

SZIRTES JÓZSEF

DIEKMANN, V., ROTHENBERGER A.  
és JÜRGENS, R.

*MTA Pszichológiai Intézete*

*Sektion Neurophysiologie, Universität Ulm*

## ADALÉKOK A BESZÉDÉSZLELÉS MECHANIZMUSÁHOZ\*

(Verbális kiváltott potenciálok Fourier-analízise egészséges,  
afáziás és jobb félteke sérült személyeknél)

A percepció pszichológiáján belül alighanem a beszédészlelésben érvényesülnek elsősorban az „aktív” észlelés ismérvei; itt fonódnak leginkább össze az érzékleti történések és az alkalmilag aktiválódó motoros képzési folyamatok. A beszédészlelés „motoros” elmélete (Lieberman és munkatársai, 1967) szerint a percepció különböző bonyolultságú szintjein a kódolás nem passzív folyamat; az észlelő rendszer a hallható beszédet a szervezet saját beszéd-képzési folyamataira visszavezetve elemzi. Ezért feltételezik, hogy a saját artikulációs mintákkal történő egyeztetés révén valósul meg a fonetikai kódolás vagy a hangsúly észlelése. Sőt, a szemantikai szintű percepció folyamatban is szerepet tulajdonítanak a befogadóban előálló, „generált” elővételező mintáknak, amelyekkel az észlelő rendszer a beszédet „összeméri” (NEISSER, 1967; HALLE és STEVENS, 1959).

A beszédészlelés pszichológiai elméleteiben a motoros folyamatoknak tulajdonított kitüntetett szerep készítette korábban a szerzők egyikét arra, hogy a beszéd észlelését és -képzését megalapozó idegéletteni történéseket egyaránt kutassa, elektrofiziológiai módszerekkel (SZIRTES, 1975, 1978; SZIRTES és VAUGHAN, 1977).

A szakirodalomból tudjuk, hogy a beszéd-ingerek észlelését vizsgáló jellegzetes elektrográfiai kísérletek diszkriminációs helyzetben mérték a kiváltott potenciálokat: e kísérletekben a vizsgálati személyek beszéd-ingereket különböztettek meg akusztikai, vagy fonetikai szempontból. Kitűnt, hogy az átlagolt kiváltott potenciálok mérési adataiból már következtethetünk a beszédészlelés egyes kódolási szakaszainak agyi szerveződésére. Így kimutatták (WOOD és munkatársai, 1971), hogy csak a beszéd-ingerek *fonetikai* megkülönböztetésekor jelentkezett nagyobb amplitúdójú kiváltott válasz, a bal félteke felett, — ami a nyelvi folyamatok bal féltekei túlsúlyát (lateralizációját) jelzi.

A beszédészlelés mechanizmusainak kutatásakor szükségképpen vizsgálunk kell az észlelés folyamatának lateralizációját: ezt a nemzetközi kutatások előterében álló kérdéskört. Kutatási problémát jelent azonban, hogy az újabb vizsgálatok adatai szerint, a féltekei aszimmetria több egymással kapcsolatban levő tényező eredője lehet. A féltekék aszimmetrikus működését kapcsolatba hozták az alkalmazott ingerlés modalitásával: így az akusztikus minőséggel (DAVIS és WADA, 1977); továbbá a megkívánt,

\*A vizsgálatokat Szirtes József az NSZK-ban az Alexander von Humboldt alapítvány ösztöndíjasaként végezte. A szerzők köszönetüket fejezik ki H. H. Kornhubernek támogatásáért, valamint D. Denneynek kritikai észrevételeiért, továbbá H. Kohlernek az ábrák elkészítéséért. Az eredmények előzetes ismertetésére a MOSS V. kongresszuson került sor (Ulm, 1979).

vagy előnyben részesített kódolási stratégiával (MATSUMIYA és munkatársai, 1972; TEYLER és munkatársai, 1973). Kitént ugyanis, hogy az „elemző” észlelési stratégia (az „egészleges”, holisztikus feldolgozással szemben) a domináns – jobbkezeseknél általában a bal – félteke működési túlsúlyát eredményezi. Ezért esetenként nehéz eldöntünk, hogy vajon az akusztikus-nyelvi ingereket alkalmazó kísérletekben rögzített működési aszimmetriát mily mértékben keltette az akusztikus megjelenítés, illetve a nyelvi jelleg. E probléma megoldásában különleges jelentőséget kaphat a meghatározott idegrendszeri műveletek kiesésével járó agysérüléssel esetek tanulmányozása. Afáziás betegek vizsgálatakor választ kaphatunk arra a kérdésre, hogy a kiváltott potenciál egyes összetevőinek módosulása vajon mennyiben tükrözi a sajátosan beszéd-kódolási szakaszok szelektív sérülését. E betegek kiváltott válaszainak a féltekék közti összehasonlítása ugyanakkor rávilágíthat e műveleti szakaszok lateralizáltságának, illetve sérülésének mértékére is. Így, két ingerlési helyzet – vagy egy helyzeten belül a két félteke között az amplitúdók különbsége – tükrözheti egy adott kódolási művelet háttérben munkáló idegi folyamatok féltekéi túlsúlyát. A válaszok latencia-különbsége pedig rávilágíthat a kódolási folyamat kialakulásának eltérő sebességére a féltekékben, illetve tükrözheti az egyik félteke szervező szerepét, s mindezen folyamatok sérülését.

Ilyen megfontolások nyomán kísérleteinkben összehasonlítottuk az egészséges személyek, a beszéd-felfogás és -képzés zavaraiával járó, valamint a beszéd-működést nem befolyásoló agysérülést szenvedett betegek elektrográfiai vizsgálatában nyert adatokat. Az egészséges és agysérült személyek ilyen vizsgálata egyben lehetőséget teremthet arra, hogy – az agyi funkciók károsodásán belül – a beszéd-mechanizmusok specifikus sérülésének hatását nyomon kövessük a kiváltott potenciálokban, s ezzel hozzájárulhassunk egy objektív diagnosztikai eljárás kialakításához.

E kettős, alap- és alkalmazott kutatási célt szolgáló kísérleteinkben két különböző elemzési eljárást alkalmaztunk. Az agyi bioelektromos válaszokat (1) az idői tartományban az összetevők amplitúdó és csúcslatencia-értékei\* szerint, míg (2) a frekvencia dimenzióban a Fourier-analízis segítségével tanulmányoztuk. A kiváltott potenciálok hagyományos elemzése lehetőséget kínál arra, hogy az információfeldolgozási elméletben feltételezett kódolási (akusztikus, fonetikai, szemantikus) szakaszokhoz hozzárendeljük az egyes komponenseket; illetve, hogy e komponenseket az eltérő, soros/párhuzamos feldolgozási módok mutatóiként tanulmányozzuk. Egyúttal a válaszok amplitúdó- és latenciaértékeiben jelentkező – féltekék közti – eltérés (vagyis az egyik félteke felett mért válaszok kisebb latenciája, illetve nagyobb amplitúdója) rávilágíthat a kódolási folyamatban az egyik félteke viszonylagos működési túlsúlyára. Az agyi válaszok Fourier-analízise viszont értékes felvilágosítást nyújthat a válasz, illetve a válasz egyes összetevőinek előállításában résztvevő folyamatokról. A Fourier-analízis ugyanis lehetőséget kínál arra, hogy körvonalazhassuk az agyi választ felépítő egyes frekvencia-összetevők természetét és ezeknek az elektromos háttértevékenységhez való viszonyát (erre a későbbiekben még visszatérünk).

Az agyi válaszok hagyományos (komponens szerinti) tanulmányozása és Fourier-analízise tehát két, egymással kapcsolatban levő, egymást kiegészítő eljárást képez. Ezért bevezetőnkben áttekintjük, hogy a kiváltott potenciálok hagyományos elemzése mit tár fel az afáziások beszédészlelésének zavaraiából.

\*Csúcslatenciának nevezik az inger megjelenésétől a potenciál összetevő csúcsáig terjedő időt.

