

Műszeripari Kutató Intézet, POTE Élettani Intézet,
POTE Idegklinika

Agyi kiváltott potenciál elemzése objektív perimetriához

Bencze József, Grastyán Endre, Héjjas István, Czopf
József, Hegedüs Csongor

Összefoglalás

A látótér határainak meghatározására **általánosan alkalmazott** módszer a perimetriás vizsgálat. A szokásos statikus, vagy dinamikus periméter készülékeknél a vizsgált személy együttműködése alapján lehetséges megállapítani, hogy a retina ingerlés alatt álló pontjában a látási inger létrejött-e. E módszer a vizsgált személy együttműködési készségétől és szándékától függő szubjektív hibákat tartalmaz. A szerzők célul tűzték ki, hogy a látási inger kialakulását a koponyáról elvezetett EEG jelek értékelésével detektálják. A kísérletsorozat, amelynél 1 cps ... 20 cps között periódikus fényingert alkalmaztak igazolja, hogy az ingerlés frekvenciájától függően 20 200 inger hatására a koponya occipitalis területén elhelyezett EEG elvezető elektródák jeléből megbízhatóan ki lehet mutatni jelanalizátor segítségével a kiváltott potenciált. Megállapítható, hogy az így nyert ki-

váltott potenciálnak alakja és nagysága az ingerelt retina területtől függően jelentős mértékben változik. Ezért a kiváltott potenciál jelenlétét legmegbízhatóbban a jel felépüléséből /u.n. "build up"/ lehet megállapítani.

A szerzők ismertetik a kísérlet elméleti alapjait, a mérő-jelanalizáló rendszer összeállítását és a nyert eredményeket.

Az objektív perimetria általános kérdései

A perimetriás vizsgálat célja a látótér határainak valamint az esetleges látótér kiesések megállapítása, illetve esetleg ezen túlmenően a látótéren belüli érzékenység feltérképezése. A retina valamely pontjának érzékenysége az észlelési küszöb reciproka. Az észlelési küszöb valószínűségi szórást mutat, így a gyakorlatban az észlelési küszöbön annak várható /legvalószínűbb/ értékét értik. Az abszolút észlelési küszöb az a fényintenzitás, melyet a sötétre adaptált szem még éppen észrevesz. A relatív észlelési küszöb a háttér megvilágítási szinthez viszonyított, még éppen észlelhető relatív fényintenzitás változás. A relatív küszöb jelentősen függ a háttér fényűrűségétől. A háttér megvilágítás mértékétől függően így photopicus /0,1 cd/m²-nél nagyobb/, mesopicus /0,01-0,1 cd/m²/ vagy scotopicus /0,01 cd/m²-nél kisebb/

szintü vizsgálatról beszélnek.

Ha az ingerlés meghatározott időtartamu fényimpulzussal történik, ugy bizonyos határok között /időtartam: 1-20 msec, átmérő: $15' - 8^{\circ}$ / az érzékenység közelítően arányos a fénypont felületének és a felvillanás időtartamának szorzatával. Meg kell említeni, hogy a látótér valamely pontjának hosszabb ideig tartó ingerlése során az érzékenység az un. "localis adaptatio" következtében csökken.

A hagyományos perimetriás vizsgálatnál a fényinger észlelését a vizsgálati személy szóban, vagy pl. nyomógomb megnyomásával jelzi. A vizsgálat eredményét egyes esetekben az u.n. szubjektív hibák jelentősen eltorzítják. E hibák oka pl. a vizsgálati személy normálistól eltérő /lehangolt, vagy felzaklatott/ lelkiállapota, vagy az, hogy a vizsgálat pozitív vagy negatív eredményéhez a vizsgálati személynek valamilyen érdeke fűződik.

A vizsgálat akkor tekinthető objektívnek, ha az észlelés tényét olyan paraméter mérésével sikerül meghatározni, mely okozati összefüggésben van az észleléssel de a páciens által tudatosan vagy tudattalanul vagy csak elhanyagolható mértékben befolyásolható.

A probléma megoldásának egyik lehetséges egyi kivá tott potenciálok indikálása. Ennek

ja az, hogy a koponya occipitális területe alatt elhelyezkedő látóközpont fokozott elektromos tevékenységet mutat, ha a látótérben észlelhető változások zajlanak le.

Ezen elektromos tevékenység hatása, az ún. kiváltott potenciál /EP = evoked potential/ az EEG háttéraktivitásból elvileg kiszűrhető.

A kiváltott potenciál a látómezőben levő kép bármilyen megváltozásának észlelésekor fellép. Az így keltett villamos jelek amplitudója azonban kicsi és így az a reá szuperponálódó - az agy egyéb villamos tevékenységeiből eredő - háttérzaj /háttéraktivitás/ miatt az EEG-regisztrátumon nem felismerhető.

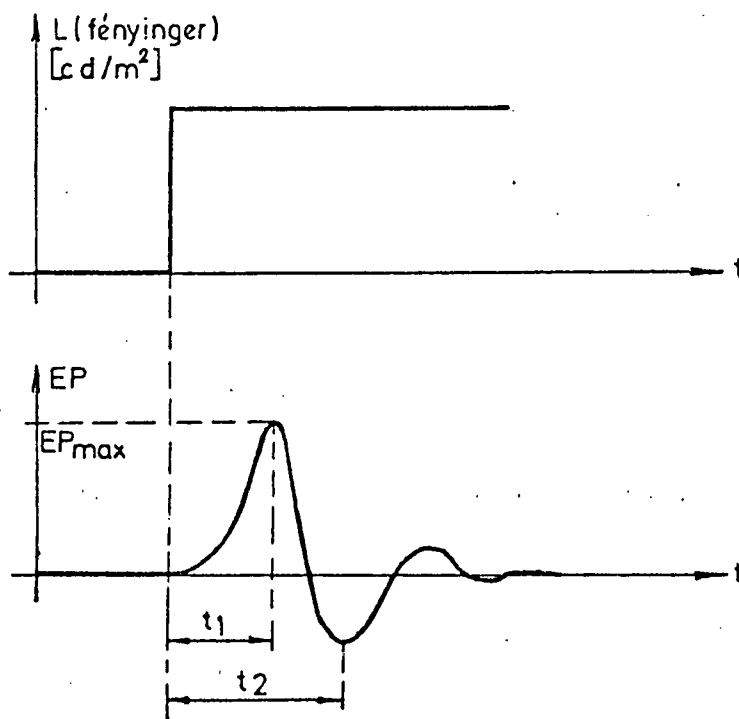
A kiváltott jelek vizsgálatát ezért úgy végezték, hogy sokszor ismétlődő azonos fényingereket alkalmaztak, s az ezekhez tartozó EEG jeleket átlagolták. A szakirodalomban ismerttetett kísérletsorozatok egybehangzó állítása szerint ugrás, vagy impulzus jellegű fényingerlés esetén az 1. ábrán látható jellegű kiváltott potenciál /EP/ észlelhető, ahol egészséges személyeknél:

$$t_1 = 80 \sim 150 \text{ msec}$$

és

$$t_2 = 150 \sim 250 \text{ msec}$$

A kiváltott potenciál csúcserőssége a fényinger amp-



1.ábra

A kiváltott potenciál tipikus jelalakja

litudójától függ. A függés bizonyos határokon belül közelítően lineáris.

