

MTA KFKI, Mérés- és Számítástechnikai Kutató Intézet

Bioelektromos jelsorozatok számítógépes modellezése

Ivanyos Lajos

"A modell valamely tárgy, vagy jelenség olyan reprezentánsa, mely megkönnyíti annak tanulmányozását" (1). Az itt ismertetésre kerülő modell a bioelektromos jelsorozatokat kiváltó folyamatok tanulmányozását kívánja segíteni a valóságban észleltekhez hasonló jelsorozatok előállításával és ezen keresztül a folyamat paramétereinek kísérleti meghatározásával.

1. Jelforrások jelének modellezése

Az elektromos jelsorozatot kibocsátó jelforrás, valamilyen gerjesztő hatásra, három összetevőre bontható jelet ad:

$$y(t) = A(t-t_x) + K(t-t_x) + F(t)$$

ahol A a t_x időpontban kezdődő gerjesztés áthatása, K a gerjesztés által kiváltott hatás és F a gerjesztés előtti állapot folytatása.

Feltételezéseim:

- a jelforrások belső (biológiai) gerjesztését Dirac impulzussal lehet közelíteni,
- minden jelforrás Dirac impulzussal kiváltott jele csillapodó harmonikus lengés, amelynek körfrekvencia- és csillapítás-paramétere a jelforrásra jellemző állandó.

A feltevéseknek megfelelően:

$$\begin{aligned} A(t-t_x) &= 0 \\ K(t-t_x) &= C_g e^{-\rho(t-t_x)} \sin \omega(t-t_x) l(t-t_x) \\ F(t-t_x) &= C_e e^{-\rho t} \sin(\omega t + \varphi_e) \end{aligned}$$

Igy gerjesztésmentes időtartományokban:

$$y(t) = C e^{-\rho t} \sin(\omega t + \varphi) \quad \dots(1)$$

alaku. A paraméterek:

C_g, C_e, C állandók,

φ_e és φ állandó szögértékek,

ρ a csillapítás- és

ω a körfrekvencia.

Azonos ρ és ω paraméterekkel rendelkező jelforrások (jelforrás gó-
cok) eredő jelét ugyancsak (1) írja le gerjesztésmentes szakaszon.

Az (1) alaku függvények néhány, a modell szempontjából lényeges
tulajdonsága:

- autokovariancia függvényük hasonló alaku,
- az azonos hosszúságu, egymást követő időtartamokra számolt átlaguk
ugyancsak hasonló függvény szerint változik,
- az azonos hosszúságu, egymást követő időtartamokra számolt teljesit-
ményük exponenciálisan csökkenő görbe körül 2ω körfrekvenciával
és 2ρ csillapítással ingadozik,
- Fourier transzformáltjuknak valós pólusa nincs, az abszolút érték
maximuma $\rho/\omega < 1$ esetén

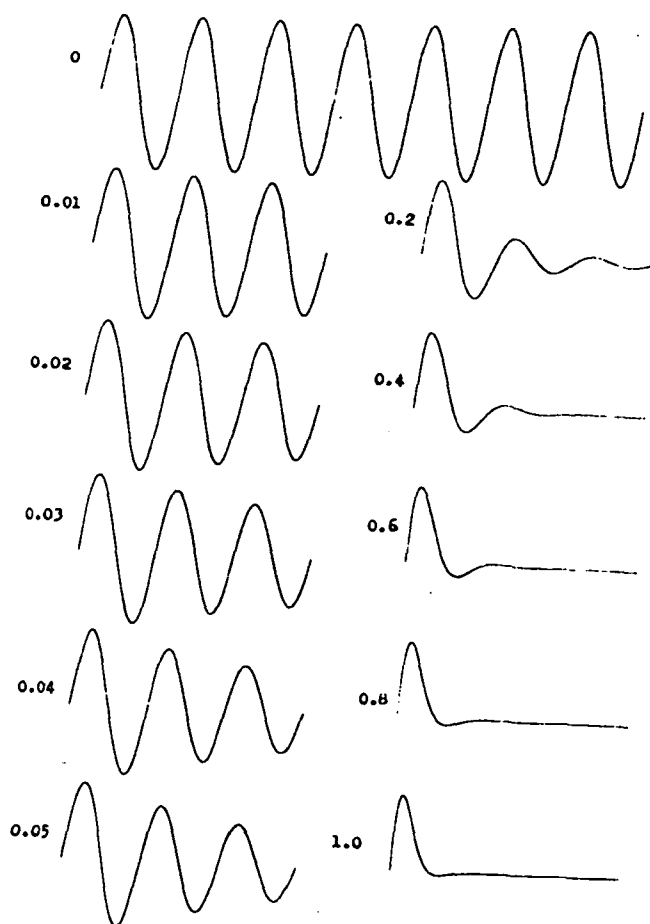
$$\omega_m = \sqrt{\omega^2 - \rho^2} \text{-nél } C/2\rho \text{ értékü.}$$

Ezek a tulajdonságok megfelelnek az EEG és EMG jelsorozatok
vizsgálatánál tapasztaltakkal /2,3/.