## Az afáziások beszédészlelési zavarai és az átlagolt kiváltott potenciál

Dichotikus ingerlési helyzetben (amikor a két fülbe egyidejűleg eltérő ingereket juttatnak) mért felismerési teljesítmények áttekintése során STUDDERT-KENNEDY és SCHANKWEILER (1970) arra következtetett, hogy mindkét félteke hallórendszere „egyaránt képes kivonni a beszéd-jelből az akusztikus mutatókat”, míg „e paraméterekből a nyelvi vonások kiemelésére a domináns félteke specializálódott” (592 old.). Újabb kutatások viszont arra utalnak, hogy az akusztikus és a fonetikai feldolgozás ilyen éles megkülönböztetése, valamint egy sajátos nyelvi feldolgozási folyamat („speech code”, LIBERMAN és munkatársai, 1967) feltételezése nem teljesen helytálló. CUTTING (1978) rámutatott, hogy az eddig kizárólag a beszéd-ingerek észlelésére jellemzőnek tartott kategoriális feldolgozási mód\* megfigyelhető a nem-nyelvi akusztikus ingerek észlelése során is. Mindez felveti annak a lehetőségét, hogy egy akusztikus történést végső azonosítását egyre fokozódóan bonyolult, „fonetikai jellegű” kategóriációk előzik meg.

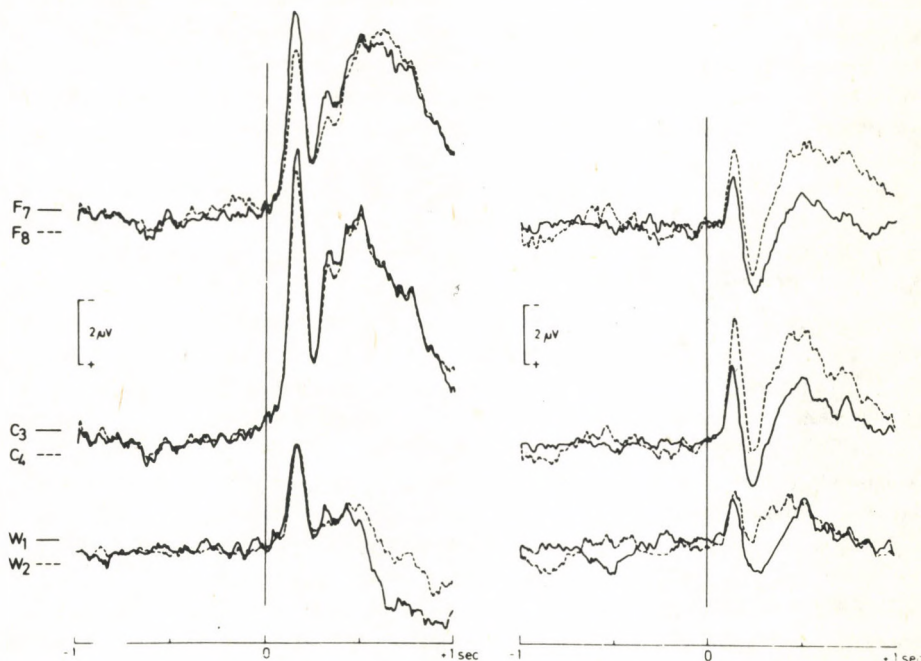
Az észlelési teljesítményt vizsgáló kísérletek feltárták, hogy az afáziások mind az akusztikus, mind a fonetikai kódolási szintre jellemző károsodást mutathatnak. Az afáziás betegek nehezen különböztetik meg a nem-nyelvi akusztikus ingerek sorrendjét, intenzitását (EFRON, 1963; SWISHER, 1967), és a beszéd ingerek diszkriminációjakor teljesítményük javul, ha a lényeges akusztikus jelzővonások (például formáns átmenetek) tartamát megnövelik (TALLAL és munkatársai, 1976). BLUMSTEIN és munkatársai (1977a, b) kimutatták, hogy afáziások képesek akusztikailag megkülönböztetni az eltérő fonémákat, ugyanakkor nem képesek a helyes fonémát megnevezni. E szerzők meggyőzően bizonyítják, hogy az afáziások észlelési tüneteinek fő oka nem az akusztikus kódolási szakaszok zavarában rejlik, hanem abban, hogy a kiemelt akusztikus megkülönböztető vonások felhasználása károsodást szenved a fonetikai osztályozásban.

Számos kísérlet összefüggést tárt fel a fenti kódolási szakaszok és a kiváltott potenciál egyes összetevői, komponensei között. Egészséges személyeknél kimutatták (BUTLER és munkatársai, 1969; LINDSAY, 1971), hogy az agyi válasz 100 msec táján megjelenő nagy negatív (N1) és az ezt követő pozitív (P2) komponense együtt változik az ingerek számos akusztikai tulajdonságával, továbbá, hogy e komponensek a fonetikai műveleteket is tükrözhetik (WOOD, 1977; DORMAN, 1974). Afáziásoknál e komponensekre vonatkozóan ellentmondásos eredményeket közöltek. Egyes szerzők a bal (sérült) és a jobb félteke között csupán latencia különbségeket figyeltek meg (GREENBERG és METTING, 1974), mások (LIBERSON, 1966; KOLMAN és SHIMIZU, 1972) viszont amplitúdó aszimmetriáról számoltak be.

\*A beszédészlelés kategoriális jellegére vonatkozó elképzelést LIBERMAN és munkatársai (1967) alakították ki a művileg szintetizált szótagokkal végzett kísérleteik nyomán. Ha két szótag (például bé és dé) akusztikai jellegzetességeiket tekintve egymástól egyenlő mértékben különböző változatait hozzuk létre, akkor a megfigyelő ugyanazon fonéma (b illetve d) változatai között nem képes diszkriminálni, csupán e két különböző fonéma-osztály között tud különbséget tenni. Azt a jelenséget, hogy a beszédhangok megkülönböztetése nem az ingerek akusztikai sajátosságain, hanem a fonetikai azonosításán alapszik, kategoriális észlelésnek nevezzük. (Ugyanakkor a nem-beszéd jellegű akusztikus ingersor két-két tagját megkülönböztethetjük, függetlenül attól, hogy az összehasonlított ingereket eltérő megnevezéssel, azaz „kategória címkével” tudjuk-e ellátni vagy sem.)

Az egészséges és az agysérült személyekkel végzett, saját kísérleteinkben mért kiváltott potenciálok komponensek szerinti elemzését máshol részletesen közöljük (SZIRTES és munkatársai, 1980), ezúttal csak röviden összefoglaljuk a főbb megállapításokat.

Kísérleteink során - többféle ingerlési helyzetben - szavak felismerésekor mértük az egészségesek, afáziás és jobb félteke sérült betegek\* kiváltott potenciáljait, a fejbőr szimmetrikus frontális, centrális és temporális területei felett. Az egészségesek és az afáziások kiváltott potenciáljai közti eltéréseket két osztályba soroltuk: (a) az agyi válaszok egyes komponenseinek amplitúdó- és/vagy latenciaértékeiben mutatkozó különbségek; továbbá (b) a potenciál egészének alakjában megnyilvánuló eltérés (1. ábra).



1. ábra

Nyolc egészséges (bal oldal) és 12 afáziás (jobb oldal) személynél a bal és jobb frontális (F7, F8), centrális (C3, C4)-, és temporális (W1, W2) területek felett mért összes kiváltott potenciálból képezett (csoport) „nagy átlagok”. Függőleges vonal jelzi az inger megjelenését, az előtte levő szakasz az átlagolt nyugalmi vagy háttértevékenység.

(a) A kiváltott válaszban az ingerlés alatti (és azt követő) 200–250 msec-on belül jelentkező összetevők lényegesen különböztek az egészségesek és az afáziások csoportja között. A korai pozitív komponens (P1) hosszabb csúcslatenciát és nagyobb amplitúdót mutatott a betegeknél. Az első nagy negatív összetevő (N1) szignifikánsan nagyobb amplitúdóval jelent meg az egészséges személyeknél. Afáziásoknál, emellett, hogy az N1 amplitúdója mindkét félteke felett kisebb volt mint az egészségeseknél, e

\*Ezúttal eredményeink közül csak az egészséges és az afáziás személyek adatainak eltérésére mutatunk rá.

komponens jelentős féltekei különbséget is mutatott: kisebb volt a sérült oldal felett. Az N1 összetevő alakulásával szemben a 200 msec táján megjelenő pozitív, P2 komponens jóval kifejezettebb volt a betegek csoportjánál.

A monaurális helyzetben (az egyik fül ingerlésekor) fellépő agyi válaszok elemzése nyomán megállapítottuk, hogy az afáziásokra jellemző – már említett – potenciáلتérések feltehetően nem a hallópályák és a legkoraibb kérgi folyamatok károsodását tükrözik, hanem inkább az ezt követő akusztikus és fonetikai kódolási szakaszok sérülésére utalnak. Ezért úgy véljük, hogy az afázias betegeknél a kisebb N1 és a nagyobb P2 komponens – az egészségeseknél tapasztalt fordított viszonyhoz képest – a nyelvi feldolgozási kapacitás beszűkülését jelezheti. Értelmezésünket alátámasztotta a diotikus (a két fülben egyidejűleg azonos inger jelenik meg) és a dichotikus (a két fülbe párhuzamosan eltérő szavak jutnak) helyzetben adott válaszok elemzése is: a bonyolultabb nyelvi ingerlésekor (dichotikus helyzet) az egészséges személyek kiváltott potenciáljainak N1 komponense növekedett, míg afáziásoknál változatlan maradt. Ugyanakkor valószínű, hogy kísérletünkben afáziásoknál az N1 amplitúdójának kétoldali csökkenése a feladatra vonatkozó, a kódolást kísérő figyelem csökkenését is tükrözi.

