в постоянном режиме («1» и «2»); на 2, 2,5, и на 3,5 минутах работы большей мощности при переменной мощности нагрузки («3», «4» и «5» серия А); во время первого, второго и третьего двухминутных периодов работы большей мощности при переменной мощности работы («6», «7» и «8» серия Б).

Во время периодов работы большей интенсивности продолжительностью в 2,5 и 3,5 минуты объем потребленного кислорода был выше соответствующих максимальных величин при работе постоянной интенсивности, что составляет приблизительно 108% и 112% максимального потребления кислорода при постоянном режиме работы (рис. 2, столбики 4 и 5).

Приведенные данные показывают, что во время работы переменной интенсивности количество потребленного кислорода, соответствующее данной мощности работы, было достигнуто значительно раньше, чем во время работы постоянной интенсивности. В то время, когда потребление кислорода достигало уровня, соответствующего работе данной интенсивности, сдвиги в кислотно-щелочном равновесии при переменной интенсивности были выражены в значительно меньшей мере, чем при работе постоянной интенсивности. Во время ступенчато повышающейся мощности работы было также получено ускорение достижения адекватного уровня потребления кислорода [7, 8]. Davies и di Prampero [7, 8] выражают мнение, что при переходе от работы меньшей интенсивности к более тяжелой работе потребление кислорода соответствует действительному использованию кислорода мышцами. По нашим данным, эффективность внешнего дыхания во время работы переменной интенсивности повышена. Судя по частоте сердечных сокращений, которая составляет при работе переменной интенсивности 91—93% от максимальной частоты сердечных сокращений при работе постоянной интенсивности, нагрузка системы кровообращения несколько меньше. При работе переменной мощности кислородный пульс превышает значения кислородного пульса при постоянном режиме работы. Частота дыхания и объем легочной вентиляции достигают соответствующей большей мощности работы величины во время 3—4 минут при постоянном режиме работы. Выявлено, что для достижения определенного значения минутного объема дыхания требуется приблизительно одинаковое время, несмотря на то, начиналась ли работа от состояния покоя или происходило лишь изменение интенсивности работы. Потребление кислорода увеличивается значительно быстрее, если работе большей мощности предшествовала работа меньшей интенсивности. Во время работы переменной интенсивности скорость изменения вентиляции легких и потребления кислорода при перемене интенсивности работы с повторениями увеличивалась. На это указывает увеличение разностей между средними величинами минутного объема дыхания и потребления кислорода во время работы меньшей и большей интенсивностей. Эти результаты позволяют расширить понимание выдвинутых М. Е. Маршаком [9] данных о более быстром переключении деятельности дыхательного аппарата на новый уровень функциональной активности при пере-

менном режиме работы. Действительно, адекватный новым условиям газообмен достигается быстрее, чем во время работы постоянной интенсивности.

При распределении интенсивности нагрузок таким образом, чтобы большая часть работы большей интенсивности производилась в начале рабочего цикла (вторая серия) выяснилось, что в конце первого двухминутного периода нагрузки большей интенсивности потребление кислорода достигало приблизительно 95% соответствующего уровня потребления кислорода при постоянной интенсивности нагрузки (рис. 2, столбик 6). Несмотря на кратковременное уменьшение мощности нагрузки, повышение потребления кислорода продолжалось до  $2,72 \pm \pm 0,18$  л/мин, что соответствует максимальному потреблению кислорода во время устойчивого состояния работы такой же интенсивности.

Вентиляционный эквивалент по кислороду значительно уменьшался, что указывает на уменьшение эффективности вентиляции легких. Следует отметить, что увеличение минутного объема дыхания происходит при этом преимущественно за счет учащения частоты дыхания (рис. 2, столбик 8). Во время второго периода нагрузки большей интенсивности уже за 1,5 мин был достигнут объем потребленного кислорода  $2,75 \pm \pm 0,21$  л/мин и во время последующих 30 сек  $2,85 \pm 0,23$  л/мин (рис. 2, столбик 7). Увеличение минутного объема дыхания во время второго периода работы большей интенсивности доходило до 96%, в то время как минутный объем дыхания первого периода этой работы равнялся 83% максимальной вентиляции легких при работе постоянной интенсивности. Динамика изменений дыхательного коэффициента иллюстрирует сдвиги в газообмене. Одновременно с уменьшением вентиляционных эквивалентов возрастал дыхательный коэффициент выше одной целой. Это указывает на относительную гипервентиляцию. Изменение соотношения газообмена и вентиляции легких в пользу последней объясняется возникновением лактатов во время работы, а увеличение дыхательного коэффициента указывает на вытеснение  $\text{CO}_2$  из бикарбонатных буферных систем. Объем выделенного углекислого газа в течение полуминутной работы меньшей интенсивности, которая следовала за первым периодом нагрузки большей интенсивности, и во втором периоде работы большей интенсивности достигал уровня, соответствующего максимальному выделению  $\text{CO}_2$  во время данной интенсивности работы при постоянном режиме  $2,88 \pm 0,20$  л/мин (рис. 2, столбик 7). В отличие от значительно не изменяющегося потребления кислорода объем выделенного углекислого газа в последующих периодах работы большей интенсивности по сравнению с предыдущими периодами работы большей тяжести уменьшался. Если в третьем, четвертом и пятом периодах работы

большей интенсивности объем выделенного углекислого газа составляет 85, 87 и 90% максимального для данной интенсивности работы объема  $\text{CO}_2$  при постоянном режиме работы, то потребление кислорода составляет от максимального потребления  $\text{O}_2$  соответственно 90, 96 и 99%. Из вышеприведенных данных следует, что при выполнении более тяжелой работы в начальном периоде опыта сначала вытесняется  $\text{CO}_2$  из бикарбонатных систем, а потом происходит задержка  $\text{CO}_2$ , связанная с восстановлением запасов бикарбоната. Общее количество выделенного  $\text{CO}_2$  в двух сериях работы статистически достоверно не различается ( $64,1 \pm 1,9$  л в серии А и  $62,0 \pm 2,0$  л в серии Б).

Переход от работы большей интенсивности к нагрузке меньшей интенсивности в системе снабжения организма кислородом протекает медленнее, чем реакции при переходе от работы меньшей интенсивности к работе большей интенсивности. Объем потребленного кислорода достигал величин, соответствующих потреблению кислорода при постоянной работе в течение 3—4 минут; однако минутный объем дыхания оставался повышенным и доходил до соответствующей легочной вентиляции работы данной интенсивности при постоянном режиме в течение 7—8 минут. Частота дыхания в конце периода нагрузки меньшей интенсивности длительностью в 7,5 мин равнялась  $28,6 \pm 7,1$  раз в мин; во время работы меньшей интенсивности при постоянном режиме соответствующая частота дыхания была  $24,0 \pm 3,0$  раза в мин и при повторении работы меньшей интенсивности —  $27,3 \pm 4,5$  раз в мин. Известно, что по мере развития метаболического ацидоза вентиляция легких стимулируется особенно за счет учащения дыхания, а увеличение частоты дыхания связано с понижением эффективности вентиляции легких. При этом выявилась отрицательная корреляция между частотой дыхания и понижением рН в артериальной крови ( $r = -0,7$  до  $-0,8$ ). С другой стороны, у обследуемых с повышенной частотой дыхания вентиляционные эквиваленты были более низкие. Показатели кислотно-щелочного равновесия после нагрузок, проведенные в различных режимах, статистически достоверно не отличались. Уменьшение вентиляционных эквивалентов показало нарушение равномерного увеличения вентиляции легких и газообмена. Соответствие газообмена и вентиляции легких, что является общеизвестным [10; 11], зависит от режима работы и тренированности организма. Л. Л. Шик [12] отмечает, что полное соответствие получено при обследовании хорошо тренированных спортсменов. При тяжелой или непривычной работе равномерное увеличение вентиляции легких объемов потребленного кислорода и выделенного углекислого газа нарушается [13; 14]. Изучение динамики вентиляционных эквивалентов при различных режимах мышеч-

ной работы показало, что изменение соотношения объема потребленного кислорода и вентиляции легких и объема выделенного углекислого газа и легочной вентиляции происходит в зависимости от длительности и интенсивности работы.

