

УДК : 681.3.06: 616.089.5

ПЕРСПЕКТИВЫ ПРИМЕНЕНИЯ В АВИАЦИИ ИНТЕГРИРОВАННЫХ НАШЛЕМНЫХ СИСТЕМ НЕЙРОФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО КОНТРОЛЯ

А. П. Шепета,

д-р техн. наук, профессор

И. О. Жаринов,

ассистент

Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения (ГУАП)

Настоящая статья направлена на решение актуальной задачи организации и обеспечения безопасности (надежности) полетов пилотируемых летательных аппаратов. В работе рассматривается эффективный нейрофизиологический подход к комплексной оценке физиологического состояния пилота в динамике полета летательного аппарата в реальном масштабе времени. Применяются математический аппарат теории статистических решений, вероятностные методы и модели, основанные на статистической обработке нестационарных и квазистационарных гауссовских случайных процессов, аппроксимирующих реализации электрофизиологических показателей пилотов ЛА. Результаты работы имеют наибольший интерес для учета условий повышенных динамических перегрузок, испытываемых пилотом ЛА, когда организация эффективного управления параметрами полета осложнена предельными импульсными нагрузками. Создание надежной автоматической системы анализа комплексного физиологического состояния пилота ЛА и ее введение в контур системы автопилота позволит значительно повысить безопасность (надежность) полетов.

The present article is directed on the solution of an actual problem of flights organization and safety control (reliability). In activity the effective physiological approach to complex estimation of pilot physiological condition in flight dynamics in real time is esteemed. The mathematical methods of the theory by the statistical solutions, probabilistic methods and models, founded on statistical processing of non-steady and pseudo-steady normal stochastic processes, approximating implementation of electrophysiological parameters of the pilots is applied. The outcomes of activity have the greatest concern for the count of conditions heightened dynamic overloads assayed by the pilot, when the organization of efficient control flight parameters is complicated by limiting impulsive loads. The creation of reliable automatic system of complex analysis physiological condition of the pilot and its introducing in contour of autopilot system will allow considerably to increase safety (reliability) of flights.

Введение

Нашлемная система целеуказания и индикации (НСЦИ) представляет собой одну из наиболее совершенных систем авиационной электроники, предназначенных для управления оружием и режимами стрельбы современных истребителей и вертолетов.

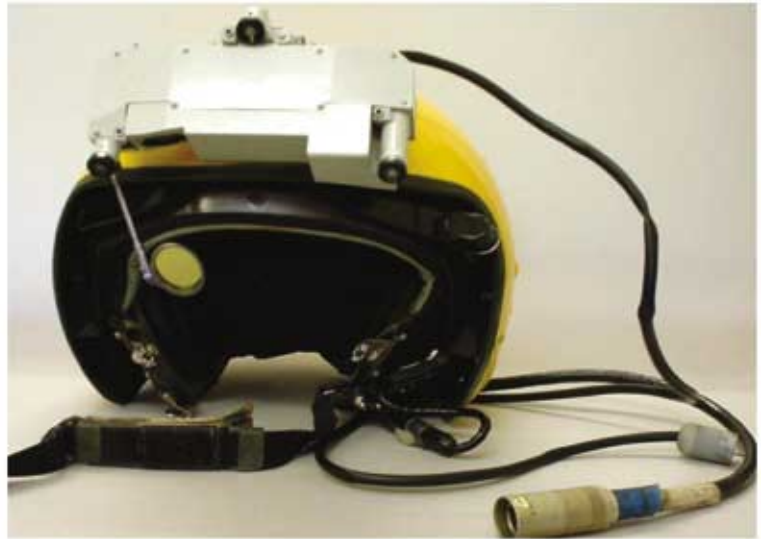
В отличие от систем, использующих для управления оружием коллиматорные авиационные индикаторы (индикаторы на лобовом стекле), она не требует доворота летательного аппарата (ЛА) в направлении цели и обеспечивает прицеливание управляемого оружия в направлениях, не совпадающих со строительной осью ЛА. При прицеливании пилоту необходимо совместить с целью прицельную метку, индицируемую с помощью коллиматорной подсистемы индикации, жестко закрепленной на шлеме (рис. см. на 3-й стороне обложки), и осуществить пуск оружия. Этот способ дает возможность существенно сократить время прицеливания и обеспечить преимущество в воздушном бою с ЛА, не оснащенными НСЦИ, а также быстрое поражение на-

земных целей и уход от средств противовоздушной обороны противника [3].

