



MIKRO- I NANO-SYSTEMY W CHEMII I DIAGNOSTYCE BIOMEDYCZNEJ MNS-DIAG



PROJEKT KLUCZOWY WSPÓLFINANSOWANY PRZEZ UNIĘ EUROPEJSKĄ Z EUROPEJSKIEGO FUNDUSZU ROZWOJU REGIONALNEGO; UMOWA Nr. POIG.01.03.01-00-014/08-00

RAPORT CZĄSTKOWY PROJEKTU MNS DIAG 4D MED-MEMS (IMIIB PW) „Metody i mikroczujniki do gazometrii krwi i czynności wentylacyjnych płuc” Raport 4D - 2. Uzyskane rezultaty projektu

T. Pałko

Zatwierdził:

Dr inż. Piotr Grabiec, prof. ITE

Koordynator Projektu MNS DIAG

Data: ...31.01.2014....

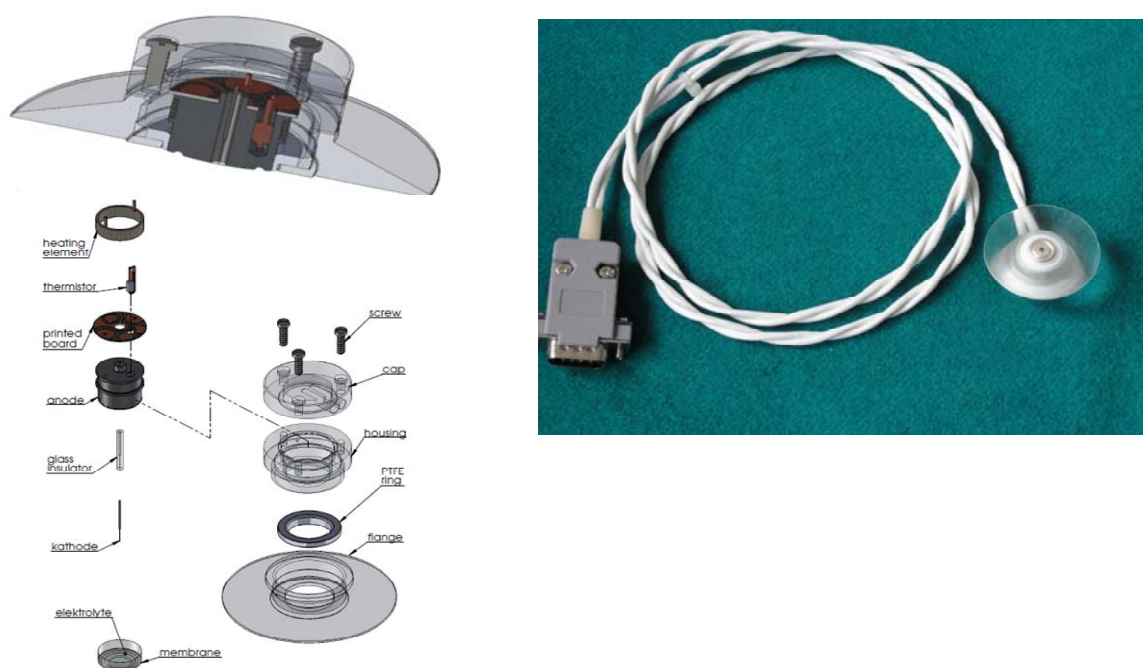
Czujniki do pomiaru pO_2 i pCO_2 wraz odpowiednimi układami pomiarowymi oraz zestawami kalibracyjnych mieszanek gazowych stanowią dwa zestawy demonstratorów opracowanych w ramach niniejszego projektu.

