

незалежне складування та відпрацювання тимчасово некондиційних руд і побіжних корисних копалин в просторі і часі (у відповідності до режиму гірничих робіт в кар'єрі і ринкової кон'юнктури);

мінімальні площі відчужених земель;

мінімальні обсяги об'ємів переєкставації при розробці техногенного родовища та зменшення кількісних і якісних втрат мінеральної сировини;

мінімальні відстані транспортування тимчасово некондиційних руд та побіжних корисних копалин при складуванні і відпрацюванні техногенного родовища.

Виходячи з засад циклічності зміни ціни і попиту на товарну продукцію, слід також допускати неодноразове формування і відпрацювання техногенних родовищ для умов потужних підприємств.

Список літератури

1. Колесников Д.В., Короленко М.К., Ступник Н.И., Удод Е.Г., Протасов В.П., Олейник Т.А. Повышение извлечения железа за счет переработки сырья техногенных месторождений Кривбасса. – Кривой Рог: Дионис, 2012. – 236 с.
2. Про надра : Закон України // Відомості Верховної Ради України від 27.07.1994. – № 36, стаття 341.
3. Про затвердження Загальнодержавної програми розвитку мінерально-сировинної бази України на період до 2030 року : Закон України // Відомості Верховної Ради України від 17.05.2012. – № 44, стаття 457.
4. Трубецкой К.Н., Уманец В.Н. Комплексное освоение техногенных месторождений // Горный журнал – вып. №1, - 1992, с 12-16.
5. Темченко А.Г. Ресурсозберігаючі технології гірничого виробництва. - - Кривий Ріг: «Мінерал», 2000. – 216 с.
6. Трубецкой К.Н., Шапарь А.Г. Малоотходные и ресурсосберегающие технологии при открытой разработке месторождений. – М.: «Недра», 1993. – 272 с.
7. Куделя А. Д. Комплексное использование минеральных ресурсов железорудных горно-обогатительных комбинатов УССР. – Киев: Наукова думка, 1984.
8. Трубецкой К.Н., Воробьев А.Е. Основы ресурсовоспроизводящих технологий складирования и хранения некондиционного минерального сырья // Горный журнал – вып. №5, - 1995, с 47-51.
9. Трубецкой К.Н., Воробьев А.Е. Классификация методов воспроизводства минерального сырья // Горный журнал – вып. №1, - 1998, с 30-34.
10. Пшеничный В.Г. Целесообразность строительства и разработки техногенных месторождений минерального сырья // Разработка рудных месторождений – вып. №92, - 2008, с 39-43.
11. Шапарь А. Г., Краснопольский И. А., Копач П. И. Ресурсосбережение в технологических процессах открытой разработки полезных ископаемых. – Киев: Наукова думка, 1992.
12. Григорьев И.Е., Григорьев Ю.И. Системный подход к процессу проектирования горных объектов // Разработка рудных месторождений – вып. №94, - 2011, с 40-44.
13. Історія економічних вчень: Навчальний посібник. За ред. В. В.Кириленка. – Тернопіль: „Економічна думка”, 2007.
14. Берлович В.В., Холодняков Г.А. О новых подходах к проектированию открытых горных работ // Горный журнал – вып. №4, - 2006, с 10-12.

Рукопис подано до редакції 26.03.14

УДК 504(075.8)

Е.В. ЧАСОВА, канд. хім. наук, доц., В.В. ІВЧУК, канд. біологіч. наук
Криворізький національний університет

ЗАСТОСУВАННЯ ТА ПЕРСПЕКТИВИ БІОСЕНСОРІВ У ХІМІЧНОМУ ТА БІОХІМІЧНОМУ АНАЛІЗІ

Розглянуті механізми дії та можливості застосування біосенсорів у хімічному та біохімічному аналізі, як нових аналітичних пристроїв, що використовують біологічні матеріали для детекції молекул речовини у вигляді електричного сигналу.