Az 1. ábra a gerjesztésmentes jelforrások alapjel-formáit mutatja
különböző ρ/ω értékek esetén.

2. A detektált jelek modellezése

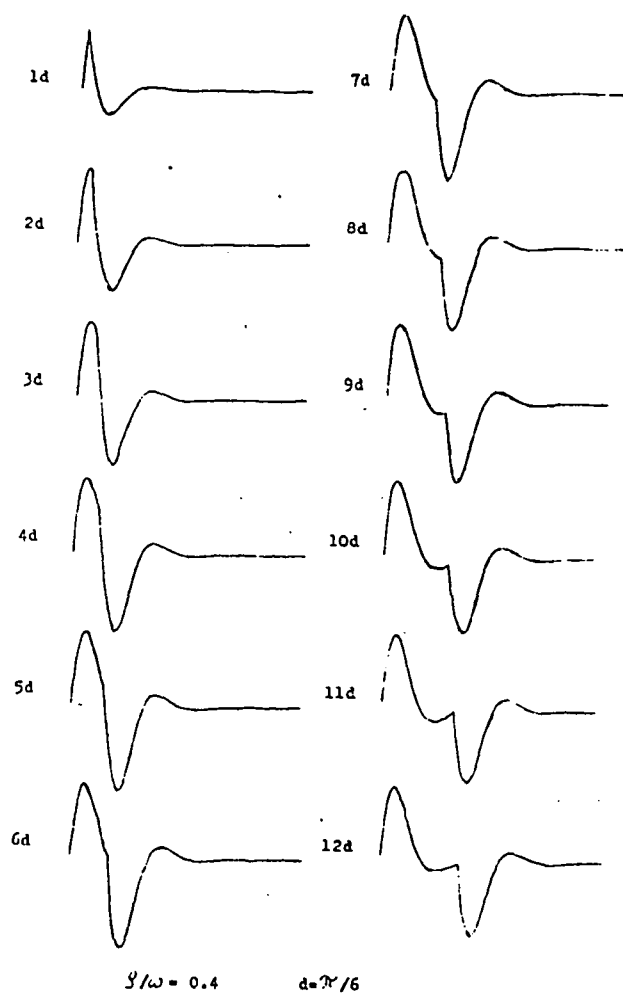
A detektált jel az érzékelő elektródák és a jelforrások geometriai
elrendezésétől, a jelterjedési viszonyoktól és a működő jelforrások paramé-
tereitől függ.



1. ábra

Feltételezem, hogy a jelterjedés lineáris. Így minden jelforrás leképezhető az elektródákra megfelelően választott amplitudó tényező és gerjesztési késleltetés számításba vételével. Az egyes elektródákra ilyen módon áttranszformált jelforrások már nincsenek hatással a másik elektróda jelére, ez csupán a gerjesztések közötti késleltetés rögzített voltában nyilvánul meg.

A detektálásnál mindig két elektróda különbségi jelét képezzük. A 2. ábrán egyező amplitudó tényezőjű alapjelek különbségét képeztük különböző gerjesztési késleltetéssel.



2. ábra

3. A folyamatok modellezése

Az EEG és EMG jelsorozatokot kiváltó folyamatokat az ebben résztvevő jelforrások köre és ezek gerjesztési viszonyai jellemzik.

A jelforrások ω és ξ paraméterei egymástól eltérőek lehetnek, ez esetben a matematikai leírás bonyolult, a modell paraméterek meghatározása hosszadalmas.