Сегодня НСЦИ широко разрабатываются и производятся многими зарубежными фирмами [3], в частности, «Sextant Avionics» (Франция), «Kayser Electronics» (США), «GEC-Marconi Avionics» (США), «Elbit» (Израиль), АО «Арсенал» (Украина), СПб ОКБ «Электроавтоматика» (Россия).

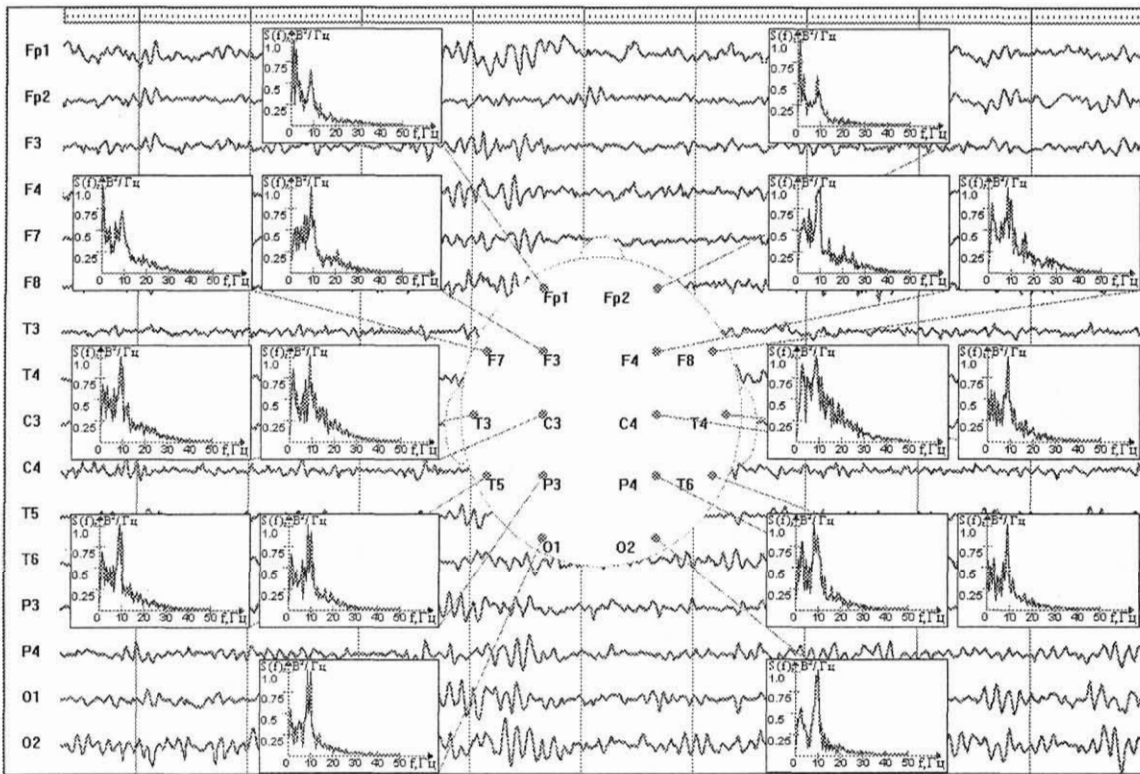
Мировой опыт применения НСЦИ и эксплуатации авиационной техники и авиатренажеров определил новое перспективное направление функциональной нагрузки комплексных нашлемных систем – создание эффективных средств анализа и статистической обработки реализаций электрических сигналов жизнедеятельности пилота, отражающих его физиологическое состояние в условиях динамики полета современного ЛА.

Широко известны трагические случаи гибели как гражданских, так и военных самолетов из-за отсутствия автоматических средств слежения и контроля состояния организма пилотов, а также резервирующих систем принятия экстренных решений в реальном масштабе времени.