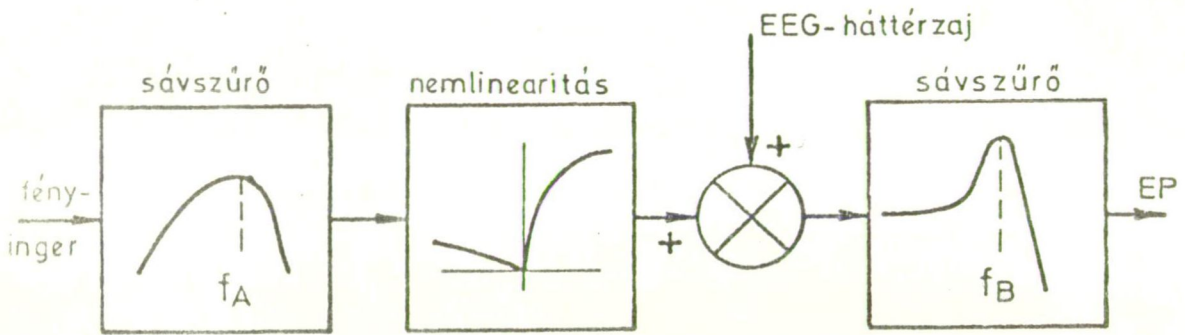
A gyakorlati feladat szempontjából igen fontos az azonos követési idejű periódikus ingerlés hatása. Ha az ingerlési periódusidő $= T$, úgy kézenfekvőnek tűnhetne, hogy a megjelenő kiváltott potenciál úgy adódik, hogy a $T, 2T, 3T \dots$ stb. késleltetésű 1. ábra szerinti jelalakokat egymásra szuperponáljuk. A lineáris szuperpozíció elve itt azonban csak durva közelítést ad, így a periódikus esetre külön vizsgálatokat végeztek. Ennek során a fényinger és az EP közötti átvitel frekvenciatartománybeli tanulmányozására különféle /mint pl. sinusos, négy-szög, trapézjel stb./ típusu és amplitudóju periódikus fényingereket alkalmaztak.

Nagyszámu kísérleti eredmény részletes elemzése alapján a kutatók azt állapították meg, hogy a fényinger és a kiváltott potenciál közötti jelátviteli folyamat a 2. ábra szerinti hatáslánccal közelíthető.

A rendszer a különböző frekvenciatartományokban eltérően működik.

Az alacsonyfrekvenciás modell-változat 20 Hz-nél kisebb frekvenciájú vizsgálójelek esetén írja le a rendszer viselkedését. Ekkor

$$f_A \cong 20 \text{ Hz} \quad \text{és} \quad f_B \cong 10 \text{ Hz}$$



2. ábra

A jelátviteli modell periódikus ingerlésre

A magasabb frekvenciájú modell-változat akkor érvényes, ha a bemeneti fényinger alapfrekvenciája 20 Hz-nél nagyobb.

Ilyenkor

$$f_A \approx 30 \text{ Hz} \quad \text{és} \quad f_B \approx 50 \text{ Hz},$$

ezenkívül a nemlineáris karakterisztika baloldali /negatív bemenetekhez tartozó/ szakasza gyakorlatilag zérus értékű, vagyis a nemlinearitás egyutas egyenirányítóként működik.

A szakirodalomban ismertetett kísérletek tanulsága szerint a kiváltott potenciál eredményes kiszűrése és értékelhetősége érdekében az észlelési küszöböt határozottan meghaladó négyzög-függvény szerint pulzáló ingerlést célszerű alkalmazni. Ennek periódusidejét a továbbiakban T-vel jelöljük. A szűrésre az irodalomban ismertett eredmények, valamint gyakorlati /gazdaságossági/ megfontolások alapján elsősorban a következő lehetőségek érdemelnek nagyobb figyelmet:

- a/ az EEG háttérrel eliminálása az EEG jel T-hosszuságú szakaszainak átlagolásával.
- b/ Az ingerlés és az EEG jel kereszt-korrelációs függvényének vizsgálata.
- c/ Az EEG jel T-eltolási időhöz tartozó autokor-

relációs tényezőjének vizsgálata.

Az átlagolási módszer

A kiváltott potenciált tartalmazó EEG jelet írjuk fel a következő - zérus középértékű - időfüggvénnyel.

$$U(t) = U_E(t) + U_Z(t) \quad (1)$$

ahol $U_E(t)$ a kiváltott potenciál, $U_Z(t)$ pedig az EEG háttértevékenység, mely a feladat szempontjából zajnak tekintendő.

Periódikus ingerlés esetén az $U_E(t)$ kiváltott potenciál is T -szerint periódikus.

Osszuk fel az $U(t)$ függvényt T hosszúságú szakaszokra és képezzük n db ilyen szakasz átlagát. Az eredményül kapott függvény, mely a $0 \leq t \leq T$ intervallumban van értelmezve a következő lesz:

$$\begin{aligned} \bar{U}(t) &= \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} U(t + iT) = \\ &= \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} U_E(t + iT) + \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} U_Z(t + iT) = \\ &= U_E(t) + \bar{U}_Z(t) \end{aligned} \quad (2)$$

Amennyiben az $U_Z(t)$ háttérzaj T periódusidejű

harmonikus összetevője kicsi, úgy az egymást követő $U_z(t)$ szakaszok gyakorlatilag statisztikusan függetlenek. Így az összegezés során bármely t időpontban /ahol $0 \leq t \leq T$ / az $U_z(t+iT)$ valószínűségi változók szórásnégyzeteinek összege azonos lesz az $nU_z(t)$ valószínűségi változó szórásnégyzetével. Zérus középpértékű sztochasztikus jel szórásnégyzete azonban nem más, mint a jel effektív értéke és ebből levezethető hogy:

$$\bar{U}_{Zeff} \approx \frac{1}{\sqrt{n}} U_{Zeff} \quad (3)$$

Vagyis az n szám növelésével az U_{Zeff} - s ezzel a zajösszetevő amplitudója is - egyre kisebbé válik és megfelelően nagy n esetén:

$$U(t) \approx U_E(t) \quad (4)$$

következik be.

A kereszt-korrelációs módszer

Ha az ingerlés és a mérhető EEG jel között statisztikai függés van - ami akkor következik be, ha az EEG jel az ingerléssel okozati összefüggésben álló komponenset is tartalmaz - úgy e két jel kereszt-korreláció függvénye nem zérus. Ez a következő módon igazolható:

Legyen a T -szerint periódikus ingerlő fényintenzitás

időfüggvénye:

$$I(t) + I_0 \quad (5)$$

ahol $I_0 = \text{constans}$ és $I(t)$ középértéke zérus.

Az inger és az EEG jel kereszt-korrelációs függvénye:

$$\begin{aligned} \varphi(\tau) &= \lim_{t_0 \rightarrow \infty} \frac{1}{2t_0} \int_{-t_0}^{+t_0} U(t)I(t + \tau)dt = \\ &= \lim_{t_0 \rightarrow \infty} \frac{1}{2t_0} \int_{-t_0}^{+t_0} U_E(t)I(t + \tau)dt + \\ &+ \lim_{t_0 \rightarrow \infty} \frac{1}{2t_0} \int_{-t_0}^{+t_0} U_Z(t)I(t + \tau)dt \end{aligned} \quad (6)$$

ahol τ az un. eltolási idő. A jobb oldalon álló második tag a benne szereplő zérus középértékű függvények statisztikus függetlensége /korrelálatlansága/ következtében zérus. Az első integrálban viszont két T -szerint periódikus függvény szerepel, így létezik olyan τ -eltolási idő, melynél ennek abszolút értéke maximális. A feladat ezen kritikus eltolási idő, valamint a hozzátartozó maximális korreláció megkeresése.