При изменении интенсивности работы от меньшей к большей объем потребленного кислорода, соответствующий нагрузке данной интенсивности, достигается быстрее и в условиях меньшей нагруженности дыхательной системы и кровообращения, чем при постоянном режиме работы. При более быстром достижении объема потребленного кислорода, соответствующего данной интенсивности работы, изменения со стороны легочной вентиляции оказались менее выраженными, и эффективность деятельности дыхательной системы — повышенной. Сдвиги в кислотно-щелочном равновесии при этом были выражены в меньшей мере. Из вышесказанного следует, что адекватное потребление кислорода для данной интенсивности работы в зависимости от режима может быть достигнуто при различной активности функциональной системы снабжения организма кислородом.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Kingisepp, P.-H. Estonian Contributions to the International Biological Programme IV, Tartu 1973, 45—60. Human adaptability in the Estonian SSR.
2. Кингисепп П.-Х. Ученые записки Тартуского гос. университета, 1974, Труды по медицине 29, 319, 78—85.
3. Кингисепп П.-Х., Раамат Р. Исследования по пульмонологии. Таллин, 1971, 64—67.
4. Christie, R. V. J. Clin. Invest., 1932, 11, 1099—1118.
5. Fowler, W. S. J. Appl. Physiol., 1949, 2, 283—299.
6. Реэбен В. А., Хумаль Л.-Х. А., Эплер М. А. Тезисы докладов на III Всесоюзной конференции по медицинской радиоэлектронике. Казань, 1964.
7. DiPrampo, P. E., Davies, C. T. M., Cerretelli, P., Margaria, R. J. Appl. Physiol., 1970, 29, 547—551.
8. Davies, C. T. M., diPrampo, P. E., Cerretelli, P. J. Appl. Physiol., 1972, 32, 618—625.
9. Маршак М. Е. Регуляция дыхания у человека. М., 1961.
10. Astmussen, E. Muscular Exercise. Handbook of Physiology, Sec. 3. Respiration, vol. II, 939—978. Washington, 1965.
11. Смирнов К. М. Обмен энергии и газообмен при мышечной деятельности. Руководство по физиологии. Физиология мышечной деятельности труда и спорта. Л., 1969, 186—203.
12. Шик Л. Л. Основные принципы регуляции дыхания. Руководство по физиологии. Физиология дыхания. Л., 1973, 279—286.
13. Astrand, P.-O., Christensen, E. H. The hyperpnea of exercise. The regulation of human respiration, 515—524. Oxford, 1963.
14. Cunningham, D. J. C. Brit. Med. Bull., 1963, 19, 25—30.

# GAASIVAHETUSE ISEÄRASUSED VAHELDUVA INTENSIIVSUSEGA FÜÜSILISE TÖÖ KORRAL

P.-H. Kingisepp

Resümee

Artiklis käsitletakse hingamissüsteemi kohanemisreaktsioone erinevates režiimides füüsilise töö ajal. Uuringud on teostatud meessoost isikutel kahes katseseerias. Katsed viidi läbi TRÜ biofüüsika ja elektrofüsioloogia laboratooriumi aparatuuri baasil. Töö ajal registreeriti pidevalt kopsude ventilatsioon, hingamisagedus ja gaasivahetuse näitajad, südame löögisagedus ning töö raskus koos pedaleerimiskiirusega. Töö tulemused näitavad, et füüsilise koormuse ajal saavutatakse raskemale tööastmele vastav hapniku tarbimine kiiremini, kui eelneb kergem koormus; selle juures jääb hingamise ja südame-veresoonkonna koormatus väiksemaks kui sama raskusega püsiva intensiivsusega töö ajal. Kopsude ventilatsiooni teatud taseme saavutamise aeg sõltub vähem sellest, missuguses režiimis füüsilist tööd tehti.

Töö tulemused pakuvad huvi nii hingamise regulatsiooni teoreetilisest aspektist kui ka kehakultuuri ja spordipraktika seisukohast, selgitades spordipraktikas laialdaselt kasutatava vahelduva koormuse ja eelsoojenduse mõju organismi hapnikuga varustavale funktsionaalsele süsteemile.

## PECULARITIES OF GAS EXCHANGE DURING INTERMITTENT WORK

P.-H. Kingisepp

Summary

The dynamics of respiratory gas exchange was studied in male subjects during intermittent work on a bicycle ergometer. Two different work loads — moderate (840 kgm per min) and strenuous (1560 kgm per min) — were used.

The results indicate that the kinetics of oxygen consumption from moderate to strenuous exercise was much quicker than the transition from rest to strenuous work. At the same time the level of pulmonary ventilation and heart rate were lower during intermittent work than during continuous work with the same load. It means that the efficiency of the work of the respiratory and circulatory systems was much higher at the same consumption of oxygen (The ventilatory equivalents and oxygen pulse were higher and the acid-base balance shift was less than at continuous

work). The kinetics of oxygen consumption in transition from strenuous to moderate work was markedly slower than it was in transition from moderate to strenuous work. The data presented here show that the same amount of oxygen may be consumed by applying different levels of respiratory and circulatory activity depending on the kind of work performed.

## **О ПРИСПОСОБЛЕНИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ И ДЫХАТЕЛЬНОЙ СИСТЕМ К СИНУСОИДАЛЬНО ИЗМЕНЯЮЩИМСЯ ФИЗИЧЕСКИМ НАГРУЗКАМ У ЮНОШЕЙ**

**К. Я. Ягомяги**

Лаборатория биофизики и электрофизиологии ТГУ

Основным методом исследования возможности приспособления организма к физической работе является изучение сдвигов физиологических показателей при дозированных нагрузках в режиме работы постоянной мощности в течение определенного времени, достаточного для установления устойчивого уровня исследуемых функций. В действительности, в повседневной жизни человека, а также в спортивной практике нагрузки часто имеют переменный характер. Приспособление к физическим работам переменного характера определяется прежде всего динамическими характеристиками процессов регулирования физиологических функций.

Для исследования временных характеристик технических систем регулирования разработан ряд специальных методов. Установлено, что некоторые из них, напр., метод частотных характеристик, принципиально применимы и для исследования динамики процессов в живом организме.

Исследование динамики автоматических систем частотными методами заключается в определении амплитудных и фазовых соотношений между входным синусоидально изменяющимся и выходным сигналами. Коэффициент передачи и сдвиг фазы между входным и выходным сигналами могут иметь разные значения при разных частотах колебаний на входе. Снятые таким образом характеристики называются соответственно амплитудной и фазовой частотными характеристиками системы.

При применении данного метода для изучения динамики приспособительного процесса при физической работе человека в качестве «входа» используется физическая нагрузка с синусоидально изменяющейся мощностью, а «выходами» системы

являются вызванные входным воздействием колебания исследуемых физиологических параметров. В исследованиях, проведенных методом синусоидально изменяющейся мощности работы, установлены амплитуды и фазовые сдвиги изменений частоты сердца, вентиляции легких и других функциональных показателей сердечно-сосудистой системы и газообмена [1—6]. На примере изменений частоты сокращений сердца и биопотенциалов мышц выяснено, что состояние организма в связи с утомлением в конце 12-минутной работы приводит к изменениям как амплитуд, так и фазовых сдвигов [7].

В данной работе была поставлена задача выяснить особенности приспособительных реакций сердечно-сосудистой и дыхательной систем в ответ на нагрузки с синусоидально изменяющейся мощностью и описать динамику регулирования в системах кровообращения и дыхания при помощи фазовых сдвигов и амплитуд ответных реакций. Путем изменения средней мощности заданных синусоидальных колебаний в течение 30-минутного цикла работы мы пытались установить зависимость динамики ответных реакций как от интенсивности работы, так и от степени мобилизации функциональных возможностей организма при выполнении работы.

### Методика

Исследования проводились в двух сериях у 18 юношей в возрасте 17—18 лет при велоэргометрических нагрузках. Первая серия опытов (серия А) проводилась со ступенчатым изменением нагрузки через каждые 6 минут. В один цикл нагрузок входили три ступени мощности при постоянном режиме работы (80, 110 и 140 Вт), которые следовали друг за другом в следующем порядке: 80 — 110 — 140 — 110 — 80 Вт.

Нагрузка во второй серии опытов (серия Б), проведенных у тех же обследуемых, была подана в виде синусоидальных колебаний мощности работы. Управление мощностью нагрузки велоэргометра производилось автоматически при помощи специального регулятора мощности. Амплитуда задаваемых синусоидальных колебаний мощности работы была 50 Вт (т. е. от пика до пика 100 Вт), время периода синуса — 2 минуты.

Как в первой, так и во второй серии опытов мощность работы изменялась через 6-минутные интервалы; таким образом на каждой ступени мощности работа совершалась в виде трех периодов синуса. Средняя же мощность работы на отдельных ступенях и последовательность нагрузок были такими же, как в первой серии опытов (рис. 1).

