

Биоелектрохемиски сензори

Хемиски сензор претставува мал уред за директно определување на некој аналит во определен примерок. Во идеален случај, хемискиот сензор треба да е способен да работи континуирано и репродуцибилно, а при тоа да не го уништува примерокот. Сензорот треба да работи без посебна подготовка на примерокот. Хемиските сензори се состојат од дел кој е само преносник на определен мерен сигнал кој може да се нарече *трансдуктор* (анг. *transduction element*), којшто е обложен со хемиски или биолошки слој, со задача да го „препознае“ аналитот. Овој слој реагира со испитуваниот аналит; промените предизвикани од хемиската реакција преку трансдукторот се претвораат во електричен сигнал.

Денес, развојот на хемиски сензори е една од најбрзорастечките области во аналитичката хемија. Електрохемиските сензори претставуваат важна класа во големото множество на хемиските сензори. Во електрохемиските сензори, *електродата* се користи како *трансдукциски елемент*. Електрохемиските сензори се во суштина најважните хемиски сензори воопшто; имат постигнато високо ниво на комерцијализација и наоѓаат широка примена во клинички анализи, индустриски анализи, анализи од животна средина и земјоделството. Научната дисциплина на сензорите има интердисциплинарна природа и нејзиниот напредок зависи од развојот на повеќе научни области.

Електрохемиски биосензори

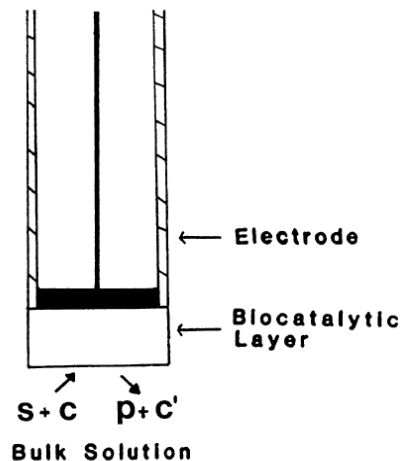
Електрохемиските биосензори ја користат високата осетливост на електрохемиските техники со селективноста на биолошките (најчесто ензимските) процеси. Основната цел е со помош на биохемиски реакции да се произведе електричен сигнал кој е пропорционален на концентрацијата на испитуваниот аналит. За оваа цел, биоспецифичниот реагенс е имобилизиран на погодна електрода, при што специфичната биохемиска реакција помеѓу реагенсот (ензимот) и аналитот се претвара во квантитативен амперометриски или потенциометриски сигнал (анг. *response*). Во зависност од природата на

биохемиската реакција, електрохемиските биосензори може да се поделат во две поголеми групи: *биокаталитички сензори* (користат ензими, клетки или ткива) и *афинитетни (сродни) сензори* (користат антитела, мембрански рецептори или нуклеински киселини) имобилизирани на некоја електрода.

Ензимиски електроди

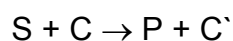
Ензимите се протеини кои ги катализираат хемиските реакции во живите организми. Овие катализатори се многу ефикасни и многу селективни кон одредени супстрати, односно кон одредени видови на биохемиски реакции. Ензимските електроди се приготвуваат со поврзување (имобилизација) на слој од ензим со соодветна електрода. Овие електроди кои се основа за изработка на електрохемиските биосензори наоѓаат широка примена за определување на различни супстрати (аналити) во клинички примероци, примероци од животната средина, храна, итн.

Функционирањето на една ензимската електрода е шематски илустрирано на сл. 1.

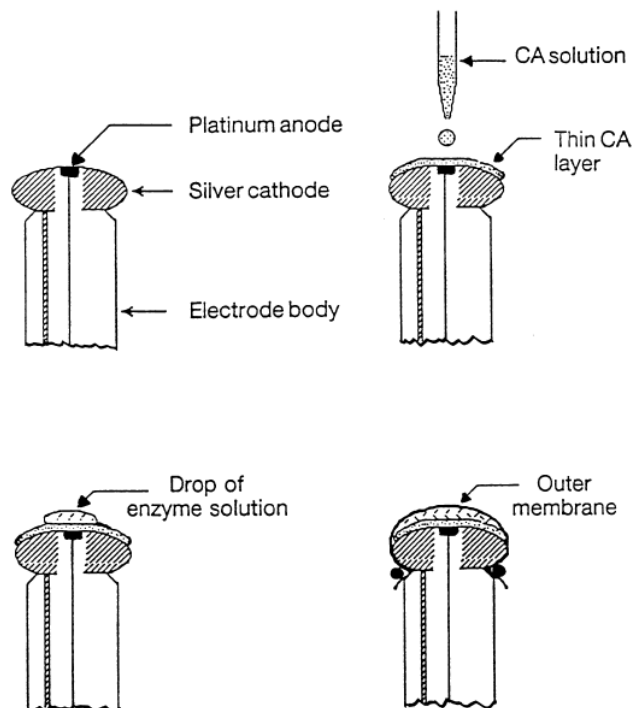


Сл.1 Ензимска електрода со биокаталитички слој од некој ензим имобилизиран на електрода која е трансдуктор.