Проблема та її зв'язок з науковими та практичними завданнями. Біосенсор - це пристрій, який включає біологічно чутливий елемент, який тісно зв'язаний з перетворювачем або інтегрований з ним. Зазвичай біосенсор призначений для формування цифрового електричного сигналу, який є пропорційним до концентрації хімічної сполуки, що визначають. Щоб оптимі-

зувати основні характеристики сенсора, зокрема час відгуку, селективність та стабільність роботи, необхідно розуміти, що фундаментальні властивості сенсора визначаються як властивостями його компонентів, так і їх складними взаємозв'язками. На ефективність конкретного сенсора глибокий вплив можуть чинити техніка іммобілізації та нові мембранні матеріали. Рушійною силою у дослідженні сенсорів було яскраво виражене інстинктивне розуміння можливості їх широких практичних застосувань. Ці дослідження стимулювалися передусім потребами медицини та фармації. Можливість миттєвого аналізу клінічних препаратів, вочевидь, однаково приваблює увагу як науковців, так і практиків. Більш привабливою є можливість безперервного *in vivo* моніторингу метаболітів, лікарських препаратів та білків за допомоги мініатюрних та портативних систем. Яскравим прикладом практичного застосування є сенсор глюкози для хворих на цукровий діабет, що став класичним об'єктом досліджень в сфері біосенсорів. Все більше уваги приділяється якості продуктів у харчовій промисловості. В цій галузі давно визнане значення швидких методів оцінки терміну зберігання, псування та забруднення продуктів. Розвиток біотехнології стимулює розробку методів моніторингу процесів ферментації, що також розширює можливості безперервного контролю за даними процесами. Проблеми охорони оточуючого та промислового середовища стимулюють розробку сенсорів для визначення таких шкідливих речовин, як оксид вуглецю та гербіциди. В той же час інтереси військових незмінно зосереджені на спеціальних вимогах біологічного та хімічного захисту.

Аналіз досліджень і публікацій. Будь-який біосенсор складається з двох принципових функціональних елементів: біоселектуючої мембрани, що використовує різні біологічні структури, і фізичного перетворювача сигналу (трансдюсера), який трансформує концентраційний сигнал в електричний. Для зчитування і запису інформації використовують електронні системи посилення та ресстрації сигналу. В якості біоселектуючого матеріалу використовують всі типи біологічних структур: ферменти, антитіла, рецептори, нуклеїнові кислоти і навіть живі клітини. Трансдюсерами можуть бути електрохімічні перетворювачі (електроди), різного роду оптичні перетворювачі, гравітаційні, калориметричні, резонансні системи. Всі види біоселектуючих елементів можна комбінувати з різними трансдюсерами. Це створює велику різноманітність різних типів біосенсорів [1].

Найбільш зручно проводити вимірювання на ферментних електродах в амперометричному режимі, тобто вимірювати силу струму (потік електронів) через поверхню електрода. Сила струму, як швидкість реакції, може бути однозначно пов'язана з концентрацією вимірюваного компонента. При адсорбції ферментів на твердих поверхнях (метали, кераміка, полімери) вони, як правило, зберігають свою структуру і каталітичну активність. Фермент в режимі амперометричного біосенсора проявляє електрокаталітичну активність, тобто прискорює процес обміну електронами між субстратом і електродом. Перенесення електронів протікає за допомоги дифузійно-рухомого проміжного низькомолекулярного переносника електронів – медіатора. Медіатор повинен бути досить специфічним субстратом ферменту і бути електрохімічно активним на електроді з даного матеріалу. Медіаторний механізм транспорту електрона досить широко використовується для проведення електрохімічних ферментативних реакцій. Відбувається пряме електрокаталітичне перенесення електронів між електродом і активним центром ферменту. Наприклад, в атмосфері кисню в присутності мідьвмісної оксидази – лаккази, сорбованої на електродах з різних матеріалів, встановлюється потенціал, близький до термодинамічно рівноважного потенціалу кисню. При цьому має місце стадія перенесення електронів з електрода на активний центр ферменту. Описане і електрокаталітичне відновлення пероксиду водню за допомоги іммобілізованої пероксидази, що протікає за таким же механізмом. При включенні ферментів в органічні напівпровідники можна спостерігати перенесення електронів між активним центром ферменту і доменами у напівпровіднику. Всі ці механізми транспорту електронів активно використовуються при конструюванні біосенсорів [2, 3].

