

POTE Élettani Intézet és MTA Számítóközpont

Kiváltott válaszok számítógépes elemzése

Czopf János, Csáki Péter és Kellényi Lóránd

Intézetünkben megindult off-line számítógépes jelanalízis szükségessé tette a már korábban használatos mintavételi eljárások újbóli precízebb megfogalmazását, az általánosan alkalmazott statisztikai modellek korrekcióját.

A hazai elektrofiziológiai laboratóriumokban is már hagyományosnak mondható mérési elrendezésben vezetjük el a jeleket, regisztráljuk, illetve digitalizáljuk azokat.

Mint ismeretes, az elvezetés fontos minőségi jellemzője a regisztrátum jel/zaj viszonya. Karmos és munkatársai korábban rámutattak a jel/zaj viszony mértékének jelentőségére kiváltott potenciálok analízisében.

A zaj jelenlétéről általában három értelemben tárgyalunk, úgy mint 1.) a mérőrendszerből származó (itt erről nem esik szó), 2.) az EEG háttér-aktivitás, mely DC-változást is tartalmazhat, 3.) a kiváltott válaszban jelenlévő, de a vizsgált jelenséghez sztochasztikusan kapcsolódó random komponensek.

A nem stationer válaszokat ( $f_i(t)$ ) gyakran jellemzik nem stationer jel ( $s_i(t)$ ) és független nem stationer zajkomponensek ( $n_i(t)$ ) additív keverékeként. A modell:  $f_i(t) = s_i(t) + n_i(t)$  az átlagolási technika alapjának is tekinthető, hiszen az

$$f(t) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f_i(t)$$

összefüggés valóban független jel és zajkomponensek esetén  $N$  függvényében jól közelíti  $s_i(t)$ -t.

Az átlagolás hatásosságával kapcsolatos élmény sokáig feledtette az egyedi potenciálok variabilitásának problémáját. Igaz ugyan, hogy leírtak módszert a fenti modell alapján nem stationer jelek átlagai meghatározására a jel/zaj viszony és a mintanagyság függvényében (Bendat, 1964):

$$m(t) = z(t) + k \sqrt{\frac{\sigma_s^2(t) + \sigma_n^2(t)}{N}}$$

ahol  $m(t)$  a jelátlag,  $z(t)$  a mérési sorozatok átlaga, mely szerint  $N$  növelésével a válaszok átlaga adott pontossággal köze-

liti a jelátlagot, de az összefüggésben szereplő bemenő vagy kimenő jel-, illetve zaj-variancia becslése aligha megoldható feladat. Emellett ritka az a kísérlet, ahol a "kiváltott válasz" megismeréséhez  $N$  tetszőleges elemszámu lehet és az egy kapott átlagnak még korrekt biológiai tartalma is lenne.

Röviden egy könnyen félrevezető gondolatmenetről: próbáljuk a potenciált közvetlen megelőző - jelet nem tartalmazó - szakaszból becsülni a zaj-varianciát és véve a regisztrált válasz varianciáját az egyes pontokban, a kettő különbsége is jó közelítést adhatna a jel-varianciára. Tapasztalatunk szerint az így vizsgált zaj-variancia a háttér-aktivitástól függően sokszor nagyobbak adódott a válasz-variancia értékénél, ami mind a biológiai, mind a matematikai megfontolás hiányosságára mutat.

Ennek vizsgálatára tekintsük a következő

$$f_i(t) = \left[ s_i(t) + n_i(t) \right] + \varepsilon_i$$

modellt. Itt  $\varepsilon_i$  az EEG háttéraktivitást mint stacioner zajkomponenst reprezentálja. A mérési hiba, mint látjuk, a háttéraktivitás intenzitásától függ. Az analizátor mintavétele (NTA 512/B) ezt az együttes értéket tartalmazza. Átlagoláskor nem is történik semmi hiba, ugyanis  $\varepsilon_i$  átlaga gyorsan tart zérushoz:

$$\frac{1}{N} \sum f_i(t) = \frac{1}{N} \sum (s_i(t) + n_i(t)) + \frac{1}{N} \sum \varepsilon_i$$

A variancia becslésekor általános esetben viszont a

$$\sigma^2_{f_i(t)} = \sigma^2_{(s_i(t) + n_i(t))} + \sigma^2(\varepsilon_i) + \text{cov}(s_i(t) + n_i(t), \varepsilon_i)$$

