

УДК 612.821.8

DOI: 10.31651/2076-5835-2018-1-2021-2-37-47

**Ілюха Лідія Михайлівна**

кандидат біологічних наук, доцент

Черкаський національний університет імені Богдана Хмельницького

ilyuhalidiya@ukr.net

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-9650-805X>

## ДИНАМІКА ЕЛЕКТРИЧНОЇ АКТИВНОСТІ НЮХОВИХ СТРУКТУР ЗА УМОВ КАЛІПСОЛОВОГО / КЕТАМІНОВОГО НАРКОЗУ

*У цьому дослідженні ми охарактеризували високочастотні та низькочастотні коливання на кількох етапах нюхової обробки під анестезією каліпсолом у щурів-альбіносів. Під час спостереження за диханням тварин ми отримували потенціали від нюхової цибулини та грушоподібної (нюхової) кори і одночасно ресстрували коливання потенціалів мембрани в пірамідних клітинах грушоподібної кори. Прояви специфічних високочастотних компонентів електричної активності ріненцефальних структур, зокрема ольфакто-амигдалярного ритму та високочастотної синхронізованої активності, очевидно, є результатом складної взаємодії механізмів периферичного та центрального збудження на рівні нюхових цибулин. Ми вважаємо, що цей висновок має важливі функціональні, а також еволюційні наслідки.*

**Ключові слова:** електрична активність, нюхова цибулина, швидкі коливання, повільні коливання, збудження, наркоз.

### Постановка проблеми. Аналіз останніх публікацій

Вивчення взаємозв'язку між електричними коливаннями кори головного мозку та поведінковими станами було і залишається головним напрямком наукових досліджень нейронауки. Встановлено взаємозв'язок підвищеної активності кори головного мозку з високочастотними (15–100 Гц), низькоамплітудними коливаннями (“швидкими” коливаннями) та передбачувані періоди кортикальної неактивності з низькочастотними (0,5–1,5 Гц), високоамплітудними коливаннями (“повільними” коливаннями) [1, 2]. Кілька останніх років панує думка, що ці два стани конкретно відповідають різним ступеням внутрішньокоркової та таламокортикальної когерентності: повільні коливання характеризуються високим рівнем просторово-часової злагодженості, тоді як швидкі коливальні стани демонструють обмежену синхронність і є більш локальними в природі [1, 3], що відображає інтенсивну внутрішньокоркову діяльність. Крім того, було запропоновано гіпотезу, що ці два стани помітно відрізняються в кортикальних реакціях на сенсорні подразники [4, 5, 6].

Електричні коливання в нюховій цибулині (НЦ), важливому центрі обробки інформації центральної нюхової системи, досліджувалися з моменту їхнього першого спостереження в 1950 році. Коливання поділяються на різні типи за частотою. В НЦ 3 типових типи коливань:  $\theta$  діапазон (близько 1-4 Гц і 5-12 Гц),  $\beta$ -діапазон (близько 13-30 Гц) і  $\gamma$ -діапазон (близько 31-64 Гц і 65-90 Гц) [6, 7, 8, 9]. Усі ці коливання відіграють важливу роль в обробці базової нюхової інформації та нюховому пізнанні і можуть мати додаткові функції, такі як поведінка, пов'язана з нюхом [7, 10, 11, 12].

Коливання в НЦ значною мірою залежать від стану мозку. Неспання та стани під наркозом, 2 різні стани мозку, часто використовуються в електрофізіологічних дослідженнях ОВ. Крім того, рівнями активності мозку можна легко керувати за допомогою глибини анестезії та вибору анестетика [13, 14, 15].

Електроенцефалограма відображає різні картини коливань під час неспання та сну, але їх просторово-часовий розподіл до кінця невідомий.

Крім того, на відміну від неокортексу, де було запропоновано, що повільний стан специфічно асоціюється з сенсорною деаферентацією [16], високий ступінь інтракортикальної та бульбо-кортикальної когерентності, виявлений під час повільних коливань, безпосередньо пов'язаний з дихальним введенням і, отже, з активністю на сенсорній периферії [17, 18]. Це спостереження піднімає питання про те, чи синхронізована активність, зареєстрована під час швидких коливань, може бути пов'язаною з диханням і чи відбувається це роз'єднання в нюховій цибулині або в грушоподібній корі. Ці результати можуть дати інший погляд на відносно просту картину, що випливає з неокортикальних досліджень, де повільнохвильові стани мають незначну асоціацію з сенсорною периферією, ніж стани швидких хвиль.

**Мета.** Дослідити часову динаміку проявів феноменів електричної активності нюхової луковиці шурів та її зміни за умов каліпсологового наркозу.

### **Матеріали та методи дослідження**

У відповідності із завданнями дослідження та технічними можливостями лабораторії для вивчення біоелектричної активності олфакторних структур головного мозку піддослідних тварин було використано стереотаксичний і електроенцефалографічний методи, кореляційно-спектральний і когерентний аналіз отриманих записів електричної активності структур головного мозку.

Робота виконана в умовах хронічного експерименту на 12-ти безпородних білих щурах, самцях масою 200 г.

Для дослідів підбирали спокійних, зрівноважених тварин.

У передопераційний період на протязі тижня тварин привчали до перебування в боксі, встановленому в екранованій камері (0.5x0.8x1 м). У камері розміщувався комутаційний пристрій та прилади для нанесення різноманітних подразнень (світлових, звукових, запахових). Вентиляційна система забезпечувала подання в бокс частково очищеного (дренажування, барботування) надвірного повітря. Під час дослідів тварини перебували в камері за цих умов протягом 45-60 хв.

