

МОДИФИЦИРОВАННАЯ МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЙ И ОЦЕНКИ КОЖНО-ГАЛЬВАНИЧЕСКИХ РЕАКЦИЙ ЧЕЛОВЕКА

В.В.Суходоев

В современных исследованиях связанных с оценкой параметров реагирования человека на различные воздействия часто применяются сигналы его вегетативных функций и, в частности, сигнал электро-дермальной активности (ЭДА). Известны два наиболее часто применяемых метода измерений параметров ЭДА - метод Тарханова, основанный на измерении биопотенциалов на поверхности кожи и метод Фере, основанный на измерениях электрокожной проводимости (ЭКП) или электросопротивления кожи (ЭКС). Сигнал, получаемый по второму методу традиционно называется кожно-гальванической реакцией (КГР).

В настоящее время общепринято, что из двух названных методик для большинства исследовательских и прикладных задач более информативным является сигнал КГР, так как он позволяет оценивать не только переменные (динамические) параметры электрокожных процессов, но и параметры уровня типа, определяемые медленными - тоническими изменениями ПФС человека.

Рассматриваемая методика разрабатывалась в институте психологии для широкого класса задач исследовательского и прикладного характера, требующих оценки важнейших компонентов психофизиологических состояний (ПФС) человека.

Опыт применения данного методического обеспечения в многолетней исследовательской практике показал, что разработанные методики и обеспечивающие их реализацию технические средства и программы могут быть эффективно использованы при решении следующих задач:

- оценки интегральной активированности испытуемых для обеспечения адекватности результатов тестирования по условию "нормы" данного важнейшего параметра их ПФС (поскольку как ПФС гипоактивности, так и гиперактивности не гарантирует необходимой адекватности получаемых при тестировании сигналов);

- оценки динамики параметра интегральной активированности испытуемого в ходе проведения достаточно продолжительной тестовой процедуры (более 1 - часа, что особенно актуально при проведении тестирования в вечернее и ночное время (когда у большинства пациентов могут наблюдаться периоды быстрого перехода в состояние гипоактивности, определяемой релаксационными процессами);

- оценки билатеральной асимметрии параметров КГР как дополнительного качественного показателя состояния ЦНС испытуемых;

- для задач слежения за ПФС испытуемых в процессе тестирования его специальными методами, например в психотерапии;

- для ускорения процесса обучения различным методам саморегуляции ПФС или при оценке эффективности обучения профессиональной деятельности.

Во всех перечисленных задачах параметры КГР могут быть успешно использованы как следующие общепризнанные показатели ПФС человека:

- в качестве объективной количественной характеристики одного из основных компонентов ПФС - активационного;

- для количественной оценки всех видов эмоциональных проявлений, наблюдаемых как в результате воздействий тестовых процедур, так и в качестве показателя субъективных переживаний, возникающих в процессе тестирования;

- в качестве параметра энергетической обеспеченности как всего организма так и систем, определяющих деятельность ЦНС и их индивидуальных характеристик, например для классификации типологии регулятивных систем.

Необходимость разработки модифицированной методики вызвана неудовлетворительным состоянием методологических подходов к вопросам использования существующих способов измерения и оценки параметров КГР, основанных на устаревших представлениях о механизмах формирования сигнала КГР, а сложившаяся концепция совершенствования отдельных методических моментов (без изменения традиционных основ методики в их взаимосвязи) не дает существенного улучшения получаемых результатов.

Поставленная задача рассмотрена на основе опыта многолетних исследований по разработке новой методики измерения сигнала КГР и использованию получаемых результатов как в психологических исследованиях, так и для решения различных инженерных задач.

Специфика задачи определила следующий состав ММФ: - методика измерений сигнала КГР (по Фере) и описание специфики проведения измерений КГР по новой методике (МИ); - методика анализа и применения параметров КГР для решения прикладных задач.

Содержание МИ определено новым подходом к процедуре измерений сигнала КГР исходя из новой ионной модели формирования сигнала КГР, оценке сигнала по шкале натурального логарифма с наиболее удобной для оценивания единицей и соответствующей коррекцией процедуры проведения измерений и применяемой для этого аппаратуры.

Методика анализа сигнала КГР (МА) выделена в отдельный раздел связи с большим разнообразием прикладных задач, при решении которых сигнал КГР является информативным показателем как ПФС человека, так и специфики индивидуальных особенностей его регуляции.

В соответствии с этим, основной особенностью МА в отличие от традиционного подхода, основанного на использовании единичных показателей, является разработка системы параметров, предназначенной для всесторонней оценки как энергетических так и регуляторных параметров сигнала, соответствующих регулятивно-энергетическим процессам на различных уровнях обеспечения ПФС организма человека.

МЕТОДИКА ИЗМЕРЕНИЙ КОЖНО-ГАЛЬВАНИЧЕСКИХ РЕАКЦИЙ ЧЕЛОВЕКА

Несмотря на большую продолжительность использования сигнала КГР в различных исследованиях, есть все основания считать, что не до конца изученными остались важнейшие исходные положения теоретического и методического плана.

