

Ю. В. Кравченко

Моделювання функціональних робочих станів при гіпоксії

Предлагается описание алгоритма методики, которая позволяет моделировать функциональные рабочие состояния головного мозга в зависимости от степени нейродинамической нагрузки (первосигнальные положительные и тормозные раздражители). Методика позволяет моделировать сосредоточенное, предстрессовое и стрессовое функциональные рабочие состояния, определяет основные свойства нервных процессов и анализирует волновую структуру психомоторных колебаний методом параметрического спектрального анализа. Данная модель позволяет определять уровень тренированности человека при работе в условиях экстремальной переработки информации и гипоксии.

ВСТУП

Суттєвий вклад у дослідження дії гіпоксії на вищу нервову діяльність (ВНД) людини внесли М. М. Сиротинін та його учні. Подальший розвиток цього напрямку може отримати додатковий імпульс завдяки розробці нових методів визначення впливу гіпоксії на психомоторну діяльність при моделюванні функціональних робочих станів головного мозку. З шести функціональних робочих станів [2] основними при моделюванні є три стани: 1) зосереджений робочий стан (моделювання на рівні функціональної рухливості нервових процесів – НП), при якому відбувається максимально можливий стійкий режим роботи зі здійсненням 5% помилок (імовірність безвідмовної роботи $P_b=0,95$, імовірність відмови $P_v=0,05$); 2) передстресовий робочий стан (моделювання на рівні максимальної мобілізації сил (РММ)) із здійсненням 25% помилок ($P_b=0,75$, $P_v=0,25$); 3) стресовий робочий стан або нейродинамічний стрес [5, 14] (моделювання на рівні максимально можливого функціонування НП або рівні

стресу) із здійсненням 50% помилок ($P_b=0,5$, $P_v=0,5$). Останній є інформаційним стресом, що разом з емоційним об'єднуються у психологічний, який разом із фізіологічним складають загальну категорію „стресу” [10].

МЕТОДИКА

Принцип зворотного зв'язку є основою універсального алгоритму моделювання заданого функціонального робочого стану головного мозку, коли правильна диференціація всіх сигналів поточної серії i викликає збільшення швидкості пред'явлення подразників V_{i+1} наступної серії $i+1$ на визначений приріст V : $V_{i+1}=V_i+\Delta V$ (1), а при наявності помилки відбувається зменшення швидкості $V_{i+1}=V_i-\Delta V$ (2). Приріст швидкості ΔV нелінійний і залежить від швидкості пред'явлення V_i поточної серії подразників: $\Delta V=(k\% \cdot V_i)/100$ (3), де $k\%$ – відсоток зміни швидкості заданого ФРС. Експериментально встановлені значення $k\%$ для трьох ФРС: $k_{\text{рфр}}\%=5\%$, $k_{\text{рмм}}\%=2\%$, $k_{\text{рс}}\%=1\%$. У разі нелінійного приросту швидкості спос-

терігається плавна зміна частоти сигналів у всьому робочому діапазоні і стійка робота на високих частотах пред'явлення подразників, на відміну від випадку $\Delta V = \text{const}$. Кількість сигналів для серії подразників розраховується за формулою $N = (2 \cdot P_b)^{-1}$ (4) і для кожного функціонального робочого стану має своє значення: $N_{\text{рфр}} = 10$, $N_{\text{рмм}} = 2$, $N_{\text{рс}} = 1$. Початкова швидкість пред'явлення сигналів V_0 встановлюється залежно від конкретного завдання і для кожного обстеженого підбирається індивідуально. V_0 встановлюється значно нижче від теоретичного рівня функціонування функціонального робочого стану $V_{\text{рфрс}}$ при оцінюванні динамічності нервових процесів (властивості, що характеризує швидкість утворення тимчасових зв'язків і умовних рефлексів [8]). Якщо використовується відповідне до рівня функціонування початкове навантаження, то $V_0 = V_{\text{рфр}}$. Теоретичний рівень функціонування попередньо розраховується з рівняння регресії $V_{\text{рфрс}} = f(T_{\text{рв}}, T_{\text{пр}})$ (5), де $T_{\text{рв}}$ – латентний період реакції вибору, $T_{\text{пр}}$ –

