

EFFICIENCY OF THE COCHLEAR IMPLANT STIMULATION: II. CONFIGURATION OF THE ELECTRODES

KRAL A, HARTMANN R, KLINKE R

DETERMINANTY EFEKTIVITY ELEKTRICKEJ STIMULÁCIE SLUCHOVÉHO NERVU KOCHLEÁRNÝM IMPLANTÁTOM: II. KONFIGURÁCIA STIMULAČNÝCH ELEKTRÓD

The influence of the electrode configuration on the efficacy of the electrical stimulation were investigated in the auditory nerve. For this purpose normal hearing cats were deafened by intrascalar application of neomycin and stimulated by a NUCLEUS-22 implant. Stimulation was performed in monopolar, bipolar and tripolar mode with all electrodes of the implant. The smallest thresholds were determined for monopolar stimulation, followed by tripolar and bipolar stimulation. The most focused stimulation was achieved by tripolar stimulation, followed by bipolar and monopolar stimulation. Tripolar stimulation is therefore suitable for beam forming in electrical stimulation of the auditory nerve.

Key words: efficiency of the cochlear implant stimulation, position in the cochlea.

U normálnych mačiek boli intraskalárnou farmakologickou aplikáciou neomycínu deštruované vláskové bunky. Cez okrúhle okno bolo intraskalárne implantované pole elektród NUCLEUS 22. Prahy elektrickej stimulácie jednotlivých vlákien sluchového nervu boli determinované. Stimulácia sa uskutočňovala monopórnou, bipolárnou a tripolárnou konfiguráciou všetkými intracochleárnymi elektródami implantátu. Najnižšie prahy sa zistili pri monopórnou konfigurácii, vyššie pri tripolárnej a najvyššie pri bipolárnej konfigurácii. Strmosť elektrických ladiacich kriviek bola najvyššia pri tripolárnej konfigurácii a najnižšia pri monopórnou konfigurácii. Tripolárna konfigurácia je vhodná pre lepšie priestorové usmernenie elektrickej stimulácie.

Key words: efficiency of the cochlear implant stimulation, position in the cochlea.

Efektivita stimulácie sluchového nervu, ak ju definujeme ako prahovú intenzitu potrebnú pri stimulácii sluchového systému, závisí aj od charakteru podnetu. Existujú rozdiely pri stimulácii sínusoidnými podnetmi. So stúpajúcou frekvenciou elektrického podnetu sa zvyšujú aj intenzity elektrického prúdu potrebné pri excitácii vlákien sluchového nervu. Závislosť možno približne kvantifikovať pravidlom, že prahový prúd stúpa 6 dB na oktávu so stúpajúcou frekvenciou (Hartmann a Klinke, 1990 a). Znamená to, že pri zdvojnásobení frekvencie dôjde aj k zdvojnásobeniu prúdu potrebného na excitáciu vlákien sluchového nervu. Podobne sa správajú aj behaviorálne prahy u implantovaných neanestetizovaných mačiek (Klinke a spol., 1999).

V klinickej praxi sa od analógových signálov však postupne prešlo k bifázickým pulzom, ktoré umožňujú viacnásobnú vysokofrekvenčnú stimuláciu (Wilson a spol., 1991). Prahy týchto podnetov sa správajú podľa dĺžky trvania pulzov, a teda množstva elektrického náboja privedeného do tkaniva počas trvania podnetu.

Tretím dôležitým charakteristickým znakom elektrickej stimulácie je konfigurácia stimulujúcich elektród implantátu. V tomto prípade sa rozlišuje niekoľko typov stimulácie:

