
Анализ стадий анестезии на основе оценки энтропии ЭЭГ

А.П. Немирко

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»
Кафедра Биотехнических систем

План доклада

- Основная задача исследования
- Изменения ЭЭГ, вызванные анестезией
- Методы обработки сигнала:
 - Аппроксимированная энтропия
 - Анализ в частотной области
 - Анализ фрагментов «всплеск-подавление»
- Оценка индекса глубины анестезии
- Результаты и обсуждения

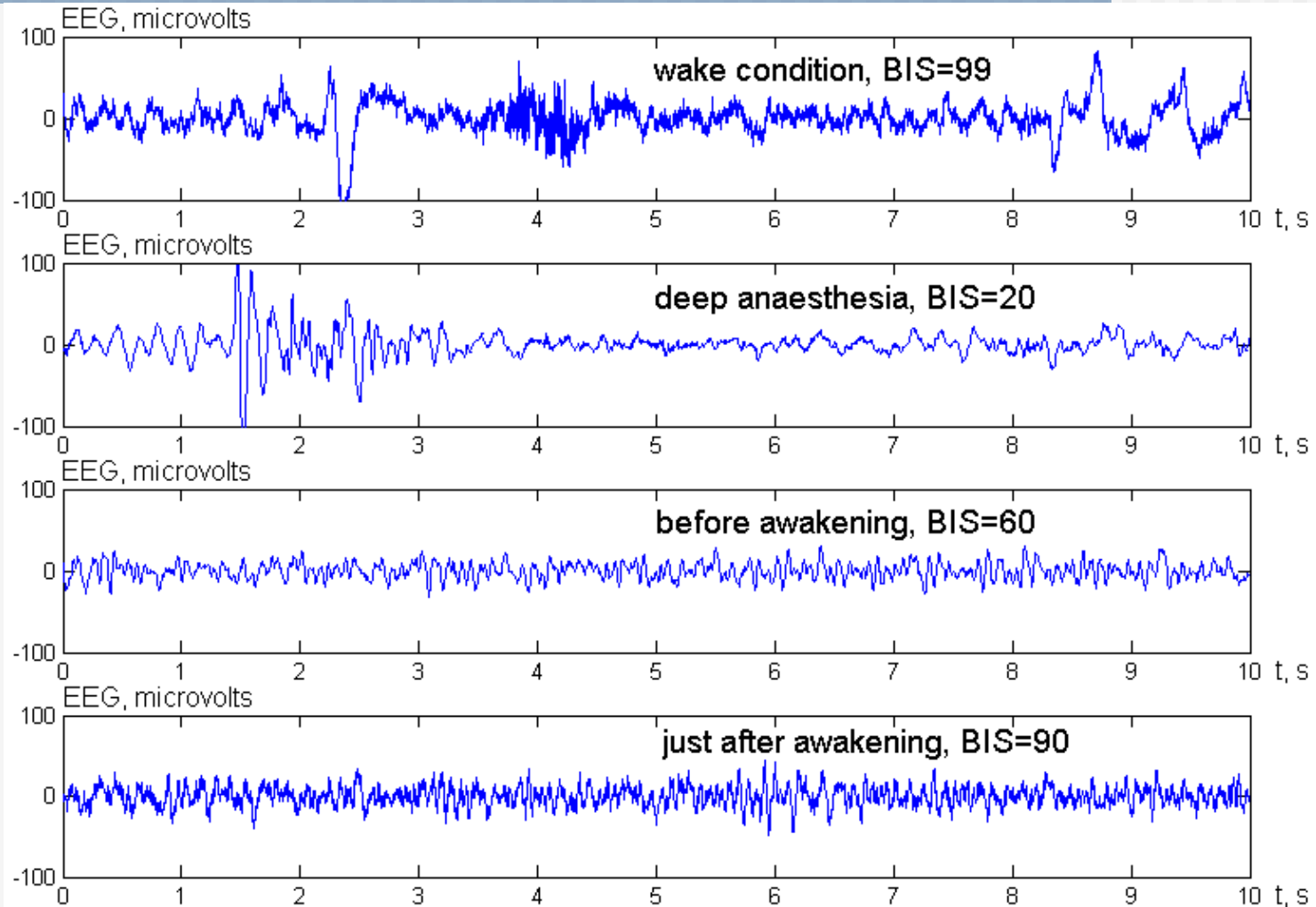


Основная задача

Разработка эффективных методов оценки глубины анестезии у пациента, используя сигнал ЭЭГ в процессе хирургической операции, для более точной оценки физиологического состояния пациента с целью адекватного проведения анестезии

Прежде всего необходимо предотвратить внезапное пробуждение пациента во время операции.