(b) Az egészségesek és az afáziások csoportja között különbséget rögzítettünk a kiváltott potenciálok egészének alakjában és jellegében is: az egészséges személyek válaszai a negatív polaritás felé tolódtak el. Az irodalmi adatokkal összhangban (NÄÄTÄNEN és MITCHIE, 1979; HILLYARD és *munkatársai*, 1978) a válaszok ilyen negatív irányú eltolódását elsősorban a fokozott figyelmi folyamatok jeleként értelmeztük.

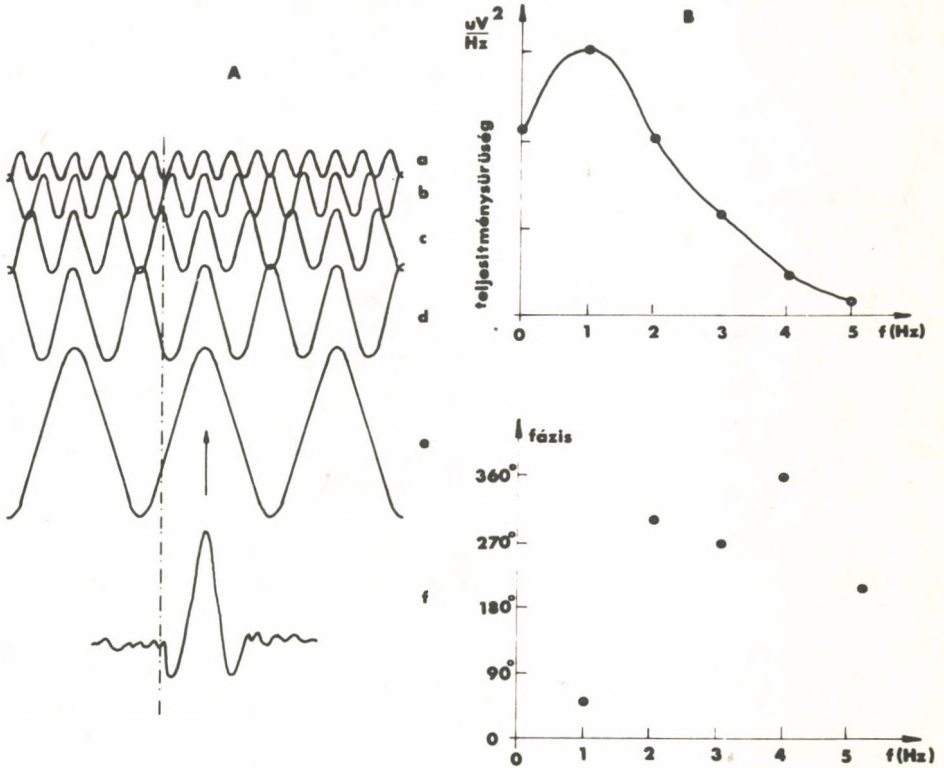
Ily módon az afázias betegeknél a nyelvi ingerrel kiváltott agyi válaszok változásáért a specifikus kódolási- és a figyelmi folyamatok kapacitásának károsodása egyaránt felelős lehet.

### Az agyi kiváltott válasz Fourier-analízise

Az ingerlés hatására megjelenő (kiváltott) agyi válasz hagyományos, az időben egymást követő komponensek szerint végzett elemzésével szemben, a Fourier-analízis más jellegű megközelítést tesz lehetővé. A Fourier-analízis – némi leegyszerűsítéssel fogalmazva – a függvényt (például a kiváltott potenciált) harmonikus frekvenciájú, különböző amplitúdójú és fázisú szinusz hullámokra bontja fel (2. ábra). Ezzel az eljárással feltárható, hogy az agyi válasz egésze milyen frekvencia-összetevőkre bontható, s hogy ezek az összetevők hogyan viszonyulnak az agyi elektromos háttértevékenységhez. Így, a Fourier-analízis lehetőséget nyújt annak az, elméletileg jelentős kérdésnek a vizsgálatára, hogy ingerlésekor az EEG háttértevékenység különböző frekvencia-összetevőinek nagyság- és fázis változásai vajon milyen szerepet játszhatnak a kiváltott potenciál előállításában. Ilyen elemzéssel ellenőrizhetjük azt a feltevést, amely szerint a kiváltott potenciálok eredete nem kizárólag additív folyamattal – vagyis az alaptevékenység és a válasz összeadódásával – magyarázható, hanem a kiváltott válasz előállhat az alaptevékenységet alkotó frekvencia-sávok fázis értékeinek rendeződése, „szinkronizációja” révén is, amint azt a 2. ábra is érzékelteti (SAYERS és *munkatársai*, lásd később).

Az említett – elméleti szempontból jelentős – kérdésen kívül a Fourier-analízis

lehetőséget nyújt arra, hogy két agyi válasz között ne csak a hullámforma egészére vagy ennek egyes komponenseire vonatkozóan állapítsunk meg különbségeket, hanem segítségével – adott esetben – eltéréseket rögzíthessünk a két választ (hipotetikusan) felépítő egyes frekvencia-sávok között is. (Analogiával világítva meg az eljárást: két kü-



2. ábra

A Fourier-analízis sematikus ábrázolása. A bal oldalon (A): a különböző amplitúdójú- és az átlagolás indításakor (függőleges vonal) eltérő fázis-szögű szinusz hullámok (a–e) összeadódásából kiváltott potenciál típusú jel (f) állítható elő.

A Fourier analízis során ennek a műveletnek a fordítottja valósul meg: az összetett jelet (átlagolt potenciált) különböző frekvenciájú szinusz hullámokra, valamint a jelnek az alapvonalhoz viszonyított eltolódását kifejező, 0 Hz-es egyenáramú összetevőre bontjuk. Ennek során meghatározzuk (jobb oldalon (B)) minden egyes (szinusz) frekvencia-összetevő amplitúdóját (azaz teljesítményét)  $\mu V^2$ -ben, illetve az egyes szinusz hullám-összetevők fázis (szög) értékeit.

lőnböző hangszeren megszólaló azonos zenei hang felharmonikusáiban a mutatkozó különbségek megállapítása hasonló eljárással történik.) A mondottak alapján lehetséges, hogy különböző helyzetekben vagy különböző személyeknél a mért agyi potenciál más-más frekvencia-sávjai mutatják a legnagyobb amplitúdót, és ez magyarázhatja a potenciálok hullámformájának eltérését. Ugyancsak a hullámforma változását okozhatja, ha az azonos amplitúdójú harmonikus összetevők eltérő fázis (szög) értékkel illeszkednek egymáshoz, különböző mértékű szinkronizációt mutatnak. Ily módon Fourier-

analízissel megvizsgálhatjuk, vajon a két félteke kiváltott potenciáljainak frekvencia-összetevői hasonló fázisértékeket mutatnak-e.

Egyúttal azonban hangsúlyoznunk kell: az olyan eljárás sikere, amely a választ szinusz hullámokra bontva vizsgálja, még nem bizonyítja, hogy az agyi válasz a valóságban ténylegesen csak hullám-összetevődés útján áll vagy állhat elő. Mindazonáltal az agyi bioelektromos tevékenység hullám-természete, „periodikussága”, továbbá a különböző frekvenciájú hullámtevékenységek ismert kapcsolata az eltérő viselkedéses teljesítményekkel és tudati állapotokkal – számos egyéb megfontolás mellett – indokolja, hogy a kiváltott agyi választ Fourier-analízissel is vizsgáljuk.