Після періоду адаптації тварин готували до хірургічних операцій по вживленню глибинних електродів у НЛ. Для реєстрації ЕА нюхових структур скальпованим тваринам вживляли через отвори у кістках монополярні ніхромові електроди, виготовлені з дроту ПЕВНХ діаметром 0.15 мм у заводській ізоляції і додатково ізольовані по всій довжині, за виключенням кінчика (0.5 мм), бакелітовим лаком. Така комутація забезпечувала можливість вживлення в мозок тварини залежно від завдань дослідження близько 20 електродів.

Операції вживлення хронічних електродів здійснювали за дотримання умов асептики, у спеціально обладнаній операційній. Для наркозу застосовували премедикаційний коктейль та каліпсол із розрахунку 25 мг/кг ваги тварини. Контроль вживлення здійснювали за специфічними паттернами електричної активності досліджуваних структур.

Біоелектричну активність головного мозку кожної тварини вивчали протягом 10-20 діб, опісля чого здійснювали морфологічний контроль розміщення кінчиків електродів в досліджуваних структурах, використовуючи атлас мозку Pellegrino L.J. et all.

Електричну активність мозку реєстрували за допомогою 16-тиканальної плати АЦП/ЦАП на базі інтерфейсу ET1271, розміщеної в ISA-слоті материнської плати компютера IBM PC/AT 386/387 із тактовою частотою 8/25 МГц.

### **Результати та їх обговорення**

Виявлені, в попередніх наших дослідженнях [8, 9], кореляції проявів нюхових ритмів, поліморфної активності та респіраторних ритмів із рівнем поведінкової

активності тварин зумовили необхідність дослідження генезису веретеновидних спалахів високочастотних коливань та інших феноменів електричної активності рінцефальних структур протягом тривалого перебування тварин у боксі експериментальної установки.

Найвні дослідні дані вказують на різні топографічні особливості основних феноменів електричної активності нюхових цибулин, особливо стосовно амплітуди та форми окремих веретен ольфакто-амигдалярного ритму, на початкових стадіях перебування тварин у боксі експериментальної установки. Характерно, що в окремих випадках відразу опісля поміщення тварин у бокс спостерігалось часткове подавлення амплітудно-часових показників веретен ольфакто-амигдалярного ритму із наступним їхнім відновленням до характеристичних показників кожної тварини через 2-5 хв.

Слід відмітити, що спектрограми електричної активності нюхової цибулини (ЕА НЦ) за розглядуваного стану вирізнялися полічастотним представленням високочастотних компонентів спектру, яке в цілому відповідало усередненим показникам ольфакто-амигдалярного ритму для стану збудження. Відмітною особливістю спектрів ЕА НЦ було переважне подавлення спектральних максимумів ольфакто-амигдалярного ритму спектральних піків респіраторних хвиль (або ж близькі значення спектральних максимумів цих діапазонів), а також наявністю декількох чітко окреслених спектральних екстремумів в діапазоні 52-90 Гц близьких за потужністю.

Тривале перебування тварин у боксі експериментальної установки відображувалося в ЕА НЦ подавленням спалахів ольфакто-амигдалярного ритму, збереженням вираженості поліморфної активності і в ряді випадків незначним подавленням проявів респіраторних хвиль. Вибіркові спектри за цих умов не містили чітко відособлених спектральних максимумів і наближалися за частотними характеристиками до показників стану спокійного неспання.

Пред'явленням тварині спецефічних ольфактивних, чи застосування іншого роду неолфактивних подразників, спричиняло миттєву генерацію топографічно подібних до стану arousal веретен ольфакто-амигдалярного ритму із наступним їхнім поступовим затуханням при однократному впливі подразника. Відмітно, що за амплітудно-часовими характеристиками пролонговані веретена наближалися до стану поведінкового збудження, але їхні потужнісно-частотні характеристики мали ряд суттєвих відмінностей, зокрема: спектральні максимуми чітко проявлялися в діапазонах респіраторних хвиль, високо- та низькочастотних компонентів веретен, тобто в межах окремого веретена переважно домінували більш високочастотні компоненти із майже двохкратним подавленням спектральної густини низькочастотних їхніх складових. Останнє узгоджується з літературними вказівками щодо можливості кодування ольфактивних чинників у високочастотній частині спектральних складових окремих веретен. На користь цієї думки свідчить і той факт, що пролонговані веретена ольфакто-амигдалярного ритму відмічалися і при спонтанному прийомуванні тварин опісля тривалого перебування в боксі установки.

Таким чином, навіть довготривала адаптація тварин до експериментальних умов не гарантує повного "вилучення" спалахових компонентів ольфакто-амигдалярного ритму з ЕА НЦ, як і різний ступінь прояву респіраторних хвиль особливо в різних точках відведення по глибині НЦ (Рис. 1). Слід відмітити, що точки реєстрації домінуючих веретен і РХ, як правило не співпадали, що зумовлює необхідність проведення додаткових досліджень стосовно розподілу і топографічних особливостей прояву веретен ольфакто-амигдалярного ритму в масі НЦ від межі клубочків до поверхневих шарів НЦ, оскільки за даними літератури власне генерація ритму відбувається власне у цій області.