Якщо медіаторне перенесення електрона – досить традиційний шлях спряження електрохімічної і ферментативної реакцій, то пряме перенесення, в якому фермент відіграє роль істинного електрокаталізатора, представляє великий інтерес. Вперше явище біоелектрокаталізу за участю прямого перенесення електронів електрод-активний центр ферменту було виявлено і досліджено при вивченні реакції електрохімічного відновлення кисню за участю мідьвмісної оксидази – лаккази. У класичній електрохімії електровідновлення кисню – одна з найбільш складних проблем. Відомо, що рівноважний потенціал окиснення-відновлення пари O_2/H_2O , рівний

1,23 В, встановлюється лише на попередньо спеціально обробленій платині і в особливо чистих розчинах. У той же час відомі ферменти, які активно відновлюють кисень за чотириелектронним механізмом до води без проміжного утворення в розчині пероксиду водню. Лаккази є ферментом, що здійснює чотириелектронне відновлення кисню при використанні, як донорів, різних ароматичних амінів і фенолів. В активний центр ферменту входять чотири іони міді, що здійснюють координоване відновлення кисню. Відомо, що електровідновлення кисню в нейтральних або слабокислих розчинах на вугільних матеріалах протікає зі значним перенапруженням. При введенні в систему лаккази в незначних кількостях (10^{-9} М) було відмічено суттєве зміщення стаціонарного потенціалу в область позитивних значень і прискорення електровідновлення кисню. Ефекти, які спостерігались, не залежать від природи електрода. Електрохімічні вимірювання проводили на електродах з сажі, пірографіта, скловуглецю або золота. Імобілізацію лаккази здійснювали адсорбційним способом безпосередньо на електроді. У присутності кисню і лаккази спостерігалася збільшення потенціалу для всіх досліджуваних електродів. Максимальне значення потенціалу +1,207 В, близьке до рівноважного потенціалу кисневого електрода, встановлювалося на електродах з сажі, які попередньо були витримані в розчині лаккази (10^{-5} М) протягом доби [4, 5].

Існує структурна концепція для пояснення процесу переносу електрона між активним центром біокомпоненту і електродом. На основі даних теоретичних розрахунків тунельного переносу електронів було отримане емпіричне рівняння, що виражає залежність між швидкістю зовнішньосферного переносу електрона і глибиною залягання активного центру біорозпізнавального компонента. Критична відстань тунельного переносу була оцінена в 1,24 нм при швидкості перенесення 10^2 с⁻¹. Інші дослідники наводять значення критичних відстаней в інтервалі 1,2-1,6 нм. На підставі аналізу експериментальних даних, представлених в роботі [3], зроблено висновок, що ті білки, які є активними в процесі прямого біоелектрокаталіза, володіють близько розташованим до поверхні білкової глобули (менше 1 нм) активним центром.

Для поліпшення умов обміну електронами між активним центром ферменту і електродом в сенсорну систему можна вводити спеціальну дифузійно-рухливу низькомолекулярну речовину, яка слугує переносником електронів. У цьому випадку відбувається так зване медіаторне перенесення електронів. До медіаторів, які забезпечують роботу біосенсорів, пред'являються наступні основні вимоги [1]: медіатор повинен швидко реагувати з відновленою формою біорозпізнавального ферменту; гетерогенні реакції за участю медіатора повинні бути оборотні; перенапруження процесу регенерації окисненого медіатора має бути низьким і не залежати від рН; медіатор повинен бути стійким як в окисненій, так і у відновленій формі; відновлений медіатор не повинен реагувати з киснем; медіатор повинен бути нетоксичним.