ЭЭГ при различных стадиях анестезии

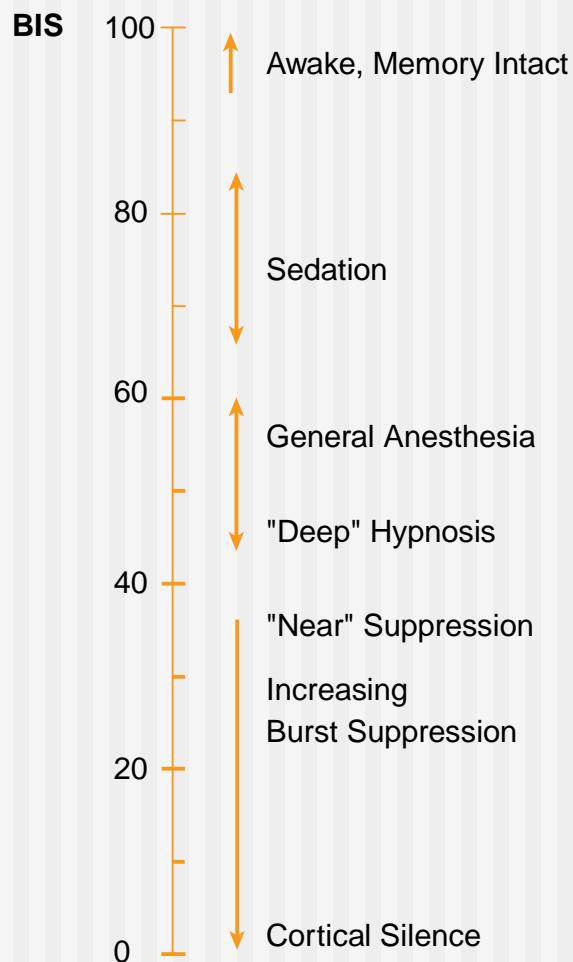


Изменения в ЭЭГ при анестезии

- Уменьшение хаотичности ЭЭГ- сигнала. Появление регулярных высокоамплитудных но медленных колебаний в сигнале.
- Изменения в частотной области. Смещение спектра ЭЭГ в низкочастотный диапазон.
- Специфические изменения в ЭЭГ такие как эпизоды «всплеск-подавление» (burst-suppression) в состоянии глубокой анестезии.

Эффективный алгоритм ЭЭГ анализа должен учитывать всю релевантную информацию

Стадии анестезии по шкале BIS (0 – 100)



- 100 – Бодрствование
- 86 – 65 Успокоение, седативный эффект
- 60 – 45 Общая анестезия
- Менее 40 – подавление корковой активности
- 0 – Полное подавление коры





Экспериментальные данные

- Длительные записи ЭЭГ (54 записи, суммарная продолжительность 140 часов, $f_{\text{дискр}} = 500$ Гц, 24 двоичных разряда)
- Для верификации глубины анестезии одновременно регистрировались показания монитора BIS A-2000XP
- Для экспериментов по оптимизации параметров алгоритмов сформирован набор из 23-х 60-сек. фрагментов сигнала, каждый состоял из четырех записей, соответствующих критериям следующей таблицы

Критерии выбора фрагментов для оптимизации параметров

Условный номер состояния	Стадия операции	Состояние пациента	Показания контрольного прибора (BIS-индекс)
1	До начала анестезии	Бодрствование до подачи анестетика	95-100
2	Через несколько минут после применения первой дозы анестетика	Глубокая анестезия	15-25
3	Через 1-2 часа после применения анестетика	Устойчивое состояние анестезии	55-65
4	Пробуждение после завершения операции	Бодрствование после применения анестетика	85-95

Шаги вычисления аппроксимированной энтропии:

1) Дискретизация сигнала: $x(t), i = 1, 2, \dots, N$.

2) Установка параметров:

m – длина анализируемой последовательности;

R – пороговая величина, определяющая размер ячейки фазового пространства;

$R = rSDx$, $r = 0.05 \dots 0.3$, где SDx стандартное отклонение исходных отсчетов данных.

3) Формирование последовательности

$$X(i) = [x(i), x(i+1), \dots, x(i+m-1)], \quad i = 1, \dots, (N-m+1);$$

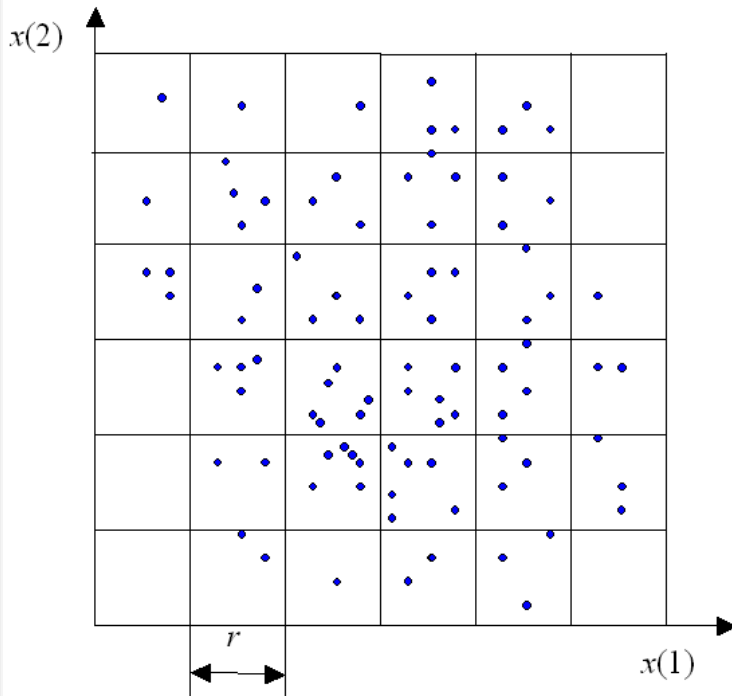
4) Вычисление оценки логарифмической вероятности

$$V^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln C_r^m(i), \quad \text{где } C_r^m(i) \text{ - частота попадания цепочек длиной } m \text{ в}$$

