

ние постоянной времени — T) и незавершенность диастолы (повышение давления 37 % $P - (-dP/dt_{\max})$, а также повышение конечнодиастолического давления).

Условия, при которых расслабление может прямо влиять на диастолические свойства миокарда, отражаясь на величине диастолического интрамиокардиального напряжения и уровне конечнодиастолического давления, включают уменьшение скорости расслабления, происходящее изолированно или чаще в сочетании с укороченной диастолой. Экспериментально установлено, что когда последующая систола начинается раньше, чем через $3,5 T$ после предшествующего пика максимальной скорости изометрического расслабления, то изменения диастолических свойств миокарда и повышение его жесткости определяются незавершенностью диастолы в результате нарушения процесса расслабления, а не связаны с изменениями вязко-эластических свойств сердечной мышцы [5].

Таким образом, предложенный метод расчета постоянной времени расслабления прост и весьма доступен и позволяет получать весьма точную информацию о функциональном состоянии миокарда и полноценности процесса расслабления.

Список литературы

1. Blaustein A. S., Gaasch W. H. Myocardial relaxation.— *Circulat. Res.*, 1981, 49, N 3, p. 633—639.
2. Frederiksen J. W., Weiss J. L., Weisfeldt M. L. Time constant of isovolumic pressure fall: determinants in the working left ventricle.— *Amer. J. Physiol.*, 1978, 235, N 3, p. H701—H706.
3. Grossman W., McLaurin L. P., Rollett E. L. Alterations in left ventricular relaxation and diastolic compliance in congestive cardiomyopathy.— *Cardiovasc. Res.*, 1979, 13, N 4, p. 514—521.
4. Hirota Y. A clinical study of left ventricular relaxation.— *Circulation*, 1980, 62, N 4, p. 756—762.
5. Pouler H., Karliner J. S., LeWinter M. M., Covell J. Diastolic viscous properties of the intact canine left ventricle.— *Circulat. Res.*, 1979, 45, N 2, p. 410—419.
6. Rousseau M. F., Veriter C., Detry J. M. R. et al. Impaired early left ventricular relaxation in coronary artery disease.— *Circulation*, 1980, 62, N 4, p. 764—769.
7. Rousseau M. F., Pouleur H., Detry J. M. R., Brasseur L. A. Relationship between changes in left ventricular inotropic state and relaxation in normal subjects and in patients with coronary artery disease.— *Ibid.*, 1981, 64, N 4, p. 736—743.
8. Thompson D. S., Waldron C. B., Coltart D. J. et al. Estimation of time constant of left ventricular relaxation.— *Brit. Heart J.*, 1983, 49, N 3, p. 250—258.