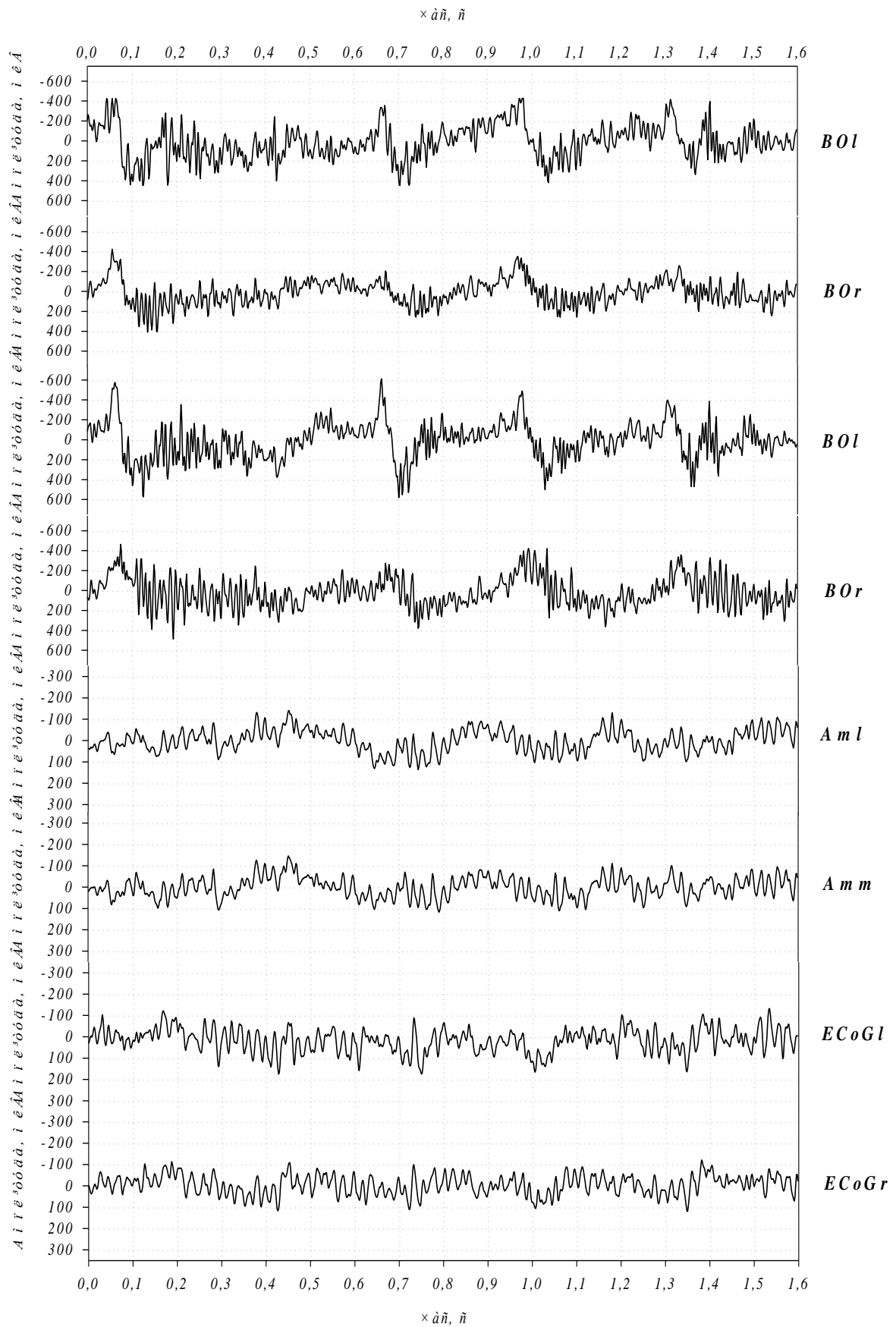


Рис. 1. Фрагмент фонові поліканальної реєстрації ЕА різних мозкових структур шурів.

Вищевикладене зумовило необхідність моделювання стану стійкого подавлення ольфакто-амигдалярного ритму в ЕА НЦ та інших риненцефальних структурах, для досягнення якого використовували прийом переведення тварин у стан глибокого кетамінового (каліпсолового) наркозу. Згідно із отриманими раніше даними [8, 9, 11] це дозволяло не лише "виключати" спалахи ольфакто-амигдалярного ритму, а й достовірно подавляти високочастотні компоненти спектрів ЕА НЦ і посилювати прояв низькочастотних їхніх складових (Рис. 2) ( $p < 0.01-0.05$ ). Суттєво, що за незначного зниження усереднених показників пікових компонентів діапазону ольфакто-амигдалярного ритму простежувалося вірогідне зменшення індексу швидкохвильових складових ( $p < 0.05$ ).

