

---

## **Sensoryczne potencjały wywołane (SEP): dane ogólne**

#### 4.1 Podstawy sensorycznych potencjałów wywołanych (aferyntnych)

Metoda potencjałów wywołanych (PW) przenosi w jakiś sposób technikę ENG na ośrodkowy system nerwowy. Także tutaj struktury neuronalne stymulowane są na określonych poziomach, na innych zaś dokonuje się odbioru potencjału odpowiedzi PW.

W przeciwieństwie do elektroneurografii, która wywodzi się z technicznie bardzo prostego badania **eferyntnych** (motorycznych) włókien nerwowych, drogą tej techniki mogą być badane tylko **aferyntne** systemy – układy czuciowy, wzrokowy i słuchowy.

Stymulacji poddaje się receptor obwodowy (nerw czuciowy, siatkówkę, narząd słuchu), odbiór następuje z kolei ze swoistych regionów CSN (rdzenia kręgowego, pnia mózgu, kory mózgu). Potencjały odpowiedzi ośrodkowego układu nerwowego mają niską amplitudę (0,1–10  $\mu\text{V}$ ), istnieje zatem ryzyko ich utraty w wysokoamplitudowej aktywności tła (EEG, potencjały mięśni). Z tego względu mogą one zostać uwidocznione tylko za pomocą elektronicznej techniki uśredniania wielu pojedynczych odpowiedzi (*averaging*, zob. rozdz. 1.4, s. 8).

Dzięki technice uśredniania w ostatnich dziesięcioleciach szczegółowo zbadano **czuciowe, wzrokowe i słuchowe** potencjały wywołane.

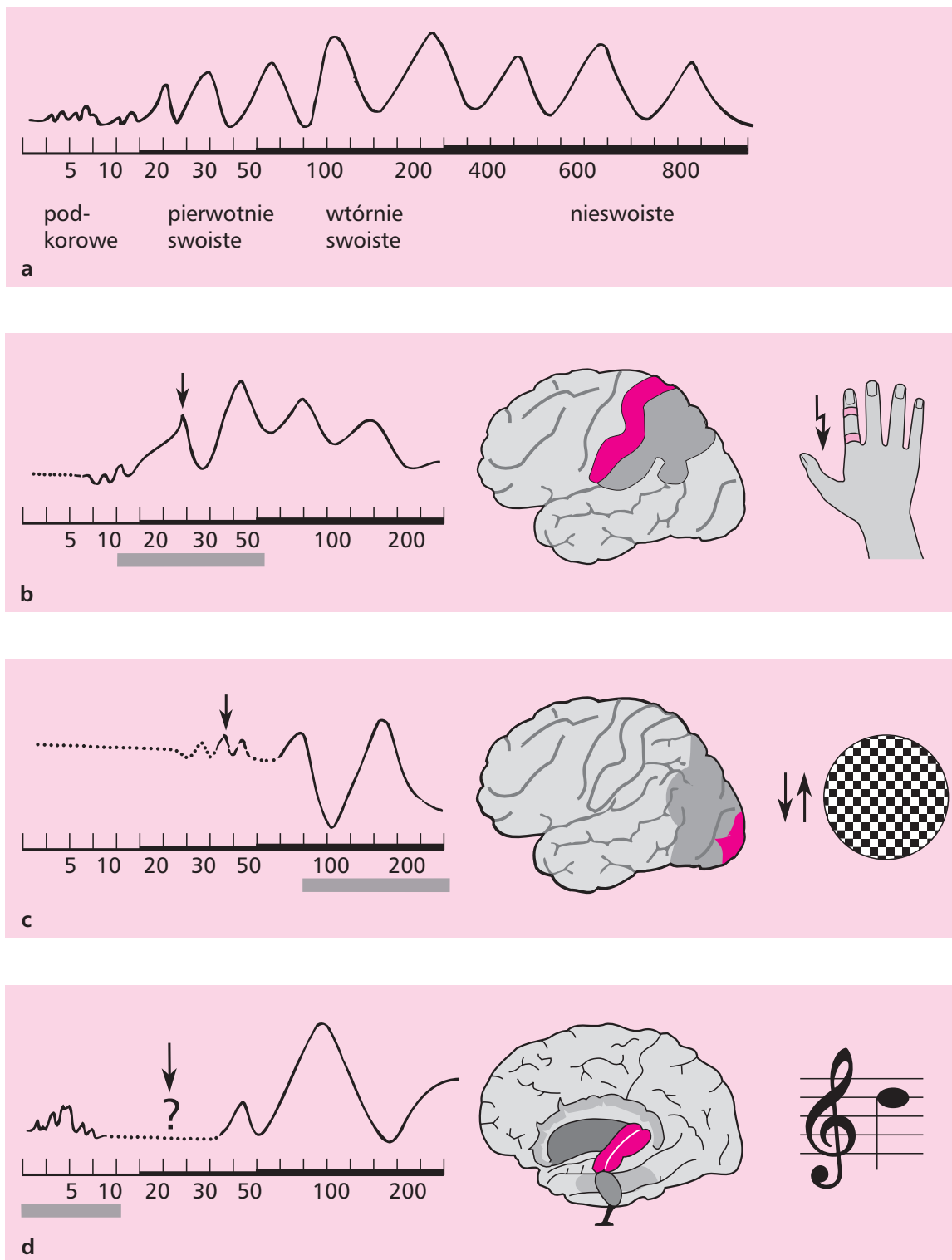
Zasadniczo można by we wszystkich systemach zmysłów odbierać potencjały odpowiedzi, jak przedstawiono modelowo na ryc. 4.1a:

- potencjały struktur podkorowych (rdzeń kręgowy, pień mózgu itd.);
- potencjały odnośnej (zaznaczonej w prawej części na ryc. 4.1b–d) pierwszorzędowej kory zmysłowej (p pierwszorzędowe – somatosensoryczne, wzrokowe i słuchowe pola zmysłowe), zaznaczone strzałką, dotyczące „przypuszczalnej” lokalizacji komponentu potencjału;
- potencjały następnych wyższych pięter kory, drugorzędowej kory kojarzeniowej;
- nieswoiste, tzn. niezależne od metody stymulacji potencjały późne.

Podkorowe komponenty potencjału charakteryzuje stale najmniejsza amplituda (często poniżej 1  $\mu\text{V}$ ), są one jednak – podobnie jak odpowiedzi z pierwszorzędowej kory zmysłowej – stabilne, tzn. niezależne od poziomu świadomości badanego. Późniejsze składowe mają najczęściej istotnie wyższą amplitudę, są jednak w znacznym stopniu zależne od stanu świadomości – już przy niewielkim obniżeniu stanu świadomości dochodzi do ich znaczących zmian.

We wszystkich trzech systemach zmysłów za każdym razem występują takie elementy, których zarejestrowanie wymaga ogromnego wysiłku lub jest całkowicie niemożliwe. Składowe potencjału o szczególnym znaczeniu kliniczno-neurologicznym zaznaczono na ryc. 4.1b–d szarą belką.

- W układzie czuciowym (ryc. 4.1b) brane są pod uwagę tylko stabilne podkorowe i pierwszorzędowe potencjały wzbudzone.
- W systemie wzrokowym (ryc. 4.1c) pierwotne odpowiedzi nie są w pełni godne zaufania; decydująca jest relatywnie późna – i przez to w znacznym stopniu zależna od stanu świadomości – komponenta p.w.
- W układzie słuchowym (ryc. 4.1d) znaczenie w diagnostyce neurologicznej mają stabilne komponenty podkorowe.



Ryc. 4.1

## 4.2 Podstawy badania SEP, VEP i FAEP: wiadomości ogólne

Niniejszy „Podręcznik neurofizjologii klinicznej” ogranicza się do opisu **tych** technik badania, których **kliniczna użyteczność** wydaje się potwierdzona. Zakłada to nie tylko akceptowalny wydatek czasu i dopuszczalne obciążenie pacjenta, ale również wystarczającą pewność uzyskania pomyślnego wyniku, tzn. przede wszystkim **wystarczającą powtarzalność wyniku badania potencjałów wywołanych**. Powtarzalność ta musi zostać potwierdzona **obecnością** stałej **kongruentnej konfiguracji** potencjałów w **badaniu powtórnym**.

### UWAGA



Ułatwieniem dla badającego jest przeprowadzanie powtórnego badania **równocześnie** z pierwszym, a nie dopiero **po** nim. Wykorzystywane urządzenie (Nicolet Viking) daje możliwość prowadzenia równocześnie dwóch uśrednień, przy czym uśrednianie nr 1 opiera się na nieparzystych (1, 3, 5, 7 itd.) odpowiedziach, uśrednianie nr 2 na odpowiedziach parzystych (2, 4, 6 itd.). W ten sposób od początku równolegle powstają dwa potencjały wywołane, które można porównywać już bardzo wcześnie według powtarzających się komponentów.

Wymagany montaż elektrod przy niektórych PW omówiony został w stosownych rozdziałach. W tym miejscu omówiono jedynie ogólnie zagadnienie preferowanych elektrod. Rozbieżność zdań odnośnie do stosowania **elektrod powierzchniowych i igłowych** utrzymuje się od rozpoczęcia rejestracji tych potencjałów.