Киев. ин-т кардиологии

Поступила 29.07.83

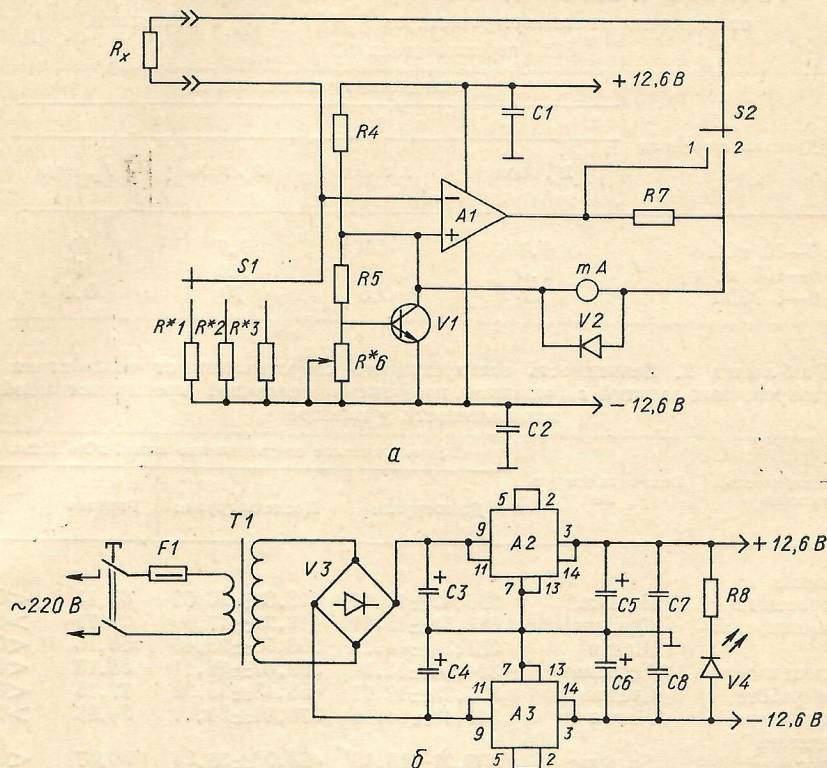
УДК 612.014.422:616.018

Н. Н. Колотиллов, Ю. М. Шкретий, Ю. Ф. Беспалов, Н. Я. Литвинов

ПРИБОР ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОГО СОПРОТИВЛЕНИЯ КОЖИ ЧЕЛОВЕКА

В условиях применения тренировочных занятий с большими нагрузками, направленными на развитие скоростно-силовых качеств и уровня выносливости при анаэробной и аэробной работе, особое место занимает проблема диагностики состояния спортсменов. Одним из надежных методов диагностики является измерение электрического сопротивления кожи человека [2—4]. Однако следует отметить отсутствие специальной биофизической аппаратуры для измерения сопротивления. Выпускаемые приборостроительной промышленностью серийные приборы требуют значительной модернизации для уменьшения напряжения на электродах и тока через исследуемый биообъект [1]. Кроме того, они сложны и громоздки и поэтому малоприменимы в полевых условиях, на спортивных сборах и соревнованиях.

Разработанный нами прибор для измерения сопротивления кожи (см. рисунок) выполнен на основе операционного усилителя (ОУ) К140УД8А. Измеряемое сопротивление кожи R_x включается в цепь обратной связи между инвертирующим входом и выходом ОУ. В этой же цепи включены эталонные резисторы $R1-R3$, определяющие диапазон измерения сопротивления. На неинвертирующий вход ОУ подается



Принципиальная схема прибора (а) и источника питания (б).

Номиналы элементов: $R1$ —100 кОм, $R2$ —1 МОм, $R3$ —10 МОм, $R4$ —2,7 кОм, $R5$, $R6$ —2,2 кОм, $R7$ —4,3 кОм, $R8$ —3,9 кОм; $C1$, $C2$, $C7$, $C8$ —0,68 мкФ, $C3$ — $C6$ —50 мкФ×25 В; $V1$ —КТ315Б, $V2$ —Д229, $V3$ —КЦ405А, $V4$ —АЛ102; $A1$ —К140УД8А, $A2$ —К275ЕН13А, $A3$ —К275ЕН14А; $T1$ —ТА1 (ТА12, ТА29), $PA1$ —М265 (100 мкА). Элементы, обозначенные знаком *, подбираются в процессе настройки.

опорное напряжение от источника, выполненного на резисторах $R5$, $R6$ и транзисторе $V1$. При таком включении ОУ выходное напряжение будет зависеть от соотношения R_x и $R1-R3$.

Прибор имеет три диапазона измерения сопротивления: 0—10 кОм ($R1$), 0—100 кОм, ($R2$), 0—1 МОм ($R3$). Шкала прибора — линейная. После однократного подбора резисторов $R1-R3$ прибор не требует калибровки и установки нуля перед измерениями. Ток, протекающий через R_x в пределах одного диапазона, стабилен и не зависит от R_x (табл. 1). Величину тока I_x можно уменьшить с помощью переключателя $S2$ и подбором эталонных резисторов $R1-R3$. Следует отметить, что пока нет единого мнения о допустимой величине тока I_x при измерениях. Так, по диагностической методике *Ruodoraku*, допустим ток до 200 мкА [4], по методике *cito* — 20 мкА [4], по методике Ф. Г. Портнова — 0,2 мкА.