латентний період простої реакції. Відомо, що різниця між латентними періодами цих реакцій ($T_{\text{рв}} - T_{\text{пр}}$) характеризує час центрального переключення і пов'язана зі швидкістю нервових процесів [1]. Таким чином, враховуючи функціональний зв'язок між цим показником і рівнем функціонування нервових процесів, можна індивідуально для кожного обстеженого встановлювати початкову швидкість пред'явлення сигналів (V_0), поставивши всіх обстежених у рівні умови. Початкова швидкість V_0 для конкретного функціонального робочого стану розраховується виходячи з припущення, що обстежений за 30 с від початку роботи не зробив жодної помилки: $V_0 = V_{\text{рфрс}} \cdot (1 - k\%/100)^n$ (6), де n – розрахована кількість ітерацій: $n = \log_{(1 - k\%/100)}(N / (V_{\text{рфрс}} \cdot 30))$ (7). Серійний сигнал є меандром (тривалість періодів експозиції та гасіння однакова), що знімає верхнє обмеження за швидкістю пред'явлення подразників, коли зміна швидкості відбувалася тільки внаслідок варіації часу експозиції.

S/O

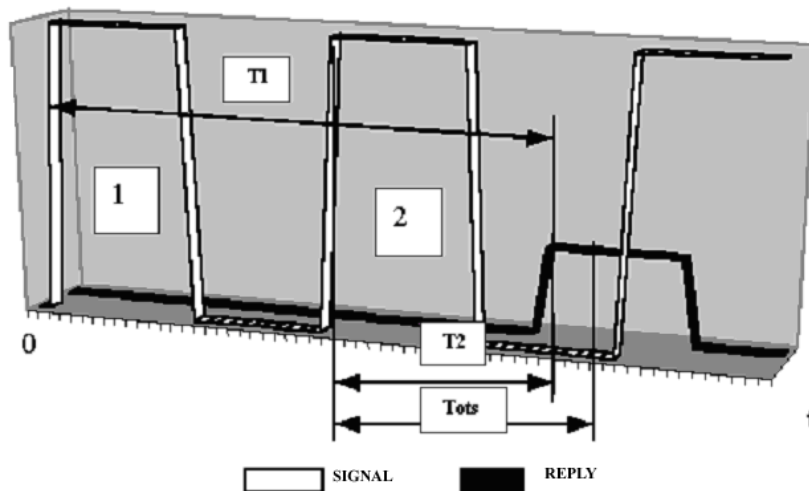


Рис. 1. Діаграма проходження сигналів і відповідей за умов нейродинамічного стресу: Tots - час відставання, T_1 і T_2 – час від початку пред'явлення 1-го і 2-го сигналу до появи переднього фронту відповіді; сигнал світлого кольору, відповідь темного кольору.

Основна складність при розробці моделі функціонального робочого стану полягає в правильному визначенні якості відповідей, тому що при досягненні граничної швидкості пред'явлення сигналів, відповідь часто здійснюється під час подачі наступних подразників. На рис. 1 показано діаграму проходження сигналів і відповідей за екстремальних умов переробки інформації. Сигнал відповіді (жирна лінія) є реакцією на подразник 1, тому що задовольняє умовам $(T_{pb} - 3G) < T_1 < (T_{pb} + 3G)$ (8) та $T_2 < (T_{pb} - 3G)$ (9), де G – середньоквадратичне відхилення реакції вибору, T_1 і T_2 – час від початку пред'явлення 1-го і 2-го сигналу до появи переднього фронту відповіді. Інтервал часу, що задовольняє умові $T_{ots} = (T_{pb} - 3G)$ (10), називається часом відставання. Іншими словами період часу T_{ots} , протягом якого відбувається аналіз відповіді на попередній подразник 1 під час поточного подразника 2, називається часом відставання. У деяких методиках (ПНН, ПНДО, ПРОГНОЗ тощо), що застосовують режим зворотного зв'язку (50% правильних відповідей і помилок), гранична швидкість пред'явлення подразників практично не досягалася через відсутність або недостатньо ефективного використання “часу відставання” [9]. Наприклад, правильна рухова відповідь, початок якої припадав на кінець дії поточного подразника, насправді була відповіддю на попередній сигнал, бо збігалася з латентним періодом реакції вибору на попередній подразник. Фактично ж вона опрацьовувалась як відповідь на поточний сигнал, що в більшості випадків вважалося неправильною реакцією. Це знижувало робочий поріг, на якому повинний був виявлятися нейродинамічний стрес, і зменшувало діапазон можливих варіацій індивідуальних відмінностей обстежених. Якщо початок відповіді припадає на період часу відставання