1. Czujnik i układ do pomiaru pO_2

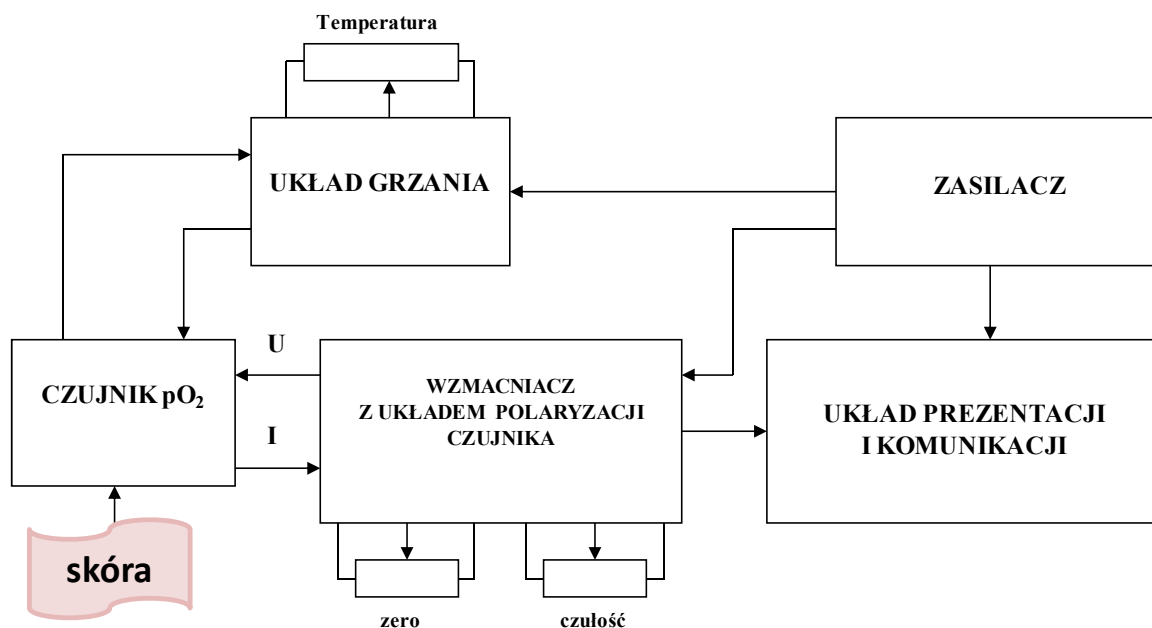
Ideę działania czujnika pO_2 oparto na amperometrycznej metodzie wprowadzonej przez Clarka, w której wykorzystuje się zjawiska oksyredukcyjne zachodzące przy dwu odpowiednio dobranych i spolaryzowanych elektrodach zanurzonych w odpowiednim roztworze wodnym do którego dyfunduje tlen przez membranę o właściwościach hydrofobowych tzn. nieprzepuszczającą cząsteczek wody z badanego otoczenia.

Opracowany w ramach niniejszej pracy czujnik naskórny do nieinwazyjnego pomiaru pO_2 poprzez naklejenie go na skórę, wykorzystuje dyfuzję O_2 do komory pomiarowej czujnika z podgrzewanych w celu arterializacji naczyń włosowatych skóry. Dyfuzja O_2 następuje przez skórę i membranę tego czujnika oddzielającą wnętrze czujnika od badanego otoczenia skóry. Konstrukcja takiego czujnika pO_2 do nieinwazyjnych badań naskórnych jest przedstawiona na rys. 1. Czujnik ten, w stanie gotowości do użycia, składa się z 7 podstawowych części: platynowej mikrokatody wtopionej w kapilarę szklaną izolacją bocznie od otoczenia, bloku srebrnej anody o kształcie zbliżonej do cylindrycznej w środku którego zamocowana jest w/w izolowana mikrokatoda, termoelementu do pomiaru i regulacji temperatury zamocowanego w gnieździe anody, grzałki oporowej zamocowanej w bocznej części bloku anody, elektrolitu w rezerwuarze anody oraz wymiennej membrany zakładanej od zewnątrz na blok anody, a także plastikowej obudowy z kołnierzem przeznaczonym do mocowania czujnika na skórze. Mocowanie czujnika do powierzchni skóry odbywa się za pomocą specjalnych dwustronnie lepiących krążków powszechnie również używanych w elektrodach EKG przeznaczonych wielogodzinnego użytku.