Рисунки к статье
А. П. Шепеты и И. О. Жаринова
"Перспективы применения в авиации
интегрированных наглемных систем
нейрофизиологического контроля",
см. с. 58–62





■ Рис. 1. Система отведений электроэнцефалографического процесса

Регистрация нейросигнала пилота ЛА

Одной из важнейших задач человечества в XXI веке является обеспечение безопасности полетов пилотируемых летательных аппаратов за счет снижения удельного числа авиакатастроф, происходящих по причине отсутствия систем жизнеобеспечения и резервирования на борту современных самолетов.

В 1996 г. авторы настоящей статьи совместно с рядом авторитетных научных сотрудников в нашей стране и за рубежом предложили альтернативную теории информации идею определения адекватности поведения человека в условиях наличия внешних факторов на основе комплексного анализа ограниченного числа электрофизиологических показателей жизнедеятельности организма человека. В рамках проведения ряда НИР (1997–2002 гг.) и исследований по грантам (1999–2002 гг.) показано, что разумно выбранные показатели в полной мере могут отражать текущее состояние пилота, а грамотно выбранный математический аппарат позволяет проводить непрерывное сопровождение и оценку его состояния на основе подходов по сегментации (разделению во времени на классы состояний) и многоальтернативной классификации реализаций информационных сигналов, получаемых от датчиков нейрофизиологического контроля (рис. 1).

Электроэнцефалография является одним из основных методов объективного тестирования функций нервной системы человека. В настоящее время не существует универсальных алгоритмов, пригодных для всестороннего анализа сигнала электроэнцефалограммы (ЭЭГ), а тем более решения задач автоматической диагностики. Однако многие прикладные задачи решаются при помощи ЭВМ весьма успешно. Общие закономерности формирования сигнала составляют априорную информацию, которая используется для синтеза и оптимизации

алгоритмов статистической обработки. В частности, экспериментально подтверждено, что нестационарный случайный процесс, соответствующий ЭЭГ-сигналу, может быть разделен на квазистационарные участки различной длительности, в пределах которых статистические свойства процесса существенно не изменяются. Эти квазистационарные участки описывают физиологические состояния соответствующих отделов головного мозга и являются важными диагностическими признаками. Определение границ квазистационарных участков составляет задачу сегментации ЭЭГ. При этом важное значение имеют статистические или спектральные характеристики сегментов, поэтому, кроме задачи собственно сегментации [2, 4], необходимо решать задачу классификации сигнала [1, 2].

Авторегрессионный анализ в электроэнцефалографии

Использование для анализа и математической аппроксимации ЭЭГ-сигналов параметрических моделей авторегрессии – скользящего среднего (АРСС) находится сейчас в стадии интенсивного развития: совершенствуются вычислительные методы, уточняются статистические аспекты, выясняются границы применимости.

АРСС-анализ базируется на предположении, что текущие значения сигнала имеют статистическую связь с его «предысторией». АРСС-модель ЭЭГ представляет значения дискретных отсчетов $y^{(i)}[n]$ i -го квазистационарного участка посредством линейного соотношения вида

$$y^{(i)}[n] + \sum_{k=1}^{p^{(i)}} a_k^{(i)} \times y^{(i)}[n-k] = b_0^{(i)} \times x[n] + \sum_{k=1}^{q^{(i)}} b_k^{(i)} \times x[n-k],$$

$$i = 1, 2, \dots, M,$$



Рис. 2. Диаграмма параметрического синтеза моделей ЭЭГ-сигналов

где $\{x[n]\}$ – порождающий процесс (последовательность независимых, нормально распределенных случайных величин с нулевым математическим ожиданием и единичной дисперсией). Коэффициенты

$$\{a_1^{(i)}, a_2^{(i)}, \dots, a_p^{(i)}\} \text{ и } \{b_0^{(i)}, b_1^{(i)}, \dots, b_q^{(i)}\},$$

а также величины $p^{(i)}$ и $q^{(i)}$ являются параметрами модели. Параметры $p^{(i)}$ и $q^{(i)}$ определяют порядок модели авторегрессии и скользящего среднего, соответственно, а величина $(p^{(i)} + q^{(i)})$ определяет порядок АРСС-модели. Индекс (i) означает описание фрагмента сигнала, соответствующего определенному физиологическому состоянию человека, моделью i -го класса из M возможных взаимоальтернативных классов.