T_{ots} і закінчується після його завершення, то залишкова рухова реакція не повинна розглядатися при аналізі відповіді на поточний подразник. Значення T_{ots} не може перевищувати тривалості поточного сигналу. Аналіз відповіді відбувається по передньому фронту нервово-м'язового скорочення (натискання кнопки). Якщо попередній період сигналу був менший або дорівнював T_{ots} , то поточне значення часу відставання не повинно перевищувати поточного періоду сигналу у припущенні, що дана правильна відповідь на попередній подразник. У цьому разі після закінчення періоду відставання аналізується відповідь на попередній подразник і залежно від її якості або засвічується наступна експозиція (при правильній відповіді), або поточний час гасіння збільшується на $60/\Delta V_j$ (при помилковій реакції), де ΔV_j – приріст зменшення швидкості для поточної серії сигналів j .

Слід звернути увагу на систематичну похибку, пов'язану з затримкою виведення сигналу на монітор [9]. Навіть при прямому доступі до екранної пам'яті час виведення зображення на дисплей є випадковою величиною, що лежить у діапазоні від 0 до 14 мс при частоті вертикальної розгортки 60 Гц. Ця похибка може виявитися достатньо вагомою, щоб спотворити деякі часові параметри тестування. Тому для усунення цього недоліку необхідно відмовитися від використання дисплея як засобу індикації подразників, а використовувати незалежний пульт відображення інформації (аналогічно конструкції ПНДО) із напівпровідниковим індикатором, що має високу швидкодію.

Під час моделювання функціонального робочого стану будується крива швидкості сприйняття сигналів залежно від їх кількості (рис. 2). На осі абсцис відкладається кількість перероблених

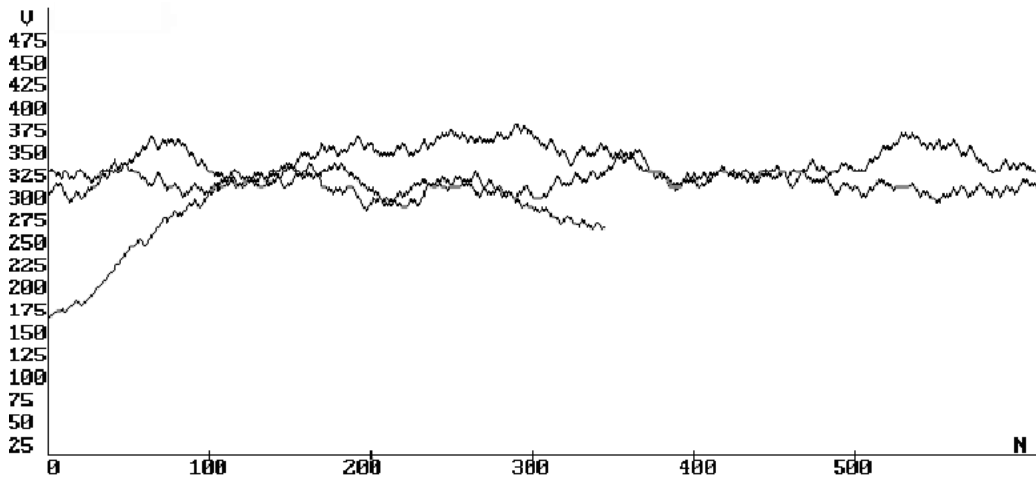


Рис. 2. Первинна крива швидкості сприйняття сигналів залежно від їх кількості при моделюванні нейродинамічного стресу: середня швидкість переробки інформації 320 сигналів за хвилину.

