

616.831-073.97:612.822.3.087:519.27

**POSUDKOVÁ, KLINICKÁ A EXPERIMENTÁLNÍ HODNOTA KVANTIFIKOVANÉHO
ELEKTROENCEFALOGRAMU**

Plk. MUDr. Jiří ŠULC, CSc., pplk. Ing. Bohuslav NOVOTNÝ,
plk. Ing. Jaromír CMÍRAL, CSc.
Ústav leteckého zdravotnictví, Praha
(náčelník: plk. MUDr. Jiří Šulc, CSc.)

Úvod

Elektroencefalografie si v uplynulých 60 letech vydobyla v řadě klinických a experimentálních lékařských oborů nezastupitelné místo.

Přitom klasický popis EEG podle názoru Greye Waltera dovoluje i zkušenému posuzovateli postihnout sotva 1 % z informace, kterou v sobě křivka obsahuje (cit. dle 3). Již za pouhé 3 roky poté, co Berger pořídil první elektroence-

falogram, pokouší se Dietsch o číselný popis křivky. Od té doby uplynulo 55 let, naplněných intenzivním úsilím o matematické zpracování elektroencefalogramu, ale žádná z metod automatické analýzy EEG zatím nedokázala zvýšit výtěžnost neurofyzilogicky i klinicky relativní informace o oněch zbývajících 99 %. Nepochybné úspěchy byly dosaženy při zpřesňování kvantitativních charakteristik záznamu, složitější zůstává situace s rozpoznáváním obrazů — počínaje jednotlivými elementy grafu (např. paroxysmální aktivitou) a konče vyhodnocením celkového charakteru zápisu [5, 7].

Podle Šubrtaj. [8] v Československu nepřesáhlo počítačové hodnocení EEG záznamu většinou rámec klinického experimentu. Důvody jsou v malé dostupnosti vhodné výpočetní techniky, značné metodické nejednotnosti a v neposlední řadě též v nedostatku vhodných výpočetních programů. Určitou výjimku představuje brněnské pracoviště doc. MUDr. J. Mišurce, CSc., které vybudováním interaktivního databázového systému EEG si vytvořilo možnost rychle porovnávat různé skupiny grafů a hodnotit stupeň a charakter změn vyvolaných chorobou nebo aplikací léků [4].

Principiálním předpokladem pro použití kvantifikovaného EEG je znalost normálních charakteristik u zdravého člověka. Takto orientovaných prací je v odborné literatuře citelný nedostatek [2, 8]. Proto jsme se při řešení šířejí zaměřeného výzkumného úkolu [6] pokusili přispět k jeho vyplnění. Na tomto místě uvádíme pouze základní data, umožňující srovnání s výsledky studií jiných autorů, kteří použili shodný (nebo blízký) metodický postup vyšetřování.

Materiál a metoda

Vyšetřili jsme 10 sportovních pilotů (9 mužů a 1 ženu) s průměrným věkem $25,5 \pm 7,2$ roků (rozpětí 14–43 roků) s jinak normálním somatickým nálezem.

EEG jsme pořizovali na 16kanálovém přístroji Galileo E 18b ze svodů rozmístěných na povrchu lbi podle mezinárodního systému „10–20“. K automatickému vyhodnocení křivky byly využity pouze 4 první kanály přístroje, do nichž byl přiváděn signál z následujících svodů: 1. kanál $T_4 - C_z$; 2. kanál $O_2 - C_z$; 3. kanál $T_3 - C_z$; 4. kanál $O_1 - C_z$. Ze zbývajících 14 kanálů se zaznamenával běžný grafický zápis při kruhovém zapojení bipolárních svodů.

Elektrický signál z uvedených čtyř kanálů byl za první kaskádou předzesilovačů elektroencefalografu vyveden do čtyřkanálového zesilovače vlastní konstrukce. Z něho postupoval do modulátoru LTM 100 a odtud byl kabelem přiváděn k počítači ADT 4100 přes elektronický řetězec, složený z demodulátoru LTD 100, magnetofonu ANALOG 7 a analogočíslíkového převodníku DASIO 600. Před pořízením každé-

ho nového záznamu prováděla laborantka přesnou kalibraci vstupního napětí.

Automatickou analýzu jsme prováděli při zavřených očích probanda, sedícího v křesle ve zvukově částečně odstíněné místnosti, ve 3 fyziologických režimech: v klidu, během hyperventilace a za 1 minutu po ukončení hlubokého dýchání. V každé fázi vyšetření byl z kontinuálního záznamu EEG nahrán 80sekundový vzorek křivky. Program počítače byl postaven tak, že zpracoval pouze osm 8sekundových periodogramů; zbytek eliminoval, případně jej vymazala operátorka, pokud v něm při vizuální kontrole zaznamenaného signálu zjistila artefakty. 64sekundové vzorky byly na počítači zpracovány metodou frekvenční analýzy založené na rychlé Fourierově transformaci.