Az $I(t)$ helyett természetesen használhatunk bár-

mely $I^X(t)$ függvényt is, mely $I(t)$ -vel determinisztikus függési kapcsolatban áll, s így ugyancsak T -szerint periódikus. Legyen pl. az $I^X(t)$ azonos az $I(t)$ ingerlő függvény képzetes alapharmonikusával, azaz

$$I^X(t) = A_0 e^{-j(\omega_0 t + \Psi_0)} \quad (7)$$

ahol A_0 és Ψ_0 valós konstans és $\omega_0 = 2\pi/T$.

A kereszt-korrelációs függvény most:

$$\begin{aligned} \varphi(\tau) &= \lim_{t_0 \rightarrow \infty} \frac{1}{2t_0} \int_{-t_0}^{+t_0} U(t) I^X(t + \tau) dt = \\ &= \lim_{t_0 \rightarrow \infty} \frac{1}{2t_0} \int_{-t_0}^{+t_0} U(t) A_0 e^{-j[\omega_0(t + \tau) + \Psi_0]} dt \end{aligned} \quad (8)$$

Látható, hogy a jobboldali integrálban szereplő τ és Ψ_0 csak az eredmény fázishelyzetét befolyásolja, abszolút értékét nem. Így a kereszt-korreláció abszolút értéke és egyben maximuma:

$$\text{MAX}_{\tau} \varphi(\tau) = |\varphi(\tau)| = \left| \lim_{t_0 \rightarrow \infty} \frac{1}{2t_0} A_0 \int_{-t_0}^{+t_0} U(t) e^{-j\omega_0 t} dt \right| \quad (9)$$

A jobboldali kifejezés az $U(t)$ jel Fourier transzformátjának az ω_0 körfrekvenciához tartozó abszolút

értékével arányos. Ennek előállítása az $U(t)$ jel ω_0 körfrekvenciájú harmonikus összetevőjének kiszűrését jelenti. A feladat megoldása technikailag egy igen keskeny sáv szélességű és az ingerlés frekvenciájával szinkronizált szűrő segítségével elvileg lehetséges, vagyis a kereszt-korrelációs módszer ezen változata megegyezik a REGAN által kidolgozott és publikált szűrési technikával.

Az autokorrelációs módszer

Ha az EEG jelben a kiváltott potenciál jelenléte miatt ω_0 körfrekvenciájú, T periódusidejű harmonikus összetevő jelenik meg, úgy az $U(t)$ EEG jelből képezhető autokorrelációs függvény $\tau = T$ eltolási időhöz tartozó értéke:

$$\varphi(T) = \lim_{t_0 \rightarrow \infty} \frac{1}{2t_0} \int_{-t_0}^{+t_0} U(t)U(t + T)dt \quad (10)$$

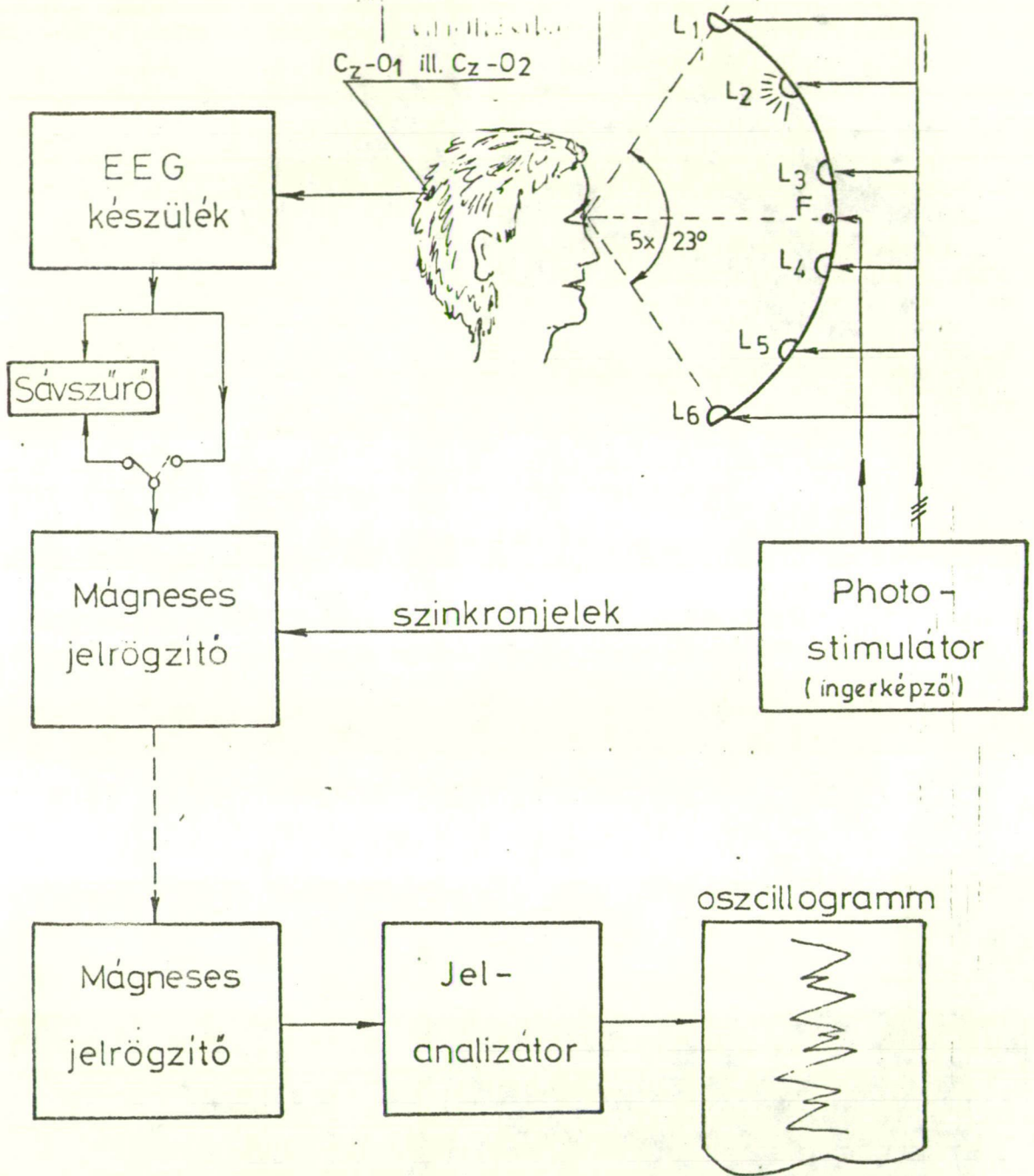
megnövekszik. Ez a jelenség a kiváltott potenciál kimutatására elvileg alkalmas lehet. /A gyakorlatban természetesen nem lehet végtelen időtartamig integrálni, hanem megfelelően hosszú, de véges ideig./

Az alkalmazott kísérleti módszer

A hírközlés-elmélet ismert tételeiből következik, hogy bármelyik szűrési módszer esetén létezik egy olyan minimális szűrési idő, melynél rövidebb idő alatt a kiváltott potenciál jelenlétének megbízható kimutatása elvileg nem lehetséges. Ezen elméleti minimumot a hasznos jel /kiváltott potenciál/ sávszélessége és e sávszélességen belüli jel-zaj viszony határozza meg. A szűrési technika tökéletesítése tulajdonképpen ezen elméleti minimum minél jobb megközelítését célozza.