Темп педалирования в течение всего цикла нагрузок был одинаков в обеих сериях и равнялся 60 об./мин. Перед началом цикла работы с заданными нагрузками в обеих сериях испы-

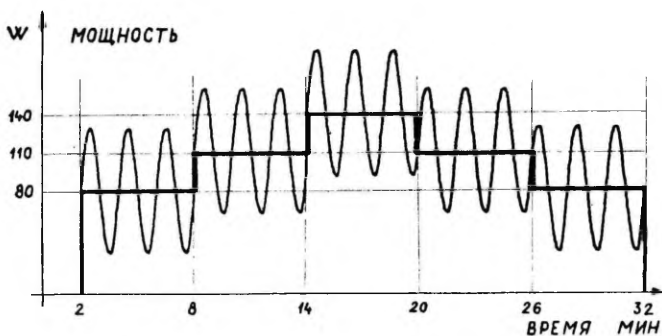


Рис. 1. Схема нагрузок.

туемый педалировал в течение двух минут без нагрузки (в условиях нулевой механической нагрузки велоэргометра; такой режим был получен путем дополнительной компенсации механических потерь велоэргометра).

В течение всего опыта проводилась непрерывная синхронная регистрация как задаваемой мощности работы, так и исследуемых физиологических параметров, используя комплекс автоматически регистрирующих устройств, разработанных в лаборатории биофизики и электрофизиологии Тартуского госуниверситета.

При помощи многоканального чернилопишущего устройства [8] была зарегистрирована — при скорости бумажной ленты 1 мм/сек. — динамика изменений мгновенных значений следующих показателей:

- частота сердечных сокращений  $f_c$  (определена за каждый период сердца на основании интервалов между зубцами R электрокардиограммы) [9, 10];

- среднее артериальное давление  $\bar{P}_a$ , измеряемое дифференциальным методом за каждый период пульса на основе осцилляций в двух пальцевых манжетах [11, 12];

- газовый состав выдыхаемого воздуха: вентиляционный эквивалент по  $O_2$  ( $VE_{O_2}$ ), зарегистрированный при помощи модифицированного метаболметра «Белау» [13], имеющего постоянную времени  $\sim 7$  сек; вентиляционный эквивалент по  $CO_2$  ( $VE_{CO_2}$ ) при помощи быстродействующего газоанализатора ГУМ-2 (запаздывание сигнала менее одной секунды); значения вентиляционных эквивалентов вычислялись по разнице содержания  $O_2$  и  $CO_2$  (в %) во вдыхаемом и выдыхаемом воздухе;

- объем легочной вентиляции  $\dot{V}$  на основе интегрирования пневмотахографических сигналов [14];

- количество потребления кислорода  $\dot{V}_{O_2}$ ;

- количество выделяемого углекислого газа  $\dot{V}_{CO_2}$ .

Для получения двух последних показателей сигналы газоанализаторов и пневмотахографа подвергались соответственной обработке в аналоговой вычислительной машине ЭМУ-10.

Измерение полученных кривых в обеих сериях проведено графическим усреднением за двухминутные периоды (в серии Б это соответствует одному периоду синуса). Выяснение различий в ответных реакциях в сериях А и Б проводилось на основе сравнения среднего уровня показателей в течение последних двух минут на каждой ступени мощности.  $\dot{V}$  приводилась к условиям ВTPS,  $\dot{V}_{O_2}$  и  $\dot{V}_{CO_2}$  приводились к условиям STPD.

Для установления исходного фона показателей была проведена регистрация в течение 10 минут в условиях мышечного покоя перед началом работы сидя на велоэргометре.

На основе полученных данных вычислялись — по формуле В. Л. Карпмана [15] — показатель работоспособности  $PWC_{170}$  [16, 17], а также  $\dot{V}_{O_2}$  max по формуле Shephard [18], которая базируется на номограмме Åstrand-Ryhming [19]. Определение значений  $\dot{V}_{O_2}$  max было сделано с учетом коррекционных факторов по возрасту [20].

В серии Б для выяснения динамических характеристик регулирования вычислялись фазовые сдвиги и амплитуды изменений исследуемых физиологических показателей. Для этого на аналоговой вычислительной машине ЭМУ-10 проводился текущий анализ Фурье. Коэффициенты фундаментальной гармоник  $a_1$  и  $b_1$  регистрировали на цифро-печатающем вольтметре ЭЦР-1. Фазовый сдвиг и амплитуду вычисляли по формулам:

$$\varphi = \arctg \frac{a_1}{b_1}, \quad A = \sqrt{a_1^2 + b_1^2}.$$

### Результаты и их обсуждение

- а) Сравнительная оценка реакций, вызванных физической нагрузкой постоянного и переменного характера.

Для выявления особенностей приспособительных реакций организма при работе переменного характера было проведено сравнение полученных в двух сериях опытов данных как каждого испытуемого, так и средних данных всей группы исследуемых. Сопоставление данных, полученных в сериях А и Б, показывает, что переменная нагрузка мобилизует вентиляцию легких и газообмен больше, чем работа при тех же ступенях мощности при постоянном режиме (таблицы 1 и 2). При статистическом анализе достоверности наблюдаемых различий в результатах опытов серий А и Б (табл. 3) выяснено, что наибольшая тенденция к повышению реакций при синусоидальных нагрузках наблюдается в объемах выдыхаемого  $CO_2$  и

Таблица 1

## Показатели кровообращения и газообмена у юношей при постоянном режиме работы (Серия А)

Показатель ( $\bar{x} \pm \sigma$ )	До нагрузки	Мощность нагрузки (вт)					
		0	80'	110'	140	110''	80''
$f_c$ (уд./мин.)	89,05 $\pm 13,53$	90,51 $\pm 12,99$	108,68 $\pm 11,98$	125,82 $\pm 13,37$	147,19 $\pm 15,06$	132,66 $\pm 14,16$	119,78 $\pm 12,41$
$P_a$ (мм Hg)	94,62 $\pm 11,17$	100,26 $\pm 9,55$	106,83 $\pm 9,40$	102,25 $\pm 10,44$	101,90 $\pm 8,52$	96,56 $\pm 9,90$	93,83 $\pm 8,99$
$\dot{V}$ (л/мин., BTPS)	10,52 $\pm 2,67$	13,58 $\pm 5,87$	26,14 $\pm 4,10$	35,51 $\pm 5,77$	45,63 $\pm 8,73$	34,40 $\pm 11,80$	29,03 $\pm 5,21$
$VE_{O_2}$ (%)	3,63 $\pm 0,69$	4,28 $\pm 0,78$	5,30 $\pm 0,58$	5,32 $\pm 0,63$	5,42 $\pm 0,84$	5,17 $\pm 0,53$	4,97 $\pm 0,53$
$VE_{CO_2}$ (%)	3,21 $\pm 0,60$	3,76 $\pm 0,60$	4,74 $\pm 0,45$	4,86 $\pm 0,46$	5,05 $\pm 0,72$	4,62 $\pm 0,36$	4,31 $\pm 0,40$
$\dot{V}_{O_2}$ (л/мин., STPD)	0,32 $\pm 0,08$	0,46 $\pm 0,10$	1,16 $\pm 0,13$	1,54 $\pm 0,15$	1,98 $\pm 0,21$	1,54 $\pm 0,19$	1,19 $\pm 0,15$
$\dot{V}_{CO_2}$ (л/мин., STPD)	0,28 $\pm 0,07$	0,40 $\pm 0,11$	1,03 $\pm 0,13$	1,41 $\pm 0,14$	1,86 $\pm 0,23$	1,39 $\pm 0,17$	1,06 $\pm 0,13$

Таблица 2

## Показатели кровообращения и газообмена у юношей при синусоидальном режиме работы (Серия В)

Показатель ( $\bar{x} \pm \sigma$ )	До нагрузки	Средняя мощность нагрузки (вт)					
		0	80'	110'	140	110''	80''
$f_c$ (уд./мин.)	83,85 $\pm 19,98$	84,96 $\pm 10,12$	110,66 $\pm 9,70$	127,50 $\pm 11,81$	149,85 $\pm 15,87$	138,72 $\pm 14,26$	126,00 $\pm 11,39$
$P_a$ (мм Hg)	90,33 $\pm 9,84$	93,39 $\pm 9,29$	105,99 $\pm 10,38$	102,60 $\pm 10,38$	104,55 $\pm 14,17$	100,05 $\pm 13,18$	99,24 $\pm 14,94$
$\dot{V}$ (л/мин., BTPS)	10,22 $\pm 2,22$	12,96 $\pm 3,38$	28,48 $\pm 4,42$	37,26 $\pm 5,58$	50,46 $\pm 7,90$	40,32 $\pm 4,75$	33,33 $\pm 3,06$
$VE_{O_2}$ (%)	3,87 $\pm 0,81$	4,39 $\pm 0,73$	5,47 $\pm 0,77$	5,33 $\pm 0,80$	5,21 $\pm 0,76$	5,04 $\pm 0,66$	4,95 $\pm 0,57$
$VE_{CO_2}$ (%)	3,39 $\pm 0,75$	3,82 $\pm 0,70$	5,04 $\pm 0,70$	5,08 $\pm 0,74$	5,17 $\pm 0,77$	4,72 $\pm 0,62$	4,47 $\pm 0,51$
$\dot{V}_{O_2}$ (л/мин., STPD)	0,31 $\pm 0,07$	0,44 $\pm 0,08$	1,26 $\pm 0,15$	1,62 $\pm 0,14$	2,15 $\pm 0,17$	1,70 $\pm 0,16$	1,32 $\pm 0,12$
$\dot{V}_{CO_2}$ (л/мин., STPD)	0,29 $\pm 0,07$	0,41 $\pm 0,09$	1,16 $\pm 0,08$	1,56 $\pm 0,16$	2,13 $\pm 0,20$	1,57 $\pm 0,14$	1,18 $\pm 0,12$