сигналів, на осі ординат – поточна швидкість переробки інформації. Детальний аналіз якості помилкових реакцій при моделюванні зосередженого робочого стану встановив, що на граничних швидкостях, коли пред'являються підряд два позитивних подразники, адресованих до однієї руки, спостерігається явище сумачії, коли реакція на другий подразник розвивається на фоні залишкового збудження і підсумовується з ним. Якщо час

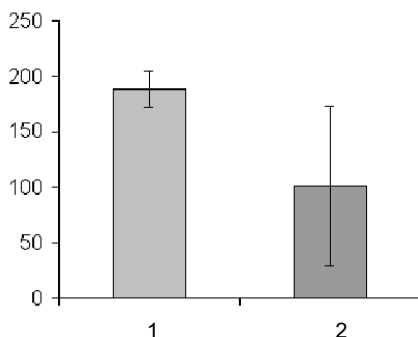


Рис. 3. Індивідуальні часові характеристики нервово-м'язових скорочень (1) і переключень (2): час нервово-м'язового переключення 107 мс при середньоквадратичному відхиленні 78 мс, час повторного нервово-м'язового скорочення 192 мс при середньоквадратичному відхиленні 19 мс.

нервово-м'язового скорочення стає більшим, ніж період проходження поточного сигналу, то фіксується одна відповідь на два поспіль позитивних подразника, адресованих до однієї руки. Але коли другий позитивний подразник адресується до протилежної руки, сумачія нервово-м'язового скорочення не спостерігається і підвищується вірогідність безпомилкової відповіді на другий позитивний сигнал. Таким чином, спостерігається неоднорідність тест-матеріалу.

Щоб узгодити методику та надати тест-матеріалу однорідності, запропоновано тригерний тип реакції. На відміну від реакції вибору двох сигналів із трьох, коли відповідь на два типи позитивних подразників адресувалася відповідно до лівої або правої руки, у тригерній реакції відповідь лише на один тип позитивного подразника адресується по черзі до кожної руки. З рис. 3 видно, що швидкість нервово-м'язового переключення (тригер-тепінг тест) вища майже вдвічі, ніж швидкість повторного нервово-м'язового скорочення (звичайний тепінг тест). Це дає підставу до застосування тригерної

реакції вибору при моделюванні функціонального робочого стану. Однорідність тест-матеріалу також сприяє вирішенню проблеми ідентифікації якості відповіді на гальмівний подразник при відсутності рухової реакції на нього [9]. Чим вважати відсутність рухової реакції на гальмівний подразник при роботі на екстремальних швидкостях переробки інформації: правильною відповіддю чи результатом прояву позамежного гальмування? При ідентифікації відповіді на позитивний подразник такої двоїстості не існує, тому для вирішення цієї проблеми пропонується наступний підхід. При моделюванні нейродинамічного стресу відсутність рухової реакції на гальмівний подразник ідентифікувати як правильну реакцію, якщо в попередніх серіях для даної швидкості переважали безпомилкові відповіді на позитивний подразник.

З метою зменшення орієнтованої реакції й одержання первинних даних ($T_{пр}$, $T_{рв}$ та G) для моделювання функціонального робочого стану, виконують наступні тести, поступово підвищуючи їх складність:

1. Тригер-тепінг тест (ТТТ). Обстеженому пропонується протягом 30 с по черзі натискати кнопки у швидкому темпі. Під час тесту будуються криві нервово-м'язових скорочень окремо для кожної руки. ТТТ дозволяє визначити максимальне число імпульсів, яке досліджувана функціональна структура може передати за одиницю часу $F_L = N_{тт}/30$ (11); $N_{тт}$ – кількість нервово-м'язових скорочень за 30 с. F_L (Гц) є показником лабільності нервово-м'язового апарату (властивість нервової системи, що характеризує швидкість виникнення та припинення нервових процесів) [10]. Основне навантаження при виконанні методики за перші 30 с лягає на центральну нервову систему, а наступна робота виявляє тільки фізичне м'язове стомлення [4], що і визначило час тестування.

2. Проста зорово-моторна тригерна реакція (ПЗМТР). Обстеженому пропонується якнайшвидше натискати по черзі ліву та праву кнопки при появі сигналу “вертикаль”. Якщо латентний період ПЗМТР фіксується меншим ніж 100 мс, то на екрані висвічується “Передчасна реакція!”, при повторному натисканні однієї і тієї ж кнопки висвічується “Порушена черга рук!”.