Слојот на имобилизиран ензим е избран да ја катализира реакцијата која генерира или троши супстанции што може електрохемиски да се детектира:



Во оваа реакција S е супстрат, а C е кореактант, додека P и C' се нивните соодветни продукти. Изборот на електродата зависи главно од избраниот ензимски систем. На пример, за ензими од типот оксидази или дехидрогенази кои генерираат водородпероксид или NADH, погодни се електроди на кои може лесно да се оксидираат водородпероксидот или NADH. Вакви системи се основа за развој на т.н. *амперометриски сензори*, каде се мери јачината на струјата. Додека при користење на ензимски системи кои генерираат промена на pH, погодни се електроди кои се осетливи на промена на pH; тоа се *потенциометриски сензори* (види глава 1). Ако пак се користи ензимски систем од групата на декарбоксилази, тогаш ќе бидат искористени потенциометриски електроди осетливи на концентрацијата на генерираниот CO₂.



Сл.2 неколку фази во подготовка на амперометриска ензимска електрода со имобилизација на ензимот преку заробување меѓу внатрешна (целулоза ацетат) и надворешна (колаген) мембрана на површината од електродата.

Ефикасноста на ензимските електроди делумно зависи од имобилизацијата на ензимскиот слој. Од суштинска важност е да се воспостави директен контакт помеѓу ензимот и електродната површина, а при тоа да се одржи ензимската активност и неговата стабилност, односно да не дојде до денатурација на ензимот. Можат да се искористат неколку различни физички и

хемиски постапки за имобилизација. Во наједноставен случај се врши „заробување“ на раствор на ензим помеѓу електрода и некоја пропустлива мембрана. Мембраната може да биде составена од некој полимер кој електрохемиски е синтетизиран на електродната површина (електрополимеризација).

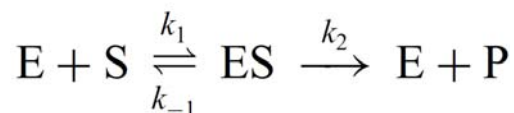
На сл. 2 е прикажана едноставна имобилизација на ензим со помош на филм од целулозаацетат (означен со СА) и колагенска или поликарбонатна мембрана нанесени на врвот од амперометриски сензор. Ензимот може да се се имобилизира на електродата и со ковалентно поврзување со електродната површина. При тоа, може да се користат и медијатори (сврзувачки агенси) кои ќе го премостат поврзувањето на ензимот. За оваа цел може да се користат глутаралдехид, амиди, монослоеве на тиоли, итн. (глава 4 од *Електрохемиски методи во биохемиската анализа*). Други корисни постапки за имобилизација на ензим се внесување на ензимот во ватрешноста на густ слој од гел, нискотемпературно инкапсулирање во филмови добиени со т.н. сол-гел постапка, адсорпција на графитна површина, мешање на ензимот во графитна паста, или електрохемиска кодепозиција на ензимот и метални честици (Pt, Rh) со каталитички својства. Последниот вид на имобилизација е погоден за нанесување на ензимот на минијатурни површини кои може да се користат како сензори.

Во процесот на електрополимеризација, ензимот се инкорпорира во структурата на полимерниот филм, во текот на растењето на филмот, или пак, најпрво ензимот хемиски се врзува за мономерот пред отпочнување на полимеризацијата. Мешањето на ензимот со графитна паста е многу погодно и едноставно за рутинска примена, бидејќи овозможува во вкупната смеса да се внесуваат и други супстанции, како што е кофакторот на ензимот, да се додаваат разни медијатори итн. Покрај ова, во графитната паста доаѓа до директен контакт помеѓу графитните зрна и ензимот, што ја подобрува осетливоста на електрохемискиот сензор.

Процесот на имобилизација може да го промени однесувањето на ензимот (споредено со неговото однесување во хомоген раствор). На пример, параметрите кои се оптимални за функционирање на ензимот (оптимална температура, pH, максимална брзина итн.), може да се променат кога ензимот е

имобилизиран. Мерниот сигнал добиен со ензимски електроди зависи од многу променливи. Изучувањето на механизмот на електродните реакции може многу да помогне во подобрување на нивните карактеристики.

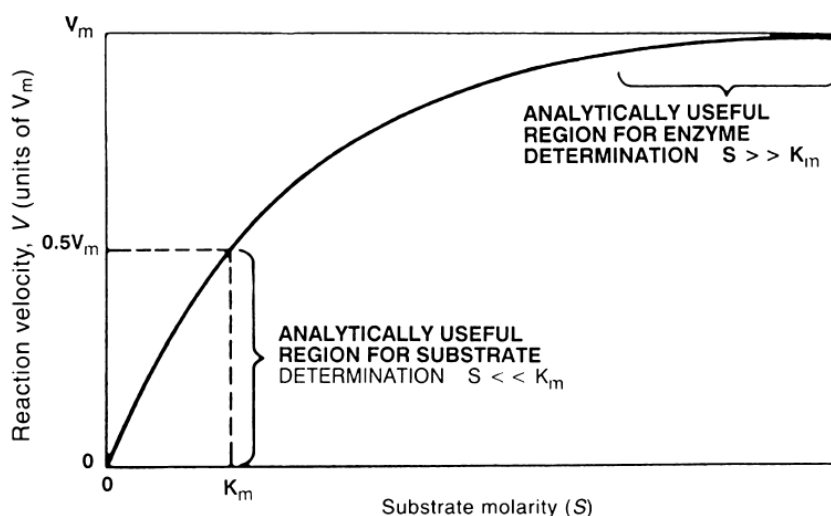
Ензимската реакција која вклучува еден супстрат може да се формулира со следниве реакции:



Во овој механизам, супстратот S се сврзува со ензимот E, при што се формира интермедиерен комплекс ES, кој последователно преминува во финален продукт P, ослободувајќи го ензимот. При константна концентрација од ензимот, брзината v на ензимски-катализираната реакција е дадена со Michaelis-Menten равенката:

$$v = v_m [S] / (K_m + [S])$$

каде K_m е Михаелис-Ментенова константа (Michaelis-Menten) и v_m - максимална брзина на реакцијата. Параметарот K_m е концентрација на супстратот за која брзината на ензимската реакција е еднаква на половина вредност од максималната брзина v_m . При конструкцијата на ензимските електроди пожелно е да се добие највисока вредност за v_m и најниска за K_m . Слика 3 ја покажува зависноста на брзината на реакцијата од концентрацијата на супстратот, на која може да се види и значењето на параметрите K_m и v_m .