Актуальность поиска новых подходов к решению такого типа задач связана с тем, что большинство вопросов по применению параметров КГР разрабатывались для исследовательских целей, решение которых было возможно по данным, получаемым на уровне качественных (не количественных) оценок. Задачи оценки ПФС человека для перечисленных целей требуют принципиально иных решений с точки зрения адекватности, информативности и точности, как на стадии измерений сигналов, так и на стадии их обработки и анализа.

Под адекватностью измерений в данном случае имеется в виду соответствие сигнала процессам регуляции ФС не только на уровне качественных изменений, но в большей степени соответствие количественных параметров сигнала оцениваемому процессу активации.

Под информативностью измерений имеется в виду обеспечение регистрации всех компонентов сигнала, в том числе и тех, которые прослеживаются в виде минимальных изменений сигнала. Это требование связано с вопросами выбора отведения сигнала и обеспечения максимальной чувствительности измерения.

Максимальная чувствительность может быть реализована только в том случае, если при этом не нарушается предшествующее требование адекватности регистрации динамики сигнала, что возможно только при соблюдении соответствующей точности измерений.

Реализация трех перечисленных требований к методике измерения сигналов КГР на уровне количественных оценок потребовала пересмотра исходных методических вопросов, традиционные подходы к решению которых изложены вначале методики, не позволяли использовать сигнал КГР для количественных оценок ФС на уровне современных требований.

К такому типу вопросов относится, прежде всего, используемая для интерпретации сигнала модель его формирования, который и рассмотрен в следующем разделе данной методики.

Одним из главных практических следствий пересмотра модели сигнала является используемая для измерений и оценок параметров сигнала шкала. Вопросы сопоставительной оценки традиционно используемых шкал и обоснование новой шкалы рассмотрены во втором разделе данной методики.

Новая интерпретация механизма формирования сигнала КГР позволила иначе подойти к таким практическим вопросам как выбор параметров электрического сигнала, пропускаемого через кожу, конструкция датчиков и технические параметры измерительной аппаратуры, которые рассмотрены в заключительном разделе методики.

1. Анализ традиционной модели формирования сигнала КГР

Большинство исследователей механизма ЭДА считает, что наиболее адекватной и теоретически обоснованной является потовыделительная модель (в некоторых работах потоотделительная, что не соответствует существу модели) формирования электродермальных реакций, в том числе и КГР /1, 2, 3, 8, 14, 16/.

Считается, что при активации человека под воздействием усиления импульсации в нервных окончаниях верхних слоев кожи происходит усиление интенсивности потовыделений в потовых железах. Это приводит либо к расширению сечений потовых протоков, либо к уменьшению расстояний от поверхности потовых выделений до поверхности кожи. Оба процесса приводят к изменению параметров "микрорезисторов", роль которых по данной модели выполняют протоки потовых желез, что приводит к уменьшению величины ЭКС и соответственно увеличению ЭКП. Интерпретируется, что данный процесс и регистрируется в виде быстрых (фазических) изменений сигнала КГР.

Существенно более медленные тонические изменения уровня сигнала КГР определяются по данной модели как интегративной интенсивностью потовыделений так и степенью гидратации (степенью насыщенности верхних слоев кожи жидкими электролитами).

Таким образом, в традиционной потовыделительной модели сигнала КГР косвенно предполагается, что процесс проводимости электрического тока через кожу определяется электрической проводимостью жидкостей (потовых выделений и гидратации верхнего слоя), а электрические параметры ее определяются исключительно количеством выделений жидкостей. Вариант качественных изменений состава жидкости в коже и связанные с этим мембранные параметры клеток верхнего слоя кожи при этом не рассматриваются.

Отсюда концептуальным недостатком традиционного подхода к механизму формирования сигнала КГР является объяснение электрических характеристик кожи исключительно на физиологическом уровне интенсивности потовыделительной функции.

Следствием указанного основного недостатка традиционного подхода к модели формирования сигнала является сомнительная обоснованность (не подтвержденная экспериментально) многих параметров методики измерений и оценки сигнала КГР, которые будут рассматриваться по мере изложения новых способов решения таких вопросов.

Естественным направлением дальнейшего совершенствования модели сигнала КГР является рассмотрение параметров ЭДА на уровне качественных изменений в коже. Так как общепринятым механизмом проводимости кожи электрического тока являются ионные процессы (связанные с солевым составом межклеточной жидкости), то и качественные изменения должны проявляться, прежде всего, на уровне ионных параметров жидкости кожи (как потовых выделений, так и межклеточной жидкости).

2. Основные положения ионной модели формирования сигнала КГР

Результаты опубликованных экспериментальных данных в области электрофизиологии, например, по электро-плетизмографии, позволяют считать, что электрические явления в коже более объективно и обоснованно объясняются через известные положения по биохимическим и биофизическим процессам [7,15]. Основными, детерминантами проводимости электрического тока при этом становятся ионные процессы.