### Az agyi válaszok frekvencia összetevőinek kísérleti vizsgálata

A számítástechnika előrehaladtával a kísérleti elektrofiziológiában lehetővé vált az agyi aktivitás egyes frekvencia összetevőinek mérése. A korai kísérletekben összefüggést kerestek a kiváltott potenciál frekvencia-összetevői és meghatározott pszichikus tulajdonság, képesség között. Így GREENBERG és GRAHAM (1970) a beszéd- és a zenei ingerek tanulását kísérte nyomon az ingerekre adott kiváltott potenciálok Fourier-analízisével nyert amplitúdó (teljesítmény) spektrumában\*. E szerzők eredménye szerint a tanulás folyamatát a teljesítmény-spektrum csökkenése, azaz deszinkronizáció kísérte. Vizsgálatuk egyben adatokat szolgáltatott a féltekei-aszimmetria kérdéséhez is: a szó-ingerek tanulása elsősorban a bal féltekei-, a zenei ingerek tanulása pedig a jobb féltekei spektrum változásával volt kapcsolatban. A féltekék közti működési aszimmetria talán legjelentősebb vizsgálatának DAVIS és WADA (1977) munkája tekinthető. A szerzők koppanó hanggal, illetve fény-ingerral kiváltott potenciálok Fourier-analízise segítségével kimutatták, hogy az ingerlés modalitásától függően, a két félteke részvétele az információ feldolgozásában alapvetően eltér: így az akusztikus ingerek feldolgozása a bal félteke működési túlsúlyával jár együtt.

A vizsgálatok általában a teljesítmény-spektrum adatait vették figyelembe. SAYERS, BEAGLEY és HENSHALL (1974a, b) az egyes frekvencia-sávok teljesítménye mellett azok fázis-értékeit is elemezte. A szerzők összehasonlították a küszöbalatti és küszöbfeletti szinuszos hangokkal kiváltott, s a fej középvonaláról elvezetett potenciálok – Fourier-analízissel nyert – teljesítmény és fázis-spektrumait. Megállapították, hogy a küszöbalatti ingerlést kísérő átlagolt EEG aktivitás (mely lényegében átlagolt nyugalmi aktivitásnak tekinthető) frekvencia-összetevőinek fázis-értékei  $+180^{\circ}$  és  $-180^{\circ}$  között véletlenszerűen szóródnak. Küszöbfeletti ingerléskor viszont a kiváltott potenciál frekvencia-összetevőinek fázisértékei meghatározott csoportosulást, szinkronizációt mutatnak. Sayers és munkatársai következtetése szerint a kiváltott potenciál előállásában jelentős szerepet játszhat az agyi nyugalmi tevékenység különböző frekvenciájú összetevőinek szinkronizációja.

*Saját kísérleteinkben a módszer kiválasztása* azt célozta, hogy a Fourier-analízis alkalmazását kiterjesszük a nyelvi ingerekkel kiváltott agyi válaszok vizsgálatára. A

\*Egy adott frekvenciájú jel teljesítménye a jel amplitúdójának négyzetével arányos. A teljesítmény-spektrum tehát a jelet felépítő frekvencia-összetevők teljesítményének eloszlása a frekvencia függvényében.

frekvencia elemzés módszerével nyert adatokat ugyanakkor összevetettük a kiváltott potenciál hagyományos értékelésének — azaz a komponensek „idő dimenzióban” végzett elemzésének — eredményeivel. Ezúton akartuk felmérni azt, hogy a beszéd-mechanizmusok megértésében az agyhullámok elemzésének e kétféle módszerétől — egymáshoz viszonyítva — milyen eredményeket remélhetünk. Továbbá a Fourier-analízis segítségével következtetést kívántunk levonni a kiváltott potenciál keletkezéséről kialakított — korábban jellemzett — elképzelések helyességére vonatkozóan. Kérdésként merült fel az is, vajon a kiváltott potenciálok Fourier-analízise nyújthat-e újabb diagnosztikai támpontot a féltekei károsodások funkcionális megítéléséhez?

## Módszer

### *Kísérleti személyek*

Az ismertetendő vizsgálatban ugyanazon személyek felvételeit dolgoztuk fel, mint a kiváltott potenciál hagyományos elemzésével foglalkozó, említett cikkünkben. Az egészséges személyek csoportjában nyolc jobbkezes felnőtt (18–34 év között) vett részt. A betegek súlyos érrendszeri károsodást szenvedett, az Ulm-i Orvosegyetem Neurológiai klinikájának ambulanciáján gondozott személyek voltak. Az afáziás csoportot 12 bal félteke sérült beteg (36–77 év között) képezte. E betegek beszédkárosodásukat tekintve motoros, illetve globális afáziások voltak. A jobb félteke sérültek (JFS) csoportját 6, beszédkárosodást nem mutató beteg (21–75 év között) alkotta.

A kísérleti személyek hallását előzetesen audiometriás vizsgálattal ellenőriztük; megállapítottuk a 250–4 000 Hz közti szinuszhangok hallási küszöbértékeit. Egyetlen beteg sem mutatott 30 dB-nél nagyobb halláscsökkenést vagy jelentős eltérést a két fül küszöbértéke között.

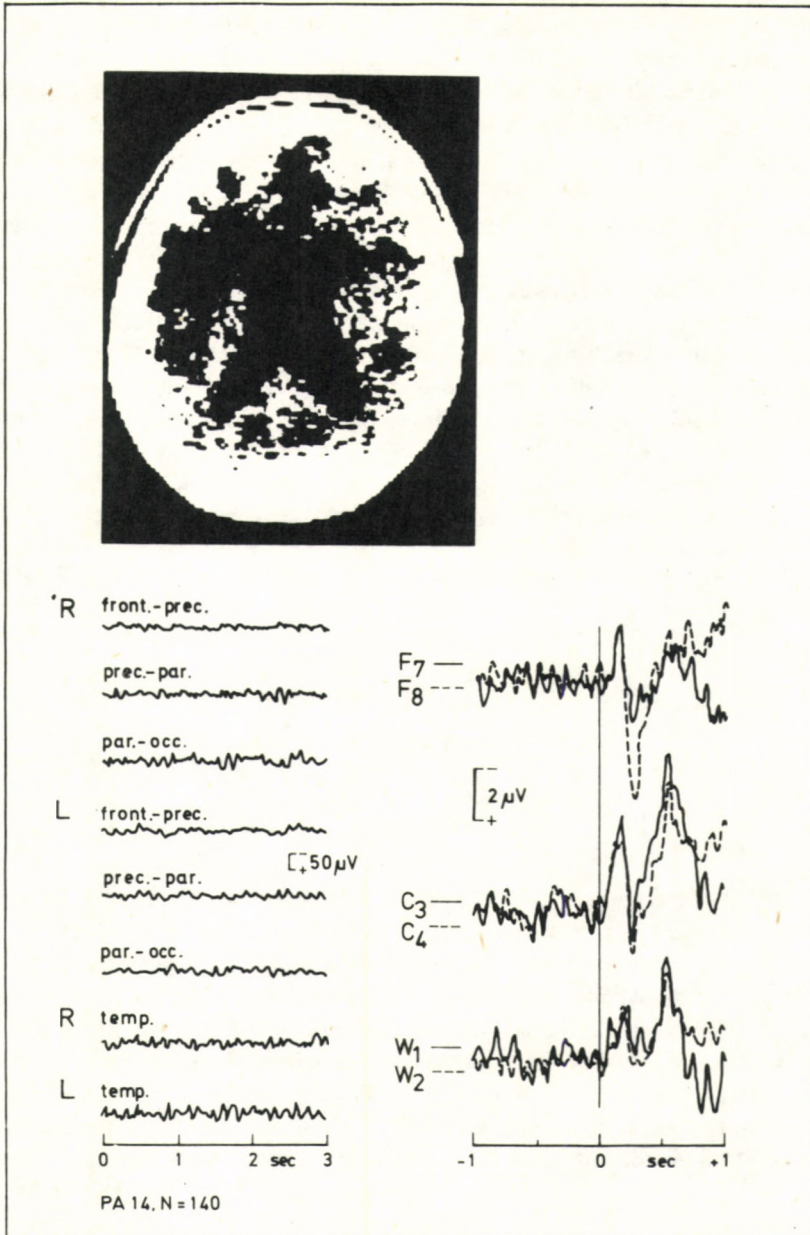
### *Eljárás*

Beckman-féle ezüstklorid elektródokat helyeztünk el a fejbőr szimmetrikus frontális (F), centrális (C) és temporális (W) területein, a nemzetközi 10–20 rendszernek megfelelően az F7 és F8, a C3 és C4 pontokon, valamint a T3–T5 (W1) és a T4–T6 (W2) pontok közti távolság felénél. Referenciaként a két fülháttra helyezett összekötött elektród-pár szolgált. A szemmozgásokat a szem felett és a bal külső szemzúgban elhelyezett elektródokkal ellenőriztük. Az unipolárisan elvezetett agyi aktivitást Elema EEG készülékkel (időállandó 1.2 sec) erősítettük fel és Sangamo típusú jeltárolón rögzítettük.