Адекватную параметрическую модель ЭЭГ удается получить (рис. 2), даже полагая коэффициенты

$$\{b_1^{(i)}, \dots, b_q^{(i)}\} \text{ равными нулю.}$$

При этом уравнение определяет чисто авторегрессионную модель ЭЭГ

$$y^{(i)}[n] + \sum_{k=1}^{p^{(i)}} a_k^{(i)} y^{(i)}[n-k] = b_0^{(i)} x[n], \quad i = 1, 2, \dots, M.$$

В последующем через параметры АРСС-модели могут быть выражены модель сигнала, оценки частотных и корреляционных функций, определены отрезки стационарности сигнала, решены задачи сегментации и классификации.

Сегментация ЭЭГ-сигнала

Анализ экспериментально полученных реализаций составляет существенную часть научного исследования в области электроэнцефалографии. Часто оказывается целесообразным выделить в реализации сигнала некоторые участки, которые следует рассматривать отдельно. Эти участки можно охарактеризовать набором признаков и получить сжатое описание ЭЭГ как описание взаимного расположения выделенных участков (классов) с учетом названий их форм, что дает представление о последовательности сменяющих друг друга физиологических состояний с детекцией их продолжительности во времени.

С содержательной точки зрения ЭЭГ можно разделить на чередующиеся участки относительно «плавного» хода и короткие «переходные» участки, характеризующиеся быстрым изменением формы кривой. Изменчивость и сложность поведения сигнала на переходных участках позволяет их обнаруживать и использовать в качестве границ сегментации.

Для математической формулировки задачи сегментации необходимо описать стационарные участки ЭЭГ, соот-

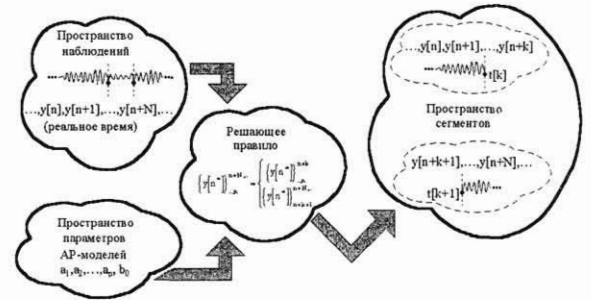


Рис. 3. Диаграмма сегментации ЭЭГ-сигнала

ветствующие выбранному множеству классов I , некоторой математической моделью. Класс ЭЭГ описывается как последовательность независимых случайных величин

$$\{y[n^*]\}_{n^*=n-N, \dots, n} = \dots, y[n-N], y[n-N+1], \dots, y[n], \dots$$

с функцией плотности вероятности $p_N^{(i)} \{y^{(i)}[n^*]\}_{n^*=n-N, \dots, n}^n, Q^{(i)}(t)$,

зависящей от вектора параметров $Q^{(i)}(t)$. Для параметров характерны скачкообразные изменения в известный момент времени t^* :

$$Q^{(i,k)}(t) = \begin{cases} Q^{(i)}(t), & t \leq t^*; \\ Q^{(k)}(t), & t > t^*, \quad i \neq k. \end{cases}$$

Момент изменения (МИ) t^* считается неизвестным параметром с множеством возможных значений T . По наблюдениям $\{y[n^*]\}_{n^*=n-N, \dots, n}$ реализации сигнала необходимо обнаружить МИ и оценить его значение t^* .

В случае описания классов ЭЭГ АРСС-моделями задача сегментации (рис. 3) формулируется следующим образом. Параметры модели i -го класса

$$\{a_1^{(i)}, a_2^{(i)}, \dots, a_p^{(i)}, b_0^{(i)}, b_1^{(i)}, \dots, b_q^{(i)}\}$$

в каждый момент времени $t[n]$ объективно принадлежат одному из M классов и остаются постоянными на таком промежутке времени, число отсчетов реализации сигнала в котором больше

порядка АРСС-модели $(p^{(i)} + q^{(i)})$ этого класса. Тогда, по имеющейся реализации случайной последовательности $\{y[n-N], y[n-N+1], \dots, y[n]\}$,

необходимо определить, к какому из M возможных взаимоисключающих классов принадлежит данный участок сигнала. Математически процесс перехода ЭЭГ из одного класса i в другой класс k описывается выражением

$$Q^{(i,k)}(t) = \begin{cases} \{a_1^{(i)}, a_2^{(i)}, \dots, a_p^{(i)}, b_0^{(i)}, b_1^{(i)}, \dots, b_q^{(i)}\}, & t \leq t^*; \quad i = 1, 2, \dots, M; \\ \{a_1^{(k)}, a_2^{(k)}, \dots, a_p^{(k)}, b_0^{(k)}, b_1^{(k)}, \dots, b_q^{(k)}\}, & t > t^*; \quad k = 1, 2, \dots, M, \quad i \neq k. \end{cases}$$

Границей сегмента является МИ t^* , обнаружить который (получить оценку) необходимо с наименьшим запаздыванием.