Zaletą elektrod naklejanych na skórę jest całkowita bezbolesność w trakcie ich stosowania; ponadto, elektrody zrobione ze srebra charakteryzują się (Ag–AgCl<sup>-</sup>) istotnie lepszym „przebiegiem częstotliwości” niż elektrody igłowe zbudowane ze stali V2A lub platyny.

### KULISY



Jak pokazano na ryc. 4.2c (przedstawienie logarytmiczne), opór przejścia między elektrodą i skórą (rzędna) w przypadku srebrnej elektrody powierzchniowej (kolorowy wykres) przy wszystkich częstotliwościach (odcięta) prawie zawsze pozostaje niski, wzrasta natomiast drastycznie w przypadku elektrody stalowej i platynowej w zakresie niskich częstotliwości (do 2000 kΩ = 2 MΩ). Ponieważ jednak opór wejścia nowoczesnego aparatu EMG wynosi ok. 100 MΩ, nie ma to istotnego wpływu na potencjały wywołane. Na ryc. 4.2a pokazano 3 korowe SEP n. pośrodkowego, jednocześnie rejestrowane za pomocą elektrody igłowej lub elektrody stalowej albo platynowej. To samo można wykazać także dla VEP (ryc. 4.3), który zasadniczo składa się z niskich częstotliwości, teoretycznie musi być zatem czulszy w przypadku zastosowania elektrod igłowych

o wysokim oporze w zakresie niskich częstotliwości. Podczas rejestrowania SEP i AEP możliwe jest zastosowanie 2 elektrod z różnych metali, jest to jednak niekorzystne. Ryc. 4.2b ukazuje wykres z odcinka szyjnego SEP z nerwu pośrodkowego, w przypadku którego m.in. przetestowano powierzchnię srebrną elektrodę oraz elektrodę ze stali. W praktyce miało to znaczenie np. dla odbioru AEP u dzieci. W przypadku tym można było nakleić na wyrostek sutkowaty srebrną elektrodę powierzchnię, natomiast na owłosioną skórę głowy stalową elektrodę igłową. Nie należy jednakże używać takiego montażu elektrod podczas odbierania VEP, ponieważ te wymagają zastosowania filtra o niskiej częstotliwości (> 1 Hz) – powolne wahania linii podstawowej przez potencjał elektrody mogłyby zostać odfiltrowane.