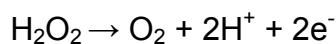
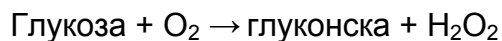
Сл.3 Зависност на брзината на ензимски катализирана реакција од концентрацијата на супстратот (на константно ниво на ензимски активитет)

Почетната брзина расте пропорционално со концентрацијата на супстратот; во услови на значителен вишок на супстрат, брзината на ензимската реакција зависи само од концентрацијата на ензимиот, а не од концентрацијата на супстратот. Оттука, се очекува закривување („заситување“) на калибрационата крива во однос на концентрацијата на супстратот, за вредности на концентрацијата поголеми од K_m . Колку што е вредноста за K_m помала, толку е осетливоста на ензимската електрода поголема. Но, со тоа и линеарниот концентрациски интервал на електродата е помал. Во пракса, линеарниот интервал може значително да ја надминув концентрацијата која соодветствува на K_m , бидејќи концентрацијата на супстратот околу електродата е најчесто помала отколку онаа во внатрешноста на растворот. Нивото на косупстрат (кореактант) може исто така да влијае на линеарниот интервал. Подобра осетливост и поголем линеарен опсег може да се постигне со комбинирање на две или повеќе ензимски реакции во последователни или циклични, каталитички механизми.

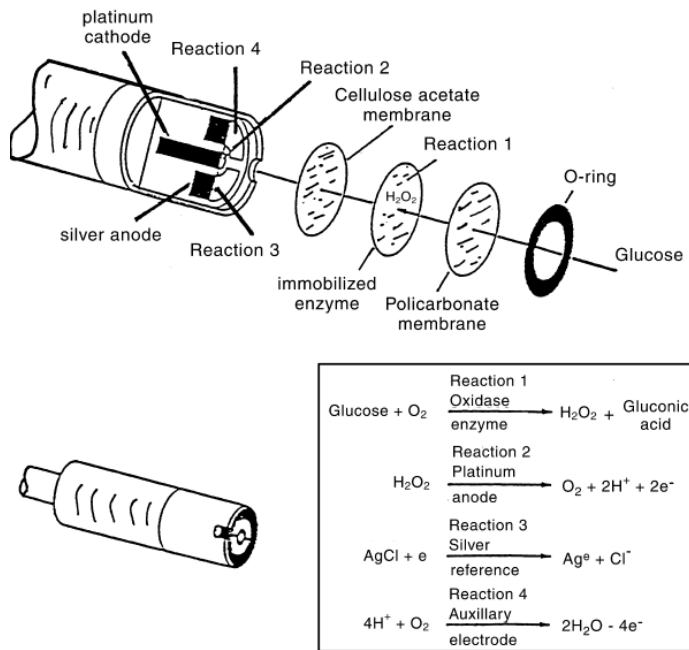
Ензимски електроди со аналитичка важност

Електрохемиски сензори за глукоза

Определувањето на глукоза во крвта игра важна улога во дијагностицирање и терапија на дијабетисот. Електрохемиските биосензори за глукоза играат клучна улога во овој процес. Глукозниот амперометриски сензор развиен од Updike и Hicks е прв пример за ензимска електрода. Електродата се приготвува со имобилизирање на глукоза оксидаза (GOx) помеѓу полиуретан и полупропустливи мембрани на платинска работна електрода (сл. 4). Во ензимската реакција се ослободува водород пероксид, кој се мери амперометриски на платинската површина:



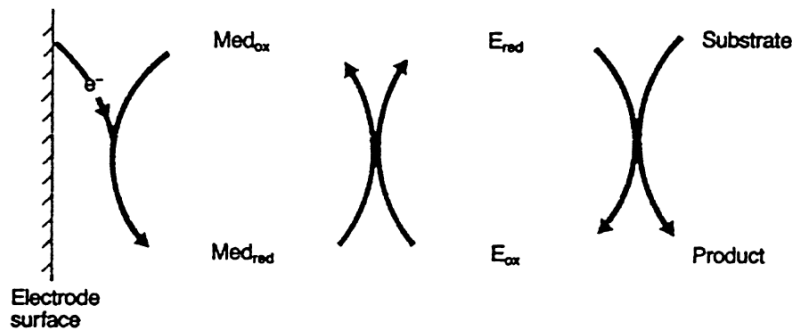
Повеќето слоеви од мембрани (сл. 4) го подобруваат набљудувањето со кислород на системот и ги минимизираат интерференции со другите компоненти на крвта кои може да генерираат водород пероксид. Ензимската реакција може да се следи и преку мерењето на потрошувачката на кислородот, кој е кофактор во ензимската реакција.



Сл. 4. Шематски приказ на “првата генерација” глюкозен биосензор.