Ingerként egy- és kétszótagú szavakat alkalmaztunk; az ingereket Uher magnetonfonról, mintegy 60 dB erősséggel, fülhallgatón keresztül exponáltuk. A halláscsökkenést mutató betegeknél az ingerek intenzitását kiegyenlítettük.

A kísérleti személyek közepesen megvilágított szobában, fekvő helyzetben hallgatták az ingereket, s szemükkel egy kis égőt fixáltak. Az egészséges személyek egy részénél, továbbá mindazon betegeknél, akiknek a kommunikációs készsége ezt lehetővé





3. ábra

Balra fent: enyhe motoros afáziás tüneteket mutató beteg számítógéppel készített tomográfias röntgen felvétele (a bal féltekében az elülső frontális területen látható sötét folt jelzi az agyi károsodás kiterjedését); balra lent: részlet a rutin EEG-ből (L=bal, R=jobb félteke); jobb oldalon: a frontális (F)-, a centrális (C)- és a temporális (beszéd-asszociációs (W1) és ennek megfelelő jobb féltekei (W2) területekről mért potenciálok „nagy átlagai”.

tette, a szóinger elhangzása után 3–4 másodperccel a szavak megnevezését, ismétlését kértük. Jelentős beszédkárosodást mutató betegeknél a vizsgálat idején az egyik kísérletvezető mindvégig a betegek mellett tartózkodott és időről-időre félbeszakítva az ingerek megjelenítését, felkérte a beteget, írja le az éppen hallott szót. Így ellenőriztük a beteg figyelmi szintjének állandóságát.

A kísérleti helyzetek — amelyek eredetileg a válaszok összetevőinek korábban ismertett, hagyományos elemzését szolgálták — a következők voltak: a bal-, illetve a jobb fül önálló ingerlése (monaurális helyzetek), a diotikus és dichotikus ingerlési helyzet.

Az elektrográfiás felvételek feldolgozásakor személyenként öt átlag potenciált állítottunk elő: egyet-egyét a négy helyzetben, és egy ú.n. „nagy átlagot”, amely a négy helyzetben nyert válaszok összege volt. Az off-line végzett feldolgozás során mindegyik átlag esetében 1–1 sec időtartamú, ingerlés előtti és alatti EEG szakaszokat átlagoltunk PDP–12 számítógépen. Az ingerlés alatti szakasz megfelel az ingerre adott kiváltott potenciálnak. (Lásd 1. és 3. ábra.) Az átlagolás során az EEG tevékenységet 7.8 msec mintavételi idővel, 10 bit-es feloldásban digitalizáltuk. Az inger előtti (nyugalmi) és inger alatti (kiváltott potenciál) átlagokat Telefunken nagyszámítógépen Fourier-analízissel elemeztük (DIEKMANN, 1978). Az alapfrekvencia — azaz 1 sec-os átlagok esetében az 1 Hz-es összetevő — harmonikusainak teljesítmény- és fázis-spektrumát határoztuk meg.

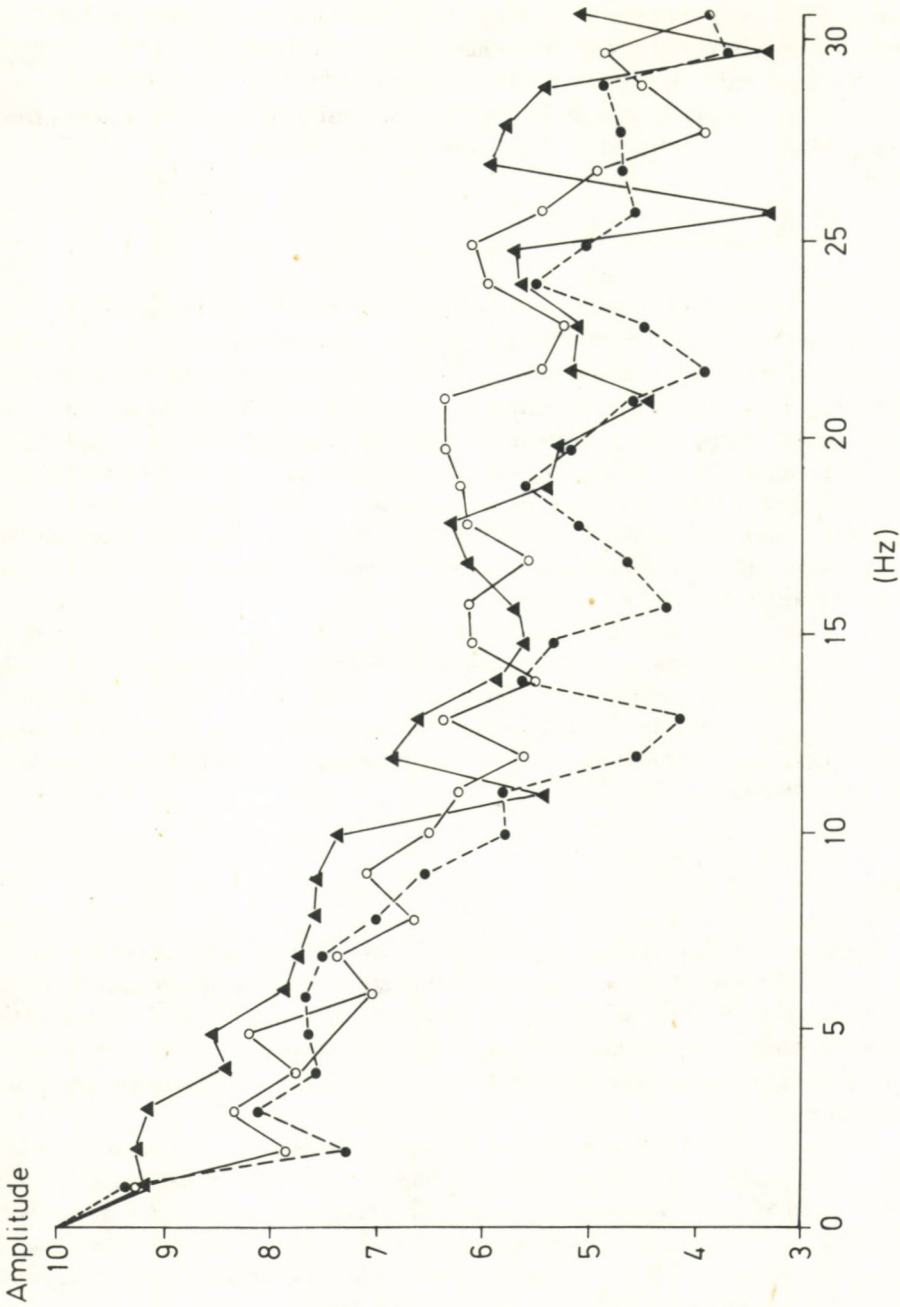
## Eredmények és megvitatás

### *Teljesítmény-spektrum*

A 4. ábrán 3 személy adataival illusztráljuk a szokásosan megfigyelt teljesítmény-eloszlás mintáját. Egészséges személyeknél a frontális és centrális területek „nagy átlagainál” az energia a legnagyobb értéket az egyenáramú (0 Hz) komponensnél mutatta\*. A temporális válaszokban viszont a maximális energia 16 esetből tizenben az 1 Hz-es összetevőnél jelent meg. Az afáziás betegek nagyobb variabilitást mutattak, így elsősorban a frontális területekről, valamint a Wernicke arearól elvezetett „nagy átlagoknak” csupán a felénél jelentkezett a maximális teljesítmény 0 Hz-nél.

Az egészséges és az afáziás betegeknél a teljesítmény-spektrum eloszlásában más különbséget is megállapítottunk: egészségeseknél a frontális és centrális válaszra jel-

\*Meg kell jegyeznünk, hogy az egyenáramú összetevő e nagy teljesítmény-értéke nem vezethető vissza a felvételkor az erősítőkből eredő egyenfeszültség-szintre, mivel átlagolásakor a program a feszültség szintjének ilyen eltolódásait automatikusan kiigazította (azaz az ingerlés előtti szakasz eltolódását kivonta a válaszból). Valószínűbb, hogy az 1 Hz-nél lassúbb potenciál-ingadozások — melyek a kiváltott válasz negatív irányú eltolódását okozhatják — az egyenáramú komponens teljesítmény-értékében jutnak kifejezésre.



4. ábra

Három személy (● — egészséges, △ — afáziás, ○ — JFS) „nagy átlag” potenciáljainak teljesítmény spektruma, vagyis az egyes frekvencia sávokban az amplitúdók viszonylagos eloszlása. (Az amplitúdó értékeket normalizáltuk, azaz a maximális amplitúdót mutató frekvencia sáv (itt 0 Hz) értékéhez képest az ordinátán logaritmus egységekben fejeztük ki.)

lemző volt, hogy 0 és 1 Hz után az energia erőteljesen csökkent, míg afáziásoknál a 0–3 Hz tartományban ilyen kifejezett csökkenés ritkán volt tapasztalható.