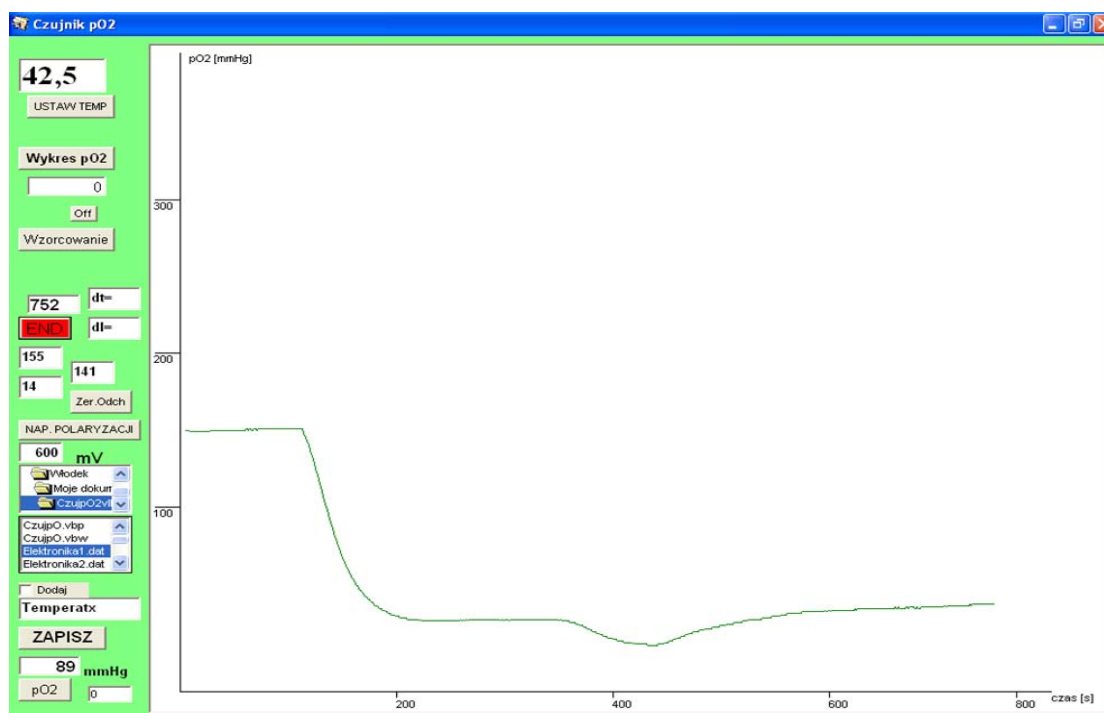
Czujnik naskórny pO_2 współpracuje z własnej konstrukcji elektronicznym układem pomiarowym, którego schemat blokowy przedstawia rys. 2.



Rys.1 Elementy konstrukcyjne naskórnego czujnika pO_2 w krwi tętnicznej oraz jego fotografia



Rys.2 Schemat blokowy układu elektronicznego do pomiaru pO_2 w krwi tętniczej metodą naskórną



Rys.3 Rejestracja przebiegu pomiarów pO_2 w powietrzu (0-120 s), następnie po naklejeniu czujnika na skórze (120-350s), po krótkotrwałej okluzji (350-450s) i po zakończeniu okluzji

2. Czujnik i układ do pomiaru pCO_2

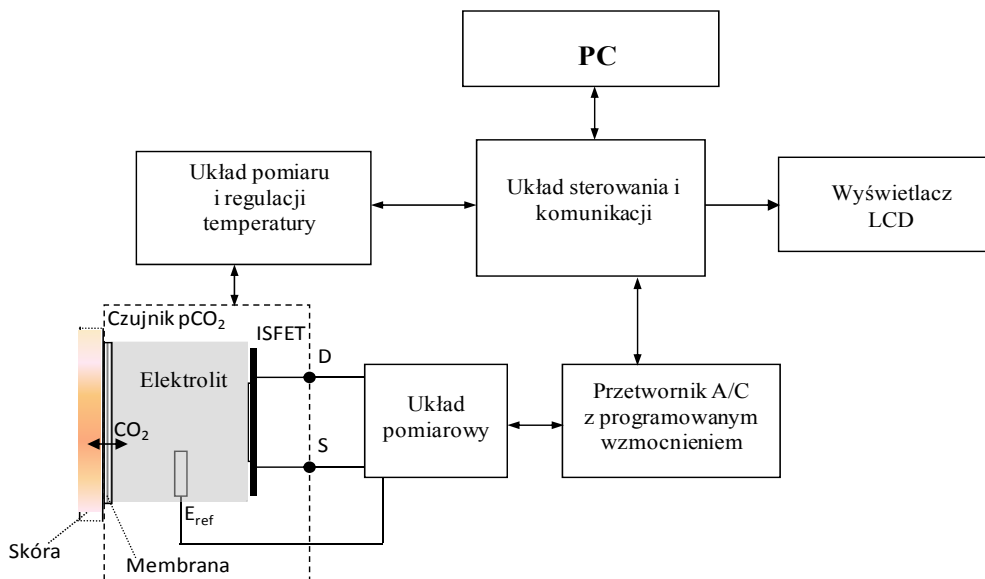
W rozwiązaniu konstrukcji czujnika pCO_2 zrealizowanego w ramach niniejszej pracy oparto się na zmodyfikowanej metodzie Severinghausa, w której zamiast klasycznej szklanej elektrody pehametrycznej zastosowano specjalnie opracowany do tych celów przez Instytut Technologii Elektronowej jonoczuły tranzystor polowy z wyjściami kontaktowymi po przeciwnej stronie bramki tzw. BSC ISFET (Back Side Contact Ion Selective Field Effect Transistor) szczególnie czuły na jony H^+ czyli na zmiany pH odpowiednio dobranej roztworu wodnego (0,1 molowy $NaHCO_3$) do którego ze skóry arterializowanej (podgrzewanej) dyfundują cząsteczki CO_2 . Czujnik pCO_2 ma podobną konstrukcję do wcześniej opisanego czujnika pO_2 , z tym że zamiast platynowej mikrokatody zatopianej w szkle jest w tym rozwiązaniu zastosowany jonoselektywny

