



ÚŘAD PRO VYNÁLEZY
A OBJEVY

POPIS VYNÁLEZU

K AUTORSKÉMU OSVĚDČENÍ

207182
(11) (B1)

(51) Int. Cl.³
A 61 N 1/04

(22) Přihlášeno 21 01 80

(21) (PV 403-80)

(40) Zveřejněno 15 09 80

(45) Vydáno 01 07 84

(75)

Autor vynálezu

VACEK ANTONÍN, MUDr. CSc., BRNO a MACHALA FRANTIŠEK,
ROŽNOV POD RADHOŠTĚM

(54) Způsob výroby jehlových mikroelektrod

Vynález se týká způsobu výroby jehlových mikroelektrod k měření tenze kyslíku v živých tkáních.

Stanovení úrovně parciálního tlaku kyslíku, PO_2 , ve tkáních stává se v současné době velmi důležitým pomocným kritériem při hodnocení zdravotního stavu nemocných osob neb odolnosti osob při různých zátěžích, pracovních podmínkách aj. V současné době se měření PO_2 v nemocnicích provádí pomocí odběru krve a její analýsy na krevní plyny. Z těchto hodnot se pak usuzuje na PO_2 ve tkáních.

Ovšem při některých vyšetřeních bylo by zapotřebí provádět dlouhodobé průběžné měření PO_2 přímo ve tkáni, např. na operačních sálech, jednotkách intenzivní péče, koronárních jednotkách, odd. péče o předčasně narozené děti. Samostatnou skupinu pak představuje základní výzkum, např. cévních chorob a jejich terapie neb sledování kyslíkového režimu tkání za různých extrémních podmínek.

Pro měření PO_2 se v plné míře osvědčila amperometrická polarografická metoda používající tři základních typů elektrod, zhotovených z polarizovatelných kovů platiny nebo zlata. Jsou to například otevřené elektrody zhotovené z kovu izolovaného mimo aktivní část o délce 2 až 3 mm, nebo používající jen průřez použitého drátku. Nebo se

používají zapuštěné elektrody, otevřené elektrody, elektrody zatavené ve skleněné trubičce tak, že jejich aktivní plocha se nachází v dutině trubičky. Při použití shora uvedených elektrod je elektroda srovnávací umístěna odděleně od katody. Další používanou elektrodou je elektroda krytá membránou, takzvaná Clarkova elektroda. Uvnitř vnějšího obalu, nesoucího membránu jsou umístěny obě elektrody – katoda i anoda.

Každý typ těchto jmenovaných elektrod má své výhody i nevýhody a proto i zvláštní použití. Optimální elektrodou je elektroda krytá, která může měřit PO_2 v tekutém i plynném prostředí. Její rozměry jsou však velké pro praktické použití a v současné době se nevyrábí.

Vývoj měření tenze kyslíku ve tkáních směřuje od použití elektrod o velké aktivní ploše k elektrodám miniaturním, které zmenšují možnosti ovlivnění proudu elektrody pohybem tělních tekutin, tvoření komplexů elektroforézou nanesených na elektrodu bílkovin a také ovlivnění zásobením měřené oblasti tkáně kyslíkem v důsledku velké spotřeby kyslíku velkoplošnou elektrodou.

Miniaturizace elektrod vede k používání stále tenčích drátů, ovšem vyskytují se problémy s vhodným způsobem jejich izolace. Nejběžněji používaný způsob zatavení platinové elektrody do skla poskytuje dobrou izolaci, ovšem nemůže být použit

207182

u elektrod zhotovovaných ze zlata. Byla-li takto izolovaná elektroda používána samostatně nebo po umístění do kovové kanyly injekční jehly, dochází při případném ohybu k narušení izolace, popřípadě i přetržení vlastní elektrody. Izolace kovu polymeračními epoxidovými pryskyřicemi není trvalá a přilnavost pryskyřice k povrchu kovu není dokonalá. Po několikerém ohybu nebo při výbrusu elektrody často dochází k odpojení izolace od povrchu a tím i ke zvětšování proudu elektrody, které při delším namáčení v tekutině není kontrolovatelné.

Použití jako izolace mikroelektrod – v celé ploše – skla neb pryskyřice často proto mění definovanou aktivní plochu katody, což zkresluje výsledky měření a jejich reprodukovatelnost. Tento způsob izolace dále pak neumožňuje přesné řízení tloušťky izolace a poněvadž skleněná izolace na kovovém vlákně není pružná, neumožňuje výrobu elektrod z měkčího materiálu, např. zlata, které je z hlediska chemicko-biologické reakce povrchu aktivní plochy elektrody a jeho polarografických vlastností podstatně stabilnější.