Pracovali jsme s těmito hranicemi pásem:

pásmo delta: 1,5 — 3,75 Hz
pásmo theta: 3,75 — 7,25 Hz
pásmo alfa: 7,375 — 13,75 Hz
pásmo beta 1: 13,875 — 20,25 Hz
pásmo beta 2: 20,375 — 30,00 Hz

Na výstupu počítače pro každý semiunipolární svod byly získány následující charakteristiky:

- logaritmus celkového relativního výkonu pásma ($\log P$)
- logaritmus výkonu v jednotlivých pásmech EEG ($\log S_{xx}$)
- logaritmus výkonu pásma vztaženého na jednotku frekvence ($\log S_{xx}/1 \text{ Hz}$)
- relativní podíl pásem na celkovém spektru (%)
- dominantní frekvence v jednotlivých pásmech (df, v Hz)
- indexy: theta/alfa, alfa/beta 1, delta/theta.

Výsledky

Získané veličiny pro jednotlivé charakteristiky v kontrolním záznamu a záznamu z 3. minuty hyperventilace shrnují tabulky 1 až 3. Neuvádíme hodnoty ze třetí fáze vyšetření, protože se vesměs shodovaly s výsledky prvního režimu.

Souhrnně lze konstatovat, že v klidovém záznamu všechny vyhodnocované charakteristiky v odpovídajících si svodech z pravé a levé strany byly symetrické. Současné byly zjištěny signifikantní rozdíly v oblastním rozložení jednotlivých komponent spektra EEG. V temporální krajině proti okcipitální oblasti je vyšší relativní zastoupení delta ($p < 0,05$) a theta aktivity ($p < 0,05$) a vlevo i beta 1 a beta 2 aktivity ($p < 0,05$), ale nižší procento alfa aktivity ($p < 0,01$). V levé okcipitální oblasti je ve srovnání s levou temporální krajinou vyšší výkon v pásmu alfa, vyjádřený hodnotou $\log S_{xx}$ ($p < 0,01$). V temporální krajině proti okcipitální oblasti je vyšší dominantní frekvence beta 2 pásma ($p < 0,01$) spolu s vyšším indexem theta/

Charakteristiky klidového elektroencefalogramu

Tab. 1

	f	log S _{xx}	log S _{xx} /1 Hz	%	df
T ₄ - C _z	δ	3,657 ± 0,24	3,305 ± 0,22	22,4 ± 9,0	1,72 ± 0,2
	θ	3,559 ± 0,26	3,030 ± 0,25	17,3 ± 4,6	5,48 ± 1,1
	α	3,844 ± 0,38	3,043 ± 0,36	34,9 ± 14,0	10,30 ± 1,3
	β ₁	3,468 ± 0,27	2,664 ± 0,26	14,8 ± 6,8	15,44 ± 1,4
	β ₂	3,270 ± 0,36	2,287 ± 0,34	10,6 ± 8,5	23,43 ± 2,9
T ₃ - C _z	δ	3,564 ± 0,16	3,283 ± 0,17	22,4 ± 7,1	1,70 ± 0,2
	θ	3,499 ± 0,20	2,995 ± 0,25	18,9 ± 4,7	5,24 ± 1,2
	α	3,754 ± 0,34	3,400 ± 0,44	34,1 ± 9,6	10,04 ± 1,1
	β ₁	3,357 ± 0,30	2,539 ± 0,33	14,2 ± 5,2	15,40 ± 0,9
	β ₂	3,200 ± 0,33	2,081 ± 0,17	10,4 ± 5,7	23,96 ± 3,1
O ₂ - C _z	δ	3,635 ± 0,18	3,211 ± 0,16	16,2 ± 8,6	1,81 ± 0,3
	θ	3,523 ± 0,24	2,970 ± 0,19	12,3 ± 4,6	5,82 ± 1,0
	α	4,204 ± 0,47	2,949 ± 0,32	57,9 ± 18,2	10,26 ± 0,9
	β ₁	3,344 ± 0,35	2,552 ± 0,28	8,8 ± 6,6	16,41 ± 2,0
	β ₂	3,064 ± 0,18	2,217 ± 0,31	4,8 ± 3,6	21,30 ± 1,2
O ₁ - C _z	δ	3,622 ± 0,19	3,269 ± 0,18	14,7 ± 5,6	1,90 ± 0,7
	θ	3,526 ± 0,24	2,997 ± 0,22	12,2 ± 5,2	5,85 ± 1,2
	α	4,245 ± 0,27	3,441 ± 0,26	59,7 ± 13,8	10,15 ± 0,9
	β ₁	3,374 ± 0,18	2,569 ± 0,18	8,6 ± 3,8	15,69 ± 1,7
	β ₂	3,115 ± 0,13	2,131 ± 0,12	4,8 ± 2,2	21,36 ± 1,3

/alfa ($p < 0,01$) a nižším indexem alfa/beta 1 ($p < 0,01$).