RAPORT MNS-DIAG

tranzystor polowy (BSC ISFET) czuły na jony H^+ , a więc czuły na zmiany pH. Konstrukcja takiego naskórnego czujnika pCO_2 przedstawiona jest na rys. 4, a schemat blokowy elektronicznego układu pomiarowego pokazuje rys. 5.

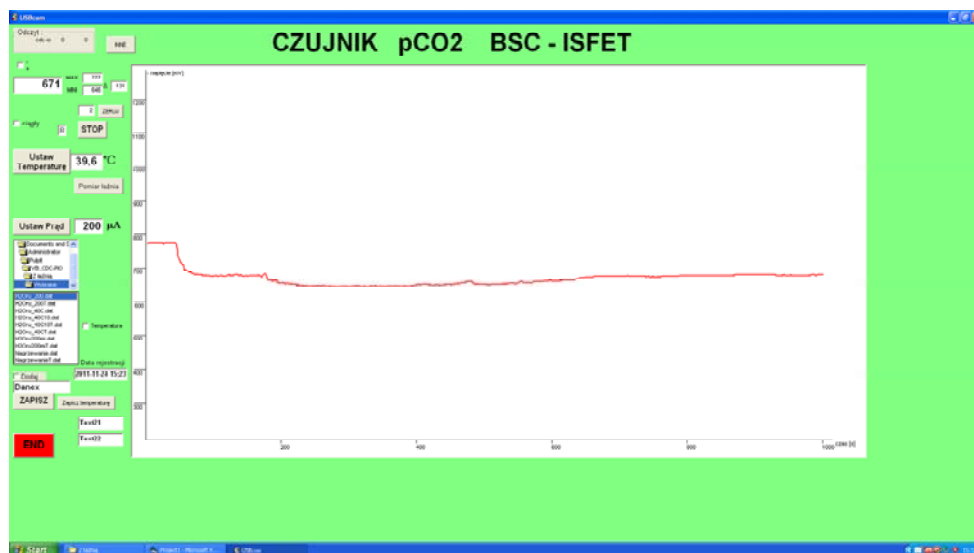


Rys.4 Model i elementy konstrukcyjne oraz fotografia naskórnego czujnika do pomiarów pCO_2 w krwi tętniczej



Rys.5 Schemat blokowy układu elektronicznego do pomiaru pCO_2 w krwi tętniczej metodą naskórną

Tranzystor ISFET pracuje w mostkowym układzie pomiarowym o czułości $\approx 50mV/pH$. Wyniki wstępnych pomiarów (rys. 6) w tym układzie potwierdzają logarytmiczną zależność pomiędzy pCO_2 i pH roztworu, co było zgodne z oczekiwaniem.



Rys.6 Rejestracja przebiegu pomiarów eksperymentalnych przy użyciu czujnika pCO₂ z elementem BSC ISFET, zanurzonego w destylowanej wodzie kontaktującej się z powietrzem atmosferycznym (~0,05% CO₂) do której następnie wprowadzono przepływ gazu kalibracyjnego z 5% CO₂—pierwszy schodek przebiegu, a następnie 10%CO₂ – drugi schodek prezentowanego przebiegu

3. Stanowisko do badań eksperymentalnych



Rys. 7 Stanowisko do testowania i kalibracji czujników do gazometrii krwi.