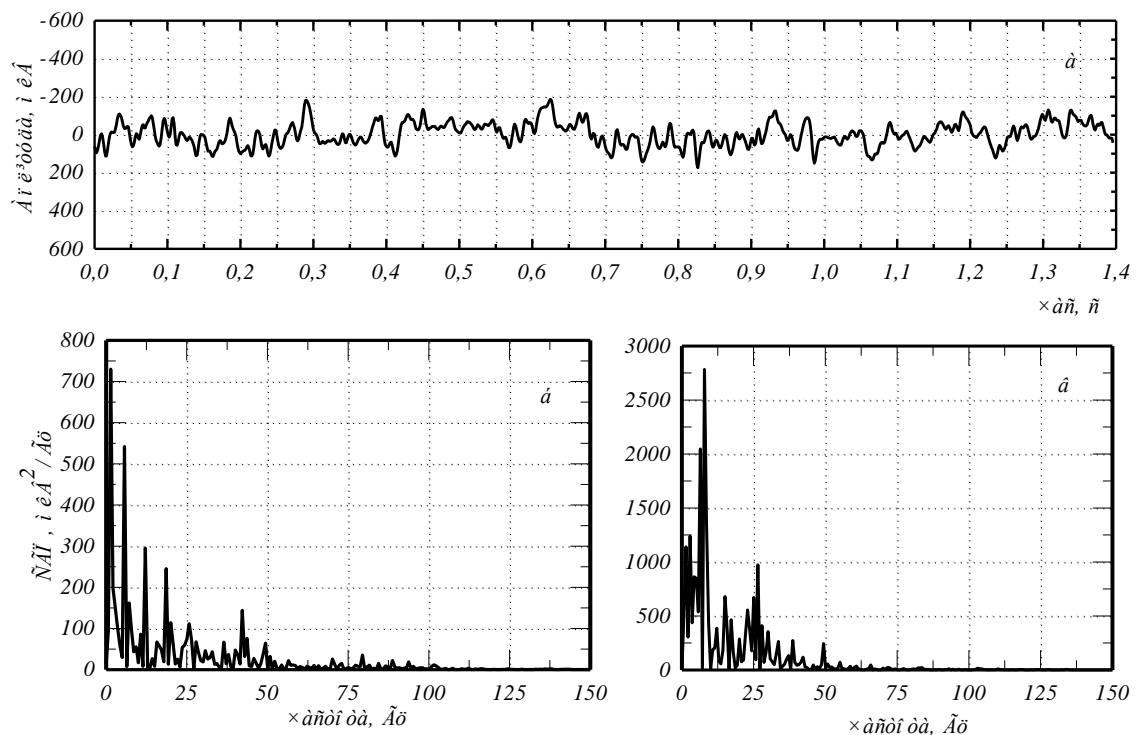


Рис. 2. Вибіркові (б, в) спектральні характеристики фрагментів ЕА НЦ наркотизованих щурів.

Використання техніки одночасової багатоканальної реєстрації ЕА окремих мозкових структур дозволило виявити можливість збереження високочастотних компонентів спектру (неоформлених одак у веретена) в ЕА НЦ на межі мітральних та гранулярних клітин навіть за умов різкої депресії  $\square$ -активності в ЕКоГ і тотального домінування високоамплітудних низькочастотних коливань в амигдалі (Рис. 3). Можливо згаданий стан можна співвіднести із поверхневим наркотичним сп'янінням.

Варто відмітити, що на пренаркозних записах ольфакто-амигдалярного ритму частотні показники окремих веретен ольфакто-амигдалярного ритму, не дивлячись на різні їхні топограми, перебували в достатньо жорстких межах (73-80 Гц), а респіраторні хвилі мали високомінливі показники потужності і ширини спектральної смуги.

Враховуючи вплив дихання на електричну активність в нюховій цибуліні та кору, ми вважаємо, що варто подумати, чи може тимчасова модель дихання впливати на періодичну поведінку інших структур переднього мозку.