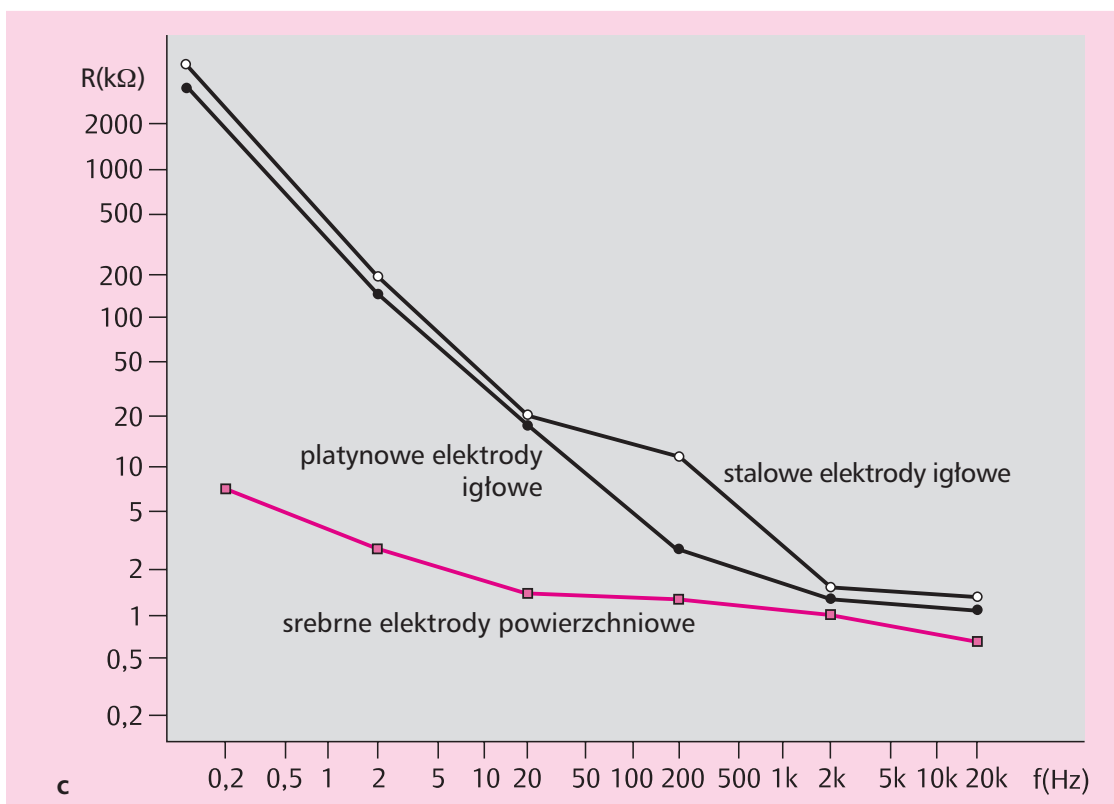
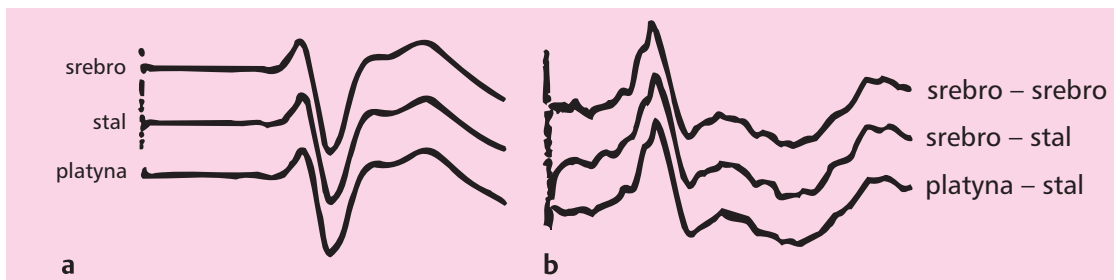
Ważniejsza niż wartości absolutne jest symetria oporu przejścia elektrody odbiorczej i referencyjnej, którą można po prostu zmierzyć dzięki nowoczesnym aparatom EMG. Jeżeli na przykład elektroda odbiorcza (–) ma opór 5 kΩ, a elektroda referencyjna (+) – 10 kΩ, często dochodzi do poważnego zaburzającego wpływu (brzęczeń) prądu zmiennego. W przypadku elektrod igłowych opór można istotnie zmniejszyć, wbijając igłę głębiej pod skórę – im większa powierzchnia kontaktu między igłą a tkanką, tym mniejszy opór przejścia.

Bezsporną korzyścią elektrod igłowych jest możliwość ich bardzo szybkiego montażu, tzn. mogą one zostać wbite w skórę i ich położenie jest pewne. Nie można tego powiedzieć o elektrodach naklejanych, przede wszystkim w obrębie skóry owłosionej. Pasta służąca do kontaktu powoduje niekiedy „zniszczenie” fryzury! Wprowadzenie igły do akupunktury jest zwykle odczuwalne jako nieprzyjemny ucisk i tylko w bardzo rzadkich przypadkach powoduje prawdziwy ból. W pracy autora szczególnie sprawdziły się cienkie igły do akupunktury serii Fa (do kupienia w: Bauer + Wermke, Lönsweg 12, 30938 Burgwedel-Wettmar).

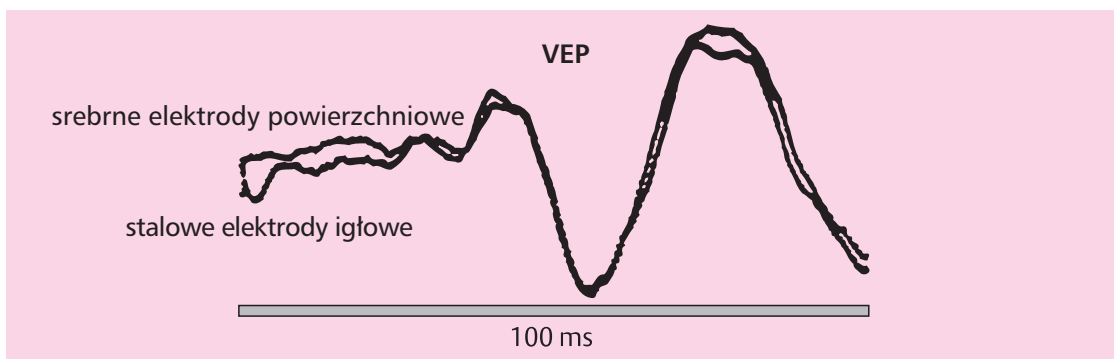
Dalszym źródłem niepożądanych **zaburzeń prądu zmiennego** jest **przewód elektrod**, który łączy pacjenta z przedwzmacniaczem. Najlepsze są przewody ulokowane w jednej wspólnej izolacji. W przypadku zastosowania pojedynczych przewodów, w których duża odległość między obiema elektrodami jest czasami nie do uniknięcia, mogą powstawać tzw. brzęczące pętle. W takich przypadkach pomocne jest sklejenie obu przewodów tak daleko, jak to możliwe.