Tyto dosavadní shora uvedené nevýhody odstraňuje způsob výroby jehlových mikroelektrod podle vynálezu, jehož podstatou je, že na vodič, například platinový drát o průměru 10 až 50 μm , se nanese kataforeticky korundová izolační vrstva a na ní se nanese polymerační nebo biologický lak, případně skleněný povlak a takto upravený jeden, případně více vodičů se zasune do trubičky o průměru 100 až 500 μm například z nerezového kovu a trubička se zaleje polymerační epoxidovou pryskyřicí, načež se konec trubičky zabrousí šikmo do hrotu.

Způsob umožňuje dosáhnout přesného výrobního postupu a řízení definované tloušťky korundové izolace, která je po nasycení lakem ohebná, pružná, mechanicky pevná, nedrolivá s velmi dobrou adhezí k povrchu kovové katody a s velmi dobrou dielektrickou konstantou, která se podstatně nemění ani při skladování ve vodném prostředí. Při výbrusu definované špičky katody a dále při provozu elektrody se izolace neláme, nepraská a neodlupuje se, čímž se zachovává původní plocha elektrody a její elektrická stabilita. Ovšem ekonomický význam způsobu výroby elektrod podle tohoto postupu spočívá ve vysoké výtěžnosti elektrod a nízké zmetkovitosti při montáži do ocelových trubiček, poněvadž pružnost izolace vyrobené podle tohoto způsobu snižuje možnost jejího praskání a lámání katodových přívodů při zavádění katody do ocelového pouzdra, a taktéž i při jejich zalévání nebo při jejich praktickém využívání. Přesné řízení tloušťky izolace a velmi dobré homogenní elektrické izolační vlastnosti, tj. 500 V/1 pA

při 30 μm , umožňují snižovat vnější průměr elektrody např. na 0,4 mm, což má další význam pro téměř bezbolestnou aplikaci při vpichování do živých tkání.

Vynález blíže objasní přiložený výkres, kde na obr. 1 až 4 je schematicky naznačen postup, na obr. 5 a 6 je naznačeno zabroušení drátů.

Konstrukční stavba elektrody podle vynálezu je patrna na obr. 1 až 4. Vodič 1 je nejprve obalen korundovou izolací 2 a po té nánosem polymeračním lakem 3. Na konci se vodič 1 opatří kapkou skla 4. Na obr. 5 a 6 jsou znázorněny vodiče v ocelové trubičce 5 zalité epoxidovou pryskyřicí 6.

Dále bude popsán příklad nového způsobu výroby izolace systému nekryté mikro-vpichové elektrody, znázorněné na obr. 1. Vodiče 1, například platinové drátky o $\varnothing$ 10 až 50 μm a délce 60 mm, se na závěsu vloží do metyl-koloidové suspenze korundového prášku o zrnitosti $\varnothing$ 2 až 5 μm a při napětí cca 30 V se za 5 vteřin na jejich povrch kataforeticky nanese souvislá homogenní vrstva korundové izolace 2 s koloidem o tloušťce 50 μm . Vodiče 1 s korundovou izolací 2 s koloidem se uloží do molybdenového nebo křemenného zásobníku a vyžijí se na teplotu 450 až 1650 $^{\circ}\text{C}$ po dobu 10 až 30 min., dle druhu elektrodového materiálu. Při nižších teplotách se provádí spálení koloidového pojidla a při teplotách okolo 1650 $^{\circ}\text{C}$ se provádí sintrace korundové vrstvy. Vodiče 1 po vypálení s korundovou vrstvou 2 bez koloidového pojidla se namáčeji do vypalovacího nebo polymeračního laku 3, který se nechá vytvrdit vypálením nebo polymerací.

Tímto uvedeným postupem se připraví souvislá pružná izolační vrstva na vodiči 1, která se podrobí kontrole a elektrickému měření izolačních vlastností. Takto upravený vodič se pod montážní lupou zasune do ocelové trubičky 5 o průměru 100 až 500 μm , například injekční jehly a zalije se polymerační epoxidovou pryskyřicí 6. Po polymeraci se vybrousí a vyleští hrot elektrody a po napájení a zalití elektrických vývodů nebo konektoru se provedou další potřebná elektrická měření a cejchování elektrody.