A teljesítmény-spektrum lefutását 3–20 Hz között az energia folyamatos csökkenése jellemezte mindhárom csoportnál; a csökkenést csak a theta és az alpha frekvencia sávjában szakította meg a teljesítmény némi felerősödése.

#### *Maximális teljesítmény-érték\**

Egyértelmű tendencia elsősorban a frontális és a centrális területek „nagy átlagaiban” mutatkozott: a teljesítmény-értékek legnagyobbak az egészséges személyeknél és legkisebbek az afáziásoknál voltak, míg a JFS betegek értékei a két csoport között helyezkedtek el. A temporális elvezetésekben a „maximális érték” a JFS betegeknél volt a legnagyobb. Az egyes elvezetésekben a csoportok közti összehasonlítás szignifikáns különbségeket mutatott ki (a) a bal centrális válaszoknál ( $p < .05$ , Kruskal–Wallis próba; Ferguson, 1966, 362. old.), itt az egészségesek maximális teljesítményének átlagértéke 35.8, az afáziásoké 6.3 és a JFS betegeké 29.0 ( $\times 10^{-7}/\mu V^2/Hz$ ) volt. (b) Továbbá szignifikáns eltérés mutatkozott a jobb temporális válaszok között ( $p < .05$ , az átlagértékek 0.8, 4.1 és 11.4 ( $\times 10^{-7}/\mu V^2/Hz$ )).

E kísérletekben mért kiváltott potenciálok hagyományos elemzésekor rámutatunk, hogy az egészséges és az afáziás személyek között a legjellegzetesebb különbség az N1 és P2 csúcsok nagyságában, valamint a potenciálok különböző mértékű negatív irányú egészséges eltolódásában mutatkozott. A hullámforma ilyen globális különbsége juthat kifejezésre – többek között – a két csoport maximális teljesítmény-értékei közt tapasztalt eltérésben.

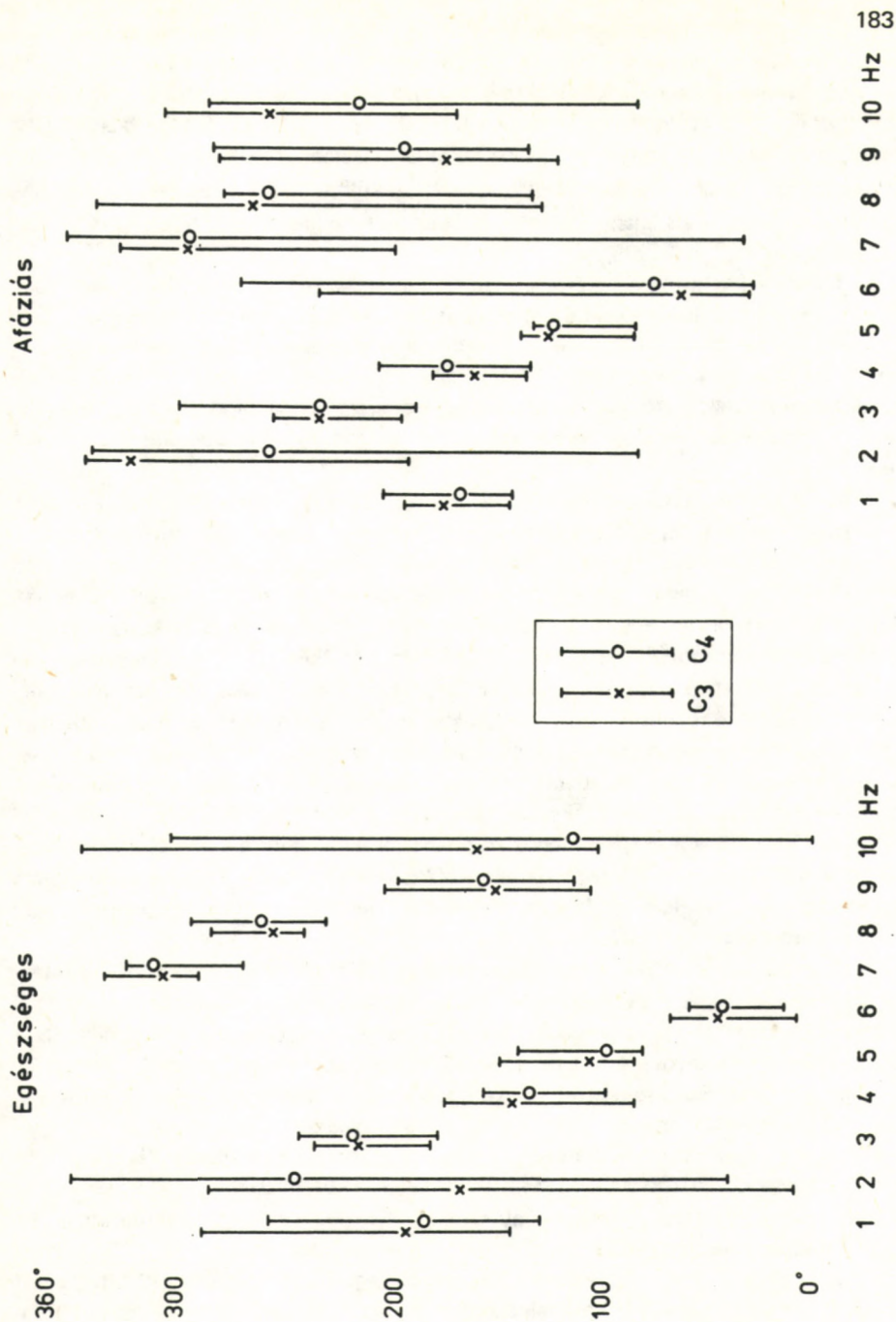
#### *Fázisértékek*

Az alacsonyabb frekvencia-tartományban (1–5 Hz) – a 2 Hz-es komponens kivételével – a fázisértékek kifejezett csoportosulást mutatnak, mind az egészségeseknél, mind az afáziásoknál (5. ábra). A két csoport között a „nagy átlagok” 6–9 Hz-es összetevőinek fázisértékeiben volt különbség: egészséges személyeknél a fázisértékek továbbra is kifejezett tömörülést mutattak, míg afáziás betegeknél ezek csaknem véletlenszerűen oszlottak el.

További különbséget állapítottunk meg az egészséges és az afáziás személyek között a két félteke homológ pontjairól, különösen a centrális területekről elvezetett „nagy átlagok” fázisértékeinek összehasonlításakor. Egészséges személyeknél nem volt különbség a két félteke fázisértékeinek variabilitásában. Ezzel szemben afáziásoknál – némileg meglepő módon – a „nagy átlagok” fázis-spektruma nagyobb variabilitást mutatott a nem-sérült, jobb félteke felett mint a bal oldalon.

Különbségek mutatkoztak a féltekék között egyes abszolút fázis-értékekben is. Egészségeseknél a „nagy átlag” alapfrekvenciájának (1 Hz) értékei szignifikáns, kb.

\*A maximális teljesítmény-értéket mutató frekvencia-összetevő, vagy harmonikus.



5. ábra

Egészséges és afáziás személyeknél a „nagy átlagok” fázis értékeinek *mediánjai* és 95%-os megbízhatósági intervallumai. Az ábrán a fázis-értékeket nem  $+180^\circ$  és  $-180^\circ$  között tüntettük fel, hanem a szemléletesség miatt  $0^\circ$  és  $360^\circ$  között.

20<sup>o</sup>-os eltérést mutattak a két oldal között (medián értékek C3 -113<sup>o</sup>, C4 -132<sup>o</sup>,  $p < .02$ , Wilcoxon próba). Afáziásoknál két frekvencia-sávban találtunk féltekei különbségeket. Az 1 Hz-es alapfrekvencia a frontális válaszoknál kb. 80<sup>o</sup>-os fázis eltérést mutatott (F7 47<sup>o</sup>, F8 131<sup>o</sup>,  $p < .02$ ); hasonló, bár nem szignifikáns, 40<sup>o</sup>-os különbség jelentkezett a centrális válaszoknál is. Féltekei különbséget figyeltünk meg továbbá afáziásoknál a centrális „nagy átlagok” 7 Hz-es összetevőjében; a fázis eltérés 29<sup>o</sup> volt (C3 -38<sup>o</sup>, C4 -9<sup>o</sup>,  $p < .005$ ).