Адсорбція ферменту на електродах з сажі практично необоротна. Після іммобілізації електрод зберігає каталітичні властивості при відсутності лаккази в розчині. Ферментативна природа електрокаталізу була доведена специфічним інгібуванням електрокаталізу фторид- і азид-іонами, інактивацією ферменту нагріванням, зіставленням рН-залежності електрокаталітичних ефектів і каталітичної активності в реакції окиснення фероціанід-іона киснем. Таким чином, електрохімічний процес, що спостерігається, на електроді з іммобілізованою лакказою визначається реакцією чотириелектронного відновлення кисню до води. Кисневі електроди на основі іммобілізованої лаккази досить стабільні. Прямий електрокаталітичний механізм переносу електронів виявлений і досліджений для лаккази, пероксидази, гідрогенази [4, 6].

Велика група фосфорорганічних сполук виступає в ролі сильних отрут, блокуючи в центральній нервовій системі фермент ацетилхолінестеразу. За аналогічним механізмом діють більшість пестицидів. Були розроблені біосенсори для детекції такого роду сполук з необхідною високою чутливістю. Інгібітор (зарин, зоман, Vx) блокує активність ацетилхолінестерази, зрештою зменшуючи пероксидазний електрокаталітичний струм через поверхню електрода. Чутливість біосенсора доведена до 10^{-12} М нейротоксину. Один з підходів до здійснення переносу електронів між активним центром ферменту і електродом полягає у використанні для іммобілізації ферментів матриць провідникового і напівпровідникового характеру [2].

Великий клас потенційних носіїв при створенні біокаталізаторів складають органічні полімерні напівпровідники. Електропровідність напівпровідникових полімерів може змінюватися в широкому інтервалі (10^{-15} - 10^4 Ом⁻¹·см⁻¹) і наближатися до електропровідності металів. Для іммобілізації ферментів інтерес представляють принаймні два класи органічних напівпровідників.

Полімери з системою сполучених зв'язків, що володіють довгим ланцюгом сполучення. Вони мають порівняно високу електропровідність і являють собою електронно-неоднорідні системи, в яких області поліспряжень, що характеризуються «металевою» провідністю, розділені діелектричними ділянками. Перенесення електронів через діелектричні ділянки визначає загальний бар'єр транспорту електронів. Термічно оброблений поліакрилонітрил є досить добре вивченим полімерним напівпровідником. Електропровідність зразків залежить від температури термічної обробки. Носії були хімічно модифіковані окисненням концентрованою нітратною кислотою (введення нітро- і гідроксигруп), обробкою гідразином і відновленням з утворенням аміногруп. Іммобілізацію ферментів проводили на окиснених зразках термічно обробленого поліакрилонітрила після гідрогенлізу і відновлення з використанням біфункціонального реагенту – глутарового альдегіду. Цікаво відзначити, що між ступенем окиснення термічно обробленого поліакрилонітрила і активністю іммобілізованого ферменту існує певна кореляція: ємність носія до 100 мг білка на 1 г полімеру [3,].

Постановка завдання. Розглянути механізми дії та можливості застосування біосенсорів у хімічному та біохімічному аналізі, як нових аналітичних пристроїв, що використовують біологічні матеріали для детекції молекул речовини у вигляді електричного сигналу.

Викладення матеріалу та результати. Одна з найважливіших проблем, з якою зіткнулися розробники біосенсорів, стосувалася процедури іммобілізації медіатора на електроді, яка, як передбачалося, повинна забезпечити міцне утримання медіатора на поверхні електрода, щоб запобігти вимиванню його в розчин. Пошуки підходів до вирішення цієї проблеми призвели до створення концепції безреагентних амперометричних біосенсорів. В рамках цієї концепції біосенсиори – це система на основі амперометричних ферментних електродів, які генерують сигнал, пропорційний концентрації субстрату і незалежний від змісту медіатора або коферменту [1]. При цьому мається на увазі, що присутність медіатора і коферменту поблизу електрода не виключається. Таким чином, при розробці безреагентних амперометричних біосенсорів медіаторного типу виникає потреба в методах іммобілізації медіаторів, ферментів і коферментів, при яких не утруднюється їх функціонування як ефективних переносників електронів між біокомпонентом і електродом, а також зберігається висока швидкість електронного переносу [2].