összefüggéssel kellene számolni, ami az előzőkhöz hasonló gondokat okozna. Ez esetekben lehetőségünk van az egyes potenciálokat  $\varepsilon_i$  értékkel zérus referencia pontra transzformálnunk és ezáltal előjelhelyesen mérni a kiváltott válasz egyes pontjainak amplitudó értékét. Így tudjuk a mintánkból inkább a jelet, mintsem a háttér aktivitást vizsgálni. Tehát az analizátor mintavétele további biostatistikai számításokhoz EEG - EEG viszonylatában közvetlenül, EEG-kiváltott potenciál, ill. kiváltott potenciál-kiváltott potenciál viszonylatában a háttéraktivitás intenzitásától függően csak a fenti korrekciókkal alkalmas. Az  $f_i(t)$  válasz vizsgálata pedig a hagyományos átlagolási módszerrel nem célravezető, ugyanis az  $n_i(t)$  = zaj feltételezését

parciális átlagokkal és további korrelációs modellekkel kell vizsgálni.

A fenti mintavételi eljárással készült programunk a következő két főrészből: a kiváltott válaszokat leíró és azokat elemző program-egységekből áll. A leírás a számított átlagból, szórásból, átlaghibából és variációs koefficiensből áll. Az elemzés során minden pontra vonatkozóan elvégezzük az átlagok egy változós összehasonlítását, eszerint az egyes pontokra megállapíthatjuk, hogy történt-e szignifikáns változás vagy sem. Ez az egyes komponensekre nézve jó összehasonlítást tesz, az egész potenciált tekintve inkább a stabilitásra ad információt.

Adatredukció után a potenciált jellemző szélső értékekkel, esetleg null-átmenetekkel több változós összehasonlítást végzünk a méresi sorozatok átlagai között.

Mint ismeretes, egy analóg jel különböző időpontokban mért értékeit tekinthetjük egy vektor változó különböző elemeinek és így a jel egy  $n$  dimeziós térbe egyértelműen leképezhető. Ezek után tekintsük az egyes kiváltott válaszokat a jelvektoroknak, melyek egy  $n$  dimeziós teret, a jelteret alkotják.

A két kiválasztott minta identikus pontjaiban történő összehasonlítása multinormális eloszlás feltételezésével,  $H_0: D_n^2 = 0$  analízissel történik.

$$D_n^2 = \sum_i \sum_j \omega^{ij} (\bar{x}_{i1} - \bar{x}_{i2}) (\bar{x}_{j1} - \bar{x}_{j2})$$

ahol  $\omega^{ij}$  az inverz kovariancia mátrix elemei,  $n$  a dimezió száma.

Ebből számítva a  $T^2$  statisztikát kapjuk:

$$T^2 = D_n^2 N_1 N_2 / (N_1 + N_2)$$

majd ezt transzformálva, a következő formula szerint

$$F = T^2 (N_1 + N_2 - n - 1) / (N_1 + N_2 - 2)n$$

$F$  eloszlást nyerünk, melynél közvetlenül adott valószínűségi szinteket kapunk a  $H_0$  elvetésére, illetve megtartására.

A fenti módszer jó lehetőséget biztosít akár a megfigyelő szerint kijelölt, akár bizonyos kritériumok szerint utólag csoportosított minták összehasonlítására.

Természetesen jel-analízisünk programrepertoárjának további bővítése folyamatban van, mely már jelenlegi állapotában is hasznos segítséget nyújthat az intézetünkben folyó elektrofiziológiai kutatásokhoz.

I r o d a l o m

Karmos Gy., Martin, J. és Czopf J.: Jel-zaj viszony mértékének jelentősége agyi kiváltott potenciál sorozatok számítógépes értékelésénél. Mérés és Automatika. XIX. évf. 1971. 3.sz. 103-106.

Karmos Gy., Martin J. és Czopf J.: Célszámítógépek alkalmazása bioelektromos jelek feldolgozásában. A számítástechnika orv. tud. alk. 1971. POTE

Cox, J.R.: Special purpose digital computers in biology, Computers in Biomed. Research. Vol. II. Acad.Press. 1965. pp.67-100.

Kendall M.G., Stuart A.: The advanced theory of statistics. Griffin, London 1967.

Bendat J.S.: Principles and Application of random noise theory. New York, Wiley 1958.