В настоящее время практически всегда измерения КГР выполняются классическим двухэлектродным способом отведения сигнала с наложением на кожу металлических контактов и подключением их к внешнему источнику электрического тока. При этом электроды располагаются на таком расстоянии, что электрический ток между контактами по поверхности кожи практически отсутствует, а траектория электрического тока проходит через следующие ткани и границы между ними: электрод – электродная паста-электролиты кожи- оболочки клеток кожи - микрокапиллярная и сосудистая сеть (и затем обратный порядок границ под вторым электродом).

При правильном выборе материала электродов и электродной пасты, переходное сопротивление "электрод - электролиты кожи" мало и им можно пренебречь. По аналогичной причине потерями энергии через тело по микрокапиллярной и сосудистой сети также можно пренебречь, так как их сопротивление электрическому току также пренебрежимо мало [7].

Таким образом, проводимость кожи определяется в основном параметрами электролитов кожи и процессами, происходящими на оболочках клеток верхних слоев кожи. Под действием электрического потенциала от внешнего источника электрический ток через электролиты реализуется в виде переноса (транспорта) ионов разного знака (соответствующего знаку потенциала на электроде).

Затраты энергии на такой перенос определяются электрическими параметрами электролитов и, прежде всего химическим потенциалом ионов - m_i и их активностью - a_i [15]/ т.е. по формуле:

$$m_i = m_o + R T \ln a_i \quad (1)$$

где: m_o - химический потенциал ионов в начальном состоянии;

R - термодинамическая постоянная;

T - температура электролита (которую можно принять за постоянную величину);

a_i - мгновенная величина активности ионов.

Активность ионов определяется соотношением их концентраций в измененном состоянии- C_i к начальному состоянию- C_{i0} . Тогда (1) принимает следующий вид:

$$m_i - m_o = R T \ln C_i / C_{i0} \quad (2)$$

т.е. приращение химического потенциала электролита пропорционально натуральному логарифму соотношений концентрации электролита в измененном состоянии к исходному.

Таким образом, изменение химического потенциала электролита как параметра его энергетического состояния (определяющего его проводимость) связано логарифмической функцией с изменениями концентрации ионов в межклеточной жидкости кожи.

Вторым компонентом, определяющим энергетические затраты внешнего источника энергии на прохождение электрического тока через кожу являются внешние оболочки клеток кожи, на которых заканчивается процесс переноса энергии ионами электролитов. Поскольку оболочки клеток являются по существу мембранами, обладающими сильными поляризационными свойствами, то они имеют большой электрический потенциал и, следовательно, соответствующее электрическое поле, на компенсацию которого внешний источник энергии затрачивает часть своего потенциала.

Есть основание считать, что движение электрического тока в зоне оболочек клеток кожи осуществляется по типу электронной проводимости.

На основании этого, за аналог энергетических потерь на оболочках клеток правомерно взять величину электродного потенциала E как характеристику границы перехода от электролита с ионной проводимостью к проводнику с электронной проводимостью /15/.

Известно, что электродный потенциал определяется выражением:

$$E = E_0 + K \ln a-/a+ \quad (3)$$

где: E_0 - электродный потенциал в стандартных условиях;

K - коэффициент;

$a-/a+$ - активность ионов разного знака (пропорциональная их концентрации).

Таким образом, энергетические потери на переход электрической энергии в зоне оболочек клеток тоже определяются логарифмической зависимостью, связанной с концентрацией ионов.

Следовательно, основные два компонента энергетических затрат внешнего источника энергии на прохождение электрического тока через кожу определяются логарифмической зависимостью от концентрации ионов в электролитах ее верхнего слоя.

Как показали эксперименты с непрерывной многосуточной деятельностью испытуемых, уровень сигнала КГР у одного и того же испытуемого в зависимости от его ФС может изменяться в весьма большом диапазоне значений (с кратностью в 100 и более раз). Такой большой диапазон изменений уровня сигнала практически не объясним в рамках традиционной модели сигнала, но легко описывается и как было рассмотрено выше, в первом приближении поддается формализации в рамках ионной модели.

Известно, что состав электролитов в жидкостях тканей (и в коже в том числе) достаточно стабилен, но взаимодействие клеток с окружающими их жидкостями может изменять местную концентрацию ионов в большом диапазоне без изменения общего (интегративного) состава жидкости.

Процесс взаимодействия клеток со средой (жидкостями) легко описывается в рамках термодинамических состояний ионов. Обычно в биологических тканях наблюдаются два фазовых (стабильных) состояния ионов: - свободное, в котором ионы могут перемещаться под действием внешнего источника напряжения, и связанное, в котором ионы группируются на внешних оболочках клеток и не участвуют в переносе электрической энергии в электролитах (но оказывают влияние на внутриклеточные энергетические процессы) /15 /.