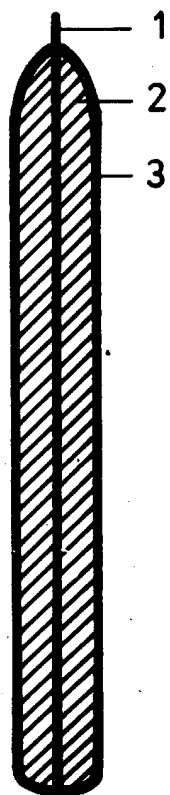
Podobným způsobem se provádí výroba systémů elektrod s korundovou izolací znázorněných na obr. 2, 3, 4. Změna technologie výroby spočívá v tom, že po zhotovení příslušné tloušťky korundové izolace se katodový drátek nebo jen jeho část (obr. 3 a 4) ponoří do roztaveného skla nebo se protáhne přes kapku roztaveného bezolovnatého skla.

Elektrody s korundovou izolací podle tohoto postupu jsou určeny k měření parciálního tlaku kyslíku v živých tkáních.

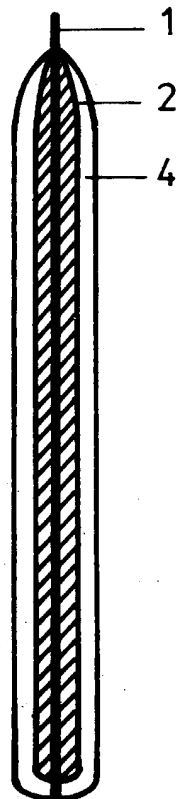
Způsob výroby jehlových mikroelektrod k měření tenze kyslíku v živých tkáních, vyznačený tím, že na vodič, například platinový drát o průměru 10 až 50 μm , se nanese kataforeticky korundová izolační vrstva a na ni se nanese polymerační nebo biologický lak, případně skleněný povlak a takto

upravený jeden, případně více vodičů, se zasune do trubičky o průměru 100 až 500 μm , například z nerezového kovu, a trubička se zaleje polymerační epoxidovou pryskyřicí, načež se konec trubičky zabrousí šikmo do hrotu.

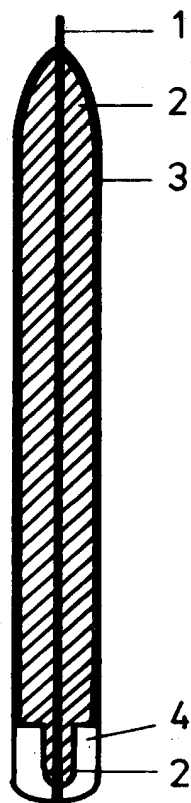
6 výkresů



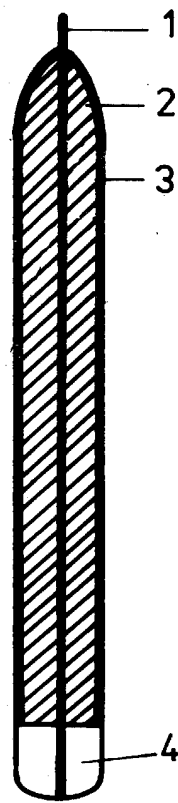
Obr. 1



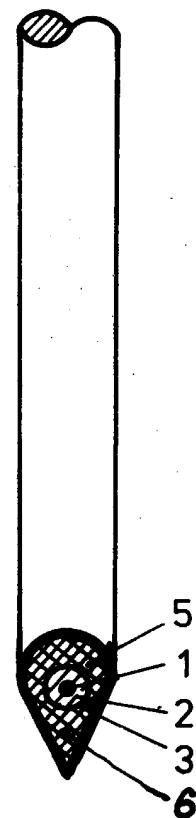
Obr. 2



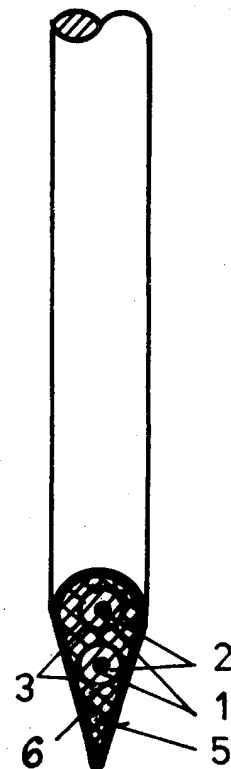
Obr. 3



Obr. 4



Obr. 5



Obr. 6