A MIKI-ben folyó, az objektív perimetriás készülék kifejlesztésével kapcsolatos munka előkészítéseként a Pécsi Orvostudományi Egyetem Élettani Intézetével és Idegklinikájával közösen kísérleteket végeztünk a fentebbi a./ pont alatt tárgyalt átlagolási módszer kipróbálására. A kísérleti elrendezés vázlatát a 3. ábra szemlélteti.

A fényingereket Maggiore-periméterre szerelt 1-20 Hz között beállítható frekvenciával villogó sárgaszínű LED-ek valamelyike szolgáltatatta. A fixációs pont /F/ gyenge vörös fényű LED volt. Az EEG regisztrátumot és a villogási ütemjeleket mágnesszalágon rögzítettük. A rögzítés előtt be lehetett iktatni egy 0,34 Hz sávszélességű szűrőt is, mely a mindenkori villogási frekvenciá-



3. ábra

A kísérleti elrendezés vázlatja

ra volt hangolva. A mágnesszalagon rögzített regisztrátumokat utólag dolgoztuk fel egy KFKI NTA 512 B típusú analizátorral, mely az EEG regisztrátumnak a villogási ütemjelek pillanatával kezdődő T hosszúságú szakaszait összegezte.

Belátható, hogy n db jelszakasz összegezése esetén a kapott eredmény az átlag n -szerese lesz, vagyis a kapott függvény a (2) alapján:

$$U_S(t) = \sum_{i=0}^{n-1} U(t + iT) = n\bar{U}(t) = nU_E(t) + n\bar{U}_Z(t) \quad (11)$$

Mivel a jobboldalon álló első és második tag statisztikusan független, így az összeg-jel effektív értéke a következő összefüggéssel számítható:

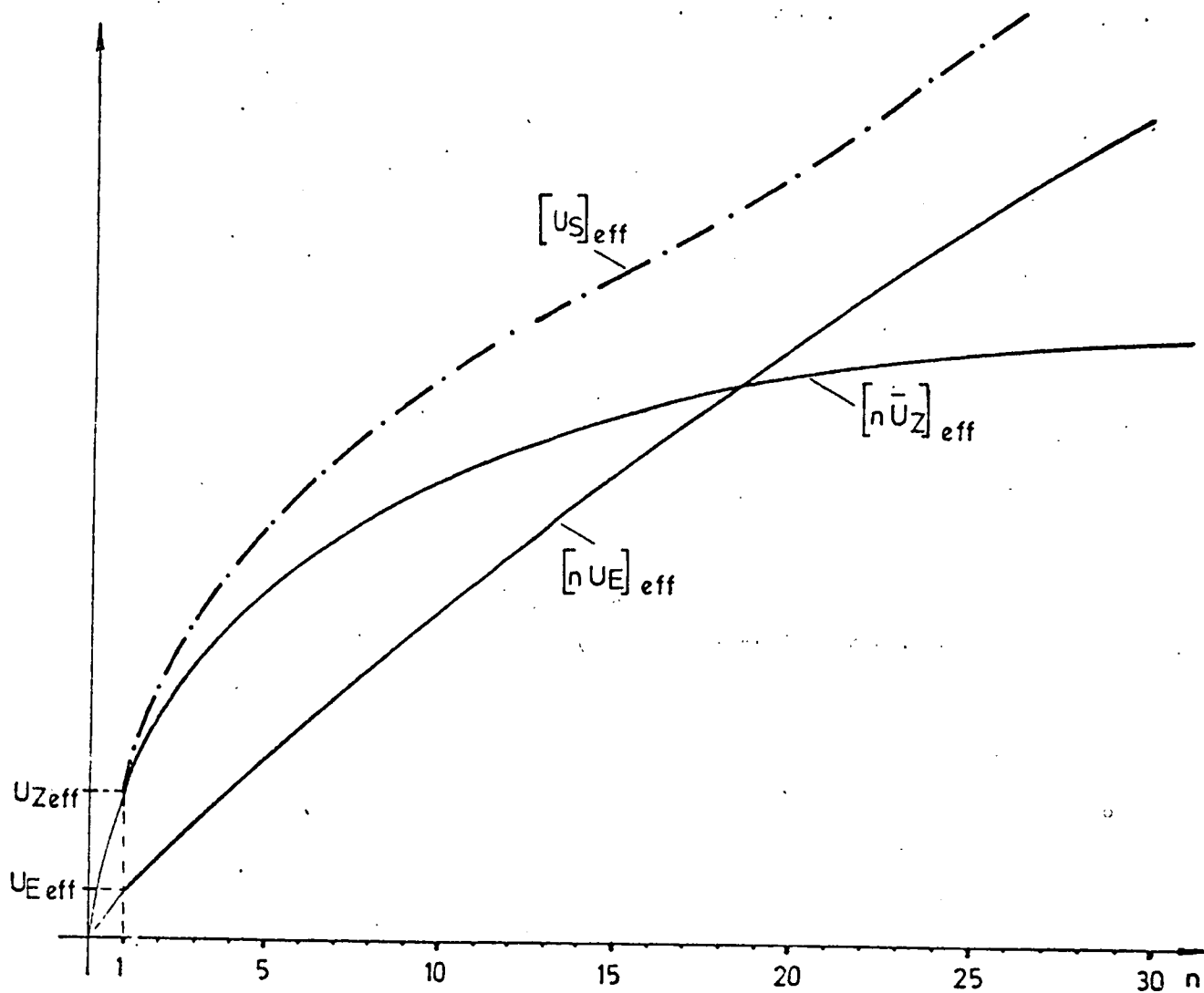
$$[U_S]_{\text{eff}} = \sqrt{[nU_E]_{\text{eff}}^2 + [nU_Z]_{\text{eff}}^2} \quad (12)$$

ahol a (3) alapján:

$$[n\bar{U}_Z]_{\text{eff}} = n \frac{1}{\sqrt{n}} U_{Z\text{eff}} = \sqrt{n} U_{Z\text{eff}} \quad (13)$$

E paraméterek függését az n -ismétlési számtól a 4. ábra szemlélteti.

Amennyiben a jelek alaktényezője nem változik lényegesen az n -függvényében, úgy a 4. ábra szerinti gör-



4. ábra

Az összegezett EEG-jel és összetevőinek elméleti amplitudó növekedése az összegezési szám függvényében

bék jellege a csucstól-csucsig amplitudókra is igaz.