Tíz Hz felett mind az egészséges, mind a beteg személyeknél a fázisértékek nagy variabilitást mutattak, féltekei különbségre utaló tendenciát nem figyeltünk meg.

A JFS betegeknek kismérvű csoportosulás jelentkezett a 3–5 Hz-es tartományban. E betegek válaszainak fázis-értékei – az afáziásokhoz hasonlóan – kifejezett variabilitást mutattak; s érdekes, hogy a bal, egészséges, féltekéről elvezetett „nagy átlagok” fázisértékeinek szóródása nem tért el a sérült, jobb félteke értékeinek variabilitásától.

A féltekék válaszainak további összehasonlítására kínál lehetőséget a *fázis-értékek terjedelmének* (range) vizsgálata. Először személyenként kiszámítottuk az egyedi terjedelmet (a két szélső fázisérték közti távolság fokokban kifejezve) a négy ingerlési helyzetben mért átlagok egy-egy frekvencia-összetevőjét jellemző fázis-értékekből. Majd a csoport összes egyedi terjedelem-értékéből, minden egyes frekvencia-sávnál, kiszámítottuk a csoportra jellemző átlag-terjedelem értékét. Ily módon lényegében arra kaptunk választ, hogy a négy ingerlési helyzetben mért átlagok frekvencia-összetevőinek fázisértékei mennyire szóródnak, illetve hogy az eltérő ingerlési módok ellenére a fázis-spektrumok mennyire hasonlóak. Egészséges személyek esetében az 1–3 és 5–7 Hz-es összetevőknél szűk terjedelmet tapasztaltunk, s a két félteke között különösen az 1–3 Hz frekvenciánál mutatkozott különbség: a jobb féltekéről nyert válaszoknál e frekvencia-összetevők terjedelmének nagysága jóval felülmúlta a bal féltekei választ két (például 1 Hz-nél a C3 átlag terjedelem 66<sup>o</sup>, C4-nél 230<sup>o</sup>). Afázias betegeknek nem tapasztaltuk a terjedelemnek az egészségesekéhez hasonló beszűkülését, s értékelhető féltekei különbséget sem észleltünk.

Ugyanezen személyek kiváltott potenciáljainak a szokásos, amplitúdó- és latencia érték szerint végzett elemzésekor – amint említettük – az afázias és az egészséges személyek között az egyik lényeges különbség az első nagy negatív komponens (N1) nagyságában mutatkozott. E két csoport teljesítmény-spektruma szintén különbözött, azonban a teljesítmény, főként az N1 komponensnél, alacsonyabb frekvenciájú sávokban volt jelentős. Ugyanakkor ezen alacsony frekvencia-összetevők mind az egészségeseknél, mind az afáziásoknál hasonló mértékű szinkronizációt mutattak (lásd az 5. ábrát). A két csoport között a 0–5 Hz sávokban tehát a különbség lényegében mennyiségi jellegű, azaz az eltérés a teljesítmény értékek abszolút nagyságában mutatkozik. Ez a tény részben magyarázhatja a két csoportnál a kiváltott potenciálok hullámformái közti különbséget, azaz egészségeseknél a potenciál egészének szembeszökő eltolódását a negatív polaritás irányába. Feltételezhető, hogy a lassú (alacsony frekvenciájú) komponensek teljesítmény-spektrumának eltérése és ugyanakkor a fázis-spektrum hasonlósága az információfeldolgozás általános különbségét, a feldolgozási kapacitás mennyiségi eltérését tükrözheti.

A 6–9 Hz frekvenciájú összetevőknél, a fázis-értékek variabilitásának különbsé-

ge az afáziás és az egészséges személyek között részben magyarázhatja a kiváltott potenciálok N1 és P2 komponenseiben — korábban említett — különbségeket.

Nem találtunk feltűnő féltekei eltérést a „nagy átlagok” fázis-spektrumának variabilitásában, s az egyes helyzetekben nyert átlagok terjedeleme-értékei is kevés féltekei különbséget mutattak. Mindez részben visszavezethető a féltekék közti kölcsönhatásra és/vagy lehetséges, hogy az általunk vizsgált frekvencia-összetevők előállításában egy központi „generátor” működik közre. Ennek feltételezése nélkül ugyanis nehezen tudnánk értelmezni azt a megfigyelésünket, hogy afáziásoknál a nem-károsodott jobb félteke válaszáinak fázis-spektrumában ugyanakkora szórást észleltünk, mint a károsodott félteke válaszaiban. Lehetséges az is, hogy afáziásoknál a bal félteke valamilyen módon vezérli a jobb féltekei potenciálok előállítását. Nem sokat tudunk még a féltekék közti, különböző működési kölcsönhatások lehetőségeiről, bár vannak egyedi megfigyelések például arról, hogy a bal félteke a jobboldalra gátlást gyakorolhat (GAZZANIGA, 1972).

A kiváltott potenciál genezisével kapcsolatos egyik elgondolás szerint — amint erre röviden már utaltunk — az ingerlés keltette potenciál a nyugalmi aktivitástól mintegy függetlenül jönne létre, a válasz az idegrendszeri „zaj”-hoz hozzáadódik. Ennek az elképzelésnek kizárólagos helytállóságát vonták kétségbe SAYERS és munkatársai (1974a, b). Kimutatták, hogy az idegrendszeri zaj egyes frekvencia-összetevőinek fázis-értékeiben (elsősorban az 1–10 Hz közti harmonikusokban) az ingerlésre beálló változás elegendő lehet a kiváltott potenciál megjelenéséhez. Azaz, nem az energia, a teljesítmény megnövekedése jellemző az ingerlést követő — a kiváltott potenciált magába foglaló — EEG tevékenységre, hanem a különböző frekvenciájú potenciál-ingadozások szinkronizációja, a fázisértékek csoportosulása. SPECHT és KEVANISHVILI (1976) ezt a következtetést kétségbevonta. Szerintük a teljesítmény-spektrumban beálló növekedés, az additivitás, felelős elsősorban a kiváltott potenciál előállásáért. SAYERS és BEAGLEY (1976) válaszukban mindkét folyamat jelentőségét hangsúlyozzák. Saját adataink alátámasztják Sayers és munkatársainak megfigyelését, mivel magunk is a fázis-értékek jelentős szinkronizációját rögzítettük. Egyúttal adataink *alátámasztják a kiváltott potenciál genezisében mind a teljesítmény-, mind a fázis-spektrum változásának jelentőségét*: az amplitúdó-spektrumban jelentős teljesítmény-növekedés mutatkozik az ingerlés utáni szakaszban az ingerlés előtti szakaszhoz viszonyítva, s ezt a fázisértékek egyfajta szinkronizációja kíséri. A kiváltott potenciál tehát előállhat úgy is, hogy az ingerlés hatására egy kérgi terület sejteiben az aktivitás mértéke változik és/vagy úgy, hogy ingerléskor a sejtek nyugalmi (spontán) aktivitásában megváltoznak a fázisviszonyok.

Kísérleti adatainknak a kiváltott potenciál hagyományos módszerével és Fourier-analízisével végzett értékelése ugyanakkor arról győz meg, hogy a klasszikus kiváltott potenciál elemzéshez képest sem a teljesítmény-spektrum, sem a fázis-spektrum elemzése nem nyújtott többletet az egészségesek és a betegek megbízható diagnosztikai elkülönítése szempontjából. Úgy tűnik, a pszichés teljesítmények és a neurális, kiváltott potenciál adatok közti összefüggések behatóbb megismeréséhez szükség van arra, hogy egyrészt körülhatároltabb feladathelyzetekben végezzük a méréseket (felismerési pontosság-gyorsaság mérése); másrészt, hogy olyan EEG elemzési eljárásokat alkalmazunk, amelyek a viselkedéses teljesítmény pontosabb nyomonkövetését teszik lehető-

vé. Ilyen eljárás lehet például az egyetlen ingerlést kísérő (frekvencia-amplitúdó-) spektrum változás (STEVENS és munkatársai, 1971; WEINBERG, 1978) egybevetése az észlelési teljesítménnyel, vagy a különböző feladatok során rögzített kiváltott potenciálok faktoranalízissel végzett (fő komponens) elemzése (MOLFESE, 1979).