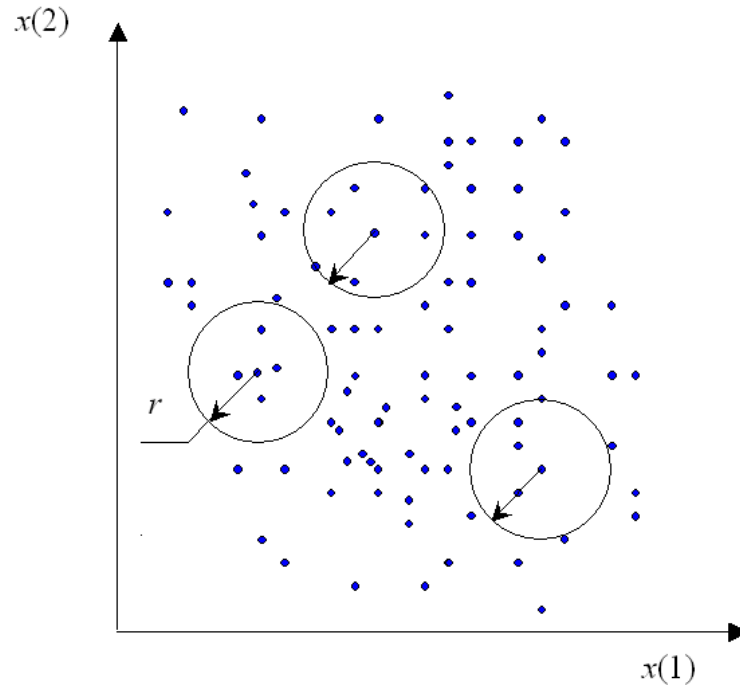
пределы гиперсферы радиуса r .

5) Аппроксимированная энтропия это приращение величины $V^m(r)$ при переходе от длины цепочки m к длине $m+1$: $ApEn(m, r) = V^m(r) - V^{m+1}(r)$.

Ячейки фазового пространства и коррекция $ApEn$



Conditional entropy



Approximate entropy

Corrected estimate:
$$ApEn_{cor}(m) = ApEn(m) + ApEn(0) \cdot \frac{N_m^{(1)}}{N_{m+1}}$$

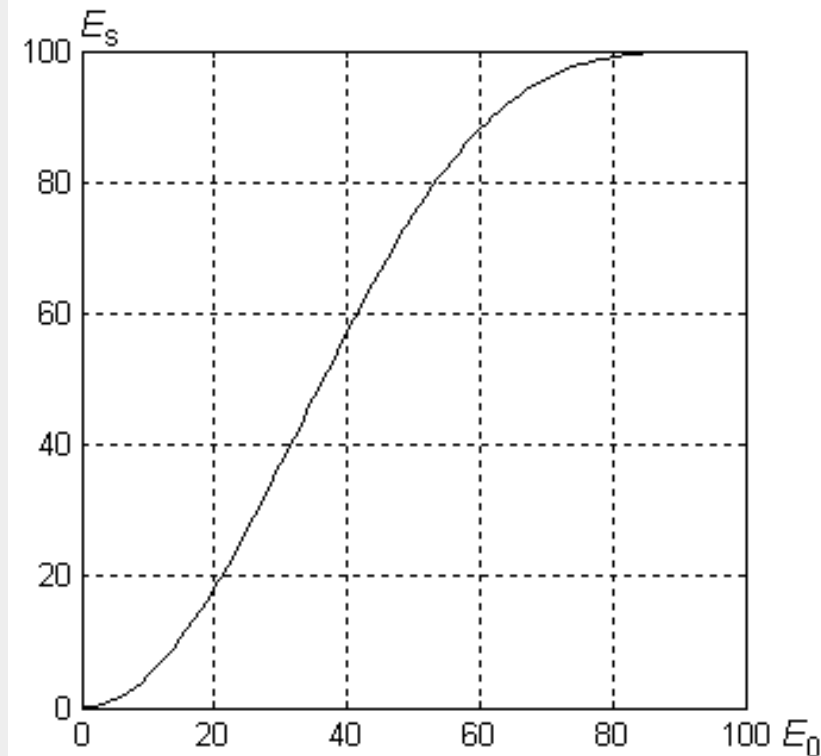
Свойства аппроксимированной энтропии:

- Характеризует степень сложности сигнала. Чем сигнал регулярнее тем выше значение $ApEn(m)$;
- Обеспечивает надежные оценки хаотичности сигнала по коротким фрагментам данных;
- Оценки $ApEn(m)$ устойчивы к кратковременным помехам;
- Параметр “ r ” одновременно является и параметром фильтра, подавляющего помехи;
- Энтропия имеет максимальное значение когда длина m равна 1;
- Величина энтропии быстро падает при возрастании m .

Проблема:

Эффект ложной регулярности сигнала из за возрастания числа событий в сигнале (одиночных событий) при увеличении параметра m .