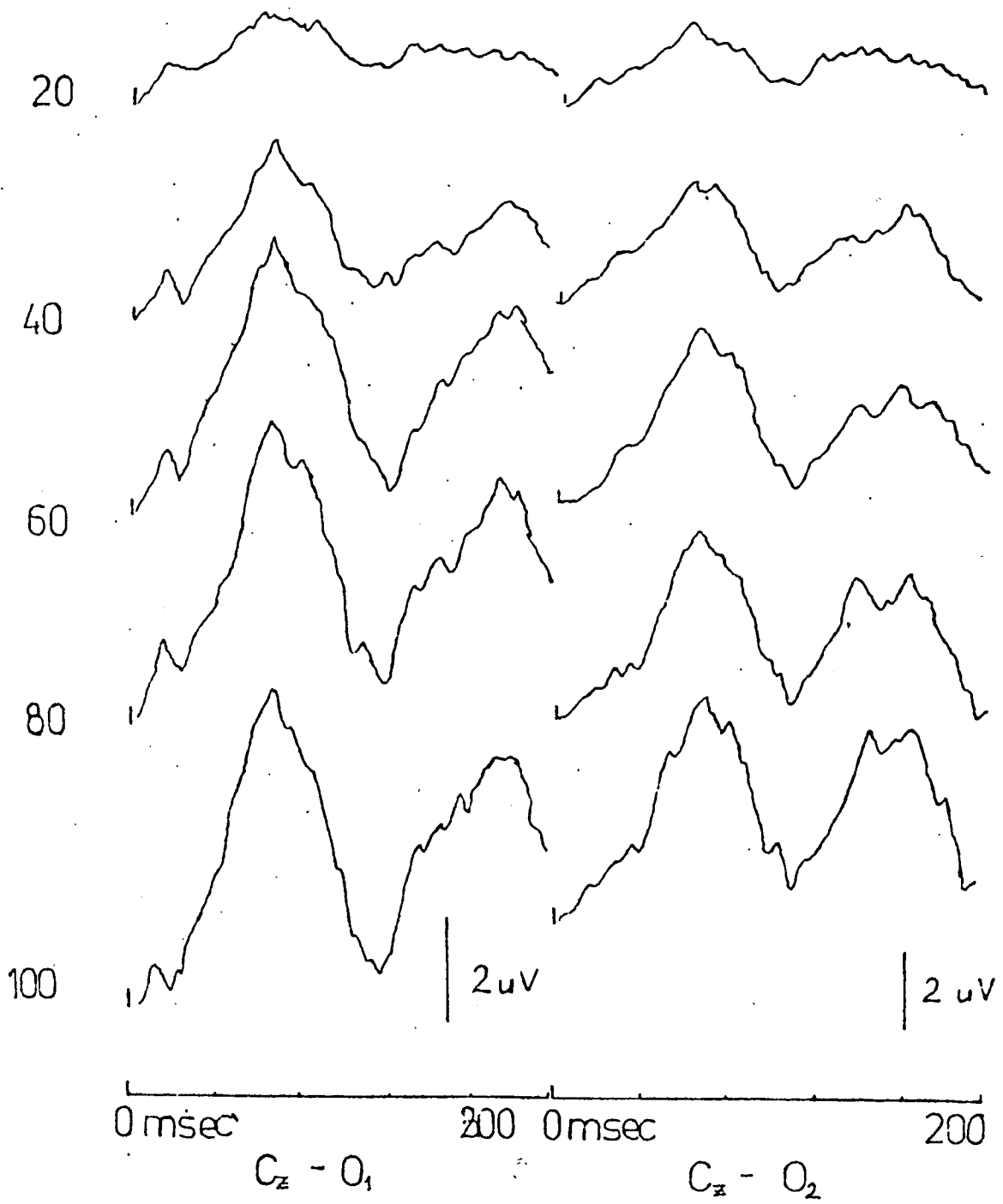
Azt várjuk tehát, hogy a kiváltott potenciált nem tartalmazó EEG-jel összegezett amplitudója az n -összegezési szám növelésével csak lassan - egy fekvő parabola-függvény szerint - növekszik, míg ha kiváltott potenciál van jelen, úgy a növekedés - főleg nagyobb n -értéknél - ennél jóval gyorsabb, csaknem lineáris jellegű.

A 4. ábra természetesen csak az összefüggések jellegét szemlélteti, s lehetséges, hogy a közel lineáris szakasz a gyakorlatban csak jóval nagyobb n -értéktartományban érvényesül.

Kísérleti eredmények

Az elvégzett kísérleteknél kapott néhány felvételt mutat be az 5. ábra. E felvételek 5 Hz-es ingerlés mellett készültek. A felvételekhez tartozó amplitudó növekedéseket az n -összegezési szám függvényében a 6. ábra szemlélteti. Az ábrán a zajnak megfelelő fekvő parabolát szaggatott vonal jelöli.

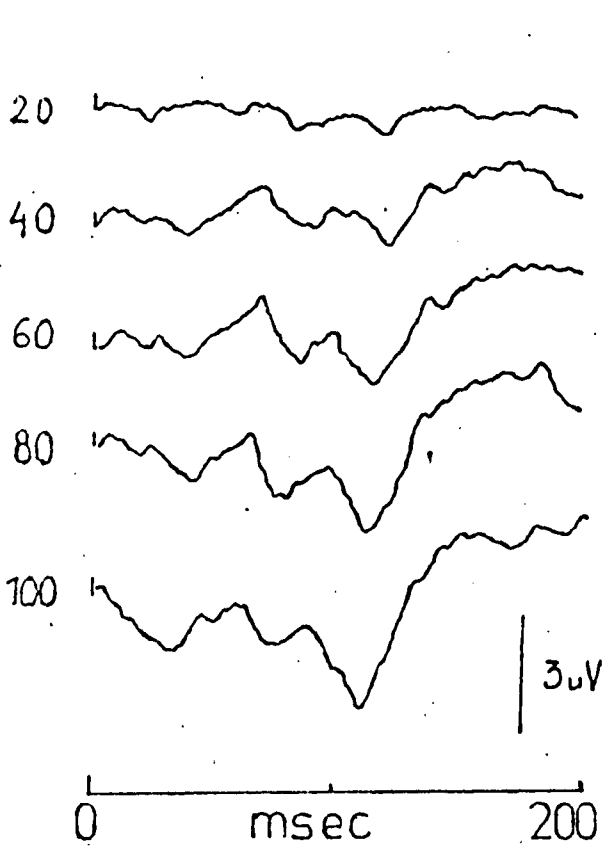
A kísérletek eredménye alapján azt lehetett megállapítani, hogy az alkalmazott elektródák közül legalább az egyiknél a várákozásnak megfelelő amplitudó növekedést lehetett tapasztalni az összegezett jelben, a 4. ábra szerinti közel lineáris növekedés azonban néhány



S.K. B szem V. 2 L.