В соответствии с законами термодинамики ионы в свободном состоянии обладают большей энергией чем в связанном (так как при группировке на оболочках клеток ионы отдают значительную часть своего электрического заряда вследствие чего происходит их "захват" электрическим полем оболочек клеток).

В обычных ФС сопровождающихся высоким уровнем активности человека значительная часть ионов жидких тканей находится в активном (свободном) состоянии, что обеспечивает возможность выполнения кожей ее функций по энергетическому обмену тела человека с внешней средой. В тоже время поддержание такого состояния ионов требует непрерывной энергетической зарядки ионов, которая реализуется за счет электрических процессов импульсации нервных окончаний в коже и местных энергетических процессов в клетках кожи (например, окислительных процессов связанных с основным обменом).

В рамках ионной модели все виды нервной импульсации связанной с увеличением активации на каком-либо уровне регуляции приводят к увеличению активности ионов электролитов и соответствующему уменьшению энергетического потенциала оболочек клеток. Этот процесс приводит к переходу ионов на оболочках клеток из связанного в свободное состояние и соответственно увеличивает проводимость кожи, т.е. наблюдается реакция активации в виде фазической КГР.

При уменьшении энергетического воздействия от центральной нервной системы автоматически включаются процессы перехода ионов в более устойчивое связанное состояние за счет их группировки на оболочках клеток (часть энергии ионов при этом передается клеткам на внутриклеточные процессы, связанные с накоплением энергии на клеточном уровне).

Процессы фазовых переходов ионов за счет их группировки из электролитов на оболочки клеток практически ограничены только "снизу" (минимизированы) биофизическими факторами (например, тепловыми), так как они не изменяют энергетику вегетативных функций в основном слое кожи. Это и определяет наблюдаемые гиперизменения уровней параметров сигнала КГР при переходе от ФС большой активности человека в состояния релаксации или в начальную фазу утомления (фазу включения защитных механизмов).

Все рассмотренные выше процессы фазовых переходов ионов в жидкостях верхнего слоя кожи соблюдаются только в том случае, если не происходит каких-либо местных внешних воздействий на кожу. К числу такого типа воздействий при измерениях КГР следует отнести прежде всего влияние электрического тока от внешнего источника, плотность которого (как сила тока через единицу площади поверхности кожи) должна ограничиваться такой величиной, которая не вызывает искусственную ионизацию электролитов кожи или существенного изменения собственных потенциалов оболочек клеток кожи.

В заключительной части описания модели необходимо рассмотреть причинность различий в параметрах сигнала в разных отведениях, которая порождает необходимость поиска наиболее информативного отведения сигнала для оценок ФС.

В связи с перечисленными выше двумя видами регуляции ионных параметров (гуморально-гормональной как регуляции на общем для всего тела уровне и нервной импульсации на уровне местной регуляции) различия в физиологических характеристиках кожи по этим двум видам регуляции и определяют различия в параметрах уровня и динамики сигнала КГР в разных отведениях.

Изложенные выше основные положения ионной модели формирования сигнала позволяет по-новому подойти к вопросу выбора шкалы адекватной закономерностям изменения уровней и динамических характеристик ионных процессов.

3. Сравнительная оценка параметров КГР по традиционным и логарифмической шкалам

В традиционно используемых исследователями методах измерения КГР "по Фере" за меру сигнала принимается либо величина электрокожного сопротивления (ЭКС) - R_x (в килоОмах), либо обратные ЭКС величины электро - кожной проводимости (ЭКП) - G_x (в Сименсах)/13/.

В соответствии с законом Ома для постоянного тока: $R_x = U_d / I_d$; где U_d - напряжение на контактах датчика; I_d - величина электрического тока, пропускаемого через кожу. Соответственно для ЭКП формула имеет вид: $G_x = I_d / U_d$ (обозначения те же).

Поскольку правые части обоих показателей сигнала определяются двумя переменными, то измерения могут быть проведены лишь при условии стабилизации одной из электрических величин, т.е. либо величины напряжения на датчиках, либо величины пропускаемого через кожу тока. На начальном этапе использования методики применялся первый способ измерения, а оценка сигнала проводилась по шкале R_x . По мере совершенствования измерительной аппаратуры и проведении исследований теоретического характера выяснилось, что данный способ имеет ряд существенных недостатков. Так, при измерениях КГР у испытуемых с небольшим уровнем ЭКС, оказалось, что величина электрического тока через кожу возрастает настолько, что при измерениях искажается как величина уровня сигнала так и динамика его изменения во время реагирования (за счет образования положительной обратной связи, искажающей собственные параметры кожи).

В тоже время, у испытуемых с большой величиной ЭКС, та же величина напряжения на датчиках оказывается недостаточной для обеспечения необходимой точности измерений, связанной, прежде всего с помехами от электрической сети. При существенном увеличении значений ЭКС соответственно увеличивается и степень влияния сетевых помех на собственные параметры кожи.