3. Тригерна реакція вибору (ТРВ). Обстеженому пропонується якнайшвидше натискати по черзі ліву та праву кнопки тільки при появі вертикалі, на горизонталь – кнопки не натискати. Попередження про помилку передчасної реакції та порушення чергування рук аналогічно ПЗМТР, але можуть з'являтися такі попереджуючі повідомлення при гальмівній реакції “Не натиснули чергову кнопку!” і при руховій реакції на гальмівний подразник “На горизонталь кнопки не натискати!”. Експериментатор уголос повинний попереджати про порушення моторних реакцій при проведенні ПЗМТР і ТРВ. По закінченні кожного тесту результати статистично опрацьовуються. Часові дані, латентні періоди й якості відповідей записуються у файли “ttep. dat”, “tpzmr. dat”, “trv. dat”.

Кінцевий графік моделювання нейродинамічного стресу за 5 хв представлено на рис. 4, на якому зроблено стиск у часу по осі абсцис і чітко спостерігається повільнохвильова складова нейродинамічних коливань. Для мозку має велике значення ритмічний слід, що забезпечує зберігання потенційної доміанти [13]. Це виражається у феномені “мічених атомів” ЕЕГ при циклічній психомоторній роботі [12], коли з'являються потенціали з частотою, яка відповідає її темпу. З огляду на зв'язок ритмічних коливань серцевого ритму й електричної активності мозку [3], а також на імовірність узгодженості протікання їх із нейродина-

мічними коливаннями, становить інтерес розробка методу переходу від одного ритмічного процесу до іншого і визначення ступеня гармонійності сполучення цих ритмічних процесів. При спектральному аналізі нейродинамічних коливань окремо розглядається діапазон стаціонарних і нестаціонарних сигналів. Нестаціонарні коливання відображають різноманітні перехідні стани ВВД, а їх аналіз дозволяє оцінювати динамічність і силу НП як загальний випадок і стійкість до дії гіпоксичних збурень як окремий випадок. Аналіз стаціонарних коливань дозволяє оцінити рухливість і врівноваженість НП. Класичні методи спектрального аналізу для нашого випадку втрачають свою інформативність, тому пропонується застосовувати спектральний аналіз на площині комплексних частот [11]. При цьому відбувається апроксимація послідовності часових відліків процесу $x(1), \dots, x(N)$ лінійної комбінації загасаючих, зростаючих або незмінних за амплітудою косинусоїд:

$$X[n] = \sum_{k=1}^{L/2} 2A_k \exp[\alpha_k(n-1)T] \cos[2\pi f_k(n-1)T + \theta_k]$$

(12), де $1 < n < N$, L – порядок апроксимуючої косинусоїдальної моделі, T – інтервал відліків (с), A_k і α_k – амплітуда і коефіцієнт загасання (с⁻¹) k -ї косинусоїди, f_k і θ_k – частота (Гц) і початкова фаза (рад) k -ї косинусоїди. Параметрами для побудови спектра на площині комплексних частот аналізованого процесу є: f_k , α_k та потужність P_k змінної за амплітудою k -ї косинусоїди. Для розрахунку спектральної потужності використовується процедура Проні як базова [7].

Програма ідентифікує перехідний (виражений нестационарний) і сталий (виражений стаціонарний) процеси за результатами проведення параметричного спектрального аналізу та визначає середнє значення швидкісної інтегральної характеристики переробки інформації $\bar{V} \pm m$ (13) як за час усього сталого режиму