Одним з ферментів, які використовуються в біосенсорах безпосередньо в якості біокатализатора або в якості мітки, є пероксидаза хрону. Пероксидаза – один з найбільш поширених ферментів, що міститься в рослинах, мікроорганізмах, тканинах тварин. Цей фермент каталізує окиснення широкого спектру органічних сполук пероксидом водню з утворенням токсичних пероксидів, що віддаляються з живих організмів. Пероксидаза являє собою глікопротеїд, що складається з поліпептидного ланцюга, формує дводоменну глобулу, і гемової простетичної групи з атомом заліза, що розташовується між доменами. Особливістю процесів пероксидазного каталізу є утворення ряду спектрофотометрично помітних комплексів. У реакції пероксидазного окиснення, крім пероксиду водню, як окиснювача (першого субстрату) можуть виступати органічні субстрати – алкілгідропероксиди, пероксибензолні кислоти та ін. По відношенню до другого субстрату пероксидаза виявляє меншу специфічність, тому цілий ряд електронодонорних сполук можуть використовуватись в якості субстратів пероксидази та бути основою детектуючих систем в методах аналітичної біохімії та клінічної медицини [8, 9].

Біосенсиори з іммобілізованою пероксидазою хрону можуть бути використані в першу чергу для визначення субстрату пероксидази – пероксиду водню. Ця задача досить актуальна: існує потреба в аналізах біологічних рідин та інших розчинів для визначення пероксиду водню внаслідок його ключової ролі в різних процесах, що протікають в людському організмі і в навколишньому середовищі.

Є приклади використання нативної пероксидази хрону в прямих безмедіаторних біосенсорах. Показано можливість розвитку процесу прямого електронного переносу на поверхні електродів з графіту, золота і платини з іммобілізованим шаром пероксидази хрону. Описано біосенсиори з пероксидазою хрону, що іммобілізована на графітових електродах, для визначення фенолу і його похідних. Феноксильні радикали, що утворюються при ферментативному окисненні похідних фенолу в присутності пероксиду водню, можуть бути відновлені електрохімічно; струм відновлення пропорційний їх концентрації в розчині. Потенціал, при якому відбувається електрохімічне відновлення феноксильних радикалів, залежить від електронодонорних властивостей замісника в

молекулі похідного фенолу. Висока чутливість методу була досягнута при визначенні 2-аміно-4-хлорофенола ($85 \text{ нА/см}^2 \cdot \text{мкМ}$) і 4-хлор-3-метилфенола ($14 \text{ нА/см}^2 \cdot \text{мкМ}$) [10].

Пероксидазу хрому використовували в амперометричних біосенсорах для визначення загального рівня біогенних амінів, які є нейромедіаторами. Межа виявлення серотоніну склала 17 нг/мл , час відгуку сенсора $0,5 \text{ с}$, при цьому не була потрібна попередня обробка зразків [3].

Важливим напрямком у розвитку ферментативних методів аналізу є використання спряжених реакцій, що каталізуються різними ферментами. Використовуючи спряжені реакції, можна істотно підвищити чутливість аналізу, а також спростити детектування речовини, що визначається. У біосенсорах, заснованих на використанні спряжених систем, на поверхні електродів іммобілізують спільно два різних ферменти; кінцеві продукти реакції визначають електрохімічними методами [10].

Більшість ферментів-оксидаз каталізують окиснення різних речовин з утворенням пероксиду водню. Пряме електрохімічне детектування H_2O_2 часто утруднене через високе значення необхідного потенціалу, яке може привести до окиснення інших сполук, що заважають визначенню пероксиду, наприклад аскорбата. Однак пероксид водню може бути визначений електрохімічно з використанням пероксидази як біокаталізатора для хімічного відновлення H_2O_2 . На основі спряжених поліферментних систем розроблено ряд біосенсорних пристроїв для визначення L-амінокислот, глюкози, лактату, оксалату та інших сполук. Класичним прикладом таких пристроїв є біосенсиори для визначення глюкози. У цих біосенсорах на поверхні електродів спільно іммобілізовані глюкозооксидаза і пероксидаза. Окиснення глюкози супроводжується утворенням пероксиду водню, ферментативне відновлення якого за участю пероксидази детектується електрохімічно. Описане спільне використання цієї біферментної системи, яку наносили на електроди, виготовлені із золотих нанотрубок, модифікованих меркаптоетиламіном. В якості медіатора використовували гідрохінон. Порівняльні визначення глюкози на електродах з ферментами, іммобілізованими у моношарі і на двох шарах нанотрубок, показали переваги електродів, що працюють при накладенні негативного потенціалу ($-0,2 \text{ В}$) [1, 11].