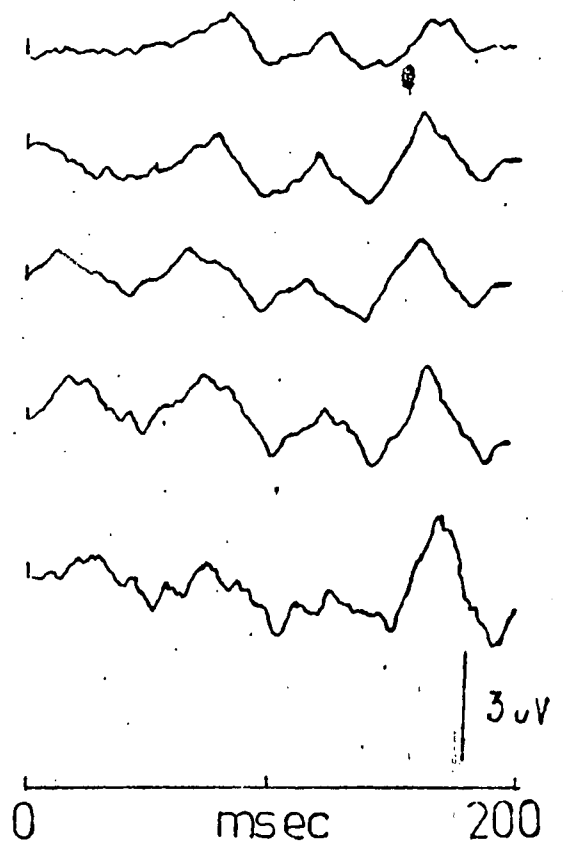
5/a. ábra

Összegezett jelalakok 20-40-60-80-100 ingerlés esetén



C_z - O₂

B. szem V. 3 L.

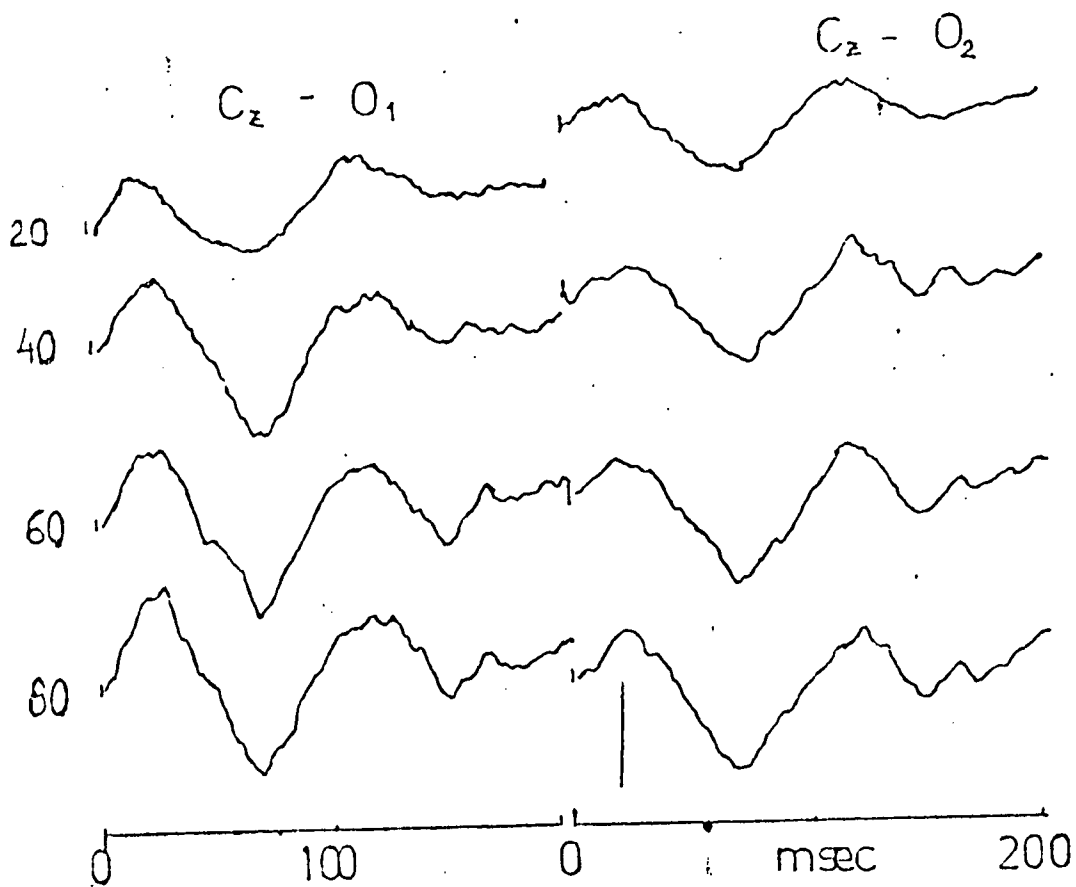


C_z - O₁

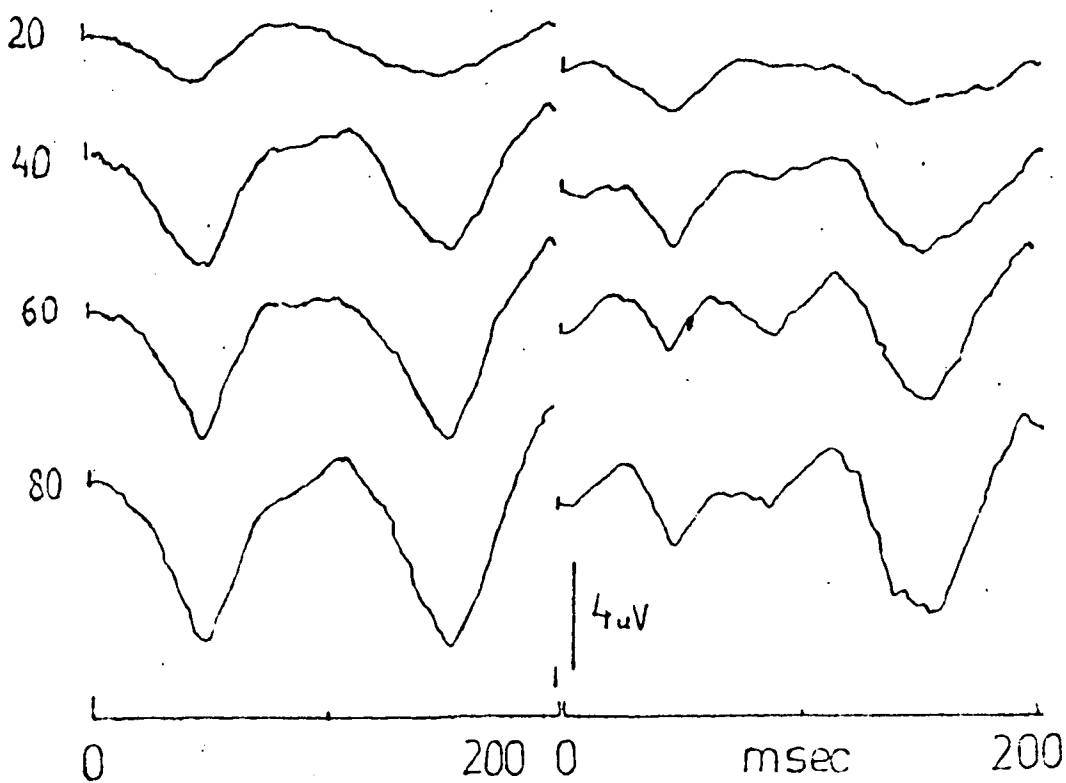
FA. J. szem H. 2 L

5/b. ábra

5/c. ábra

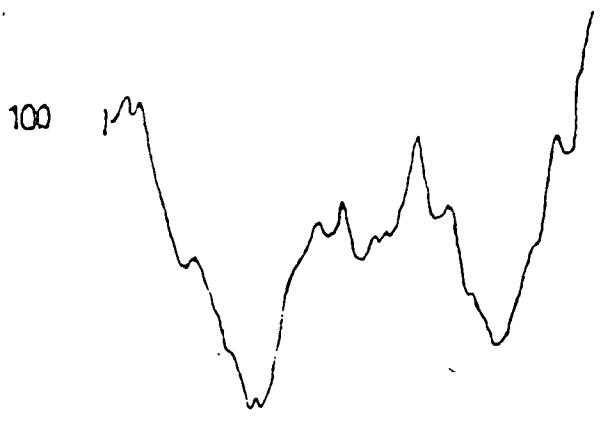