Během hyperventilace se významně snížil kmitočet dominantní frekvence pásma beta 2 ($p < 0,05$) a to více vlevo. V levé hemisféře se v pásmech delta, theta, alfa a beta 2 zvýraznil ($p < 0,01$) temporo-okcipitální rozdíl v relativním zastoupení jednotlivých komponent spektra EEG. Synchronizační účinek hyperventilace se projevil v asymetrickém zvýšení spektrální výkonové hustoty pásma alfa ve prospěch levé okcipitální oblasti ($p < 0,01$).

Charakteristiky P a S_{xx}/1 Hz neposkytly žádnou fyziologicky ani klinicky relativní informaci.

Diskuse

Ze srovnání dosažených výsledků s porovnatelnými pracemi jiných autorů vyplývá, že se nám podařilo realizovat způsob hodnocení elektroencefalografických dat v podobě, jakou v současné době používá převážná většina pracovišť fyziologického a farmakologického výzkumu a některá pracoviště klinická [2, 3, 4, 5, 8]. S ohledem na praktickou využitelnost automatické analýzy EEG náš systém vychází vstříc potřebám:

1. dynamického sledování různých funkčních stavů CNS nebo vývoje mozkových lézí [1]
2. získání kvantitativních EEG parametrů ja-

Tab. 2

Charakteristiky elektroencefalogramu během hyperventilace

	f	log S _{xx}	log S _{xx} /1 Hz	%	df
T ₁ - C _z	δ	3,700 ± 0,29	3,348 ± 0,27	21,1 ± 6,4	1,81 ± 0,3
	θ	3,574 ± 0,30	3,046 ± 0,28	15,4 ± 3,1	5,19 ± 1,2
	α	3,970 ± 0,39	3,166 ± 1,78	39,5 ± 11,8	9,64 ± 1,1
	β ₁	3,531 ± 0,25	2,727 ± 0,24	14,9 ± 7,0	15,18 ± 0,7
	β ₂	3,302 ± 0,21	2,919 ± 0,20	9,1 ± 5,2	22,85 ± 1,6
T ₃ - C _z	δ	3,610 ± 0,27	3,238 ± 0,21	20,8 ± 7,5	1,84 ± 0,5
	θ	3,545 ± 0,28	2,907 ± 0,28	17,2 ± 4,0	5,70 ± 1,4
	α	3,921 ± 0,38	3,377 ± 0,41	41,8 ± 12,7	9,95 ± 1,2
	β ₁	3,388 ± 0,27	2,512 ± 0,34	12,2 ± 3,7	14,78 ± 0,6
	β ₂	3,203 ± 0,18	2,072 ± 0,25	8,0 ± 2,8	21,55 ± 0,8
O ₂ - C _z	δ	3,590 ± 0,22	3,258 ± 0,26	16,8 ± 12,8	1,94 ± 0,4
	θ	3,435 ± 0,30	3,017 ± 0,26	10,3 ± 2,7	5,86 ± 1,1
	α	4,182 ± 0,43	3,098 ± 0,38	59,0 ± 17,7	10,55 ± 0,9
	β ₁	3,317 ± 0,36	2,583 ± 0,25	9,1 ± 7,6	15,24 ± 1,3
	β ₂	3,057 ± 0,28	2,220 ± 0,17	4,8 ± 2,7	22,08 ± 2,4
O ₁ - C _z	δ	3,589 ± 0,16	3,237 ± 0,15	11,5 ± 3,6	1,85 ± 0,5
	θ	3,641 ± 0,34	3,013 ± 0,19	10,5 ± 3,5	6,01 ± 1,0
	α	4,349 ± 0,16	3,544 ± 0,15	64,4 ± 10,1	10,45 ± 1,0
	β ₁	3,436 ± 0,26	2,496 ± 0,22	8,8 ± 4,6	15,40 ± 1,3
	β ₂	3,180 ± 0,20	2,197 ± 0,19	4,8 ± 2,0	21,71 ± 1,0

ko součástí metodologického postupu komplexního studia kognitivních procesů, dynamiky interhemisferálních vztahů apod.

3. vytvoření metodické základny pro automatizované skríninkové hodnocení elektroencefalogramů u žadatelů do leteckého výcviku.