Статистический анализ разностей средних показателей в сериях А и Б

Показатель	Мощность нагрузки (вт)				
	80'	110'	140	110''	80''
$f_c$	НС	НС	НС	НС	<0,05
$P_a$	НС	НС	НС	НС	НС
$V$	<0,01*	НС	<0,001	<0,05	<0,01
$VE_{CO_2}$	<0,05	НС	НС	НС	НС
$VE_{O_2}$	НС	НС	НС	НС	НС
$\dot{V}_{O_2}$	<0,01	НС	<0,05	НС	<0,01
$\dot{V}_{CO_2}$	<0,001	<0,01	<0,01	<0,01	<0,01

\* Значения  $p$  получены путем сравнения попарно связанных данных.

НС — разность не существенна ( $p > 0,05$ ).

вентиляции легких. Объем выделяемого углекислого газа при синусоидальной нагрузке превышает значения этого показателя при постоянном режиме работы на всех ступенях мощности на 10—15%; разницы статистически достоверны ( $p < 0,01 \dots 0,001$ ).

Потребление кислорода ( $\dot{V}_{O_2}$ ) при переменном режиме работы также выше, чем при постоянном режиме, но разница в среднем невелика (от 5 до 10% на различных ступенях нагрузки); статистически достоверным является повышение  $\dot{V}_{O_2}$  в серии Б при работах со средними величинами нагрузок в 80 вт и в 140 вт ( $p < 0,05$ ).

Вентиляция легких при синусоидальной работе повышена на 5—15%, разница статистически более существенна при работе со средней мощностью в 140 вт ( $p < 0,001$ ).

Чтобы дать физиологическую трактовку наблюдаемым различиям в опытах при переменном и постоянном режимах работы, необходимо обсудить вопрос о возможных методических неисправностях. При дозировке нагрузок критическим является получение одинаковых средних мощностей работы на велоэргометре при переменном и постоянном режимах работы. Используемый в опытах велоэргометр был тарирован на специальном стенде [21] при различных мощностях и скоростях педалирования. По полученным мощностным характеристикам можно заключить, что возможность получения большей суммарной мощности при синусоидальном режиме работы, чем при постоянной работе, практически исключена.

Следовательно, наблюдаемые различия в ответных реакциях на нагрузки переменного и постоянного характера должны быть связаны с особенностями физиологической регуляции функций при разных видах работы.

Обсуждая вопрос о возможных причинах, приводящих к более высоким сдвигам функциональных показателей при работе с синусоидальными изменениями нагрузки, следует учитывать установленную во многих исследованиях общую закономерность, что мобилизация физиологических функций в начале работы происходит, как правило, путем вовлечения особых «пережающих» механизмов нервной регуляции. Можно предполагать, что при синусоидально изменяющихся нагрузках каждое увеличение мощности действует в известной степени как новое начало работы и приводит одновременно с повышением активности моторных центров и к активации вазомоторного и дыхательного центров [22]. Наряду с описанными интрацентральными взаимоотношениями следует учитывать и роль рефлекторных воздействий на основе проприорецепторных импульсов из работающих мышц [23—29].

Кроме вышеуказанных факторов со стороны нервных механизмов регуляции, нельзя не учитывать и эффекторное звено моторных функций. Известно, что механическая эффективность физической работы наивысшая при умеренных нагрузках. При достижении пределов субмаксимальных нагрузок экономность физической работы уменьшается вследствие участия большего числа мышечных групп.

По данным литературы, используемые в наших опытах мощности 80 и 110 вт можно оценивать как умеренные [30, 31]. Нагрузка в 140 вт, при которой потребление кислорода в серии А было  $64 \pm 11,2\%$  от  $\dot{V}_{O_2}$  max, у исследуемого контингента юношей является уже нижним пределом субмаксимальных нагрузок [30, 31]. Следовательно, при выполнении синусоидальной работы при средней мощности в 140 вт, когда мгновенное значение мощности работы нарастает до 190 вт (вершина синусов), следует учитывать возможность некоторого понижения коэффициента полезного действия мышечной работы.

При выяснении причин увеличения  $\dot{V}_{CO_2}$  при синусоидальной работе следует обсудить и возможность повышения объема выделяемого  $CO_2$  по механизму респираторной компенсации метаболического ацидоза.

Возможно, что работа с синусоидальными изменениями мощности больше привлекает анаэробные механизмы мышечного биохимизма, так как «вершины» синусов превышают порог анаэробного обмена (ПАНО), т. е. уровень нагрузки, при которой отмечается заметное усиление анаэробного обмена. По данным литературы ПАНО у различных лиц соответствует нагрузкам, при которых потребление кислорода ( $\dot{V}_{O_2}$ ) составляет 40—70% от максимального потребления кислорода [32—35].

В наших опытах этот предел может быть превышен у некоторых исследуемых при более высоких нагрузках. При этом сле-

дует отметить, что объем выделяемого  $\text{CO}_2$  в серии Б был увеличен не только на наивысшей ступени мощности в 140 вт, но и при нагрузках в 80 и 110 вт. Поэтому вопрос о возможной роли сдвига энергетических процессов в мышцах в сторону анаэробного обмена остается нерешенным.

б) Динамика изменений показателей сердечно-сосудистой и дыхательной систем при выполнении работы с синусоидальными изменениями мощности

В ответ на синусоидально изменяющиеся нагрузки у большинства рассматриваемых показателей выявились колебания, динамика которых в большей или меньшей степени отличалась от регулярных синусных колебаний подаваемых нагрузок. В динамике всех показателей отмечается запаздывание от нескольких секунд до тридцати секунд по отношению к изменениям мощности (рис. 2). Данные о фазовых сдвигах и амплитудах колебаний физиологических показателей представлены в таблице 4.

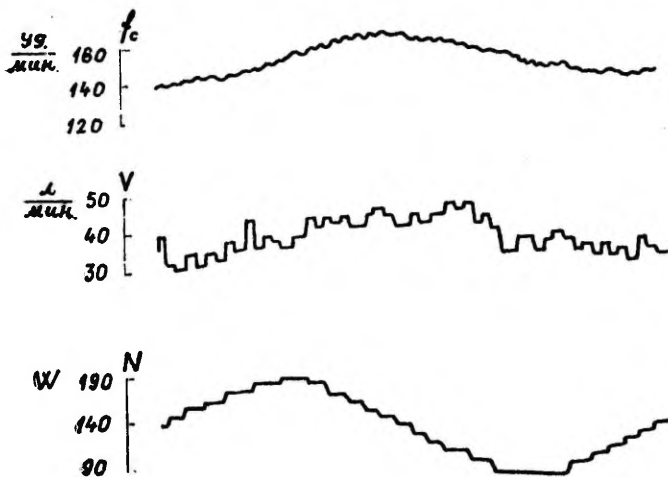


Рис. 2. Средний уровень ( $f_c$ ), амплитуда колебаний ( $A_{f_c}$ ) и фазовый сдвиг ( $f_c$ ) частоты сердечных сокращений ( $80'$  и  $80''$  — нагрузка 80 вт при повышающейся и уменьшающейся мощностях).