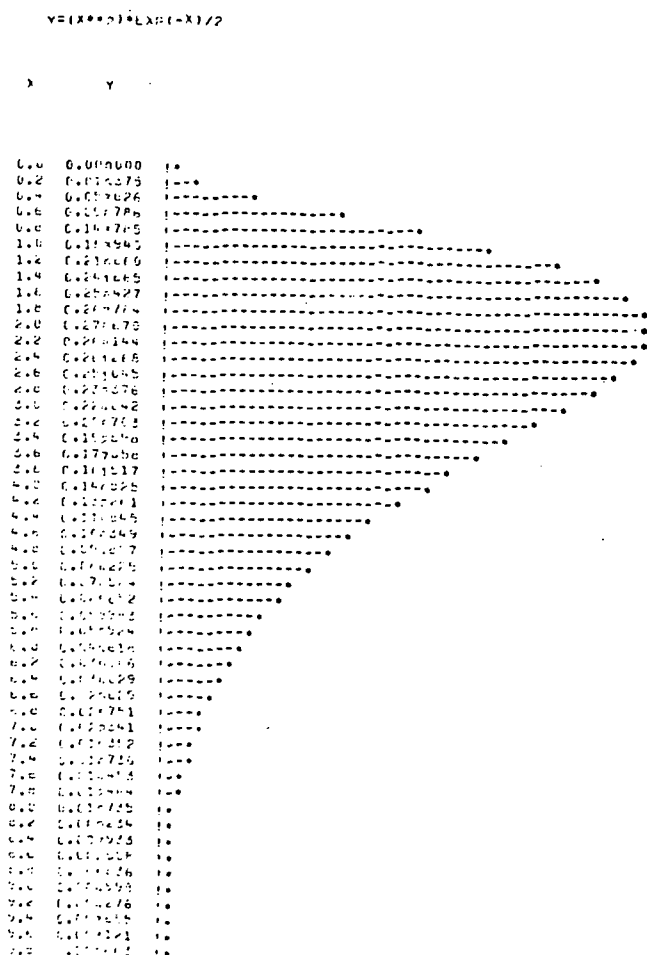
Azzal a feltételezéssel, hogy a vizsgált folyamat minden jel-

forrása azonos csillapítás-paraméterrel rendelkezik, az eredő jel matematikai alakja gerjesztésmentes szakaszon:

$$y_e(t) = e^{-\rho t} \sum_{k=1}^n (a_k \sin \omega_k t + b_k \cos \omega_k t)$$

Az a_k és b_k együtthatók az $x(t) = e^t y_e(t)$ függvény Fourier-felbontásával meghatározhatók.

A következő lépés a gerjesztések vizsgálata. Jellemzésük az eloszlás, ill. sűrűségfüggvény megadásával lehetséges. EMG jeleknél lehetséges az eloszlások kísérleti vizsgálata /4/, EEG jeleknél egyelőre a fordított út járható: a modellben különböző eloszlásfüggvényű gerjesztéseket alkalmazva kiválaszthatjuk a valóságot legjobban közelítő eloszlást. Elvi megfontolások alapján a magasabb rendű Poisson-eloszlások alkalmazhatóságát várjuk (3. ábra).



3. ábra

4. Számítógép program

A modellre készült interaktív program grafikus output perifériával (plotter, grafikus display) rendelkező számítógépen minden olyan eloszlás-függvény kipróbálását lehetővé teszi, amelynek megfelelő véletlenszám-függvény rendelkezésre áll.

A program paraméterei:

A működő jelforrások száma,
jelforrásonként:

- a gerjesztő impulzus amplitudója
- a jelforrás frekvenciája
- a jelforrás csillapítása
- amplitudó tényező az 1. elektródára
- amplitudó tényező a 2. elektródára
- gerjesztési késleltetés az 1. és 2. elektróda között
- az első gerjesztés időpontja a program indításához képest
- az eloszlásnak megfelelő szubrutin azonosítója jönnek számításba,

zajszint,
amplitudó lépték,
idő lépték.

Irodalom

- (1) Petrik O.: Modellezés a technikában. Műszaki Könyvkiadó, Bp. 1966.
- (2) Tomka I., Ivanyos L., Tóth J.: EEG jelek számítógépes értékelése. III. Orvostechnikai Konferencia, Bp.
- (3) Illyés S., Ivanyos L., Tóth J.: Akaratlagosan kiváltott motoros egységpotenciálok számítógépes feldolgozása. 7. Neumann Kollokvium, Szeged.
- (4) Tóth J., Nagy A., Illyés S.: Számítógépes eljárás a motoneuron kialsúlásai közötti időtartamok statisztikai elemzésére. IV. Orvostechnikai Konferencia, Bp.
- (5) Gihman, Szkorohod: Bevezetés a sztochasztikus folyamatok elméletébe. Műszaki Könyvkiadó, Bp. 1975.