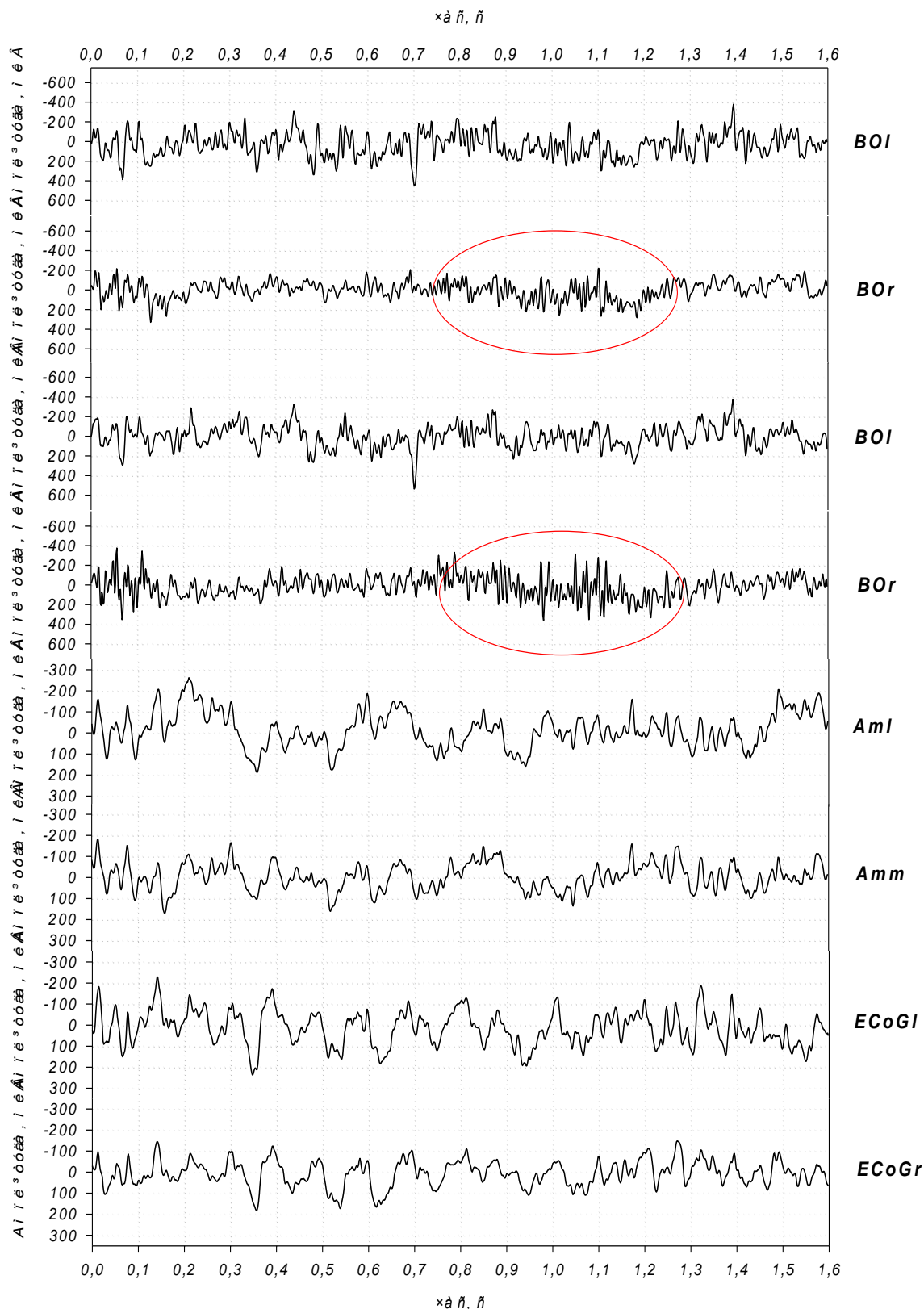


Рис. 3. Фрагмент поліканальної реєстрації ЕА різних мозкових структур наркотизованих щурів.

Глибокий каліпсолювий наркоз зумовлював відмінності спектрів ЕА НЛ на різній глибині відведення лише за показниками спектральної густини потужності

повільнохвильового діапазону. В той же час простежувалося тотожне вірогідне ( $p < 0.05$ ) подавлення височастотних компонентів ЕА НЦ (Рис.4).

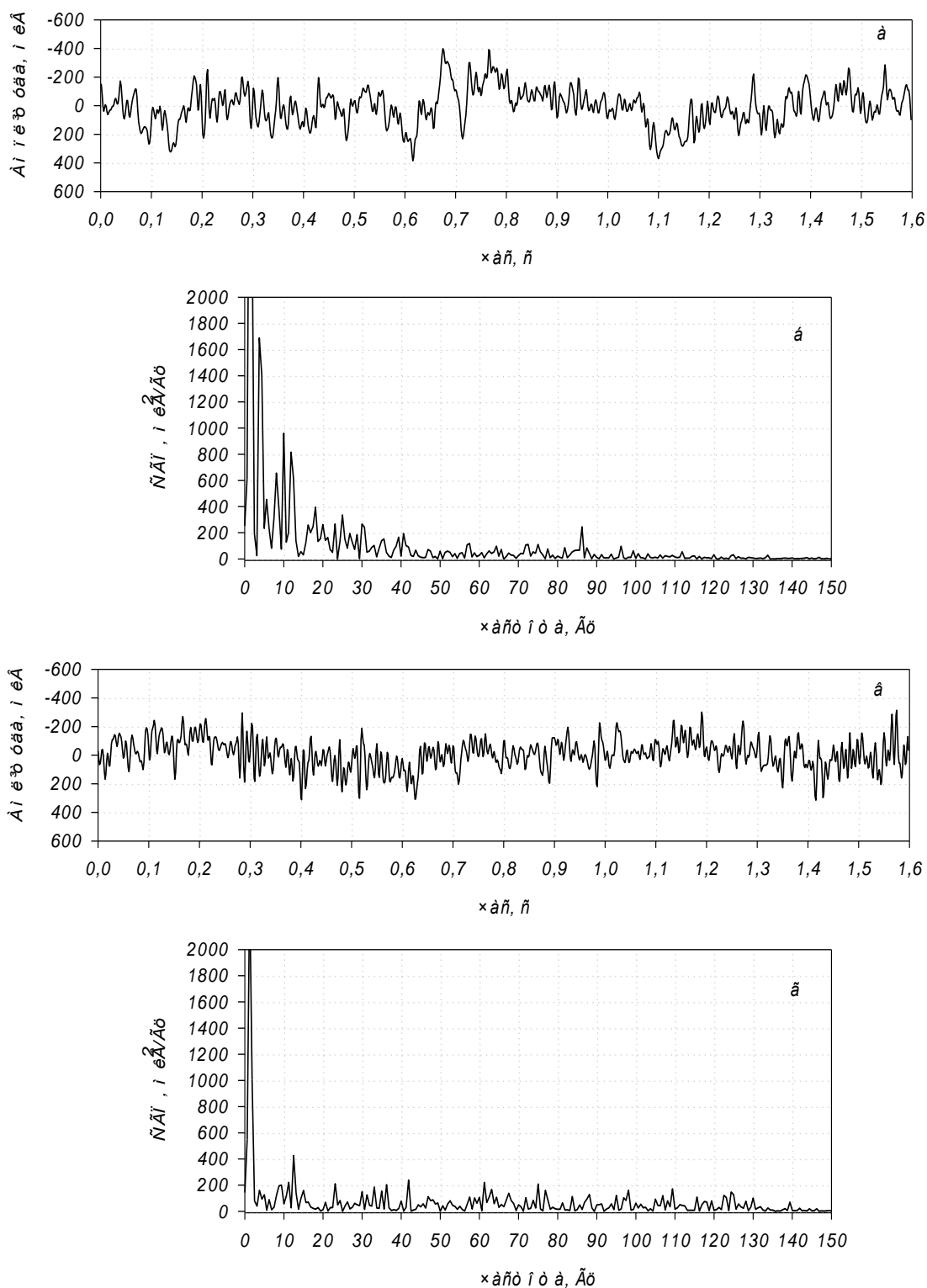


Рис. 4. Вибіркові спектральні характеристики (б, г) записів ЕА НЦ (а, в) наркотизованих щурів.