Pro uvedené použití jsme zatím položili pouze nezbytné základy. Stanovili jsme normální profily relativního zastoupení EEG aktivity, rozložení spektrálních výkonových hustot a dominantních frekvencí v EEG pásmu u zdravých jedinců v klidu a v průběhu hlubokého dýchání. Reprezentativnost výsledků, získaných na vzorku 10 pokusných osob, je z pochopitelných

důvodů nutno posuzovat obezřetně. Jejich principiální správnost však podporují shodné nálezy u dalšího souboru 16 zdravých jedinců — žadatelů do leteckého výcviku, sledovaných v rámci základní práce [6] a zčásti i obdobné výsledky Kubovy studie [2].

Vybudovaný systém řeší jen část problematiky automatické analýzy EEG. Nezahrnuje zatím komponentu vyhodnocování patognomicky významných grafoelementů, bez níž má počítačové zpracování záznamu pro klinika jen omezenou cenu [5]. Nicméně i ve stávající podobě přináší použití kvantifikovaného elektroencefalogramu cenné informace především u grafů,

Tab. 3

EEG indexy v klidu a během hyperventilace

Režim	Svod	δ/θ	θ/α	α/β_1
KONTROLA	T ₄ - C _z	1,33 ± 0,50	0,59 ± 0,31	3,12 ± 2,61
	T ₃ - C _z	1,18 ± 0,23	0,62 ± 0,29	2,97 ± 2,15
	O ₂ - C _z	1,36 ± 0,43	0,28 ± 0,24	9,12 ± 5,10
	O ₁ - C _z	1,32 ± 0,48	0,24 ± 0,16	8,82 ± 4,91
HV	T ₄ - C _z	1,38 ± 0,36	0,44 ± 0,21	3,34 ± 2,19
	T ₃ - C _z	1,21 ± 0,35	0,49 ± 0,31	3,99 ± 2,31
	O ₂ - C _z	1,61 ± 0,94	0,22 ± 0,15	8,85 ± 4,31
	O ₁ - C _z	1,17 ± 0,36	0,17 ± 0,08	9,66 ± 5,49

kteří vykazují změny bioelektrické aktivity v čase (stavy po úrazu hlavy, metabolické poruchy, vývojové změny). Je rovněž vhodným prostředkem pro řešení otázek typologie elektroencefalogramu, pro konfrontování kvantitativních dat a jejich neurofyzilogické podstaty a podobně.

Souhrn

Autoři uvádějí základní kvantitativní údaje o elektroencefalogramu zdravého člověka získané zpracováním EEG signálu ze čtyř svodů na číslicovém počítači metodou rychlé Fourierovy transformace. Vyjadřují se k použitelnosti metody v klinické a experimentální praxi. Běžnému rutinnímu zavedení dosud brání některé nedořešené teoretické problémy, k jejichž překonání musí spojit své úsilí matematikové a neurofyzilogové.

Literatura

1. GEVINS, A. S.: Quantitative aspects of electroencephalography. In: Aminoff, M. J. (Ed.): Electrodiagnosis in clinical neurology. New York, Churchill Livingstone Publ. 1980, s. 118—164.
2. KUBA, M.: Elektrofyzilogické hodnocení funkčního stavu CNS u pacientů s chronickou renální insuficiencí. [Kandidátská disertace.] Hradec Králové, LF KU 1984.
3. MATOUŠEK, M.: Automatic analysis in clinical electroencephalography. Praha, VÚPs 1967.
4. MIŠUREC, J. - MATÝŠEK, S.: Klinické využití systému interaktivní databáze EEG. Souhrn přednášek 1. celostátního sjezdu BMI '83. 2. díl. Mariánské Lázně 1983. s. 133—135.
5. NIEDERMEYER, E. - LOPES DA SILVA, F. (Ed.): Electroencephalography. Baltimore — Munich, Urban + Schwarzenberg 1982.
6. NOVOTNÝ, J. - ŠULC, J. - CMÍRAL, J. - NOVOTNÝ, B.: Letecká lékařská posudková činnost u abnormit EEG záznamu s rodinným výskytem. [Závěrečná zpráva.] Praha, ÚLZ 1986.
7. ŠVEJDOVÁ, M. - REKTOR, I.: Některé technické novinky v klinické elektroencefalografii. Čs. Neurol. Neurochir., 48/81, 1985, č. 6, s. 390—394.
8. ŠUBRT, O. - VLADYKA, V. - LÉBL, M.: Počítačové zpracování EEG. Normální elektroencefalogram. Čs. Neurol. Neurochir., 47/80, 1984, č. 5, s. 283—289.

Klíčová slova: Elektroencefalogram; Automatické zpracování biologických signálů; Počítače v lékařství.