Колебания частоты сердечных сокращений четко выражены у всех испытуемых. При повышении средней мощности нагрузки амплитуда колебаний частоты сердечных сокращений ( $A_{f_c}$ ) уменьшается от  $12,5 \pm 2,5$  уд./мин. при средней мощности в 80 вт до  $11,0 \pm 2,8$  уд./мин. при средней мощности в 140 вт. Уменьшение  $A_{f_c}$  оказалось статистически недостоверным. Во второй по-

Амплитуды и фазовые сдвиги физиологических параметров  
а) амплитуды

Показатель $\bar{x} \pm \sigma$	Средняя мощность нагрузки (вт)				
	80'	110'	140	110''	80''
$f_c$ (уд./мин.)	12,54 $\pm 2,50$	12,04 $\pm 2,14$	11,00 $\pm 2,84$	9,88 $\pm 2,13$	8,80 $\pm 2,01$
$\bar{P}_a^*$ (mm Hg)	5,4 $\pm 2,05$	4,7 $\pm 1,90$	6,3 $\pm 3,50$	5,4 $\pm 3,46$	3,5 $\pm 2,51$
$\dot{V}$ (л/мин.)	4,09 $\pm 1,01$	4,17 $\pm 0,75$	5,70 $\pm 1,54$	4,70 $\pm 1,20$	4,57 $\pm 0,95$
$VE_{O_2}$ (%)	0,53 $\pm 0,13$	0,41 $\pm 0,11$	0,41 $\pm 0,13$	0,40 $\pm 0,12$	0,40 $\pm 0,10$
$VE_{CO_2}$ (%)	0,31 $\pm 0,08$	0,30 $\pm 0,09$	0,33 $\pm 0,08$	0,25 $\pm 0,09$	0,25 $\pm 0,50$

\*n=10

## б) фазовые сдвиги (в градусах)

Показатель $\bar{x} \pm \sigma$	Средняя мощность нагрузки (вт)				
	80'	110'	140	110''	80''
$f_c$	-47,77 $\pm 11,72$	-64,55 $\pm 12,39$	-72,90 $\pm 10,25$	-68,52 $\pm 11,02$	-64,60 $\pm 12,31$
$\bar{P}_a^*$	-39,3 $\pm 10,98$	-42,4 $\pm 14,04$	-54,3 $\pm 15,34$	-42,2 $\pm 9,71$	-28,0 $\pm 16,49$
$\dot{V}$	-84,01 $\pm 27,29$	-88,05 $\pm 20,37$	-79,23 $\pm 20,71$	-70,18 $\pm 19,49$	-95,59 $\pm 35,12$
$VE_{O_2}$	-114,44 $\pm 19,34$	-105,91 $\pm 22,67$	-108,28 $\pm 31,88$	-116,94 $\pm 20,29$	-112,64 $\pm 20,92$
$VE_{CO_2}$	-97,33 $\pm 27,35$	-104,44 $\pm 30,49$	-105,48 $\pm 25,53$	-109,85 $\pm 26,43$	-84,80 $\pm 22,16$

\*n=10

ловине работы при уменьшающихся нагрузках амплитуда уменьшается до  $8,8 \pm 2,01$  уд./мин. при средней нагрузке в  $80''$  вт. Разница в амплитудах при средней нагрузке  $80$  вт в начале и в конце работы  $\Delta Af_c$  ( $80'' - 80'$  вт) статистически достоверна ( $p < 0,01$ ).

Фазовый сдвиг частоты сердечных сокращений ( $\phi f_c$ ) при повышении средней мощности синусоидальной работы увеличился от  $-47,8 \pm 11,7$  градусов (что соответствует запаздыванию на  $15,6 \pm 3,9$  сек.) при  $80$  вт до  $-72,9 \pm 10,2$  градусов (запаздывание на  $27,7 \pm 3,4$  сек.) при  $140$  вт. Увеличение статистически достоверно ( $p < 0,01$ ). При уменьшении нагрузки ( $110''$  вт и  $80''$  вт)  $\phi$  несколько уменьшается, но не достигает величин, характерных для первой половины работы (рис. 3). Разница

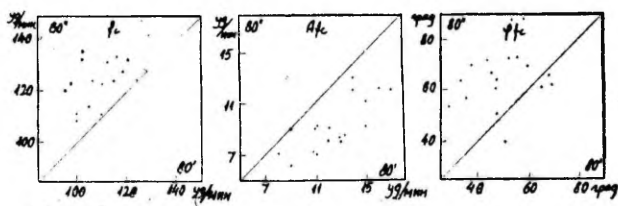


Рис. 3. Пример реакций минутного объема дыхания и частоты сердечных сокращений на синусоидальную нагрузку.

в фазовых сдвигах частоты сердечных сокращений ( $\Delta \phi f_c$ ) при средней нагрузке в  $80$  вт в начале ( $80'$ ) и в конце ( $80''$ ) цикла работы статистически достоверна ( $p < 0,01$ ).

Полученные нами данные о величинах фазовых сдвигов и амплитудах колебаний частоты сердечных сокращений сравнимы с данными Tiedt и др. [4, 5] и Wigertz [2, 3]. Tiedt с соавторами [4, 5] использовали синусоидальные нагрузки со средней мощностью  $90$  вт, амплитудой  $50$  вт и периодом  $2$  мин. У двух нетренированных мужчин фазовый сдвиг был в среднем  $-50$  градусов (запаздывание на  $16,7$  сек.) и амплитуда колебаний  $10$  уд./мин. Интерполируя с данных Wigertz [2, 3], получаем близкие к нашим результатам данные о величине фазового сдвига и амплитуде частоты сердечных сокращений при средней нагрузке в  $110$  вт. Полученные результаты о фазовых сдвигах и их изменениях в течение работы свидетельствуют об изменениях взаимоотношений факторов, регулирующих частоту сердечных сокращений. Во второй половине работы увеличен и средний уровень частоты сердечных сокращений. Разница  $\Delta f_c$  ( $80'' - 80'$  вт)  $13,59 \pm 5,97$  уд./мин. статистически достоверна ( $p < 0,001$ ).

Hartley и др. [36] связывают увеличение частоты сердечных сокращений при относительно легкой нагрузке после более интенсивной работы с изменениями в вегетативной нервной системе — с уменьшением влияния парасимпатической нервной системы на частоту сердечных сокращений. Результаты наших опытов с синусоидально изменяющейся мощностью работы, которые показывают изменение динамических характеристик регуляции сердечной деятельности в течение 30-минутного цикла работы, приводят к тому же выводу. При сравнении данных об изменениях частоты сердечных сокращений в ответ на синусоидальную нагрузку при одинаковых средних мощностях в начале и в конце цикла работы выяснилось, что при повторном применении той же мощности одновременно с повышением уровня средней частоты сердца увеличиваются фазовые сдвиги  $f_c$ . Наблюдаемое увеличение фазовых сдвигов как эффект понижения скорости переходного процесса в регуляции сердечной деятельности указывает, на наш взгляд, на уменьшение роли вагусной регуляции, влияние которой, как известно, выражается в быстрых сдвигах частоты сокращений сердца.

Одним из показателей тонуса парасимпатической нервной системы считается дыхательная аритмия частоты сердечных сокращений. В наших опытах дыхательная аритмия  $f_c$  после более интенсивной работы была меньше, чем в начале работы.

При анализе результатов была выявлена тесная корреляционная связь между величиной фазового сдвига частоты сердечных сокращений и средним уровнем частоты сердечных сокращений ( $r=0,77$  при  $p < 0,001$ ).

Нами была выявлена и коррелятивная связь между величиной фазового сдвига частоты сердечных сокращений при средней мощности 80 вт и предрабочим уровнем  $f_c$  ( $r=0,52$ ). Фазовый сдвиг частоты сердечных сокращений не имеет тесных достоверных корреляционных связей с показателями физической работоспособности ( $PWC_{170}$ ,  $V_{O_2}$ ,  $\max$ ). С показателями физического развития (вес, рост, ЖЕЛ) фазовый сдвиг частоты сердца имеет лишь отдельные менее тесные связи.

Изменения других показателей ( $\dot{V}$ ,  $\dot{P}_a$ ,  $VE_{O_2}$ ,  $VE_{CO_2}$ ) в ответ на синусоидально изменяющуюся работу менее выражены и часто перекрываются колебаниями несинусоидального происхождения. Синусоидальные колебания  $\dot{P}_a$  обнаружены только у части испытуемых ( $n=10$ ). Фазовый сдвиг среднего артериального давления меньше чем фазовый сдвиг частоты сердца на  $10^\circ$ — $20^\circ$  (запаздывание 3—7 сек.). Фазовый сдвиг среднего артериального давления увеличивается при увеличении средней нагрузки так же, как и фазовый сдвиг частоты сердечных сокращений, но в то же время увеличивается и амплитуда колебаний среднего артериального давления. Фазовые сдвиги  $\dot{V}$ ,  $VE_{O_2}$  и

$VE_{CO_2}$  большие, чем фазовый сдвиг частоты сердца. В диапазоне использованных нами средних нагрузок корреляций между уровнем средней нагрузки и фазовыми сдвигами  $V$ ,  $VE_{O_2}$ ,  $VE_{CO_2}$  и амплитудами  $VE_{O_2}$ ,  $VE_{CO_2}$  не обнаружено. Фазовый сдвиг вентиляции легких при средних нагрузках 80—140 вт был от  $-79$  до  $-88$  градусов, эти данные сравнимы с данными Wigertz [2, 3]. Амплитуда колебаний  $4,17 \pm 0,75$  л/мин. при средней мощности 110 вт несколько выше чем у Wigertz при средней мощности 106 вт [2, 3]. Амплитуда колебаний  $V$  при увеличении средней нагрузки увеличивается, т. е. при большей средней вентиляции легких и амплитуда колебаний больше. Статистически достоверно различие амплитуды колебаний вентиляции при средней мощности синусоидальной работы 140 вт —  $5,70 \pm 1,54$  л/мин. в сравнении с амплитудой при средних мощностях  $80'$  вт и  $80''$  вт —  $4,17 \pm 0,75$  л/мин. и  $4,70 \pm 1,20$  л/мин. ( $p < 0,01$ ). Исследуемые Wigertz [2, 3] были более тренированными, чем наши испытуемые, имели меньшую вентиляцию легких при одной и той же мощности работы, чем, вероятно, объясняется найденная у них меньшая амплитуда вентиляции.