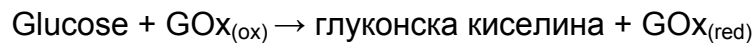
Подобрувањата на перформансите на овој систем може да се постигнат со замена на кислородот со некој друг нефизиолошки (синтетички) електрон-акцептор, кој ќе биде способен да ги преземе електроните од флавинскиот редокс центар на ензимот глюкоза оксидаза и да ги пренесе до површината на работната електрода. Глюкоза оксидазата (и други ензими од класата на оксидоредуктази) директно не ги трансферираат електроните до соодветната електрода (трансдуктор), бидејќи нивниот редокс центар е опкружен со густа мрежа од аминокиселини.

Како резултат на користењето вештачки редокс медијатори, работата на овој сензор може да биде независна од концентрацијата на кислород во системот (која често варира во текот на мерењето од различни причини). Така, амперометриското мерење може да биде изведено при пониски електродни потенцијали, а со тоа да се избегнат и интерференциите од некои странични електродни реакции (сл. 5).

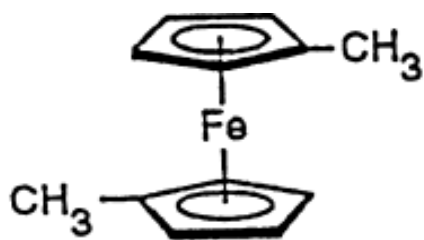


Сл.5 “Втора генерација” на ензимска електрода: шема на електродниот механизам со учество на медијатор.

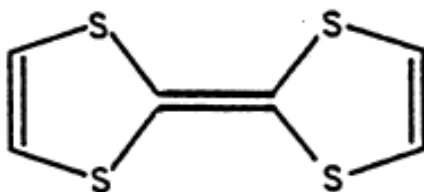
Многу органски и органометални редокс активни соединенија може да се користат како ензимски медијатори. Неколку примери се прикажани на сл. 6. Фероценските деривати (сл. 6а) се многу успешни за пренос на електрони од глюкоза оксидаза до електродата преку следнава шема:



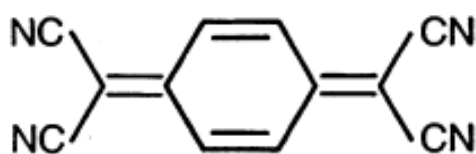
каде $\text{M}_{(\text{ox})}$ и $\text{M}_{(\text{red})}$ се оксидираната и редуцираната форма на медијаторот. Со помош на овој редокс механизам е развиен модерниот сензор за глюкоза со големина на пенкало, што е наменет за лична употреба за мерење на глюкозата во крв, при што за анализа се користи само една капка крв. Во овој сензор се користат ленти од поливинил хлорид на кои е нанесен тенок филм од графитна паста која игра улога на електрода (анг. *scrin - printed electrode*). Пастата во себе го содржи ензимот и медијаторот (сл. 7). Неопходното време за анализа е околу 30 секунди. Сензорот е амперометриски и работи преку мерење на јачината на струјата.



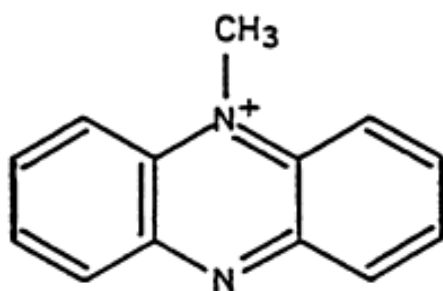
(a)



(b)

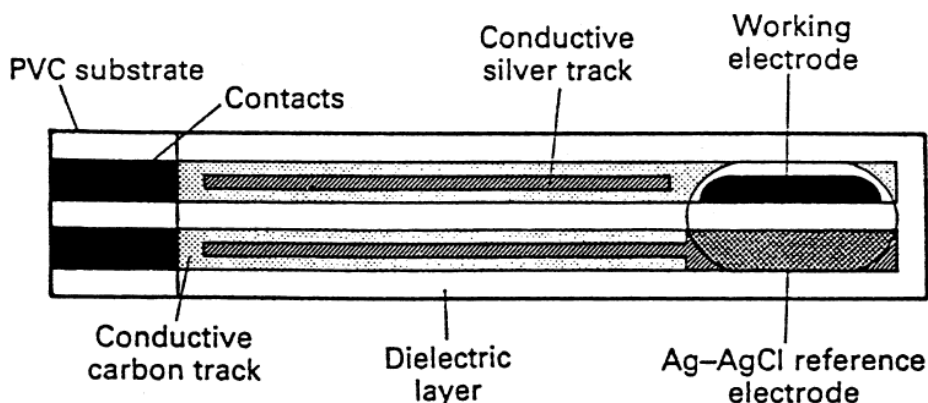


(c)



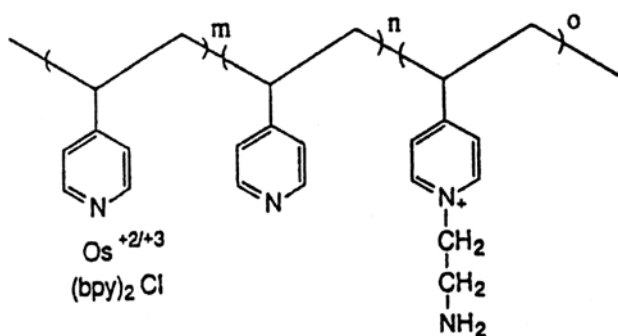
(d)

Сл. 6. Хемиска структура на некои општи редокс медијатори: (a) диметил фeroцен; (b) тетратиофулвален; (c) тетрацијанохинодиметан; (d) *Meldola Blue*



Сл.7. Шематски приказ на сензор за глюкоза со лента за еднократна употреба.