Во втором способе измерения КГР при постоянной величине тока, пропускаемого через кожу, влияние названных выше недостатков измерений значительно уменьшается, если применяется достаточно малая величина электрического тока (исключающая эффект электростимуляции собственных ионных процессов в коже).

В некоторых случаях исследователи связывают каждый из способов стабилизации с соответствующей измерительной шкалой. Первый способ измерений (при стабилизации U_d) связывается со шкалой R_x , второй (при стабилизации J_d) - со шкалой S_x . С математической точки зрения в любом из названных способов измерения КГР может быть использована одна из двух шкал, в то время как более существенным моментом выбора шкалы в данной задаче является не ее метрологические особенности (которые корректируются), а выполнение требования адекватности получаемых оценок с активационными параметрами ФС.

Как уже было рассмотрено в предыдущем разделе более адекватной моделью формирования сигнала КГР по сравнению с традиционной - потовыделительной является ионная модель, основным методическим следствием, которой является необходимость применения для оценки сигнала шкалы натурального логарифма. Традиционным обозначением такой шкалы является - L .

Сопоставление оценок КГР по L с оценками по традиционным шкалам по критерию адекватности можно считать основной проверкой на адекватность двух моделей сигнала.

4. Сравнительная оценка трех измерительных шкал сигнала КГР.

Задачу сопоставления различных шкал, используемых для измерений одного и того же показателя ФС человека можно упростить, если провести процедуру выравнивания их чувствительности хотя бы в зоне наиболее часто встречаемых величин сигнала. При этом чувствительность оценивания по разным шкалам определяется фактически выбором единицы шкалы при условии применения принципа квантовой величины единицы для всей шкалы (в пределах всей шкалы оценивание величины сигнала выполняется с дискретностью в 1 шкалы).

В соответствии с экспериментальными данными, полученными при измерениях у большого числа испытуемых, можно условно принять, что у большинства испытуемых в часто наблюдаемом операциональном ФС, уровень сигнала наблюдается в области 100 кОм. А поскольку реально достижимая точность измерений при этом не превышает 1%, то 1 кОм удобно принять за единицу для оценки КГР.

Шкала G_x будет иметь равную чувствительность со шкалой R_x , в той же области значений, если ее единицей является 0,1 микросименс (10^{-7}), при этом значения шкал R_x и G_x в точке "обычных" ФС совпадают /см. Табл. 1, 4-й столбец /.

Третья шкала - логарифмическая - как шкала относительного оценивания - должна быть безразмерной, а для этого логарифмируется числовой ряд шкалы абсолютных значений сигнала КГР. Такой числовой ряд получается наиболее просто через соотношение абсолютных величин сигнала к величине единицы шкалы.

По условию адекватности оценивания активации логарифмируются числовые значения шкалы G_x , которая имеет совпадающую с активацией направленность (при увеличении активации значения G_x увеличиваются). В соответствии с закономерностями ионных процессов логарифмирование выполняется по шкале натурального логарифма, единицей которой является -Непер (шкала и ее единица применяются на практике в радиотехнике для расчетов энергетических потерь радиоволн в атмосфере).

Единица шкалы натурального логарифма - Непер слишком велика и требование равной чувствительности оценивания с абсолютными шкалами выполняется, если за ее единицу принять 0,01 Непера - сантинепер (сНп) (известное в метрологии ограничение для применения десятичных долей -санти- в оценках абсолютных величин /12 / к данному случаю не относится, так как Непер - безразмерная единица относительного оценивания). Выбранная единица шкалы L соответствует требованию равной чувствительности оценивания со шкалами Rx и Cx, так как 1 сНп практически равен 1% относительных изменений сигнала по шкалам Rx, Gx.

Сопоставление значений трех шкал сигнала КГР : Rx, Gx и L выполнено в таблице 1. При составлении таблицы за основную была принята шкала L, как имеющая линейную характеристику чувствительности во всем диапазоне значений сигнала. Для сравнения шкал с точки зрения достаточности иллюстрации их специфики выбран интервал значений L - 100 сНп, а, кроме того, выделена точка равной чувствительности всех трех шкал (точка значений 100 единиц для шкал Rx и Gx, 4-й столбец, как часто наблюдаемая величина сигнала).

Сравнение адекватности оценивания сигнала КГР по трем шкалам с объективными оценками активации испытуемых по результатам деятельности выполнено по материалам регистрации КГР у большого числа испытуемых во время выполнения тестовой деятельности. Для уменьшения числа определяющих активацию испытуемых факторов сравнение проведено по материалам измерений КГР у испытуемых одинаково успешно выполнявших деятельность и имевших близкие показатели по основным детерминирующим параметрам реагирования факторам (таким как общее ФС, интенсивность деятельности и т.д.).

По результатам обработки параметров реагирования испытуемых они были разделены на две группы: Н - группа с низким уровнем сигнала КГР ; и В - группа с высоким уровнем сигнала по шкале L. Поскольку по объективным показателям деятельность не могла быть причиной наблюдаемых различий , то наиболее вероятной причиной различий в уровне сигнала можно считать индивидуальные особенности электродермальных параметров испытуемых.