### Выводы

1. Синусоидально изменяющаяся велоэргометрическая работа увеличивает вентиляцию легких и газообмен (объемы выделения  $CO_2$  и потребления  $O_2$ ) больше, чем работа при постоянном режиме на тех же средних мощностях.

2. В ответных реакциях на колебания мощности работы при синусоидальном режиме с амплитудой 50 вт (от пика до пика 100 вт) и временем периода в 2 мин. появляются фазовые сдвиги; величина фазовых сдвигов относительно меньше для показателей системы кровообращения (значения  $\phi f_c$  от  $-48^\circ$  до  $-73^\circ$ ,  $\phi R_a$  от  $-39^\circ$  до  $-54^\circ$ ); более высокие значения  $\phi$  установлены при реакциях дыхательной системы и газообмена ( $\phi \dot{V}$  от  $-70^\circ$  до  $-95^\circ$ ,  $\phi VE_{O_2}$  от  $-106^\circ$  до  $-117^\circ$ ,  $\phi VE_{CO_2}$  от  $-85^\circ$  до  $-110^\circ$ ).

3. При увеличении средней мощности работы в диапазоне от 80 до 140 вт фазовый сдвиг изменений частоты сердца увеличивается ( $p < 0,01$ ). В величинах фазовых сдвигов вентиляции легких и вентиляционных эквивалентов  $VE_{O_2}$  и  $VE_{CO_2}$  статистически достоверные различия отсутствуют.

4. Амплитуда изменений вентиляции легких при синусоидальных нагрузках увеличивается в связи с повышением средней мощности работы.

5. Фазовый сдвиг изменений частоты сокращений сердца имеет положительную корреляционную связь с исходной частотой сердца ( $r=0,52$ ) и с уровнем частоты сердца во время физических нагрузок на различных ступенях мощности ( $r=0,77$ ).

## ЛИТЕРАТУРА

1. Stegemann J. Pflügers Archiv, 1963, 276, 511.
2. Wigertz O. J. Appl. Physiol., 1970, 29, 208.
3. Wigertz O. Acta physiol. scand., 1971, 82, suppl. 363.
4. Tiedt N., Wohlgemuth B., Wohlgemuth P. Med. und Sport, 1973, 13, 87.
5. Tiedt, N., Wohlgemuth B., Wohlgemuth P. In: Biocybernetics, vol. IV, 1972, 286.
6. Stegemann J. Z. Biol., 1958, 110, 449.
7. Гуменер П. И. In: Биокyбернетик, band 1, Materialien des I. Internationalen Symposiums „Biokybernetic“. Leipzig, 1968, 159.
8. Реэбен В. А., Хумаль Л.-Х. А., Эплер М. А. В кн.: Тезисы докл. на III Всесоюзной конф. по мед. радиоэлектронике. Казань, 1964, 100.
9. Реэбен В. А., Хумаль Л.-Х. А. Авт. свид. кл. 30 а, 4/03 № 163707, заявл. 16. 07. 63, опубл. 24. 08. 64.
10. Реэбен В. А., Унгер Ю. Р. Физиол. журнал СССР, 1960, 46, 356.
11. Эплер М. А. В кн.: Материалы X Всесоюзной научной конференции по физиологии, морфологии, биомеханике и биохимии мышечной деятельности. М., 1968, 175.
12. Reeben V., Epler M. In: Digest of the X Internat. Conf. on Med. Biol. Engng., Dresden, 1973, V. 1, 107.
13. Хумаль Л.-Х. А., Раамат Р. Э., Кингисепп П.-Х. Г. Электронное корректирование динамических свойств парамагнитного анализатора кислорода. Физиол. журнал СССР, 1971, 57, 1868.
14. Раамат Р. Э., Реэбен В. А., Сермат Т. Й. В кн.: Тезисы докладов научно-технической конференции, посвященной Дню радио. Таллин, 1974, 51.
15. Карпман В. Л., Белоцерковский З. Б., Любина Б. Г. Теор. и практ. физ. культ., 1969, 10, 37.
16. Sjöstrand T. Acta med. scand., 1947, suppl. 196, 687.
17. Wahlund H. Acta med. scand., 1948, suppl. 215.
18. Shephard R. J. Endurance Fitness. Toronto, Ont., University of Toronto Press, 1969.
19. Åstrand P. O., Ryhming I. J. Appl. Physiol., 1954, 7, 218.
20. Åstrand P. O., Rodahl K. Textbook of Work Physiology. New York, 1970.
21. Ягосильд А. Д., Раамат Р. Э. Теор. и практ. физ. культ. 1972, 3, 72.
22. Freyschuss U. Acta physiol. scand., 1970, suppl. 342.
23. Folkow B., Neil E. Circulation. London, Toronto, 1971.
24. Dejours P. In: Handbook of Physiology. Sec. 3. Respiration, vol. 1. Washington, 1964, 631.
25. Israel S., Kuppardt H., Gottschalk K., Neumann G., Böhme P. Med. und Sport, 1974, 14, 10, 297.
26. Мотылянская Р. Е., Стогова Л. И., Шидловер М. С., Ваук В. Н., Артамонов В. Н., Мелленберг Г. В. В кн.: Выносливость у юных спортсменов. М., ФИС, 1969.
27. Глебовский В. Д., Кошелева Г. Г., Матюшкин Д. П. В кн.: Физиология мышечной деятельности, труда и спорта. В серии «Руководство по физиологии». Л., «Наука», 1969, 86.
28. Маршак М. Е. В кн.: Физиология дыхания. В серии «Руководство по физиологии». Л., «Наука», 1973, 256.
29. Sipple J. H., Gilbert R. J. Appl. Physiol., 1966, 21, 143.
30. Моно Г., Потье М. В кн.: Физиология труда (Эргономия). М., «Медицина», 1973, 170.
31. Колчинская А. З. Кислородные режимы организма ребенка и подростка. Киев, «Наукова думка», 1973.
32. Davies C. T. M., Musgrave J. Ergonomics, 1971, 14, 257.

33. Wasserman K., Whipp B. J., Koyal S. N., Beaver W. L. J. Appl. Physiol., 1973, 35, 236.
34. Shephard R. J., Allen C., Benade A. J. S., Davies C. T. M., Di Prampero P. E., Hedman R., Merriman J. E., Myhre K., Simmons R. Bull. Wld. Wlth. Org., 1968, 38, 765.
35. Williams C. G., Wyndham C. H., Kok R., von Rahden M. J. E. Int. Z. angew. Physiol., 1967, 24, 18.
36. Hartley L. H., Pernow B., Häggendal J., Lacour J., de Lattre J., Saltin B. J. Appl. Physiol., 1970, 29, 818.