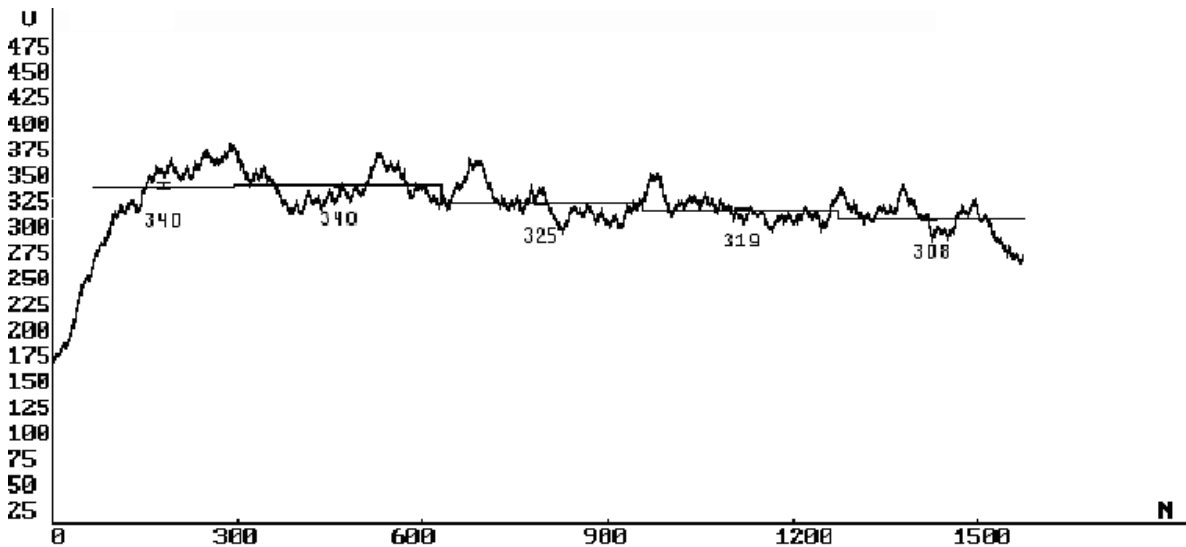


Рис. 4. Крива швидкості сприйняття сигналів залежно від їх кількості при моделюванні нейродинамічного стресу: середня швидкість переробки інформації 326 сигналів за 1 хв, середній період тривалості сигналу 185 мс, середня частота експозицій 5,43 Гц.

роботи обстеженого, так і по кожній хвилині окремо. Показник \bar{V} оцінює рухливість НП і розраховується як середня швидкість пред'явлення сигналів для стаціонарного ряду максимальної тривалості:

$$\bar{V} = \sum_{k=L \min}^{L \max} V(k) / (L \max - L \min) \quad (14),$$

де $L \max$ і $L \min$ – максимальний і мінімальний номер серій пред'явлених сигналів стаціонарного ряду. Також розраховуються інші статистичні характеристики стаціонарного процесу: m – помилка середньої, G_v – середньоквадратичне відхилення, CV – коефіцієнт варіації. За аналогією з показником середнього відхилення реакції на рухомий об'єкт (РРО) CV пропонується взяти основним при оцінці врівноваженості НП.

Швидкість і успішність первинного пристосування особи до нових умов функціонування як показник динамічності НП можна оцінювати за коефіцієнтом згасання $K3=TS/T_{scp}^-$ (15), де T_s – період аналізу сигналу (у цьому випадку визначається часом моделювання і дорівнює 300 с);

$$T_{scp}^- = \sum_{\alpha_i < 0} p_i / \sum_{\alpha_i < 0} \alpha_i \cdot p_i \quad (16)$$

– час зменшення в e раз (e – число Ейлера) у середньому амплітуди сигналу, складеного з згасаючих за амплітудою косинусоїд. Швидкість зниження темпу опрацювання інформації до кінця тесту характеризує силу нервових процесів за Хільченко [6, 10]. Що швидше втомлюються нервові центри, то раніше відбувається достовірний спад кривої швидкості сприйняття сигналів. Відомо, що в осіб із слабкою нервовою системою фоновий рівень активації вище, тому сумація збудження при частому багатократному повторенні подразників призводить до швидкого досягнення межі реагування, за яким

наступає розвиток гальмування. У осіб із сильною нервовою системою вихідний рівень активації нижче, у зв'язку з чим сумація збудження в них може відбуватися довше. Виходячи з викладеного, силу НП пропонується оцінювати за коефіцієнтом зростання $KB=TS/T_{scp}^+$ (17), де

$$T_{scp}^+ = \sum_{\alpha_i > 0} p_i / \sum_{\alpha_i > 0} \alpha_i \cdot p_i \quad (18)$$

– час збільшення в e раз у середньому амплітуди сигналу, складеної зі зростаючих по амплітуді косинусоїд.