Свойства сегментов весьма чувствительны к тонким сдвигам функционального состояния, объективно харак-

теризуют структуру ЭЭГ и отражают микросостояния головного мозга. Моменты резких изменений индицируют реакции ЭЭГ на «переключения» различных систем головного мозга из одного микросостояния в другое, имеют важное значение для исследования отделов коры больших полушарий с помощью анализа совпадений во времени МИ в различных отведениях ЭЭГ, позволяют получить информацию о пространственно-временной организации процессов, проходящих в мозге.

Классификация ЭЭГ-сигнала

Классификация ЭЭГ представляет собой процедуру отнесения исследуемого участка (сегмента) реализации сигнала, задаваемого в виде последовательности наблюдаемых значений $\{y[n^*]\}_{n-N}^n$, к одному из M взаимоисключающих (взаимоальтернативных) классов $i = 1, 2, \dots, M$. Это означает, что существует однозначное отображение совокупности наблюдаемых значений, являющихся конечным числовым множеством Y , на множество классов I , количество элементов в котором задано и равно M . Без потери общности, классы $i = 1, 2, \dots, M$ могут быть заменены их номерами $1, 2, \dots, M$ (натуральными числами). Тогда классификация представляет собой процедуру отображения наблюдаемых значений $\{y[n^*]\}_{n-N}^n$ на конечное множество

натуральных чисел $\{y[n^*]\}_{n-N}^n \rightarrow \{1, 2, \dots, M\}$. Принимая во внимание числовую природу множеств, последнее отображение отождествляется (рис. 4) с некоторой решающей

функцией $i = func(\{y[n^*]\}_{n-N}^n)$, принимающей целочисленные значения $i = \{1, 2, \dots, M\}$.

В практической задаче классификации ЭЭГ множество наблюдений имеет простую структуру и может быть представлено в виде оцененных на основе измеренных значений

$(p+q)$ -характеристик $\{a_1^{(i)}, a_2^{(i)}, \dots, a_{p^{(i)}}^{(i)}, b_0^{(i)}, b_1^{(i)}, \dots, b_{q^{(i)}}^{(i)}\}$

классов [5]. При этом, если обозначить количество наблюдений некоторым числом v , то классификация сигналов сводится к $(p+q)v$ – аргументной решающей функции

$$i = func(a_1^{(i)}, a_2^{(i)}, \dots, a_{p^{(i)}}^{(i)}, b_0^{(i)}, b_1^{(i)}, \dots, b_{q^{(i)}}^{(i)}, v^{(i)}),$$

принимающей целочисленные значения $i = \{1, 2, \dots, M\}$.

Важнейшей особенностью реальных значений является то, что наблюдения $\{y[n^*]\}_{n-N}^n$ неизбежно подвер-

жены случайным возмущениям, непредсказуемый вероятностный характер которых сказывается на всех стадиях, начиная от процесса получения (регистрации) самих измерений $\{y[n^*]\}_{n-N}^n$ и заканчивая вычислением целочисленных значений решающей функции

$func(a_1^{(i)}, a_2^{(i)}, \dots, a_{p^{(i)}}^{(i)}, b_0^{(i)}, b_1^{(i)}, \dots, b_{q^{(i)}}^{(i)}, v^{(i)})$. Дестабилизиру-

ющими факторами при классификации ЭЭГ выступают как погрешности измерений, измерительных приборов и неточности регистрации, так и шумы и помехи физической физиологической природы. Взаимодействуя между собой, указанные возмущения приводят к тому, что наблюдения оказываются реализациями случайных величин, решающая функция

$func(a_1^{(i)}, a_2^{(i)}, \dots, a_{p^{(i)}}^{(i)}, b_0^{(i)}, b_1^{(i)}, \dots, b_{q^{(i)}}^{(i)}, v^{(i)})$ становится слу-

чайной функцией, и в результате номер i -го класса также оказывается случайной величиной. Следовательно, классификация ЭЭГ связана с исследованием случайных отображений и оказывается возможной только на основе статистических методов обработки.