## VERERINGE JA HINGAMIS- SÜSTEEMI KOHANEMISEST SIINUSELISELT MUUTUVA KEHALISE KOORMUSE KORRAL NOORUKITEL

K. Jagomägi

Resümee

Kasutades siinuseliselts muutuva võimsusega veloergomeetrilisi koormusi erineva keskmise koormuse foonil, uuriti vereringe- ja hingamissüsteemi kohanemisreaktsioone 18 noorukil. Siinuselise koormuse periood oli 2 minutit, amplituudi väärtus 50 W ja koormuste keskvaärtused, mille foonil harmooniliselt muutuvat koormust rakendati, vastavalt 80, 110 ja 140 W. Et selgitada kohanemisreaktsioonide eripnevusi siinustöö ja püsivas režiimis sooritatud töö ajal, sooritasid samad katsealused teises katseeserias töö siinuskooormuse keskmistele koormustele vastavatel astmetel siinuselise komponendi puudumisel. Mõlemas režiimis sooritatud tööde korral oli astme pikkuseks 6 minutit ja pedaleerimise kiiruseks 60 pöoret minutis. Keskmisi koormusi rakendati järgmise skeemi kohaselt: 80—110—140—110—80 W. Leiti, et CO<sub>2</sub> eritumine ja ventilatsioon on märgatavalt suurem siinuskooormuse kõigil kasutatud koormusastmetel ja et O<sub>2</sub> tarbimine on suurem koormustel 80 ja 140 W. Füsioloogiliste reaktsioonide dünaamika uurimiseks teostati jooksvalt eksperimendi käigus analoogarvutil ЭМУ-10 Fourier' analüüs uuritavate kõverate I harmooniku amplituudi ja faasinihke suuruse leidmiseks etteantud siinuskooormuse suhtes. Katseandmetest nähtus, et vastav faasinihke südame löögisageduse korral on väiksem kui ventilatsiooni- ja ventiatsiooniekvivalentide reaktsioonides. Keskmise koormuse tõstmisel suurenevad f<sub>c</sub> ja P<sub>a</sub> faasinihke ning ventilatsiooni ja P<sub>a</sub> amplituud. F<sub>c</sub> faasinihke suurus on seotud f<sub>c</sub> tööaegse tasemega (r = 0,77).

# THE ADAPTATION OF THE CARDIO-VASCULAR AND RESPIRATORY SYSTEMS TO SINUSOIDALLY VARYING WORK LOADS IN ADOLESCENTS.

K. Jagomägi

## Summary

The instantaneous values of circulatory and respiratory parameters were recorded synchronously for a group of adolescents working on a bicycle ergometer in upright position. The work was done in two series on two different days: (i) with 30 W step changes in the work load (80—110—140—110—80 W); (ii) with sinusoidally varying work loads at the same average levels and with an amplitude of 50 W and a period of two minutes. The duration of each level of the work in both series was 6 minutes (in the second series this corresponds to 3 sine wave periods) and the pedalling speed was 60 rpm. In case of the sinusoidally varying work greater values for CO<sub>2</sub> production, minute ventilation and O<sub>2</sub> consumption (mean values over the whole period of the sinus) were obtained than during the constant load exercise. The possible reasons for this phenomenon are discussed. The re-adjustment in ventilation and gas exchange processes lagged behind that of the heart rate. The mean values of the phase shift of the heart rate responses and of the amplitudes of the ventilation responses increased together with the mean work load. Significant correlation was revealed between the phase lag of the heart rate responses and the mean heart rate over the whole period ( $r = 0,77$ ).

## ОГЛАВЛЕНИЕ — SISUKORD — CONTENTS

Т. Кару. Система CST для обработки данных функционального исследования спортсменов при помощи ЭВМ . . . . .	3
T. Karu. CST-süsteem sportlase funktsionaalse uuringu tulemuste töötluks elektronarvuti abil. <i>Resümee</i> . . . . .	15
T. Karu. Computer Analysis System of Functional Data CST for Sportsmen. <i>Summary</i> . . . . .	15
Э. Кяэрик. Особенности реализации программ CST в МАЛГОЛ-е . . . . .	18
E. Käarik. CST programmide realiseerimise iseärasusi MALGOL-is. <i>Resümee</i> . . . . .	22
E. Käarik. Peculiarities of Realizing CST Programs in MALGOL. <i>Summary</i> . . . . .	22
П.-Х. Кингисепп, Т. Кару, Р. Ноорма. Применение ЭВМ для обработки данных функционального исследования внешнего дыхания. . . . .	23
P.-H. Kingisepp, T. Karu, R. Noorma. Välise hingamise uuring elektronarvuti abil. <i>Resümee</i> . . . . .	39
P.-H. Kingisepp, T. Karu, R. Noorma. Computer Analysis of Respiratory Function Tests. <i>Summary</i> . . . . .	39
Т. Кару, Я. Маароос. Система сокращенных обозначений лабораторных физических нагрузок . . . . .	40
T. Karu, J. Maaroos. Laboratoorsete kehaliste koormuste tähistamise süsteemist. <i>Resümee</i> . . . . .	46
T. Karu, J. Maaroos. A Designation System for Laboratory Physical Fitness Tests. <i>Summary</i> . . . . .	46
Т. Кару, В. Лейссоо. Об оценке функционального состояния аппарата кровообращения в системе CST. . . . .	47
T. Karu, V. Leissoo. Südame-veresoonkonna funktsionaalse seisundi hindamisest CST-süsteemis. <i>Resümee</i> . . . . .	57
T. Karu, V. Leissoo. On the Evaluation of a Functional Condition of the Circulatory System Using the CST Data Processing System. <i>Summary</i> . . . . .	58
Т. Кару. Теоретические основы применения критерия «лучше-хуже» в функциональной диагностике по системе CST . . . . .	59
T. Karu. Kriteeriumi «parem-halvem» kasutamise teoreetilised alused funktsionaalses diagnostikas CST süsteemis. <i>Resümee</i> . . . . .	66
T. Karu. Theory of the Evaluation of Quantitative Parameters from the "Better — Worse" Viewpoint. <i>Summary</i> . . . . .	67

<b>Я. Маароос, Т. Кару.</b> Оценка общей работоспособности лиц среднего и пожилого возраста в системе CST . . . . .	68
J. Maaroos, T. Karu. Uldise füüsilise töövõime hinnang kesk- ja vanemaelistel isikutel CST-süsteemis. <i>Resümee</i> . . . . .	76
J. Maaroos, T. Karu. Determination of the Physical Working Capacity of older Men Using the "CST System". <i>Summary</i> . . . . .	76
<b>А. Паю.</b> Содержание адреналина и норадреналина плазмы крови при различных физических нагрузках . . . . .	78
A. Paju. Vereplasma adrenaliini- ja noradrenaliinisaldus erinevate kehaliste koormuste korral. <i>Resümee</i> . . . . .	86
A. Paju. The Content of the Adrenaline and the Nordadrenaline in the Blood Plasma at the Physical Effort Tests. <i>Summary</i> . . . . .	86
<b>А. Паю.</b> Состояние симпато-адреналовой системы у тренированных и нетренированных лиц при нагрузке CST . . . . .	87
A. Paju. Treenitud ja treenimata isikute sümpato-adrenaalsüsteemi seisund tõusvate kehaliste koormuste korral. <i>Resümee</i> . . . . .	99
A. Paju. The Activity of the Sympatho-Adrenal System of the Trained and Sedentary Men in Conditions of Physical Exercise. <i>Summary</i>	100
<b>И. Пийритс.</b> Типы экскреции кортикостероидов при физических нагрузках . . . . .	101
I. Piirits. Kortikosteroidide ekskretsiooni tüübid kehaliste koormuste korral. <i>Resümee</i> . . . . .	112
I. Piirits. Types of the Excretion of Corticosteroids Under Physical Loads. <i>Summary</i> . . . . .	112
<b>Л. Хумаль, Т. Кару, П. Никольский.</b> Методика определения систолических фаз сердечного цикла с использованием бесконтактной виброкардиографии скорости (ВИКГ-2) . . . . .	114
L.-H. Humal, T. Karu, P. Nikolski. Vibrokardiograafia kasutamise faasanalüüsis. <i>Resümee</i> . . . . .	123
L. Humal, T. Karu, P. Nikolsky. A Method for the Estimation of the Duration of Systolic Time Intervals of Cardiac Cycle Using Noncontact Vibrocardiography of Speed (VICG-2). <i>Summary</i> . . . . .	124
<b>Т. Кару, А. Ландырь, Р. Ноорма, А. Ландырь.</b> Программа первичной обработки данных фазового анализа сердечного цикла на ЭВМ в системе CST . . . . .	125
T. Karu, A. Landõr, R. Noorma. Faasanalüüs CST süsteemis. <i>Resümee</i> . . . . .	152
T. Karu, A. Landõr, R. Noorma. Analysis of Systolic Time Intervals in the CST System. <i>Summary</i> . . . . .	152
<b>П.-Х. Кингисепп.</b> Особенности газообмена при работе переменной интенсивности . . . . .	153
P.-H. Kingisepp. Gaasivahetuse iseärasused vahelduva intensiivsusega füüsilise töö korral. <i>Resümee</i> . . . . .	161
P.-H. Kingisepp. Peculiarities of Gas Exchange During Intermittent Work. <i>Summary</i> . . . . .	161

К. Яагомяги. О приспособлении сердечно-сосудистой и дыхательной систем к синусоидально изменяющимся физическим нагрузкам у юношей . . . . .	163
К. Ja g o m ä g i. Vereringe ja hingamissüsteemi kohanemisest siinuseseltselt muutuva kehalise koormuse korral noorukitel. <i>Resümee</i> . . .	176
К. Ja g o m ä g i. The Adaption of the Cardio-Vascular and Respiratory Systems to Sinusoidally Varying Work Loads in Adolescents. <i>Summary</i> . . . . .	177

Ученые записки Тартуского государственного университета. Выпуск 394. Труды по медицине XXXII. Спортивная медицина. На русском языке. Резюме на эстонском и английском языках. Тартуский государственный университет, ЭССР, г. Тарту, ул. Юликооли, 18. Ответственный редактор А. Паю. Корректоры Н. Чикалова, Л. Уба, Я. Соонтак. Сдано в набор 16/V 1976. Подписано к печати 20/VIII 1976. Бумага печатная № 2. 60×90 <sup>1</sup>/<sub>16</sub>. Печ. листов 11,75 + 4 вклейки. Учетно-изд. листов 11,28. Тираж 1000. MB05369. Заказ № 2794. Типография им. Х. Хейдеманна, ЭССР, г. Тарту ул. Юликооли, 17/19. II

Цена 1 руб. 13 коп.