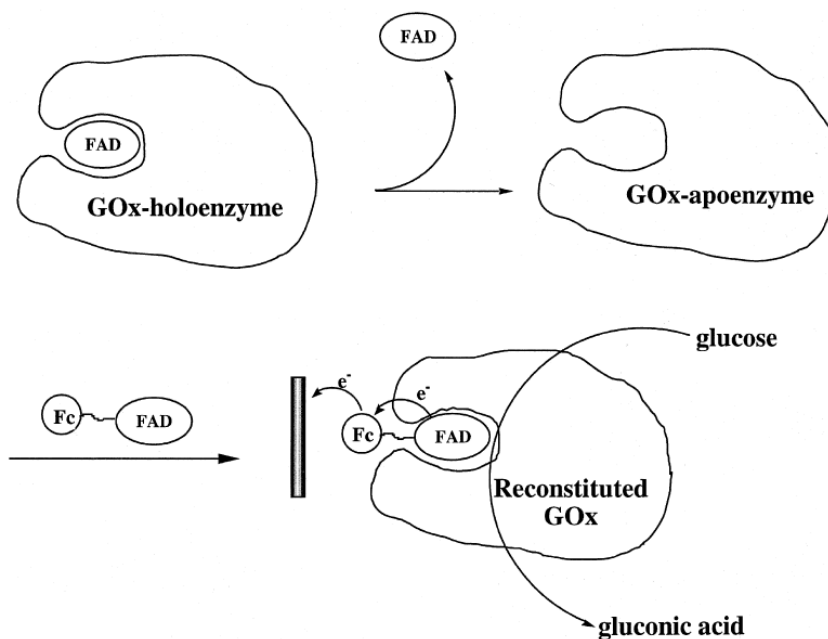
Други класи медијатори погодни за интеракција со глюкозаоксидазата се хинонските деривати, комплекси на рутениум, фироцијаниди, деривати на фенотиазин, како и некои органски соли кои поседуваат електрична спроводливост (особено тетратиофулвален тетрацијанохинондиметан, TTF-TCNQ). Друг елегантен начин за комуникација на ензимот со електродата е со помош на полимер кој содржи голем број на редокс активни центри, како што е поливинилпиридинот кој содржи ковалентно поврзани бипиридил комплекси на осмиум (сл. 8).



Сл. 8. Структура на редокс активен полимер кој е нанесен на електродата (трансдукторот) и во својата структура го опфаќа ензимот глюкоза оксидаза.

Овој полимерен ланец е доволно флексибилен за да се намота околу ензимската молекула. На овој начин се формира тродимензионална мрежа од редоксполимер и ензим која многу ефикасно разменува електрони со електродата. Друг софистициран начин за подобрување на електронската

комуникација помеѓу ензимот и електродата е со реконструкција на ензимската структура (сл. 9). За оваа цел, најпрво се изведуваат хемиски реакции кои ќе го отстранат активниот флавински центар од ензимската структура. Потоа, флавинскиот комплекс се поврзува со редокс медијаторот (пр. дериват на фироцен), а потоа, флавинскиот центар заедно со медијаторот се внесуваат повторно во ензимската структура. Со ова се постигнува извонредна осетливост на сензорот, но постапката за реконструкција на ензимот не е едноставна.

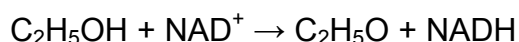


Сл. 9. Реконструкција на активниот центар на глюкозаоксидазата и негово ковалентно поврзување со дериват на фироценот.

Со развојот на сензорот за глюкоза се очекува да се произведат уреди во вид на игла кои ќе овозможат континуирано следење на нивото на глюкоза во крвта, што е од особена важност за контрола на дијабетисот. Во иднина се очекува овие уреди да бидат поврзани и со друг уред во организмот кој ќе може по потреба да ослободува глюкоза во крвта во услови на хипогликемија (вештачки панкреас).

Сензори за етанол

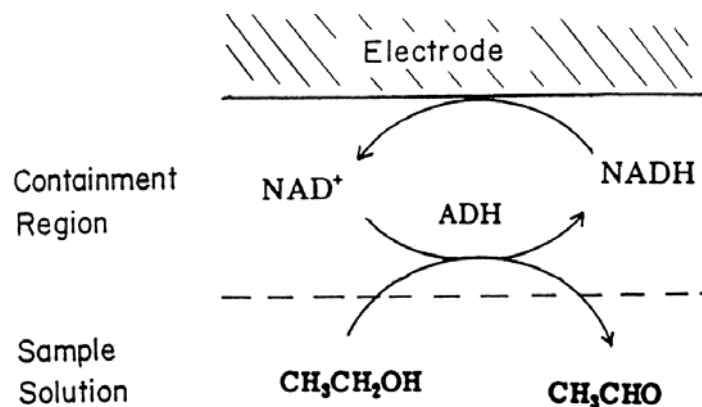
Сензорите за етанол се од големо значење за различни научни области. Ензимската реакција на етанол со кофактор никотинамидаденин динуклеотид (NAD^+), во присуство на ензимот алкохол дехидрогеназа (ADH) е основа за развој на амперометриските сензори за мерење на етанол:



За изработка на овие сензори се врши коимобилизација на ADH и NAD^+ врз површината од различни јаглеродни или платински електроди (сл. 10). При тоа, NADH се оксидира до NAD^+ и се мери соодветната анодна струја:



Треба да се спомне дека електродната реакција на оксидацијата на NADH е спор процес и потребен е висок наднапон. За надминување на овој проблем, често се користат редокс медијатори кои посредуваат помеѓу електродата и NADH.