Принцип спільної іммобілізації глюкозооксидази і пероксидази реалізований також в біосенсорах для визначення кількості цукру в грейпфрутовому соку і в білому вині, межа виявлення глюкози $4,37 \text{ мкмоль/дм}^3$. В якості медіатора використовували фероціанід калію [2].

Описано амперометричний біосенсор з електродом, поверхня якого модифікована двома ферментами – холестериноксидазою і пероксидазою, для визначення холестерину. В якості медіатора використовували фероцен [4].

Розроблено спосіб визначення нонілфенолу за допомогою амперометричного біосенсора. На поверхні електродів, отриманих методом трафаретного друку, іммобілізовані специфічні антитіла до нонілфенолу і пероксидази хрому. Принцип визначення заснований на прискоренні окиснення медіаторів пероксидази (метиленовий синій, гідрохінон, йодид калію) у присутності нонілфенолу. Межа виявлення нонілфенолу 10 мкг/л [8].

Висновки та напрямок подальших досліджень. Біосенсиори як нові аналітичні пристрої, що дозволяють отримувати і переробляти експрес-інформацію про хімічний склад тих чи інших об'єктів, знаходяться на початку свого розвитку. Можна очікувати істотного внеску цих біоелектронних пристроїв у підвищення якості медичних аналізів, контролю технологічних процесів, оцінки якості харчових продуктів і навколишнього середовища. В даний час потреба в біосенсорах величезна, оскільки вони не вимагають складного або коштовного обладнання, можуть використовуватися в польових умовах і навіть бути імплантовані в людський організм для безперервного моніторингу різних біологічно активних сполук. Для розширення аналітичних можливостей електрохімічних біосенсорів ведуться роботи з удосконалення методів іммобілізації біокомпоненту на електроді, з мініатюризації сенсорних елементів, щодо збільшення стабільності біочутливих елементів. Основне обмеження використання біосенсорів в галузі медицини та охорони навколишнього середовища пов'язане з необхідністю застосування одного типу сенсора для визначення тільки однієї сполуки. Застосування клітинних біосенсорів досить різноманітні. Створені біосенсиори для селективного визначення фенолів, проліну, глутаміну, тирозину, молочної та аскорбінової кислот, глюкози. Цікаві можливості пов'язані з аналізом сульфат-іона, іону-амонію, монометилсульфата. Унікальні можливості забезпечують клітинні біосенсиори для експрес-аналізу якості води та стічних вод.