Питание прибора в сетевом варианте осуществляется от стабилизатора напряжения $\pm 12,6$ В, выполненного на интегральных стабилизаторах серии 275. В полевом варианте питание осуществляется от аккумуляторов типа 7Д-0,1.

При измерениях использовался полусферический электрод диаметром 6 мм, в углублении которого вкладывалась поронозная прокладка, пропитанная твердым электролитом. В качестве такого электролита

применялась гомогенная смесь глицерина с 10 % раствором хлористого калия. Металлический электрод фиксировали эластичной резиновой лентой на ноге испытуемого. Полусферический электрод при измерениях прикладывали к тыльной стороне кисти у основания большого пальца. Время одного измерения не превышало 15 с.

Таблица 1. Зависимость тока через кожные покровы человека I_x от величины эталонных резисторов R_3 ($R1 - R3$) и положения переключателя $S2$

Диапазон измерения	Положение переключателя $S2$			
	1		2	
	R_3 , МОм	I_x , мкА	R_3 , МОм	I_x , мкА
0—10 кОм	0,1	50	0,7	10
0—100 кОм	1,0	5	7,0	1
0—1 МОм	10	0,5	70	0,1

Таблица 2. Зависимость электрокожного сопротивления от воздействия тренировочных занятий с большими нагрузками различной преимущественной направленности у пловцов

Направленность занятий	Величина нагрузки	Электрическое сопротивление кожи, кОм $M \pm m$			
		До нагрузки	После нагрузки	Разница	p
Повышение скоростных возможностей	Большая	$356,42 \pm 12,44$	$418,53 \pm 20,52$	62,11	$<0,05$
	Средняя	$383,51 \pm 15,61$	$413,22 \pm 17,69$	29,71	$>0,05$
	Малая	$361,34 \pm 14,11$	$303,16 \pm 25,48$	58,18	$<0,05$
выносливости при работе анаэробного характера	Большая	$314,54 \pm 13,14$	$399,67 \pm 38,11$	85,13	$<0,05$
	Средняя	$377,73 \pm 17,11$	$455,48 \pm 35,22$	77,75	$<0,05$
	Малая	$341,18 \pm 14,45$	$376,11 \pm 20,11$	34,93	$>0,05$
выносливости при работе аэробного характера	Большая	$338,21 \pm 13,18$	$428,08 \pm 36,24$	89,87	$<0,05$
	Средняя	$384,07 \pm 18,92$	$442,14 \pm 27,25$	58,07	$>0,05$
	Малая	$348,89 \pm 12,12$	$307,83 \pm 17,88$	41,06	$<0,05$

С помощью указанного прибора нами определены значения электрического сопротивления кожи, свидетельствующие о влиянии тренировочных занятий с большими нагрузками различной преимущественной направленности на состояние квалифицированных пловцов (табл. 2).

Использование методики измерения электрического сопротивления в спортивной практике подготовки квалифицированных спортсменов позволяет объективно обосновывать выбор оптимальных режимов тренировочной работы, оперативно получать информацию о влиянии на организм физических нагрузок, что позволяет своевременно вносить коррективы в планирование тренировочного процесса.

Список литературы

1. Боер В. А., Будницкая Е. А., Колотилов Н. Н., Смоляр Ю. А. Модифицированный автоматический мост переменного тока Р5010 и его применение в медико-биологических исследованиях.— В кн.: Новые приборы и методы современной медицины. Киев: Наук. думка, 1982, с. 16—20.
2. Головников Л. Н., Ермолаев О. Ю., Жоров П. А. Сопоставление уровня асимметрии АТК с показателями кожного сопротивления.— В кн.: Электропунктура и проблемы информационно-энергетической регуляции деятельности человека. М., 1976, с. 143—153.
3. Грекова Т. И. Кожно-гальванический рефлекс как показатель изменений психического состояния.— Физиология человека, 1975, 1, № 6, с. 993—998.
4. Табеева Д. М. Руководство по иглорефлексотерапии.— М.: Медицина, 1980.—560 с.

Киев. ин-т физ. культуры

Поступила 12.12.83