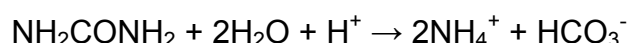
Сл. 10. Принцип на работа на амперометриски сензор за етанол.

Ефикасни редокс медијатори за оваа намена се феноксазин, мелдолаблу, деривати на фенотиазин, итн. Овие редокс медијатори се погодни и за многу други бисензори кои користат ензимите од класата на дехидрогенази. Аналитичкото одредување на алкохол исто така може да се оствари и во

присуство на ензимот алкохол оксидаза, преку електрохемиска детекција на ослободениот водород пероксид.

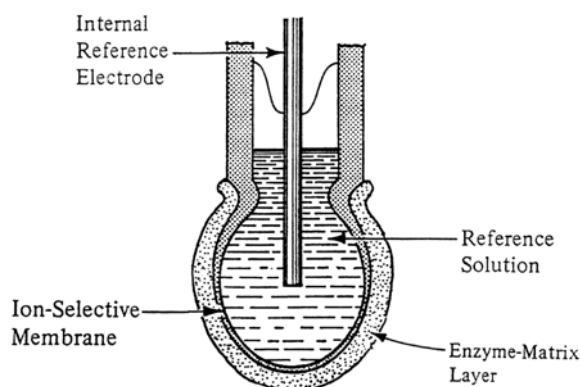
Сензори за уреа

Уреата (NH_2CONH_2) е физиолошки важната супстанца. Електрохемискиот сензор за нејзино определување се заснова на следнава каталитичка реакција во која учествува ензимот уреаза:



Сензор претставува амониум јон-селективна електрода обложена со гел во кој се наоѓа ензимот уреаза (сл. 11). Амониум јоните што се резултат на ензимската реакција се детектираат после 30-60 секунди преку мерење на потенцијалот на јон-селективната електрода. Истовремено, промената на концентрацијата на протоните може да се измери со стаклена рН електрода или со друга рН електрода. Како и што се очекува од потенциометриските мерења, потенцијалот треба да е линерна функција од логаритамот на концентрацијата на уреата во испитуваниот раствор.

Покрај ова, развиени се и многу други ензимски сензори (електроди). Дел од нив се прикажани во табелата 1. Понатамошниот напредок во ензимската технологија, а особено изолацијата на нови и постабилни ензими, би требало да го зголеми развојот на нови биоаналитички сензори.



Сл. 11. Електрода за мерење на уреа, конструирана со имобилизација на ензимот уреаза врз амониум јон-селективна електрода.

Биосензори за токсини (ензим инхибитори)

Ензимските афектори (инхибитори и активатори) кои влијаат на брзината на биоакаталитичката реакција може електрохемиски да бидат определувани. Развиени се осетливи методи за одредување на органофосфатни и карабаматни пестицити, респираторни отрови како што се цијанидте и азидте, или некои токсични метални јони со употреба на ензимите ацетилхолинестераза, рен-пероксидаза и тирозиназа. Определувањето на концентрацијата на токсинот обично се врши преку мерење на опаѓањето на електрохемискиот одговор во кој учествува ензимот, чија активност е инхибирана од соодветниот токсин. Најчесто, во овие ензимски реакции краен продукт е водород пероксидот чија електродна оксидација резултира со електрохемиски мерен сигнал.

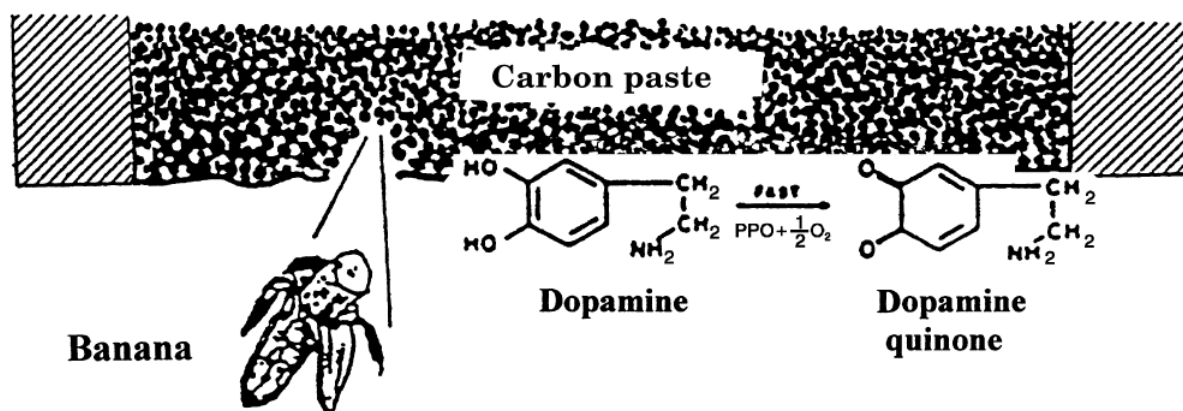
Табела 1. Најчесто употребувани ензимски електроди

Measured Species	Enzyme	Detected Species	Type of sensing	Reference
Cholesterol	Cholesterol oxidase	O ₂	Amperometric	23
Creatinine	Creatinase	NH ₃	Potentiometric gas sensing	24
Lactate	Lactate dehydrogenase	NADH	Amperometric	25
	Lactate oxidase	H ₂ O ₂	Amperometric	26
Penicillin	Penicillinase	H ⁺	Potentiometric	27
Phenol	Tyrosinase	Quinone	Amperometric	28
Salicylate	Salicylate hydroxylase	CO ₂	Potentiometric gas sensing	29
Uric acid	Uricase	CO ₂	Potentiometric gas sensing	30

Сензори што користат ткива и бактерии

Малата стабилност на изолираните ензими како и фактот што некои ензими се многу скапи (дури и недостапни како чисти супстанции), ја наложува употребата на клеточен материјал (растителни ткива, бактерии, итн.) како извори на ензимска активност. На пример, банана која е богата со полифенолоксидаза, може да се употреби за добивање на високосензитивен електрохемиски сигнал за определување на допамин (се разбира, ткивото на

бананата предходно треба да се обработи и да се измеша со т.н. јаглеродна паста).