Оценка энтропии и шкалирование



Мера энтропии:

$$E_0 = \frac{ApEn_{cor}(2)}{ApEn(0)} 100$$

$$m = 2$$

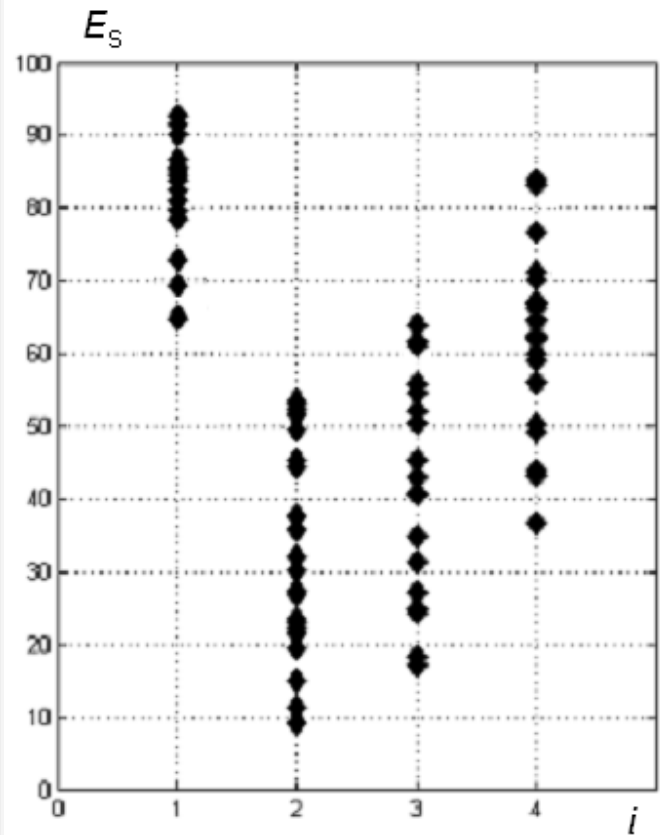
$$r = 0.2$$

$$N = 2500 \quad (5 \text{ s}, F_s = 500 \text{ Hz})$$

Функция шкалирования:

$$E_s = 25 \left\{ 4 - [1 + \cos(0.01\pi E_0)]^2 \right\}$$

Распределение значений энтропии



Коэффициент Фишера:

$$J_{i,j} = \frac{|m_i - m_j|^2}{\tilde{s}_i^2 + \tilde{s}_j^2}$$

$$J_{1,2}=3,07;$$

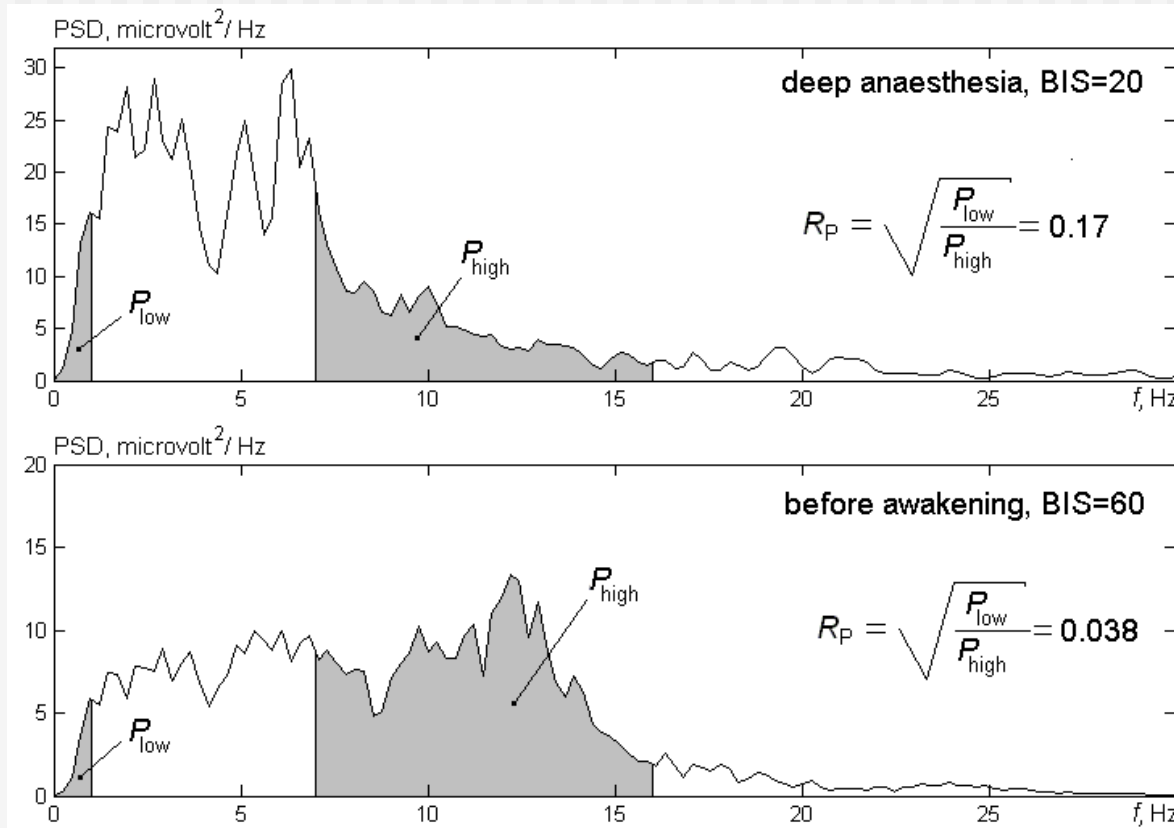
$$J_{2,3}=0,78;$$

$$J_{3,4}=0,47$$

- 1 – бодрствование до анестезии (BIS \approx 99)
- 2 – глубокая анестезия (BIS \approx 20)
- 3 – перед пробуждением (BIS \approx 60)
- 4 – после полного пробуждения (BIS \approx 90)

Записи ЭЭГ: 23 чел. x 4 состояния x (60 с)