Сравнение шкал проведено по результатам оценок наиболее часто используемого параметра реагирования - амплитудам фазических КГР -ai. Поскольку данный параметр имеет известную стохастичность (определяется случайными воздействиями большого числа факторов), то для сравнения шкал использованы распределения значений амплитуд КГР испытуемых двух выбранных типов реагирования с оценками их по трем сравниваемым шкалам. Для анализа использованы лишь амплитуды КГР, превышающие двойную точность измерений (равные или больше 2- сНп).

Как известно, график распределений значений параметра -гистограмма - определяется делением шкалы параметра на равные интервалы, число которых должно быть не менее 11, и определением числа значений оцениваемого параметра в каждом интервале в относительных величинах (в процентах от общего оцениваемого числа значений параметра). При этом, получаемые таким образом распределения величин параметра, являются лишь графической иллюстрацией статистической закономерности, определяемой более точно ее статистиками по соответствующим математическим формулам.

Результаты статистического анализа значений амплитуд КГР двух типичных представителей из групп Н и В показаны на Рис.1 (а-в). Оценки амплитуд по шкале Gx (Рис.1,а) показывают, что при тестировании более активно реагировали испытуемые В (пунктирный график), так как средняя величина их амплитуд больше чем у испытуемых Н примерно в 3 раза.

Различия в распределениях по критерию t оценивается в 100% достоверности (величина t равна 32).