5—4

УДК 613.72 : 681.142

**Система CST для обработки данных функционального исследования спортсменов при помощи ЭВМ.** Т. Э. Кару. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, стр. 3—14.

Создана система обработки информации CST для анализа результатов функционального исследования спортсменов. Система состоит из 12 относительно самостоятельных каналов движения информации и содержит перфокарты, программы предварительной обработки, программы стандартного и специализированного статистического анализа.

Илл. 8. Библ. 4 назв.

Резюме на эст., англ.

---

УДК 613.72 : 681.142

**Особенности реализации программ CST в МАЛГОЛе.** Э. Э. Кяэрнк. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, стр. 18—22.

В статье рассмотрен вопрос о целесообразности применения для реализации системы программ CST алгоритмического языка МАЛГОЛ-73, предназначенного для обработки информации по функциональной диагностике в спортивной медицине.

Рис. 1. Библ. 13 назв.

Резюме на эст., англ.

---

УДК 612.2 : 681.142

**Применение ЭВМ для обработки данных функционального исследования внешнего дыхания.** П.-Х. Г. Кингисепп, Т. Э. Кару и Р. Ю. Ноорма. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, стр. 23—38.

В данной работе представлена программа для полуавтоматической обработки показателей функции внешнего дыхания. Для сбора первичных данных составлена перфокарта, на которую занесены основные величины, необходимые для получения показателей внешнего дыхания. В статье приведены краткое описание и характеристика тестов исследования функции внешнего дыхания, величины, полученные в этих исследованиях, и логические действия, нужные для вычисления основных показателей внешнего дыхания на ЭВМ. Полученные результаты разделены на следующие виды: легочная вентиляция, распределение вдыхаемого воздуха в легких и альвеолярная вентиляция, газообмен и данные о легочном кровотоке и дыхательная функция крови. Схема печати полученных данных составлена таким образом, что их можно прямо наклеивать на перфокарту.

Использование выработанной системы дает значительный выигрыш во времени при обработке данных внешнего дыхания и повышает точность их проведения.

Рис. 3. Табл. 2. Библ. 16 назв.

Резюме на эст., англ.

УДК 613.72

**Система сокращенных обозначений лабораторных физических нагрузок.** Т. Э. Кару, Я. А. Маарос. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, стр. 40—46.

Приводится новая система обозначений лабораторных физических нагрузок при помощи специальной формулы.

Табл. 2.

Резюме на эст., англ.

---

УДК 613.72

**Об оценке функционального состояния аппарата кровообращения в системе CST.** Т. Э. Кару, В. А. Лейссоо. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, стр. 47—57.

Разработана система оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы при помощи ЭВМ.

Рис. 2. Табл. 3. Библ. 15 назв.

Резюме на эст., англ.

---

УДК 613.72 : 681.142

**Теоретические основы применения критерия «лучше-хуже» в функциональной диагностике по системе CST.** Т. Э. Кару. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, стр. 59—66.

Одной из основных проблем применения ЭВМ в спортивной медицине является проблема качественной оценки количественных показателей. В данной работе излагается принципиально новая система оценки и оценочные графики. Представлены теоретические основы метода.

Рис. 3. Библ. 7 назв.

Резюме на эст., англ.

---

УДК 612.176

**Оценка общей работоспособности лиц среднего и пожилого возраста в системе CST.** Я. А. Маарос, Т. Э. Кару. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, 68—76.

Обследовано 105 мужчин среднего и пожилого возраста с разной физической активностью. Выявлен ряд показателей, которые характеризуют функциональные возможности сердечно-сосудистой системы при нагрузках умеренной мощности на велоэргометре у лиц среднего и пожилого возраста. Рассматривается возможность количественной оценки показателей общей работоспособности, используя систему CST.

Табл. 2. Библ. 16 назв.

Резюме на эст., англ.

УДК 612.76+0.15.8

**Содержание адреналина и норадреналина плазмы крови при различных физических нагрузках.** А. Ю. Паю. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, стр. 78—85.

Определяли содержание связанных и свободных форм катехоламинов плазмы крови при кратковременной и продолжительной физической нагрузке. Представлена новая методика для определения связанного и свободного адреналина в плазме крови.

Табл. 2. Библ. 18 назв.

Резюме на вст., англ.

---

УДК 612.76+612.45

**Состояние симпато-адреналовой системы у тренированных и нетренированных лиц при нагрузке CST.** А. Ю. Паю. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, стр. 87—99.

В статье сравниваются изменения симпато-адреналовой системы тренированных и нетренированных лиц до и после стандартной физической нагрузки. В качестве дополнительных показателей использовали данные сердечно-сосудистой системы и кислотно-щелочного равновесия.

Табл. 2. Библ. 31 назв.

Резюме на вст., англ.

---

УДК 612.76

**Типы экскреции кортикостероидов при физических нагрузках.** И. А. Пий-р и т.с. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, 101—111.

В статье предложены для оценки тренированности организма типы экскреции кортикостероидов при мышечной деятельности. Определялось и состояние сердечно-сосудистой, дыхательной системы и системы крови.

Рис. 5. Библ. 36 назв.

Резюме на вст., англ.

---

УДК 613.72

**Методика определения систолических фаз сердечного цикла с использованием бесконтактной виброкардиографии скорости (ВИКГ-2).** Л. А. Хумаль, Т. Э. Кару, П. Никольский. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, стр. 114—123.

Разработана новая аппаратура для регистрации движения грудной клетки (ВИКГ-2). Методика позволяет уточнить начало периода изометрического сокращения.

Рис. 3. Табл. 1. Библ. 8 назв.

Резюме на вст., англ.

УДК 613.72

**Программа первичной обработки данных фазового анализа сердечного цикла на ЭВМ в системе CST.** Т. Э. Кару, А. П. Ландырь, Р. Ю. Ноорма, А. В. Ландырь. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, стр. 125—151.

Приводятся данные для оценки показателей фазового анализа сердечного цикла в системе CST.

Табл. 6. Библ. 29 назв.

Резюме на эст., англ.

---

УДК 612.2:612.766.1

**Особенности газообмена при работе переменной интенсивности.** П.-Х. Г. Кингисеп. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, стр. 153—160.

Проводилось изучение адаптационных процессов внешнего дыхания при переменной мышечной работе. Выяснилось, что в зависимости от режима работы одинаковое количество потребленного кислорода достигается различной активностью составляющих функциональной системы снабжения организма кислородом. При изменении интенсивности работы от меньшей к большей быстрее достигается объем потребленного кислорода, соответствующий данной интенсивности нагрузки, при менее выраженных сдвигах в кислотно-щелочном равновесии. Для достижения определенного значения минутного объема дыхания требуется одинаковое время, несмотря на то, начинается ли работа с состояния покоя, т. е. более тяжелой работе не предшествует работа меньшей интенсивности, или происходит лишь изменение интенсивности работы от меньшей к большей.

Рис. 2. Библ. 14 назв.

Резюме на эст., англ.

---

УДК 612.13/2:612.766.1

**О приспособлении сердечно-сосудистой и дыхательной систем к синусоидально изменяющимся физическим нагрузкам у юношей.** К. Я. Ягомяги. Ученые записки Тартуского гос. ун-та, вып. 394, Тарту, 1976, стр. 163—174.

В данной работе проведено исследование особенностей приспособительных реакций сердечно-сосудистой и дыхательной систем в ответ на нагрузки с синусоидально изменяющейся мощностью и описание динамики регулирования в системах кровообращения и дыхания при помощи фазовых сдвигов и амплитуд ответных реакций в отношении изменений нагрузок.

Рис. 3. Табл. 4. Библ. 36 назв.

Резюме на эст., англ.

Цена 1 руб. 13 коп.