Вищевикладене, на нашу думку, дає всі підстави стверджувати, що у щурів спостерігається виражена залежність проявів специфічних паттернів ЕА НЦ та інших

вузлових ріненцефальних структур не лише від загального рівня поведінкової активності тварин, а й рівня центрифугальних впливів із боку неокортикальних та близько розташованих підкоркових утворів.

В цілому отримані результати узгоджуються з наявними в лабораторії [8, 12] та літературними даними [15, 17] щодо ролі збудження з нюхового епітелію та центрифугальних впливів в механізмах генерації веретеневидних спалахів ольфакто-амигдалярного ритму. На нашу думку останній у такому випадку необхідно розглядати як результат складної взаємодії центрального та периферійного збудження, яке можливо інтегрується на рівні клубочків НЦ, що побіжно підтверджується наявними результатами по перерізці ніжок НЦ, коли веретена ольфакто-амигдалярного ритму мали специфічний розподіл частоти в межах кожного спалаху і реєструвалися відповідно до кожного дихального циклу.

Результати цього дослідження свідчать про те, що коливання електричної активності які генеруються в таламо-неокортикальній системі в стані сну можуть також імітувати повільні періодичні спалахи, які генеруються дихальним ритмом спокою в нюховій системі. Важливим моментом і передбаченням є те, що правильна функція кортикальних ланцюгів під час сну, якою б не була ця функція, здійснюється через еволюційний зв'язок між кірковими ланцюгами і нюхом.

В цілому аналіз літературних та власних експериментальних даних дозволяє припустити, що прояви розглянутих специфічних високочастотних компонентів ЕА ріненцефальних структур, зокрема ольфакто-амигдалярного ритму та високочастотної синхронізованої активності, очевидно, є результатом складної взаємодії механізмів периферичного та центрального збудження на рівні НЦ, які потребують подальшого дослідження їхніх проявів за умов спонтанної та пролонгованої різноманітними подразниками поведінки.

### Висновки

1. Поліморфна активність представлена в нормі низько амплітудними коливаннями (10-200 мкВ) в широкому частотному діапазоні (10-150 Гц) з сукупністю домінуючих екстремумів. Ольфакто-амигдалярний ритм реєструється на фоні поліморфної активності на піці респіраторних хвиль у вигляді веретеневидних спалахів високочастотних коливань в діапазоні 52-95 Гц, варіабельних за амплітудою.

2. Виявлений різний ступінь прояву вказаних феноменів за умов відмінного рівня активності тварин при спонтанній поведінці ( $p=0.05-0.01$ ).

3. При експериментальному моделюванні стану стійкого подавлення ольфакто-амигдалярного ритму і високочастотної синхронізованої активності в ЕА НЦ (за умов кетамінового наркозу) виявлене пригнічення проявів високочастотних складових спектру, що свідчить про важливу роль центрифугальних впливів в механізмах генерації ольфакто-амигдалярного ритму.

4. Перспективи подальших досліджень є з'ясування взаємозв'язку між нюховими структурами та різними станами мозку.

### Список використаної літератури

1. McCormick D.A., Nestvogel D.B., He B.J. Neuromodulation of Brain State and Behavior. *Neurosci.* 2020. V. 8. Issue 43. P. 391-415.
2. McGinley M.J., Vinck M., Reimer J., Batista-Brito R., Zagha E., Cadwell C.R., Tolia A.S., Cardin J.A., McCormick D.A. Waking State: Rapid Variations Modulate Neural and Behavioral Responses. *Neuron.* 2015. V.87. Issue 6. P. 1143-1161.
3. Chelaru M. I., Eagleman S., Andrei A.R., Milton R., Kharas N., Dragoi V. High-order interactions explain the collective behavior of cortical populations in executive but not sensory areas. *Neuron.* 2021. V.109. Issue 24. P. 3954-3961.