Анализ частотных диапазонов ЭЭГ



$$R_p = \sqrt{\frac{P_{low}}{P_{high}}}$$

$$f_1 = 0 \text{ Hz}$$

$$f_2 = 0.8 \text{ Hz}$$

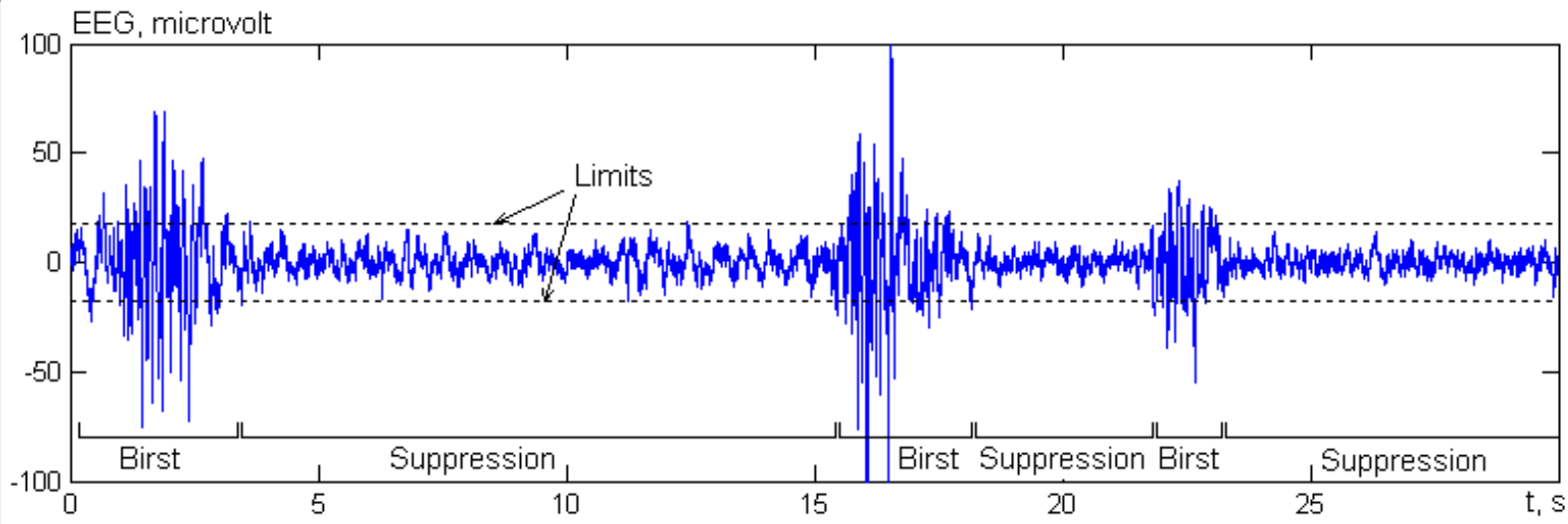
$$f_3 = 7 \text{ Hz}$$

$$f_4 = 16 \text{ Hz}$$

$$J_{2,3} = 3.46$$

Метод Уэлша: фрагмент ЭЭГ – 15 с, окно Хэмминга – 4.096 с, шаг – 1 с

Вычисление отношения всплеск/подавление



Отношение
всплеск/подавление:

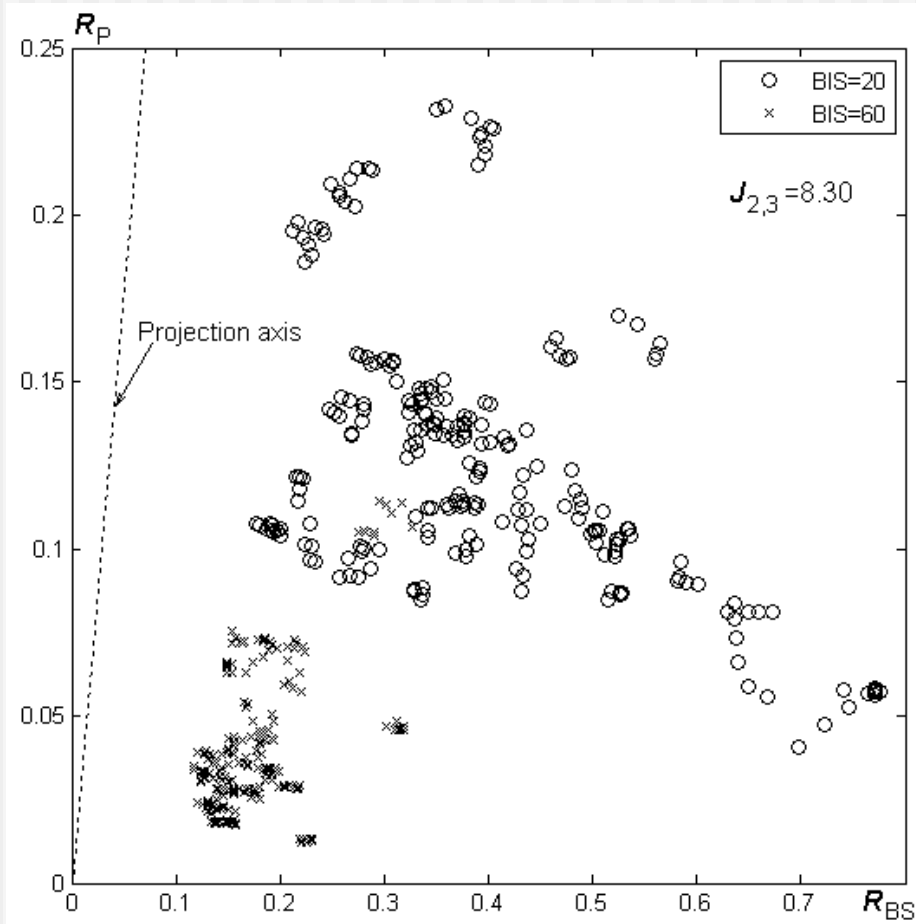
$$R_{BS} = \frac{t_S}{t_B}$$

$$J_{23} = 2.12$$

t_S, t_B – общая длительность
эпизодов «подавление» и
«всплеск»