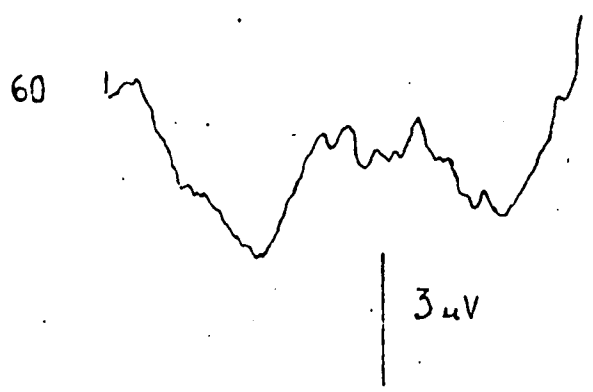
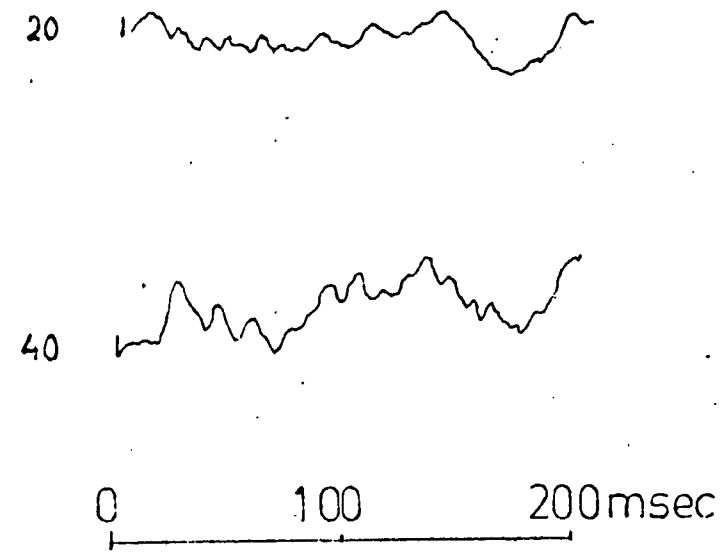


Á.L. B.szem H. 3 L.

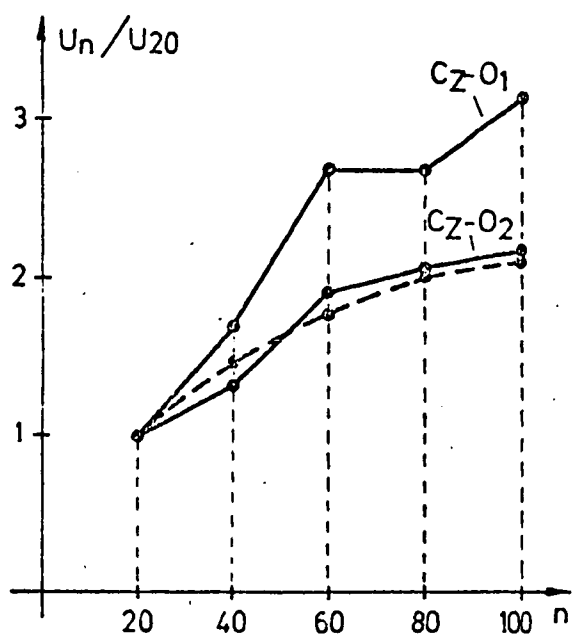


Á.L. B.szem V. 5.L.

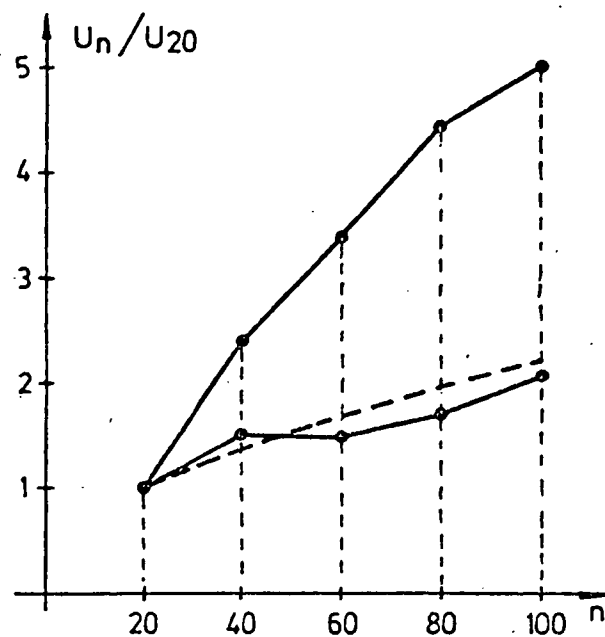
5/d. ábra



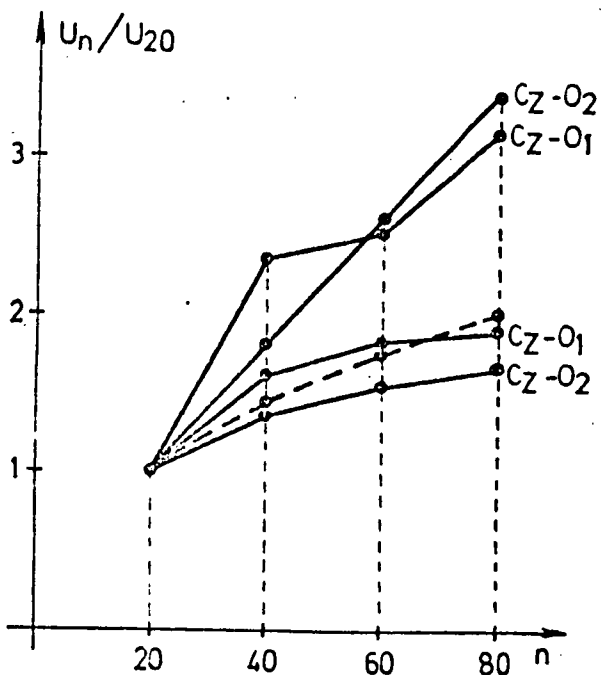
S-nē 5cps



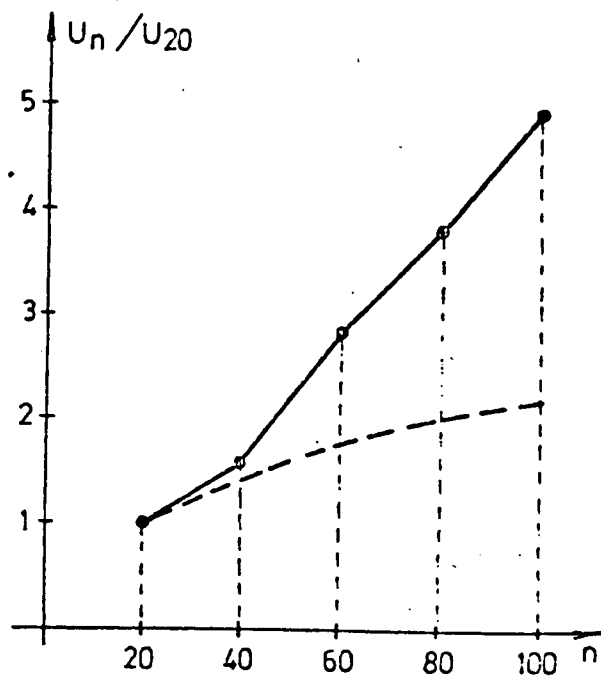
a.



b.



c.



d.