Источником информации о распознаваемых классах ЭЭГ-сигнала в ряду статистических экспериментов является совокупность результатов независимых наблюдений $\{y[n^*]\}_{n-N}^n$, составляющих обучающую N_T и контрольную экзаменационную N_K выборки.

Обучение является неотъемлемой составной частью распознающего процесса и имеет своей конечной целью формирование эталонных описаний, форма которых определяется видом моделей и способом их использования в решающих правилах. Последние взаимодействуют статистическим распознаванием из хорошо разработанной теории статистических решений, в рамках которой для нормального закона распределения при гипотезе и альтернативе оптимальные решающие правила основаны на формировании статистики отношения правдоподобия $\Lambda^{(i,k)}[n]$ и сравнении его значения, или некоторой монотонной функции от него, с определенным пороговым уровнем C , значение которого определяется выбранным критерием качества:

$$\Lambda^{(i,k)}[n] = \frac{p\{y[n^*]\}_{n-N}^n / Q^{(i)}\}}{p\{y[n^*]\}_{n-N}^n / Q^{(k)}\}} \geq C,$$

где $p\{y[n^*]\}_{n-N}^n / Q^{(i)}\}$ – условная совместная N -мерная функция плотности вероятности выборочных значений $\{y[n^*]\}_{n-N}^n$ при условии их принадлежности к i -му классу. В случае описания классов авторегрессионными моделями функция плотности вероятности имеет вид [4]

$$p\{y[n^*]\}_{n-N}^n / Q^{(i)}\} = \frac{1}{b_0^{(i)} \sqrt{2\pi}} \exp \left[-\frac{1}{2(b_0^{(i)})^2} \left(y[n] + \sum_{k=1}^{p^{(i)}} a_k^{(i)} y[n-k] \right)^2 \right].$$

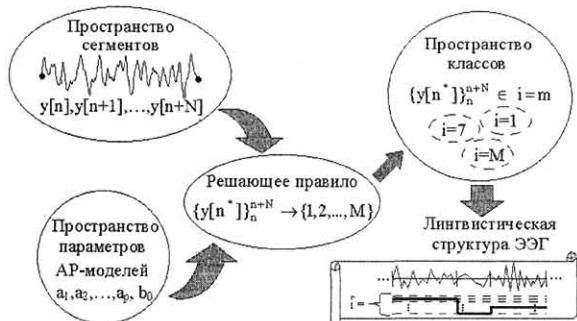
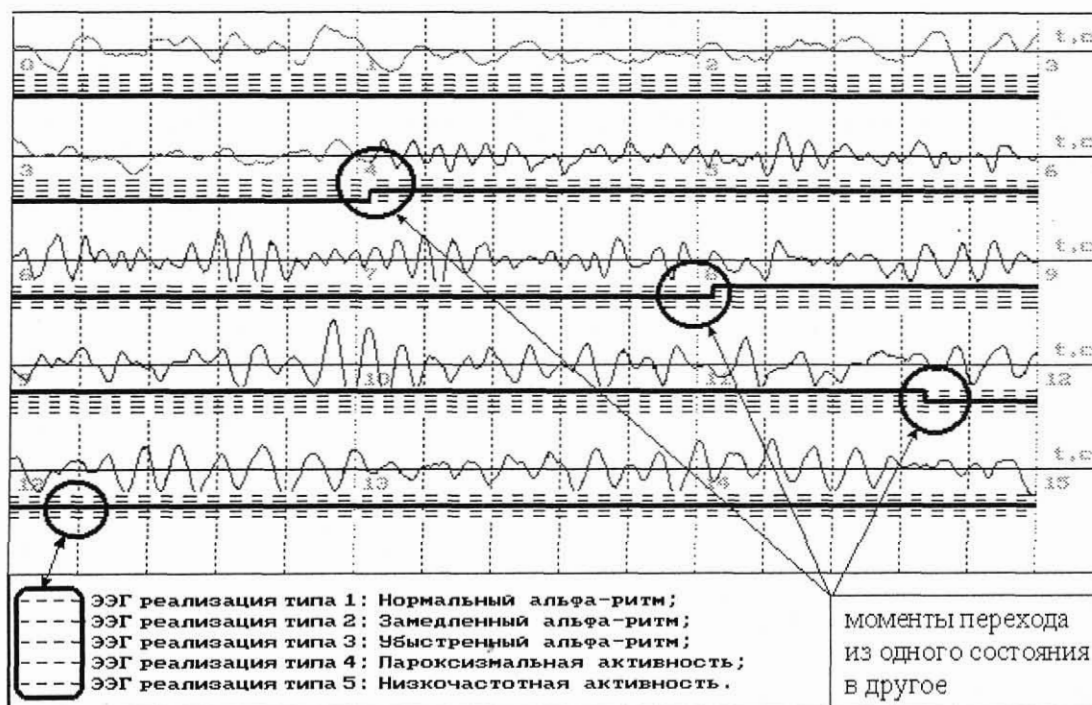