Пороги сигнала: $\pm L, L = 0.8\sigma$

Совместное распределение показателей R_P и R_{BS} для $BIS=20$ и $BIS=60$



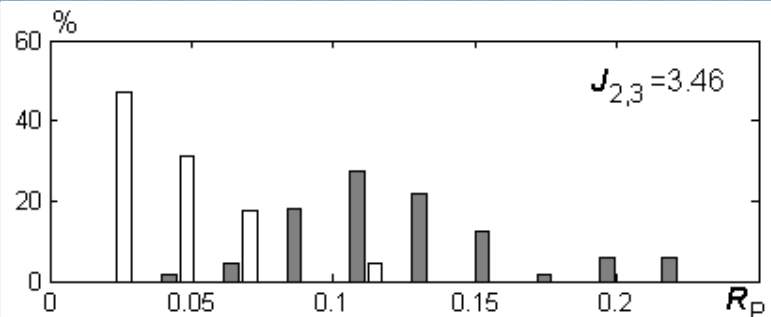
Усредненный комбинированный показатель для Отношения частотных диапазонов и Отношения Всплеск/Подавление:

$$R_{BS,P} = k_{BS}R_{BS} + k_P R_P,$$

$$k_{BS} = 0.27$$

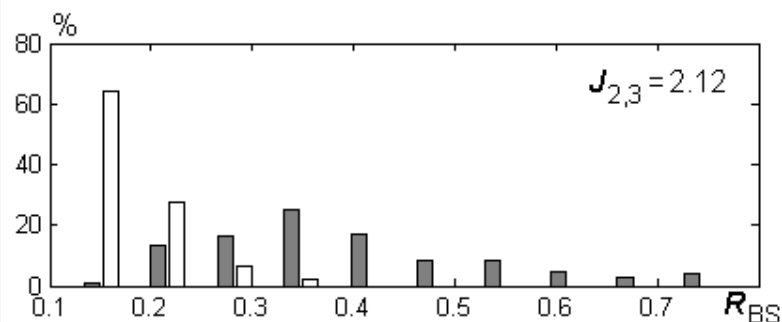
$$k_P = 0.96$$

Распределения для отношения частотных диапазонов и отношения Всплеск/Подавление



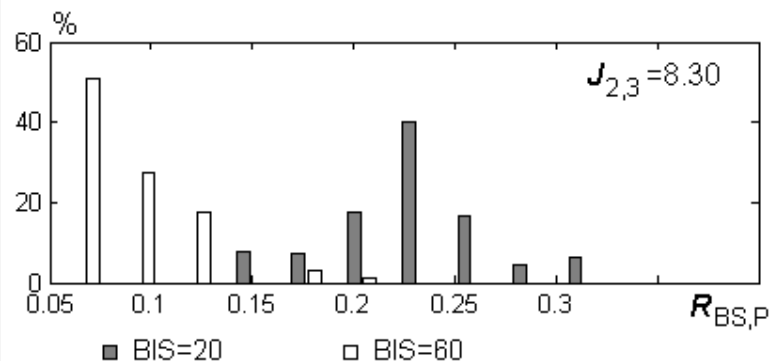
Отношение частотных диапазонов

R_p



Отношение Всплеск/Подавление

R_{BS}



Показатель

$R_{BS,p}$

■ BIS=20 □ BIS=60

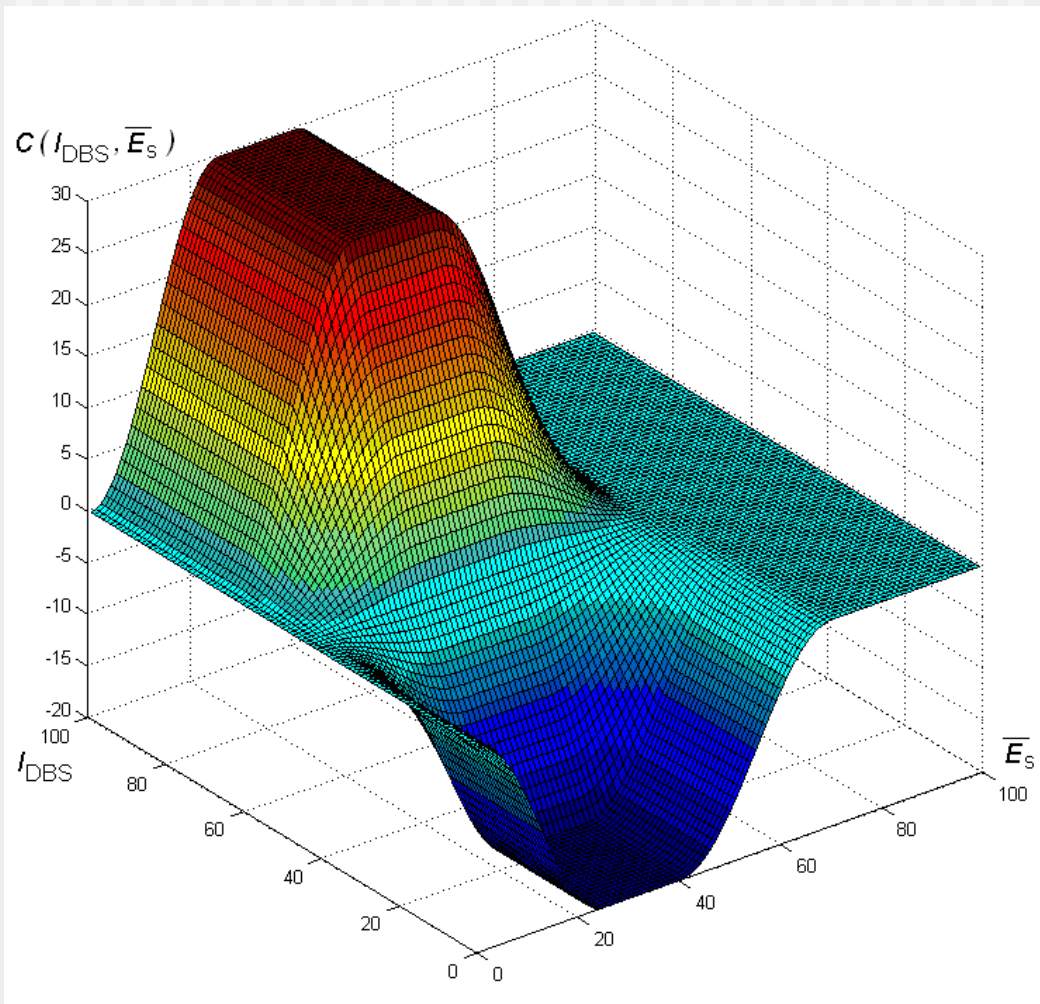
Интегральный индекс глубины анестезии

Таким образом, в результате проведённых исследований получены два показателя: **шкалированная оценка аппроксимированной энтропии** E_s , обеспечивающая надёжное различение состояний бодрствования и анестезии, и **комбинированный показатель** $R_{BS,P}$, позволяющий дифференцировать различные уровни глубины анестезии. Для совмещения данных двух показателей в **один интегральный показатель** E , который мог бы служить аналогом биспектрального индекса BIS, были предложены следующие соотношения:

$$E = \bar{E}_s + C(I_{BS,P}, \bar{E}_s),$$
$$I_{BS,P} = (1 - \bar{R}_{BS,P}) \cdot 100,$$

где \bar{E}_s и $\bar{R}_{BS,P}$ – усреднённые по последним пяти значениям величины соответствующих показателей, а $C(I_{BS,P}, \bar{E}_s)$ – эмпирически подобранная поправка, параметры которой были рассчитаны путём минимизации по критерию наименьших квадратов расхождений между известными значениями BIS индекса и получаемыми значениями показателя E .