Сл. 12. Смеса на ткиво на банана со јаглеродна паста искористена како сензор за допамин (PPO = полифенол оксидаза).

Ваков вид на биокаталитички електроди функционираат на ист начин како и конвенционалните ензимски електроди бидејќи ензимите присутни во ткивата или клетките произведуваат или конзумираат определени супстанции.

Друга интересна група на сензори се базираат на имобилизација на микроорганизми на различни електроди. Испитуваниот аналит најчесто има влијание врз респираторната активност на микроорганизмите, што резултира со зголемување на површинската концентрација на електроактивните метаболити (на пр. кислород), кои можат да бидат детектирани со помош на електродата на која се имобилизирани микроорганизмите.

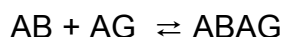
Афинитетни биосензори

Афинитетните сензори ја користат селективната интеракција на одредени биомолекули (пр. антитела, рецептори или полинуклеодити) со аналитот кој игра улога на лиганд, при што се формираат соединенија наречени адукти. Биомолекуларниот процес на препознавање главно е резултат на софпаѓање во формата и големината на рецепторното место и аналитот. Овие процеси главно зависат од термодинамичките параметри на реакцијата (спротивно на кинетичката контрола застапена во биокаталитичките системи). Високата специфичност и афинитет на овие боихемиски реакции доведува до

високо селективни и сензитивни апарати. Како што ќе биде покажано подолу, електрохемиските трансдуктори се многу корисни за детекција на овие интеракции помеѓу молекулите. Овие апарати се засноваат на мерење на електрохемискиот сигнал кој потекнува од процесите на интеракција. Другиот вид на интеракција, хибридизација на две комплементарни DNA нишки, може да се употреби за секвенционално-сензитивно биосензорно следење на DNA. Ова детектирање на специфични DNA секвенци, иако се уште е на самиот почеток од развојот, се очекува да овозможи дијагностицирање на инфективни и генетски заболувања.

Имуносензори

Повеќето афинитетни биосензори користат имунолошки реакции вклучувајќи го препознавањето на антигенот (AG) од страна на антителото (AB), преку формирањето на антитело/антиген (AB/AG) комплекс:

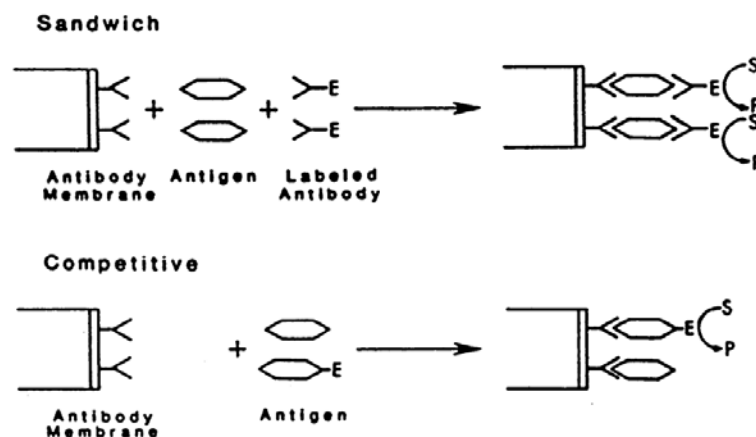


Антителото претставува глобуларен протеин произведен од страна на организмот со цел да се поврзе со туѓи молекули во организмот (наречени антигени) и на тој начин ги обележува за елиминирање и исфрлање од организмот. Големата селективност на антителата се заснова на стереоспецифичноста на активниот центар за антигенот и се карактеризира со висока константа на поврзување (од 10^5 до 10^9 L mol^{-1}).

Електрохемиските имуносензори се предмет на голем интерес во електрохемијата во последниве години. Овие сензори се базираат на обележување на антителото (или антигенот) со специфичен ензим кој во реакција со некој супстратот произведува електроактивен продукт кој може амперометриски (или потенциометриски) да се детектира. Ензимските имуносензори, може да бидат од *компетитивен* или *сендвич* вид (Слика 13). Кај компетитивниот тип на имуносензори, пробата што го содржи антигенот (аналитот) е во конкуренција со ист таков антиген кој е поврзан со ензим (антиген обележан со ензим). Овие два облици на антиген (слободен и обележан со ензим) се во конкуренција за поврзување со активниот центар на антителото кое е имобилизирано на сензорот. После завршувањето на

реакцијата, сензорот се промива со раствор во кој се содржи супстрат со којшто може да реагира ензимот искористен за обележување, и при тоа се произведува супстанца која може електрохемиски да се детектира. Оттука, колку е електрохемискиот сигнал поголем, толку е концентрацијата на ензимот поголема, а тоа значи дека концентрацијата на антигенот во првичниот примерок била помала. За оваа намена се користат неколку видови ензими, како што се алкални фосфатази, пероксидази или каталази.