Рис. 4. Диаграмма классификации ЭЭГ-сигнала



■ Рис. 5. Пример автоматической сегментации и классификации ЭЭГ-сигнала

Выбор порогового уровня C определяется в соответствии с критериями теории статистических решений: байесовским, Неймана–Пирсона, минимаксного, Вальда, максимума апостериорной вероятности, максимального правдоподобия и т. д.

Результаты

На рис. 5 в наглядной графической форме представлен результат практической обработки авторским программным обеспечением 15-секундной реализации реального ЭЭГ-сигнала, содержащего несколько различных сегментов, отражающих определенные физиологические состояния организма человека.

Отмечены моменты автоматической (в реальном масштабе времени) детекции процессов скачкообразного изменения свойств ЭЭГ и перехода сигнала из одного класса физиологического состояния человека в другой. Рис. 5 иллюстрирует возможность обеспечения практической реализации предложенного подхода и гарантирует (с заданной достоверностью) вероятностные характеристики правильной классификации и точностные характеристики сегментации ЭЭГ человека.

Заключение

Предложенный вариант модернизации интегрированной системы НСЦИ для физиологического контроля состояния пилота ориентирован на создание перспективных решений в области аэрокосмических технологий современного уровня в рамках работ по созданию самолетов пятого поколения, а также на создание отдельных элементов систем управления более широкого применения.

Рассмотренные научно-технические подходы по проблемам анализа электрофизиологических пока-

зателей человека в значительной мере относятся и к проблеме создания перспективной аппаратуры общего медицинского назначения, что, в свою очередь, способствует определению эффективных путей развития отечественного здравоохранения.

Работа поддержана грантами на исследование: М99-3.5Д-260, М01-3.5К-80, М02-3.5К-127, М03-3.5К-3, А232-03 комитета по науке и высшей школе Администрации Санкт-Петербурга.

Литература

1. **Жаринов И. О.** Фоновый контроль физиологического состояния пилота летательного аппарата по его электроэнцефалограмме // Авиакосмическое приборостроение. – 2003. – № 5. – С. 46–54.
2. **Жаринов И. О.** Статистический анализ информационных сигналов от датчиков медицинских приборов (электроэнцефалография) // Датчики и системы. – 2003. – № 7. – С. 23–29.
3. **Феофанов В. К., Парамонов П. П., Сулов В. Д., Сабо Ю. И.** Нашлемная система целеуказания и индикации на базе координатоувствительного фотоприемника Мультискан // Датчики и системы. – 2001. – № 8. – С. 2–3.
4. **Шепета А. П., Жаринов И. О.** Организация и обеспечение безопасности полетов методами последовательного анализа ЭЭГ пилота летательного аппарата // В кн.: Информационно-управляющие системы для подвижных объектов. Семинары ASK LAB 2001 / Под общ. ред. М. Б. Сергеева – СПб.: Политехника, 2002. – С. 118–143.
5. **Zharinov I. O.** Recognition of discrete stochastic processes in space of parametric autoregression models // Preprints of 9th international student olympiad on automatic control (Baltic olympiad) – St.P.: Saint Petersburg State Institute of Fine Mechanic and Optics. – 2002. – P. 85–90.