4. Beaman C.B., Eagleman S.L., Dragoi V. Sensory coding accuracy and perceptual performance are improved during the desynchronized cortical state. *Nat Commun.* 2017. V. 8 Issue 1. P. 1308. doi: 10.1038/s41467-017-01030-4.
5. Sachdev R.N., Ebner F.F. and Wilson C.J. Effect of subthreshold up and down states on the whisker-evoked response in somatosensory cortex. *J Neurophysiol.* 2004. V. 92, Issue 6. P. 3511–3521.
6. Iravani B., Schaefer M., Wilson D.A., Arshamian A., Lundström J.N. The human olfactory bulb processes odor valence representation and cues motor avoidance behavior. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 2021. V.118. P. 42. doi:10.1073/pnas.2101209118
7. Kay L.M., Beshel J., Brea J., Martin C., Rojas-Líbano D., Kopell N. Olfactory oscillations: the what, how and what for. *Trends Neurosci.* 2009. V. 32, Issue 4. P. 207- 214. doi: 10.1016/j.tins.
8. Ллюха Л. М. Швидкохвильові та повільнохвильові складові електричної активності нюхових луковиць. *Вісник Черкаського університету. Серія : Біологічні науки.* 2016. № 2. С. 27-32.
9. Ллюха Л. М., Боєчко Ф.Ф. Електрична активність нюхових цибулин сірійських хом'яків (*Mesocricetus auratus*). *Вісник Черкаського університету. Серія : Біологічні науки.* 2018. № 1. С. 39-45.
10. Seubert J., Regenbogen C., Habel U., Lundström J. N., Behavioral and neural determinants of odor valence perception. *Springer Handbook of Odor.* 2017. P. 99–100.
11. Ллюха Л. М. Електроенцефалографія нюхових структур мозку ссавців в процесі сприйняття та аналізу запахової інформації *Вісник Черкаського університету. Серія : Біологічні науки.* 2019. № 1. С. 33-38.
12. Ллюха Л. М. Електрична активність риненцефальних структур лабораторних тварин за умов запахової стимуляції. *Вісник Харківського національного університету імені В. Н. Каразіна. Серія : Біологія.* 2010. № 920, Вип. 12. С. 130-136.
13. Moody O.A., Zhang E.R., Vincent K.F., Kato R., Melonakos E.D., Nehs C.J., Solt K. The Neural Circuits Underlying General Anesthesia and Sleep. *Anesth Analg.* 2021. V.132. Issue 5. P.1254-1264.
14. Lee H., Wang S., Hudetz A.G. State-Dependent Cortical Unit Activity Reflects Dynamic Brain State Transitions in Anesthesia. *J Neurosci.* 2020. V.40 Issue 49. P. 9440-9454. doi: 10.1523/JNEUROSCI.0601.
15. Samiee S., Baillet S. Time-resolved phase-amplitude coupling in neural oscillations. *Neuroimage.* 2017. V. 159. P.270-279.
16. Steriade M. Corticothalamic resonance, states of vigilance and mentation. *Neuroscience.* 2000. V.101, Issue 2. P. 243-276. doi: 10.1016/s0306-4522(00)00353-5.
17. Fontanini A., Spano P., Bower J.M. Ketamine-xylazine-induced slow (< 1.5 Hz) oscillations in the rat piriform (olfactory) cortex are functionally correlated with respiration. *J Neurosci.* 2003. V. 23, Issue 22. P.7993-8001. doi: 10.1523/JNEUROSCI.23-22-07993.
18. Ллюха Л. М. Респіраторні хвилі як одні із характеристичних паттернів електричної активності нюхових структур мозку *Вісник Черкаського університету. Серія : Біологічні науки.* 2010. Вип. 184. С. 48-52.

### References

1. McCormick, D.A, Nestvogel, D.B., & He, B.J. (2020) Neuromodulation of Brain State and Behavior. *Neurosci.* 8(43), 391-415.
2. McGinley, M.J., Vinck, M., Reimer, J., Batista-Brito, R., Zagha, E., Cadwell, C.R., Tolias, A.S., Cardin, J.A., & McCormick, D.A. (2015) Waking State: Rapid Variations Modulate Neural and Behavioral Responses. *Neuron.* 87(6), 1143-1161.
3. Chelaru, M. I., Eagleman, S., Andrei, A.R., Milton, R., Kharas, N., & Dragoi, V. (2021) High-order interactions explain the collective behavior of cortical populations in executive but not sensory areas. *Neuron.*109(24), 3954-3961.
4. Beaman, C.B., Eagleman, S.L., & Dragoi, V. (2017) Sensory coding accuracy and perceptual performance are improved during the desynchronized cortical state. *Nat Commun.* 8 (1): 1308. doi: 10.1038/s41467-017-01030-4.
5. Sachdev, R.N., Ebner, F.F., & Wilson, C.J. (2004). Effect of subthreshold up and down states on the whisker-evoked response in somatosensory cortex. *J Neurophysiol.* 92(6), 3511–3521.
6. Iravani , B., Schaefer, M., Wilson, D.A., Arshamian, A., & Lundström, J.N. (2021) The human olfactory bulb processes odor valence representation and cues motor avoidance behavior. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 118, 42. doi:10.1073/pnas.2101209118
7. Kay, L.M., Beshel, J., Brea, J., Martin, C., Rojas-Líbano, D., & Kopell, N. (2009). Olfactory oscillations: the what, how and what for. *Trends Neurosci.* 32(4), 207- 214. doi: 10.1016/j.tins.
8. Pliukha, L.M. (2016). High-wave and slow-wave components of electrical activity of olfactory bulbs. *Bulletin of Cherkasy University. Series: Biological Sciences. [Bulletin of Cherkasy University].* 2, 27-32. (In Ukr).

9. Iliukha, L. M., & Boiechko, F.F. (2018). Electrical activity of olfactory bulbs of Syrian hamsters (*Mesocricetus auratus*). *Bulletin of Cherkasy University. Series: Biological Sciences*. [*Bulletin of Cherkasy University*]. 1. 39-45. (In Ukr).
10. Seubert, J., Regenbogen, C., Habel, U. & Lundström J. N. (2017) Behavioral and neural determinants of odor valence perception. *Springer Handbook of Odor*. 99–100.
11. Iliukha, L. M. (2019). Electroencephalography of olfactory structures of the mammalian brain in the process of perception and analysis of olfactory information. *Bulletin of Cherkasy University. Series: Biological Sciences*. [*Bulletin of Cherkasy University*]. 1. 33-38. (In Ukr).
12. Iliukha, L. M. (2010). Electrical activity of rhinencephalic structures of laboratory animals under conditions of olfactory stimulation. *Bulletin of V.N. Karazin Kharkiv National University. Series: Biology*. [*Bulletin of Kharkiv University*] 920(12), 130-136. (In Ukr).
13. Moody, O.A., Zhang, E.R., Vincent, K.F., Kato, R., Melonakos, E.D., Nehs, C.J., & Solt, K. (2021) The Neural Circuits Underlying General Anesthesia and Sleep. *Anesth Analg*. 132(5): 1254-1264.
14. Lee H., Wang S., & Hudetz A.G. (2020) State-Dependent Cortical Unit Activity Reflects Dynamic Brain State Transitions in Anesthesia. *J Neurosci*. 40 (49): 9440-9454. doi: 10.1523/JNEUROSCI.0601.
15. Samiee S., & Baillet S. (2017) Time-resolved phase-amplitude coupling in neural oscillations. *Neuroimage*. 159, 270-279.
16. Steriade, M., (2000). Corticothalamic resonance, states of vigilance and mentation. *Neuroscience*, 101(2), 243-276. doi: 10.1016/s0306-4522(00)00353-5.
17. Fontanini, A., Spano, P., & Bower, J.M. (2003). Ketamine-xylazine-induced slow (< 1.5 Hz) oscillations in the rat piriform (olfactory) cortex are functionally correlated with respiration. *J Neurosci*. 23(22), 7993-8001. doi: 10.1523/JNEUROSCI.23-22-07993.2003.
18. Iliukha, L. M. (2010). Respiratory waves as one of the characteristic patterns of electrical activity of the olfactory structures of the brain. *Bulletin of Cherkasy University. Series: Biological Sciences*. [*Bulletin of Cherkasy University*]. 184, 48-52. (In Ukr).