Имуносензор од сендвич тип е применлив за мерење на поголеми антигени кои се способни за поврзување со две различни антитела. Овие сензори ги користат антителата кои се поврзуваат со аналит-антигенот, кои потоа се поврзуваат со секундарно антитело кое е обележано со ензим. После имобилизацијата на антигенот, сензорот се промива и се потопува во раствор што содржи супстрат за реакција со ензимот, при што се генерира електрохемиски сигнал (сл. 13).

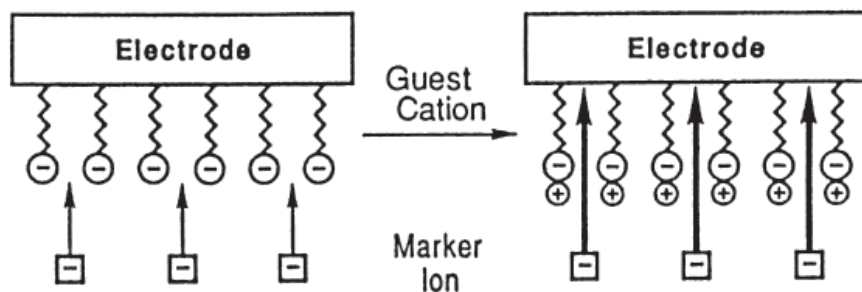


Сл. 13. Ензимски имуносензори со компетитивен или сендвич модел на дејствување (E – ензим; S – супстрат за реакција со ензимот; P – продукт на ензимската реакција).

Сензори базирани на рецептори

Една нова класа на сензори ги користи хеморецепторите сместени во клеточните мембрани кои специфично се поврзуваат за целниот аналит.

Создадената врска рецептор-аналит (домаќин-гостин) може да стимулира некои клеточни процеси, како што се промени во пермеабилноста на мембраните или активација на некои ензими кои може електрохемиски да се детектираат. На пример, некои сензори ги користат јонските канали во клеточната мембрана, бидејќи реакцијата на поврзување на анализот со рецепторот влијае на отворање (затворање) на мембранските јонски канали. Овој процес на пренос на јони низ мембраната може електрохемиски да се детектира (сл. 15). Само едно селективно поврзување помеѓу рецептор од мембраната и целниот анализ може да резултира со зголемување на трансмембранската спроводливост која вклучува илјадници јони. За разлика од повеќето антитела (насочени кон специфични супстанции), рецепторите имаат тенденција за поврзување на одредени класи супстанции (кои поседуваат исти хемиски својства што го диктираат и самиот процес на поврзување). Според ова, сензорите базирани на хеморецептори обично се користат за одредување определена класа соединенија.

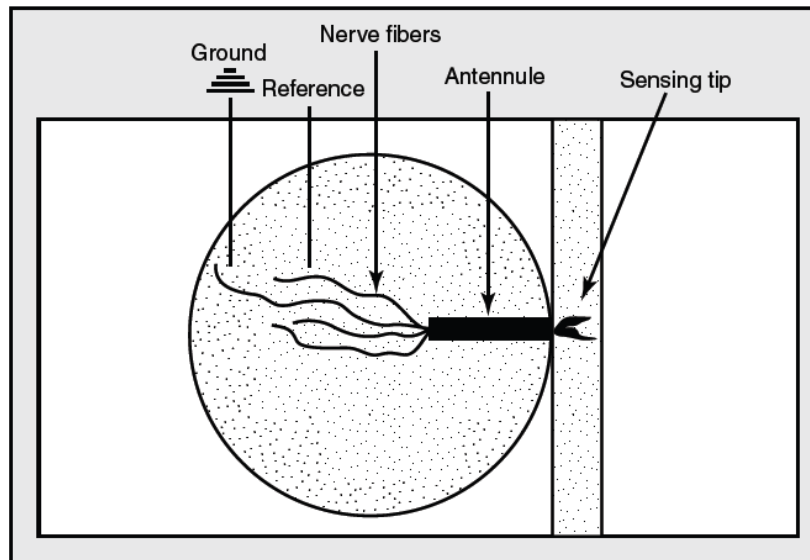


Сл. 15. Шематски приказ на јонска пермеабилна модулација за катјон-волтаметрички сензори базирани на негативно наелектризираните липидни мембрани. Комплексирањето на внесените катјони со фосфолипидните рецептори доведува до зголемување на пермеабилноста на анион маркираните јони.

Наместо овие хеморецепторни молекули (протеини) да се изолираат од клеточните мембрани и да се имобилизираат врз електродни површини, возможно е да се конструираат напредни сензори кои користат цели биолошки системи (делови од некој жив организам). Пример за ваков сензор е користење на антените на т.н. сините ракови. Овие антени ракот ги користи како рецептори

за детекција на храна, кои во хемиска смисла, се сензори за аминокиселини. Слично на ова, различни лекови можат да се детектираат користејќи ја нивна интеракција со нервните влакна кои се наоѓаат на нозете на јастогот. Една проточна ќелија што содржи ваков сензор е прикажана на слика 16. Овој сензор има зачудувачко ниска граница на детекција која е помала од 10^{-15} mol/L, а и времето на детекција е многу кратко.

Покрај користењето на вистински биорецептори, можно е да се дизајнираат вештачки молекули кои би имитирале слични биорецепторни функции. На пример, деривати на циклодекстрин може да се користат како рецептори на јони, при што селективноста се базира на јонскиот радиус. Вакви рецептори може да се внесат во вештачки липидни мембрани кои се имобилизирани на електродната површина.



Сл. 16. Невронски сензор: поглед од горе на проточната ќелија со монтирани антени и различни електродни поврзувања.