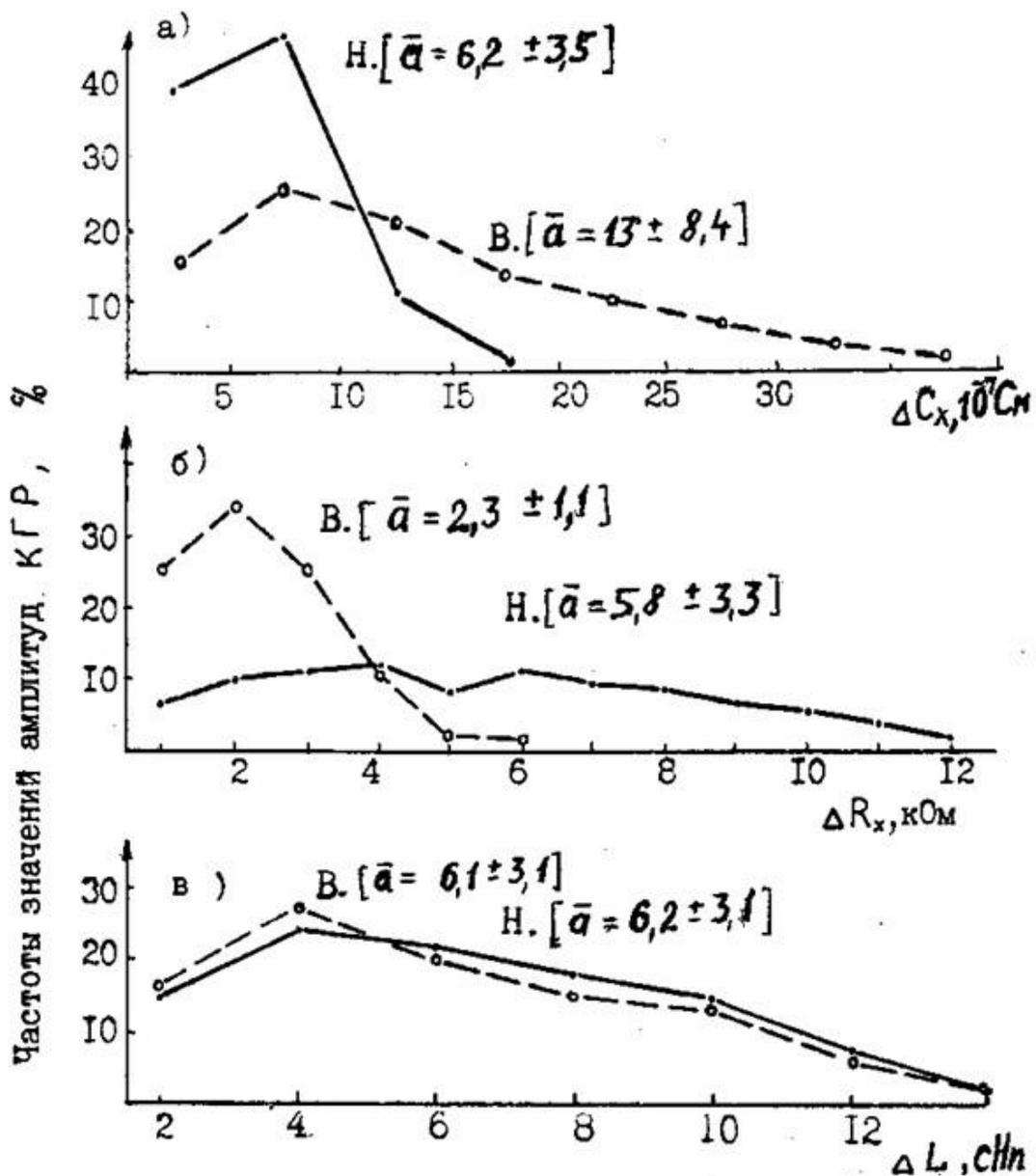


Рис. 1. Статистические многоугольники распределений амплитуд КГР испытуемых Н. и В. с оценкой их :
 а) по шкале электропроводности - C_x ;
 б) по шкале электрокожных сопротивлений - R_x ;
 в) по шкале натурального логарифма L .

Оценка амплитуд по шкале R_x (Рис. 1,б) показала, что здесь более активно реагировали на процедуру тестирования испытуемые Н (показаны сплошной линией) так как величина их среднего значения амплитуд КГР больше чем у испытуемых В примерно в 3 раза (т.е. данный результат является противоположным по сравнению с оценкой по шкале C_x).

Таким образом, оценка амплитуд КГР испытуемых по двум традиционным шкалам дает противоположные результаты. Показанные различия можно объяснить влиянием величины уровня сигнала КГР на амплитуды фазических КГР, так как по шкале R_x более

активно реагировали испытуемые с большей величиной уровня R_x (-Н), и аналогично по шкале G_x более активно реагировали испытуемые с большей величиной G_x - (В).

Оценка амплитуд КГР двух групп испытуемых по шкале L (Рис,1,в) дает близкие результаты для обеих групп испытуемых. Оба распределения имеют величину $t = 0,3$, что подтверждает недостоверность их различий, так как t явно меньше нормативной величины 2. Следовательно, в отличие от рассмотренных выше случаев применения шкал R_x , G_x , оценка параметров КГР по шкале L удовлетворяет требованию адекватности оценок активации испытуемых независимо от индивидуальных различий в величинах проводимости их кожи.

5. Отведение сигнала КГР и измерительные датчики

С самого начала применения методики измерения КГР "по Фере" использовалось отведение сигнала с ладонной поверхности кистей рук испытуемых. Такой выбор отведения объяснялся тем, что кисти рук (ладонная сторона) имеют кожу с увеличенной плотностью расположения потовых желез, а, следовательно, по традиционной модели имеет максимальную величину сигнала. Однако, выбираемое эмпирическим путем отведение сигнала может оказаться оптимальным не для всех ФС, так как существенные изменения ФС по-разному влияют на различия сигнала в разных отведениях.

Учитывая специфику проведения исследований с испытуемыми-операторами необходимо, чтобы отведение сигнала удовлетворяло следующим основным требованиям:

1- оно должно обеспечивать максимальную величину сигнала с наиболее полным представлением всех его компонент, что необходимо, для оценки всех видов регуляции активационных процессов. При этом процесс измерений не должен оказывать заметного влияния на естественные физиологические процессы в коже (что в основном обеспечивается специальной конструкцией датчиков и минимизацией величины пропускаемого через кожу электрического тока);

2- отведение должно иметь стабильные параметры с точки зрения сохранения высокой чувствительности измерений в различных ФС испытуемых;

3- на величину сигнала не должны оказывать влияние артефактные воздействия, связанные с выполнением деятельности (например такие, как смещения датчиков).

Учитывая специфику ионных процессов первые два из перечисленных выше требований могут быть удовлетворены только при отведении сигнала в месте максимальной иннервации кожи. Последнее требование - 3 выполняется при размещении датчиков на свободной от выполнения рабочих операций поверхности тела.

Два последних из названных условий для большинства видов операторской деятельности несовместимы, но им в наибольшей мере отвечает компромиссное отведение с ладонной поверхности мизинца и безымянного пальцев левой руки испытуемого (эти пальцы во время деятельности с рабочими органами выполняют не силовые, а гностические функции).

При проведении измерений КГР у операторов, особенно в реальных условиях деятельности, необходимо учитывать, что отведение с пальцев дает неискаженный сигнал КГР только при достаточно комфортной температуре воздуха (не менее 20 градусов по Цельсию). При низкой температуре воздуха и малоподвижном характере деятельности у испытуемых в ФС с ухудшенной терморегуляцией, например, при выраженном утомлении, адекватность параметров сигнала КГР активационным параметрам при отведении его с пальцев человека нарушается.