### Irodalom

- BLUMSTEIN, S.E., BAKER, E. and H. GOODGLASS, 1977a, Phonological factors in auditory comprehension in aphasia. *Neuropsychologia*, 15, 19–30.
- BLUMSTEIN, S.E., COOPER, W.E., ZURIF, E.B. and CARAMAZZA, A., 1977b, The perception and production of voice-onset time in aphasia. *Neuropsychologia*, 15, 371–383.
- BUTLER, R.A., KEIDEL, W.D. and SPRENG, M., 1969, An investigation of the human cortical evoked potential under conditions of monaural and binaural stimulation. *Acta Oto-laryngologica*, 68, 317–326.
- CUTTING, J.R., 1978, There may be nothing peculiar to perceiving in a speech mode. In: REQUIN, J., (ed.), *Attention and Performance Vol. VII*. Erlbaum, New Jersey.
- DAVIS, E.A. and WADA, J.A., 1977, Lateralisation of speech dominance by spectral analysis of evoked potentials. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 40, 1–4.
- DIEKMANN, V., 1978, Entwicklung einer EEG-Analyse mittels stochastischer Modelle und ihre Anwendung auf die Untersuchung der Abhängigkeit des EEG von Stoffwechselfparametern. (Universität Ulm). Nem publikált doktori kézirat.
- DORMAN, M.F., 1974, Auditory evoked potential correlates of speech and sound discrimination. *Perception and Psychophysics*, 15, 215–220.
- EFRON, R., 1963, Temporal perception, aphasia and déjà vu. *Brain*, 86, 403–424.
- FERGUSON, G.A., 1966, *Statistical Analysis in Psychology and Education*. McGraw Hill, New York.
- GAZZANIGA, M.S., 1972, One brain-two minds? *American Scientist*, 60, 311–317.
- GREENBERG, H.J. and GRAHAM, J.T., 1970, Electroencephalographic changes during learning of speech and nonspeech stimuli. *Journal of Verbal Learning and Verbal Behavior*, 9, 274–281.
- GREENBERG, H.J. and METTING, P.J., 1974, Averaged encephalic response of aphasics to linguistic and non-linguistic auditory stimuli. *Journal of Speech and Hearing Research*, 17, 113–124.
- HALLE, M. and STEVENS, K.N., 1959, Analysis by synthesis. In: WATHEN-DUNN, W., and WOODS, L.E. (eds.) *Proceedings of the Seminar on Speech Compression and Processing*. Bedford, Mass. Cambridge Res. Labs.
- HILLYARD, S.A., PICTON, T.W. and REGAN, D., Sensation, perception and attention: analysis using ERPs. In: CALLAWAY, E., TUETING, P. and KOSLOW, S.H., (eds.), *Event-related Brain Potentials in Man*. Academic Press, New York, 223–321.



- KOLMAN, I. and SHIMIZU, H., 1972, Recovery from aphasia as monitored by AER audiometry. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 37, 414–420
- LIBERMAN, A.M., COOPER, F.S., SHANKWEILER, D. and STUDDERT-KENNEDY, M., 1967, Perception of the speech code. *Psychological Review*, 74, 431–461.
- LIBERSON, W.T., 1966, The study of evoked potentials in aphasics. *American Journal of physical Medicine*, 45, 135–142.
- LINDSAY, J.W., 1971, The auditory evoked potential in man: A review. *T.I.T. Journal of Life Sciences*, 1, 91–110.
- MATSUMIYA, Y., TAGLIASCO, V., LOMBROSO, C.T. and GOODGLASS, H., 1972, Auditory evoked response: meaningfulness of stimuli and interhemispheric asymmetry. *Science*, 175, 790–792.
- MOLFESE, D.L., 1979, Cortical involvement in the semantic processing of coarticulated speech cues. *Brain and Language*, 7, 86–100.
- NÄÄTÄNEN, R. and MITCHIE, P.T., 1979, Early selective-attention effects on the evoked potential: A critical review and reinterpretation. *Biological Psychology*, 8, 81–136.
- NEISSER, U., 1967, *Cognitive Psychology*, Appleton-Century, New York.
- SAYERS, B.McA., BEAGLEY, H.A. and HENSHALL, W.R., 1974a, The mechanism of auditory evoked EEG responses. *Nature*, 247, 481–483
- SAYERS, B.McA., and BEAGLEY, H.A., 1974b, Objective evaluation of auditory evoked EEG responses. *Nature*, 251, 608–609.
- SAYERS, B.McA. and BEAGLEY, H.A., 1976, Identification of averaged evoked potentials in man. *Nature*, 260, 462.
- SPECHT, H. and KEVANISHVILI, Z.Sh., 1976, Identification of averaged auditory evoked potentials in man. *Nature*, 260, 461.
- STEVENS, J.R. LONSBURY, B. and GOEL, S., 1972, Electroencephalographic spectra and reaction time in disorders of higher nervous function. *Science*, 176, 1346–1349.
- STUDDERT-KENNEDY, M. and SHANKWEILER, D., 1970, Hemispheric specialization for speech perception. *Journal of the Acoustical Society of America*, 48, 579–594.
- SWISHER, L.P., 1967, Auditory intensity discrimination in patients with temporal-lobe damage. *Cortex*, 2, 179–193.
- SZIRTES József, 1975, A beszéd és vokalizáció képzését és percepcióját kísérő agyi átlagolt potenciálok összehasonlító vizsgálata. Kandidátusi értekezés, Budapest.
- SZIRTES, J., 1978, Interhemispheric comparison of evoked potentials to monaural verbal stimuli. In: KARDOS, L., PLÉH, Cs. and MARTON, M.L., (eds.), *Problems of Information Processing and Perceptual Organization*. Akadémiai Kiadó, Budapest, 59–67.
- SZIRTES, József és H.G. VAUGHAN, Jr., 1977, A beszéd képzését kísérő potenciálok jellegzetességei. *Magyar Pszichológiai Szemle*, 34, 587–602.
- SZIRTES, J., ROTHENBERGER, A. és JÜRGENS, R., 1980, Akusztikus kiváltott potenciálok vizsgálata egészségeseknél, afáziás és jobb félteke sérült betegeknél. *Ideggyógyászati Szemle*.

- TALLAL, P., STARK, R.E. and CURTIS, B., 1976, Relation between speech perception and speech production impairment in children with developmental dysphasia. *Brain and Language*, 3, 305-317.
- TEYLER, T.J., ROEMER, R.A., HARRISON, T.F. and THOMPSON, R.F., 1973, Human scalp-recorded evoked potential correlates of linguistic stimuli. *Bulletin of the Psychonomic Society*, 1, 333-334
- WOOD, C.C., 1977, Average evoked potentials and phonetic processing in speech perception. In: J.E. DESMEDT, (ed), *Language and Hemispheric Specialization in Man: Cerebral ERPs. Prog.clin. Neurophysiol. Vol. 3.*, 73-86.
- WOOD, C.C. GOFF, W.R. and DAY, R.S., 1971, Auditory evoked potentials during speech perception. *Science*, 173, 1248-1251.
- WEINBERG, H., 1978, Comments on methods of signal analysis and signal detection. In: OTTO, D., (ed.), *Multidisciplinary Perspectives in Event-related Brain Potential Research*. US Environmental Protection, Washington, 593-600.

J. SZIRTES, V. DIEKMANN, A. ROTHENBERGER and R. JÜRGENS

**NOTES ON THE MECHANISM  
OF SPEECH PERCEPTION.  
FOURIER-ANALYSIS OF VERBAL EVOKED POTENTIALS  
IN HEALTHY, APHASIC AND RIGHT HEMISPHERE  
DAMAGED SUBJECTS**

In the introduction the hypothetical processing stages in speech perception and the contribution of damage of these to aphasic symptoms are reviewed. These observations are related to evoked potential (EP) indices of perception and to the changes in EP waveforms due to brain damage. In the experimental part the results of EP recordings in healthy, and left hemisphere (aphasic) and right hemisphere damages subjects are summarized. Four stimulus conditions were used (monaural left and right, diotic and dichotic); stimuli were one and two syllabic words. Two kinds of analyses were performed on averaged EPs recorded over frontal, central and temporal regions. Analysis of the responses in the „time domain“ revealed two major differences primarily between healthy and aphasic subjects: (a) the N1 component was greater and the P1 and P2 components were smaller in healthy than in aphasic subjects; (b) the whole waveform shifted into negativity in healthy subjects. The present paper reports in detail the results of „frequency domain“ analysis of the EPs from the same subjects. With respect to the power-spectrum distribution and the maximal power values the difference between healthy and aphasic subjects concerned especially the lower harmonics. These lower frequency components, however, showed similar groupings (synchronization) of phase values in both groups. Major differences emerged in the 6-9 Hz range, in which the EPs of healthy subjects demonstrated significant

synchronization in phase values while responses in aphasics revealed no such tendencies. Results of the Fourier analysis suggest that in the genesis of EPs the changes in both the power and phase spectra play a significant role.