6. ábra

A méréssel felvett összegezett EEG-jelek valóságos amplitudó növekedése az ingerlési szám függvényében

esetben csak nagyobb számu /100-200/ ingerlés után tudott kibontakozni. Így a kiváltott potenciál jelenlétének felismerése 10-30 sec-ot vehet igénybe. A regisztrátumokból azonban ez általában jóval hamarabb is felismerhető arról, hogy míg a tiszta zaj esetén a különböző n-számokhoz tartozó összegezett görbék jelalakjai között durva eltérések vannak, addig a kiváltott potenciál jelenléte esetén a jelalakok egyre hasonlóbba, vagyis az n ismétlési szám növelésével a végső jelalak fokozatosan kibontakozik, mintegy felépül. Ez az u.n. "build up" jelenség. Ez elvileg lehetővé teszi a kiváltott potenciál olyan automatikus indikálását, mely a jelalakok gépi uton történő összehasonlításán alapulna.

Az elvégzett kísérletsorozat alapján az 1-20 Hz frekvenciatartományban az 5 Hz körüli frekvenciájú ingerlés szolgáltatja a legjobban kiértékelhető eredményt. A további kísérletek során szükségesnek látszik azonban a magasabb /20-50 Hz/ ingerlési tartományban is méréseket végezni, s a kereszt-, ill. autokorrelációs módszereket is kipróbálni.

A cél olyan objektív periméter berendezés kifejlesztése, mely lehetővé teszi a teljes látótér automatikus feltérképezését, de félautomatikus üzemmódban képes arra is, hogy a kiválasztott pont ingerlése során a fentebb említett "build up" jelenség egy oszcilloszkóp képernyő-

jén tanulmányozható és diagnosztikai célra felhasználható legyen.

I r o d a l o m

- W. R. Adey: "Spectral analysis techniques and pattern recognition methods for electroencephalographic data", Automated data processing in hospitals - konferencia, Elsinore, 1966 április-május.
- T. W. Anderson: "An introduction to multivariate statistical analysis", Wiley and sons, New York, 1962.
- Benedek, Győri, Madarász: "A retina átviteli függvényeinek közelítése", Szám. techn. és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostud. és biológiában", Szeged, 1971.
- R. G. Bickford: "Computational aspects of the electroencephalogram", IBM - Medical - Symposium, Poughkeepsie, 1959 june.
- M. Brazier: "The Application of Computers to EEG", Computers in Biomedical Research, AP New York, 1975.

- G. A. Brecher, A. W. Worth, M. H. Brecher: "Eine neue Methode für objective Perimetrie" Wiener Med. Wochenschrift 1967, 40:734-735.
- R. F. Cartwright, D. Regan: "Semiautomatic multichannel Fourier analyzer for evoked potential analysis", Electroenceph. clin. Neurophysiol. 1974, 36: 547-550.
- R. M. Copenhaver, G. D. Beinhocker: "Evoked occipital potentials recorded from scalp electrodes in response to focal visual illumination" Investigative Ophthalmology. 1963, 2: 393-406.
- Csáki F.: "Szabályozások dinamikája", Akadémiai Kiadó, Bp, 1966.
- R. G. Eason, B. A. Oden, C. D. White: "Visually evoked cortical Potentials and Reaction Time in relation to Site of retinal Stimulation", Electroenceph. clin. Neurophysiol. 1967. 22: 313-324.
- Fodor Gy.: "Lineáris rendszerek analízise", Műszaki Könyvkiadó, Bp, 1967.
- K. S. Fu: "An introduction to pattern recognition", MTA-AKI közlemények, 1972/3.

- E. L. Greve: "Single and multiple stimulus static perimetry in glaucoma; the two phases of visual field examination", Hága, 1973.
- G. Hening, W. Müller, R. Berndt, E. Haase, G. Elsmann: "Investigation on objective perimetry", Digest of the 10-th International Conference on Medical and Biological Engineering. 1973. Dresden. Session 14-2: 202.
- Kaiser, Petersen: "Automatic EEG tape-computer System for analog-digital data processing of frequency-spectrum information", Automated Data Processing in Hospitals - konferencia, Elsinore, 1966. április-május.
- J. Kluyskens, J. Titeca: "Examen Electroencephalographique du Champ Visuel", Ophthalmologica. 1953: 126.
- M. N. Livanov, V. S. Rusinov: "Mathematical analysis of the electrical activity of the brain", Harvard University Press, Cambridge, Massachusetts, 1968.
- Neumann J.: "A számítógép és az agy", Gondolat, Bp. 1964.
- N. W. Perry, R. M. Copenhaver: "Detection of retinal and occipital responses from noise using discret retinal stimulation", Proceedings of the 4th ISCERG Symposium. J.J.O. 1966. Vol. 10: 372-378.

- Proctor -McCrum: "A computer identification of the EEG in a neurophysiological-behavioral problem", IBM-Medical-Symposion, Endicott, 1963. okt.
- D. Regan: "Evoked potentials in psychology, sensory, physiology and clinical medicine", London, Chapman and Hall Ltd, 1972.
- D. Regan, R. F. Cartwright: "A method of measuring the potentials evoked by simultaneous stimulation of different retinal regions", Electroenceph. clin. Neurophysiol. 1970, 28: 314-319.
- D. Regan, J. R. Heron: "Clinical investigation of lesions of the visual pathway: a new objective technique" J. Neurol, Neurosurg. Psychiat. 1969. 32: 479-483.
- D. Regan, B. A. Milner: "Objective perimetry by evoked potential recording", Limitations. Electroenceph. clin. Neurophysiol. 1978. 44: 393-397.
- G. Schubert: "Die elektrische Aktivität der visuellen Cortex", Wiener klin. Wochenschrift. 1958. 46: 8960.
- T. Shipley, R. Wayne Jones, A. Fry: "Evoked visual potentials and human color vision.", Science, 1965, 150: 1162-1164.

H. G. Vaughan, R. Katzman: "Evoked response in visual disorders", Ann. N. Y. Acad. Sci. 1964. 112: 305-319.

Vincze E.: "Valószínűségszámítás", Műszaki Matematika sorozat, V. kötet. Tankönyvkiadó, 1972.

W. G. Waller: "The Living Brain", Norton, New-York, 1953.

J. D. Wicke, E. Donchin, D. E. Lindsley: "Visual evoked potentials as a function of flash luminance and duration", Science, 1964: 146: 83-85.