Конструкция датчиков для проведения измерений КГР у операторов должна отвечать следующим требованиям:

-обеспечивать минимизацию физических воздействий на естественные физиологические процессы в коже в месте отведения (это относится прежде всего к кровообраще-

нию, которое легко нарушается даже при небольшом, но продолжительном давлении на кожу);

-обеспечивать стабильность электрического контакта датчиков с кожей в течение всего времени проведения измерений.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1. В методике использована ионная модель сигнала КГР как показателя энергетических процессов, определяемых затратами энергии на транспорт ионов по ионным каналам верхнего слоя кожи и затем затратами на фазовые переходы ионов в зоне внешних оболочек клеток. На основании предварительных экспериментальных данных можно ожидать, что ионная модель имеет большие перспективы в отношении новых решений следующих вопросов:

-объяснении механизма формирования сигнала КГР соответственно современным данным по электрохимическим процессам на клеточном уровне и их регуляции на различных уровнях (от интегрального общеорганизменного до дискретной регуляции отдельными функциональными системами) с возможностью их адекватной количественной оценки;

- совершенствование методики измерений сигнала в направлении использования для оценок ФС всего комплекса ионных компонентов сигнала, большая информативность которых для определения количественных параметров и качественного своеобразия различных ФС по сравнению с интегративным сигналом КГР очевидна.

2. На основании известных закономерностей взаимосвязи ионных параметров и электрохимических характеристик электролитов в виде логарифмических зависимостей разработана и апробирована логарифмическая шкала сигнала КГР, получаемая в виде значений натурального логарифма числового ряда значений ЭКП - шкала L с единицей - санинепер (сНп).

Сопоставление предложенной шкалы с двумя традиционными (ЭКС - Rx и ЭПК - Gx) показало, что традиционные шкалы не позволяют получать адекватные оценки физических КГР у испытуемых с индивидуально различными уровнями сигнала. В то время как шкала L удовлетворяет требованию адекватности оценок КГР независимо от индивидуальных различий в параметрах кожи испытуемых. Выбранная по принципу оптимальной чувствительности оценок 1 шкалы L - санинепер (сНп) удобна как с точки зрения сопоставимости с результатами ранее выполненных исследований (1 сНп практически равен 1 % относительных изменений сигнала), так и для обеспечения необходимой чувствительности оценок динамики активации во всем диапазоне ФС.

Таблица N 1. Сопоставление шкал для измерений сигнала КГР

Шкалы : Ед. изм.: Числовые значения по разным шкалам									
Rx	кОм	1353	498	183	100	67	25	9	
-----7-----									
Gx	1/10 Сим	7,4	20	55	100	148	403	1099	
L	сНп	200 : 300 : 400 : 460 : 500 : 600 : 700							
N		1	2	3	4	5	6	7	

Примечания:

1. 4-й столбец значений по всем шкалам приведен в связи с тем, что он соответствует точке равной чувствительности оценок по всем шкалам.

2. Первый столбец значений сигнала (100 по шкале L) не приведен в связи с тем, что соответствующие значения сигнала практически не наблюдаются.

Л и т е р а т у р а

1. Алдерсонс А.А. Механизмы электродермальных реакций. Рига.,1985.
2. Алдерсонс А.А. Психофизиологические реакции энергообмена. Рига.1989.
3. Букзайн В. Использование электрической активности кожи в качестве индикатора эмоций. Иностран. психология Т.2 N 2(4) 1994.,С.57-66.
4. Биоэлектростимулятор универсальный (СЛГ-1) "Бион-01",Инструкция. Одесса., 1988.
5. Дикая Л.Г., Суходоев В.В. Исследование структуры активационного компонента деятельности оператора. / "Эргономика", Вып. 1(15) М.,1983, С. 33-43.
6. Манойлов В.Е. Электричество и человек. "Энергия", 1975.
7. Науменко А.И., Скотников В.В. Основы электроплетизмографии.Л., Медицина, 1975, 215 .
8. Слынько П.П. Потоотделение и проницаемость кожи человека. Киев ., 1973.
9. Суходоев В.В. Анализ шкал, применяемых для измерений кожно- гальванических реакций человека./ Физиология человека. 1992. Т. 18. N 1, С. 56 - 63.
10. Суходоев В.В. Методика измерений и анализа параметров КГР по нелинейным шкалам для оценки эмоциональных реакций / Диагностика и регуляция эмоциональных состояний. Часть 1.,М., 1990. С.79-84.
11. Суходоев В.В. Определение состояний напряженности по динамике параметров кожно-гальванических реакций / Методики диагностики психических состояний и анализа деятельности человека. М., 1994,С. 181-199.
- 12.Суходоев В. В. Методическое обеспечение измерений анализа и применения параметров кожно-гальванических реакций человека \ \ Проблемность в профессиональной деятельности : теория и методы психологического анализа . ИП РАН 1999 с. 303-353.
13. Чертов А.Г. Физические величины (терминология, определения, обозначения, размерности, единицы). М., 1990.
14. Хэссет Дж. Введение в психофизиологию. М., "Мир",1986.
15. Эдсолл Дж., Гатфренд Х. Биотермодинамика. Изучение равновесных биохимических процессов. М., "Мир", 1986.
16. Martin I, Venables P.H. Techniques in psychophysiology. N.Y., 1980.

http://www.ipras.ru/cntnt/rus/institut_p/publikacii/stati_sotr/vvsuhodeev.html