### **Ilyukha L. M. Dynamics of Electrical Activity of Olfactory Structures under Conditions of Calypsol / Ketamine Anesthesia**

**Introduction.** *In this study, we have characterized high-frequency and low-frequency oscillations at several stages of olfactory processing under calypsol anesthesia in albino rats. While monitoring the animal's respiration, we also obtained field potentials from the olfactory bulb and piriform (olfactory) cortex and simultaneously recorded membrane potentials in piriform cortex pyramidal cells. Manifestations of the considered specific high-frequency components of electrical activity of rhinencephaly structures, in particular olfactory-amygdala rhythm and high-frequency synchronized activity, are obviously the result of complex interaction of peripheral and central excitation mechanisms at the level of olfactory bulbs. We believe this finding has important functional as well as evolutionary implications.*

**Purpose.** *To investigate the temporal dynamics of the manifestations of the phenomena of electrical activity of the olfactory bulb of rats and its changes under calypsol anesthesia.*

**Methods.** *Stereotactic and electroencephalographic methods, correlation-spectral and coherent analysis of the obtained records of electrical activity of the brain structures were used to study the bioelectrical activity of olfactory structures of the brain of experimental animals. The work was performed in a chronic experiment on 12 outbred white rats, males weighing 200 g. A premedication cocktail and calypsol at a rate of 25 mg / kg of animal weight were used for anesthesia. Implantation control was carried out according to specific patterns of electrical activity of the studied structures.*

*The bioelectrical activity of the brain of each animal was studied for 10-20 days, followed by morphological control.*

**Results.** *Olfacto-amygdala rhythm is registered against the background of polymorphic activity on the peak of respiratory waves in the form of spindle-shaped flashes of high-frequency oscillations in the range of 52-95 Hz, variable in amplitude. Simulation of the sustained suppression state of olfacto-amygdala rhythm in rhinencephalic structures was achieved using the technique of transferring animals to a state of deep ketamine (calypsol) anesthesia. This allowed not only to "exclude" flashes of olfactory-amygdala rhythm, but also to significantly suppress the high-frequency components of the spectra of electrical activity of olfactory bulbs, to increase the manifestation of low-frequency components ( $p < 0.01-0.05$ ) and to probably reduce the index of high-frequency waves ( $p < 0.05$ ).*

*Deep calyptol anesthesia caused differences in the spectra of electrical activity of olfactory bulbs at different depths of discharge only in terms of the spectral power density of the slow-wave range. At the same time, identical probable ( $p < 0.05$ ) suppression of high-frequency components of electrical activity of olfactory bulbs was observed.*

*Under these conditions, the preservation of high-frequency components of the spectrum (unformed in spindles) in the electrical activity of olfactory bulbs at the border of mitral and granular cells was observed even under conditions of sharp depression of  $\alpha$ -activity in ECoG and identical dominance of high-amplitude low-frequency oscillations in the amygdala.*

**Originality.** *The influence of narcotic substances on the dynamics of manifestations of the phenomena of electrical activity of rhinencephalic structures: respiratory waves, olfacto-amygdala rhythm, polymorphic activity, is revealed.*

**Conclusions.** *It is expedient to use the following amplitude-time patterns for objective characterization of total electrical activity of olfactory structures of rats, which probably differ in power-frequency characteristics: polymorphic desynchronized activity, respiratory waves, olfacto-amygdala synchronous rhythm and high-frequency synchronous rhythm.*

*Polymorphic activity is normally represented by low-amplitude oscillations (10-200  $\mu V$ ) in a wide frequency range (10-150 Hz) with a set of dominant extremes. Olfactory-amygdala rhythm is registered against the background of polymorphic activity on the peak of respiratory waves in the form of spindle-shaped flashes of high-frequency oscillations in the range of 52-95 Hz, variable in amplitude.*

*Experimental modeling of the state of stable suppression of olfacto-amygdala rhythm and high-frequency synchronized activity in the electrical activity of olfactory bulbs (under calyptol / ketamine anesthesia) revealed suppression of manifestations of high-frequency components of the spectrum, indicating the important role of centrifugal effects in the mechanisms of olfactory rhythm generation.*

**Key words:** *electrical activity, olfactory bulb, fast oscillations, slow oscillations, excitation, anesthesia.*

Одержано редакцією: 14. 10. 21

Прийнято до публікації: 13. 12. 21