Dużo częściej niż przez opór przejścia między skórą a elektrodą wynik badania bywa zakłócany przez przyczyny nietechniczne, przede wszystkim przez wtrącanie **potencjałów miogennych**.

Stworzenie komfortowych warunków badania – właściwa temperatura pomieszczenia, udzielenie pacjentowi informacji o przebiegu badania itp. – powodujące **rozluźnienie mięśni** ma w przypadku potencjałów wywołanych bardzo duże znaczenie. Ważne jest rozluźnienie przede wszystkim mięśni żwaczy. Ponieważ każ-



Ryc. 4.2



Ryc. 4.3

dy człowiek podczas przełykania nieomal zawsze zagrzyza zęby, zaleca się przerywanie badania na kilka sekund podczas aktu przełykania na podany umówiony przez pacjenta znak.

Potencjały wywołane po pojedynczym bodźcu są prawie nie do rozpoznania; rzadko SEP lub VEP mają tak wysoką amplitudę, by jednorazowy bodziec mógł wystarczyć do uzyskania wyniku. Elektroniczne zsumowanie (= tworzenie wartości uśrednionej [*averaging*]) pojedynczych przejść jest więc niezawodnym standardem. Teoretyczne podstawy *averaging* opisano w rozdz. 1.4 (s. 8)

#### **Nomenklatura pojedynczych składowych potencjałów wywołanych (PW):**

Formalnie potencjały wywołane opisywane są jako czasowy ciąg następujących po sobie dodatnich i ujemnych wychyleń potencjału różnicowego, istniejącego pomiędzy obiema elektrodami odbiorczymi. Połączenie elektrod następuje z reguły tak, że stosunkowy potencjał ujemny elektrody odbiorczej odpowiada wychyleniu wykresu do góry, dodatni powoduje natomiast wychylenie ku dołowi. Odpowiednie szczyty zaznacza się literami N (negatywny) i P (pozytywny).

Dalsza charakterystyka składowych PW opiera się na dwóch różnych nomenklaturach. Jedną łączy biegunowość szczytów (P lub N) jedną liczbą, odpowiadającą średniej szczytowej latencji u osób zdrowych (np. N20 dla nerwów kończyn górnych CSPW, P40 dla nerwów kończyn dolnych CSPW, P100 przy VEP). Prowadzi to do takich osobliwych opisów wyników, jak: „Czas latencji N20 wynosi 25 ms...”. Inna nomenklatura charakteryzuje pojedyncze składowe N i P w sposób prosty przez następujące po sobie liczby, np. N1/P1/N2/P2 itp. Ten rodzaj opisu wykorzystano w niniejszym podręczniku.

## **4.3 Czuciowe potencjały wywołane (SEP)**

### **4.3.1 Podstawy anatomiczne**

Układ somatosensoryczny podzielony jest na układ sznurowy (sznury tylne – wstęgi przyśrodkowe) oraz układ pozasznurowy (droga rdzeniowo-wzgórzowa i inne). Można dziś uważać za pewne, że badanie SEP pozwala uchwycić prawie selektywnie funkcję systemu sznurowego (ryc. 4.4). Wyników patologicznego SEP można się spodziewać w większości w zaburzeniach czucia położenia i wibracji.

Układ wstęgowy zaczyna się obwodowo od mechanoreceptorów skóry, mięśni (wrzeciona mięśniowe) i stawów – przewodzenie następuje za pomocą grubych, szybko przewodzących (40–70 m/s) włókien nerwowych, które odpowiadają obwodowym neurynom komórek zwojów rdzeniowych. Centralne neurony komórek zwojów rdzeniowych przechodzą przez korzeń tylny do rdzenia kręgowego, kierują się ku górze w sznurach tylnych i kończą w jądrach tych sznurów (jądro smukłe i klinowate) w dolnym odcinku rdzenia przedłużonego. Rozpoczynający się tu drugi neuron w obrębie skrzyżowania przyśrodkowego pnia mózgu przechodzi na stronę przeciwną i dochodzi do przyśrodkowo-podstawnej części wzgórza. Neuron trzeci (mający swój początek w tym miejscu) osiąga, poprzez drogę wzgórzowo-korową, pierwotną korę czuciową w zakręcie zaśrodkowym.