Интегральный индекс глубины анестезии

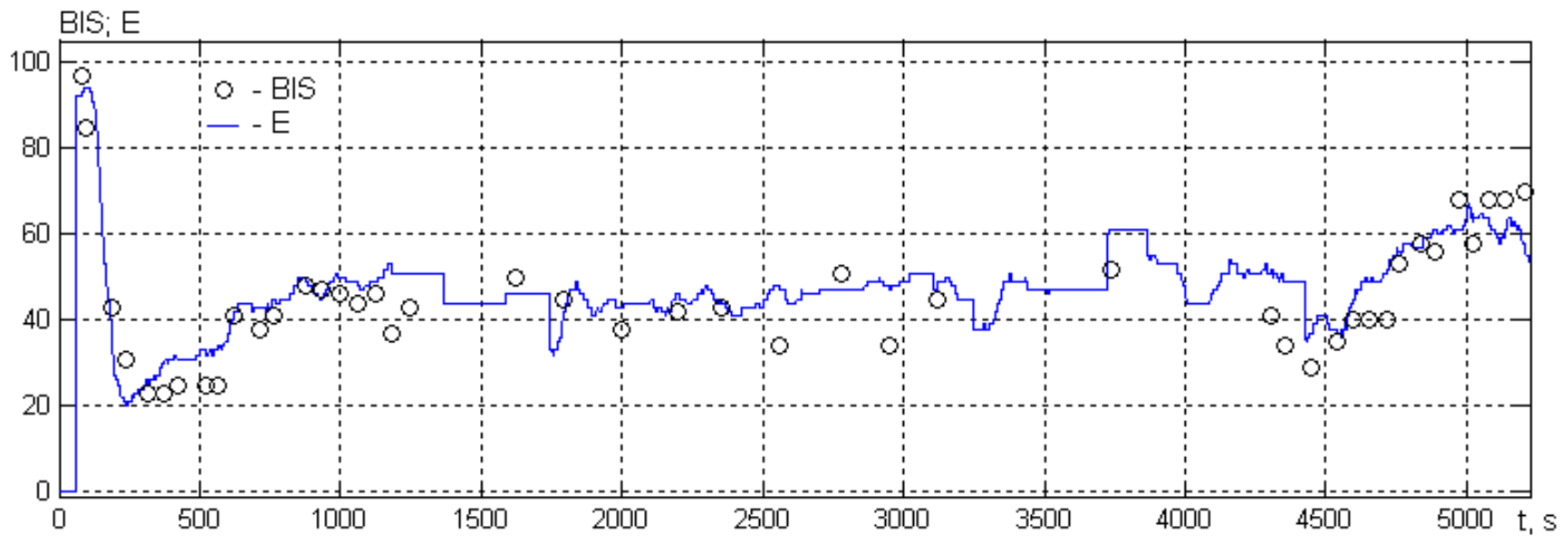


$$E = \bar{E}_s + C(I_{BS,p}, \bar{E}_s),$$

$$I_{BS,p} = (1 - \bar{R}_{BS,p}) \cdot 100$$

$\bar{E}_s, \bar{R}_{BS,p}$ - Усредненные по последним 5 значениям величины

Пример сравнения предложенного индекса энтропии (E) с показаниями BIS-монитора



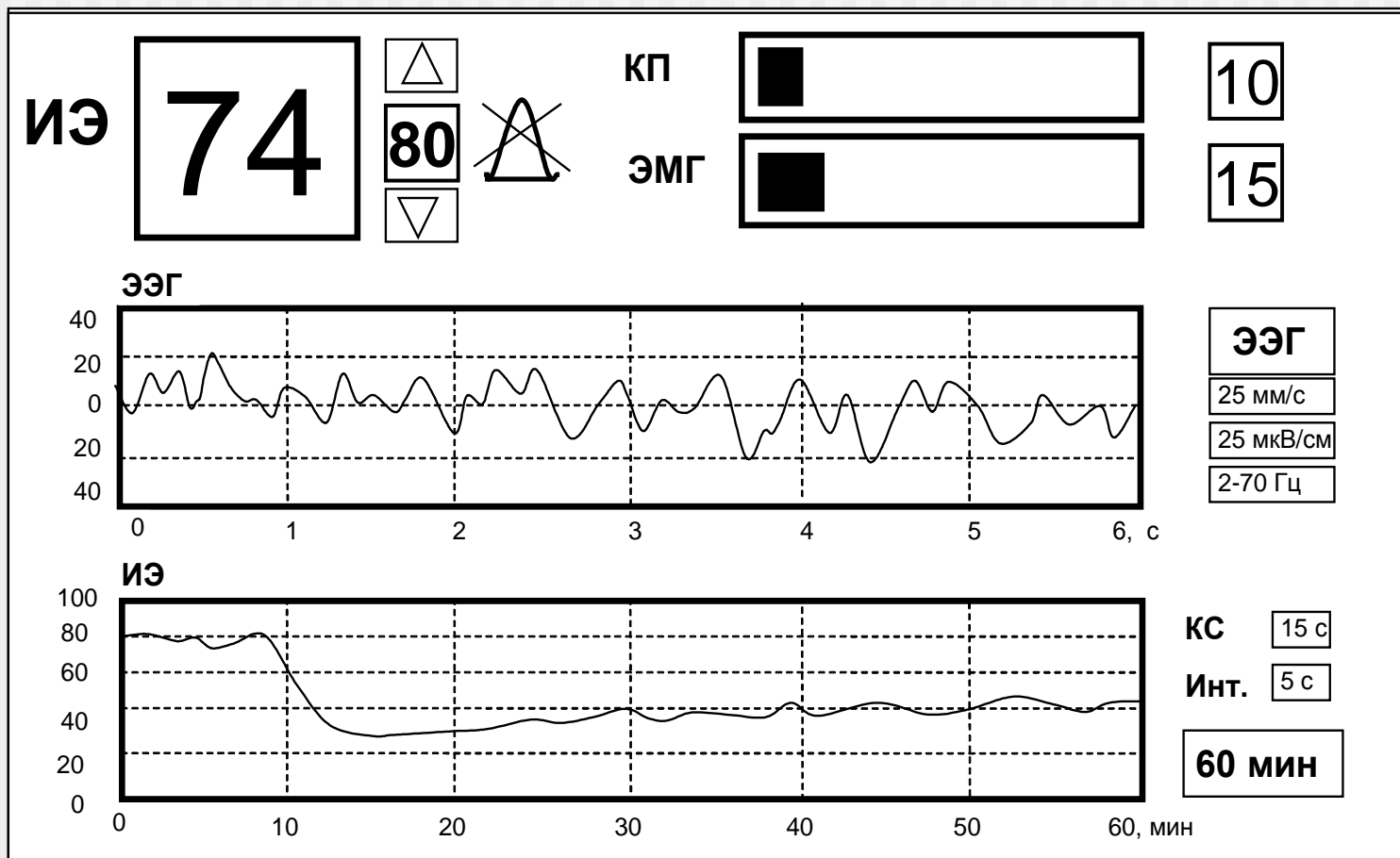
Реальная ЭЭГ, записанная в ходе хирургической операции

Результаты экспериментальных испытаний по сравнению с индексом BIS

54 записи ЭЭГ, полученные в ходе хирургических операций (общая длительность – около 140 час)

Параметр	макс	мин	среднее
Коэффициент корреляции	0.91	0.67	0.78
Среднеквадратическое отклонение	11.9	6.5	9.7
Максимальная ошибка	33.2	15.6	23.1

МОНИТОР ГЛУБИНЫ АНЕСТЕЗИИ ПО ЭЭГ МГА-01 "ЛАСКА"



Заключение

- Представлен алгоритм анализа глубины анестезии по ЭЭГ, который основан на совместном использовании признаков аппроксимированной энтропии, спектральной плотности мощности сигнала и отношения «burst-suppression». Предложенный подход показал адекватность выдаваемых показаний уровню глубины анестезии.
- Основным источником ошибок являются скачкообразные изменения показаний, вызываемые высоким содержанием шумов

Спасибо за внимание



Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ»