ВИСНОВКИ

Моделювання нейродинамічного гомеостазу і якісна реєстрація психомоторної періодики стали можливими завдяки: 1) застосуванню нелінійної зміни швидкості переробки інформації з урахуванням індивідуальних особливостей обстежених; 2) деталізації терміну “час відставання”; 3) розвитку обчислювальної техніки та коректного застосування пристроїв візуалізації подразників; 4) використанню тригерного типу реакції; 5) рішенню феномена граничної гальмівної реакції. Параметричний спектральний аналіз нейродинамічних коливань дозволяє вираховувати вплив гіпоксії на ВНД людини: 1) загальний за градієнтом основних властивостей нервових процесів, 2) локальний – за характеристиками A_k , α_k , f_k , θ_k , P_k нестационарної хвилі при гіпоксичному k -збуренні.

Y. Kravchenko

SIMULATION METHODS OF FUNCTIONAL WORKING STATES UNDER THE NEURODYNAMIC LOADING AND HYPOXIA

The given method automatically allows us to watch functional working states of the brain (FWSB) in dependence on the neurodynamic loading (firstsignal positive and brake stimuli). It defines main properties of nervous processes, wave frame of the sensomotor loading (WFSL) at implementation of three following FWSB: hard work of a brain, a prestressful mode

with maximal mobilization of forces and stressful mode. It defines a level of function mobility of nervous processes, force of nervous processes, efficiency of a brain, balance of nervous processes by a method of the parametrical spectral analysis WFSL. The given model allows defining a level of men training who operate in extreme conditions of information processing and hypoxia.

International Centre for Astronomical, Medical and Ecological Research NASU, RAS and government of KBR

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Гиппенрейтер Ю. Б. Опыт экспериментального исследования работы зрительной системы наблюдателя // Инженер. психология. – М., 1964. – С. 192–230.
2. Горго Ю. П. Систематизація функціональних робочих станів людини. В кн.: Індивідуальні психофізіологічні особливості людини та професійна діяльність: Матер. наук. конференції, Київ-Черкаси, 2001. – С. 26.
3. Ільїн В. М. Особливості адаптації організму людини до гіпербарії залежно від типу вегетативного гомеостазу: Автор. дис. ... д-ра. біол. наук / Ін-т фізіології ім. О.О. Богомольця. – К., 2000. – 32 с.
4. Ильин Е. П. Методические указания к практикуму по психофизиологии. – Л.: Ленингр. пед. ин-т, 1981. – 82 с.
5. Кравченко Ю. В. Моделирование стрессового и сосредоточенного рабочих состояний человека при нейродинамической нагрузке. – В кн.: Материалы конф. “Astroeko-2002, Physiology”. – К., 2002. – С. 134.
6. Макаренко Н. В. Теоретические основы и методики профессионального психофизиологического отбора военных специалистов. – К.: Сент-Жак, 1996. – 336 с.
7. Марпл-мл. С. Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения. – М.: Мир, 1990. – 680 с.
8. Небылицын В. Д. Основные свойства нервной системы человека. – М.: Просвещение, 1966. – 383 с.
9. Попадюха Ю. А., Кравченко. Ю. В. Методы определения функциональной подвижности нервных процессов и перспективы их развития // Электроника и связь. – №.13. – 2001. – С.47.
10. Психология. Словарь / Под общ. ред. А. В. Петровского, М. Г. Ярошевского. – 2-е изд. – М., 1990. – 621 с.
11. Рагозин А. Н. Анализ спектральной структуры нестационарных физиологических сигналов на плоскости комплексных частот // Цифр. радиоэлектрон. системы (электрон. журн.). – 999. – Вып. 3. (<http://www.prima.tu-chel.ac.ru/drs/>).
12. Сологуб Е. Б. Функциональные резервы мозга в процессе адаптации к спортивной деятельности – В кн.: Функциональные резервы и адаптация. Материалы Всесоюз. науч. конференции. – К., 1990. – С. 205.
13. Ухтомский А. А. Доминанта. – М. – Л.: Наука, 1956. – 273 с.
14. Y. Kravchenko, P. Beloshitsky, V. Ilyin. Simulation of functional working states of the brain in hypoxia conditions // High Altitude medicine and biology. 2002 – 3, №1. – P. 108.

Міжнар. центр. астроном. і мед.-екол. досліджень НАН України та РАН, Терскол, КБР, Росія