Список літератури

1. **Варфоломеев С.Д.** Биосенсоры // Соросовский образовательный журнал. – 1997. – № 1. – С. 45-49.
 2. **Ермолаева Т.Н.** Пьезокварцевые биосенсоры для анализа объектов окружающей среды, пищевых продуктов и для клинической диагностики / Т.Н. Ермолаева, Е.Н. Калмыкова // Рос. хим. ж. – 2008. – Т. 52, № 2. – С. 17-29.
 3. **Медянцева Э.П.** Амперометрические L-цистеиндисульфидразные биосенсоры на основе модифицированных графитовых печатных электродов для определения антидепрессантов / Э.П. Медянцева, Д.В. Брусницин // Учен. зап. Казан. ун-та. – 2013. – Т. 115, кн. 2. – С. 51-65.
 4. **Петрухин О.М.** Сенсоры в аналитической химии / О.М. Петрухин, О.О. Максименко // Рос. хим. ж. – 2008. – Т. 52, № 2. – С. 3-6.
 5. **Grieshaber D.** Electrochemical biosensors-Sensor principles and architectures // Sensors. – 2008. – Vol. 8, N 3. – P. 1400-1458.
 6. **Fritz J.** Cantilever biosensors // Analyst. – 2008. – Vol. 133, N 7. – P. 855-863.
 7. **Shao Y.** Graphene based electrochemical sensors and biosensors: a review // Electroanalysis. – 2010. – Vol. 22, N 10. – P. 1027-1036.
 8. **Преснова Г.В.** Электрохимические биосенсоры на основе пероксидазы хрена / Г.В. Преснова, М.Ю. Рубцова // Рос. хим. ж. – 2008. – Т. 52, № 2. – С. 60-65.
 9. **Yogeswaran U.** A review on the electrochemical sensors and biosensors composed of nanowires as sensing material // Sensors. – 2008. – Vol. 8, N 1. – P. 290-313.
 10. **Пономарева О.Н.** Бактериальные биосенсоры для экологического мониторинга углеводородов нефти // Известия Тульского гос. ун-та. – 2010. – Вып. 2. – С. 273-280.
 11. **Wang J.** Electrochemical glucose biosensors // Chemical reviews. – 2008. – Vol. 108, N 2. – P. 814-825.
- Рукопис подано до редакції 16.02.14
УДК 658.011.56

В.А. КОНДРАТЕЦ, канд. техн. наук., проф., А.Н. МАЦУЙ, канд. техн. наук, доц.
Кировоградский национальный технический университет

ИССЛЕДОВАНИЕ ДИНАМИКИ ПУЛЬПЫ В УЛИТКОВОМ ПИТАТЕЛЕ ПРИ ИЗМЕЛЬЧЕНИИ ПЕСКОВ МЕХАНИЧЕСКОГО ДВУХСПИРАЛЬНОГО КЛАССИФИКАТОРА

Установлено, что изменение уровня пульпы в приемном устройстве улиткового питателя представляет собой стационарный случайный процесс, интенсивность которого различна по его ширине и возрастает с уменьшением уровня. Длительность участков с неизменным значением уровня пульпы сокращается с его уменьшением. Они не являются строго фиксированными по длине реализации, которая равна 1,56 с.

Проблема и ее связь с научными и практическими заданиями. Две третьих рудного сырья черной металлургии Украины составляют продукты обогащения. Значительная часть из них измельчается в циклах с двухспиральным классификатором, пески которого перерабатывает шаровая мельница, несущая основную нагрузку. Из-за отсутствия средств автоматической стабилизации разжижения пульпы в мельнице, она работает с неполной отдачей, перерасходуя электрическую энергию, шары и футеровку, снижая производительность по готовому продукту. Это не соответствует основным положениям Государственной научно-технической программы «Ресурсосберегающие технологии нового поколения в горнометаллургическом комплексе». Учитывая это, тема статьи, которая посвящена решению задач автоматизации разжижения пульпы в мельницах при измельчении песков механического двухспирального классификатора, является актуальной. Материалы данной публикации получены при выполнении научно-исследовательской темы «Система компьютерной идентификации соотношения твердое/жидкое при измельчении песков классификатора» (государственный регистрационный номер 0107U005470).

Анализ исследований и публикаций. В автоматизацию измельчения руд значительный вклад сделали работы ученых: Азаряна А.А., Барского Л.М., Бунька В.А., Воронова В.А., Гринмана И.Г., Качана Ю.Г., Козина В.З., Кочуры Е.В., Марюты А.Н., Моркуна В.С., Назаренка М.В., Поркуян О.В., Процута В.С., Тихонова О.Н., Тропа А.Е., Хорольского В.П., Ватсона Д., Гилберта Д., Линча Л. и др. Однако их работы в основном посвящены автоматизации мельниц с циркулирующей нагрузкой, которые невозможно адаптировать к условиям измельчения песковой нагрузки. Предложенное средство [1], как было установлено, может забиваться