1. Monopórnou stimuláciou, pričom jedna z elektród implantátu („aktívna elektróda“) slúži ako stimulačná elektróda, a druhá aktívna elektróda (indiferentná) sa nachádza mimo kochley. Prúd teda vystupuje z intracochleárnej aktívnej elektródy a vracia sa do druhej (indiferentnej, extracochleárnej) aktívnej elektródy. Pochopiteľne je tento zjednodušený opis platný len pre jednosmerný prúd, pri striedavom prúde je fáza na jednotlivých aktívnych elektródach posunutá o 180 stupňov.
2. Bipolárna stimulácia, pri ktorej sú obe aktívne elektródy uložené v kochlei. Používajú sa zvyčajne susedné elektródy implantátu. Experimentálne sa pracovalo aj s elektródami vzdialenejšími. V tomto prípade potom ležala jedna neaktívna elektróda medzi aktívnymi elektródami. Hovoríme o bipolárnej +1 stimulácii (alebo +2, ak medzi aktívnymi elektródami ležia 2 neaktívne, atď.).
3. Ifukube a White (1987) a Hartmann a Klinke (1990 b) navrhli aj použitie tzv. tripolárnej stimulácie. Cieľom takejto konfigurácie bolo lepšie „zacielenie“ elektrického podnetu, a tým zvýšenie topologického rozlíšenia takýchto podnetov (tzv.

beam forming). V princípe sa v tomto prípade rozloží druhá aktívna elektróda na dve. Znamená to, že prúd vychádzajúci z prostrednej aktívnej elektródy sa spolovice „vracia“ cez susednú ľavú aktívnu elektródu a spolovice cez susednú pravú elektródu (Hartmann a Klinke, 1990 b). Princíp je podobný v neurofyziológii a genetike známej laterálnej inhibícii (Král a Majerník, 1996).

Král a spol. (1998) ako prví dokázali snímať miestne ladiace krivky (spatial tuning curves) jednotlivých neurónov sluchového nervu pri elektricky stimulovanej kochle. Ukázali, že „beam forming“ pomocou tripolárnej stimulácie je skutočne veľmi efektívny a vedie k podstatnému zostreniu ladiacich kriviek oproti monopolárnej a bipolárnej stimulácii. V tejto práci sa chceme sústrediť na porovnanie najlepších prahov jednotlivých vlákien sluchového nervu pri monopolárnej, bipolárnej a tripolárnej stimulácii.

Materiál a metódy

Na experimenty sa použili 4 dospelé počujúce mačky. Zvieratá sme uviedli do anestézie (32 mg/kg pentobarbital i.p.). Do vena femoralis sme zaviedli katéter a zviera sme počas celého experimentu nutrične suplementovali modifikovaným Ringerovým roztokom. Následne sme urobili tracheotómia a zvieratá sme ventilovali dýchacou pumpou. Narkózu sme udržiavali podľa potreby aplikáciou pentobarbitálu i.v. Hĺbku anestézie sme kontrolovali pomocou obsahu CO₂ v expirovanom vzduchu, EKG a EEG (Král a spol., 1999).

Zvieratá sme umiestnili v stereotaktickom systéme (Horsley Clark). Sluchový nerv sme sprístupnili prístupom posteriórnej fossy, t.j. v oblasti crista lambdaidea sme urobili trepanáciu, cerebellum sme opatrne dislokovali špachtľou upevnenou v mikroskrutke. Mikroelektródu (hliníkové sklo, hrot priemeru menej ako 1 m, naplnená KCl, impedancia nad 40 MOhmov) sme upevnili do x-y-z steppera. Sluchový nerv sme penetrovali v malých krokoch (1-5 m). Cochleu sme stimulovali pomocou inverzne riadeného elektrostatického mikrofóna ležiaceho v meatus acusticus externus. Následne sme zviera umiestnili v odhlučnenej komore. Penetráciu sluchových vlákien sme indikovali DC skokom v zázname a objavením sa akčných potenciálov (spontánna aktivita). Miesto prechodu snímaných vlákien kochleou sme definovali funkčne, zistením odpovedí na čisté tóny rôznych frekvencií a intenzít. Tzv. frekvenčné ladiace krivky boli determinované. Pri objavení sa vlákien s charakteristickou frekvenciou v oblasti 7–20 kHz sme penetračný track zastavili. Kochleárny implantát v cochlee mačky leží v oblasti, kadiaľ vlákna týchto charakteristických frekvencií prechádzajú. Mikroelektródu sme nechali na mieste. Membránu okrúhleho okna sme opatrne odstránili ostrým hákom a vláskové bunky sme deštruovali intraskalárnou veľmi pomalou aplikáciou neomycínu (1 ml v priebehu 5 min). Kochleárne elektródové pole NUCLEUS 22 sme implantovali.

Elektrická stimulácia sa uskutočňovala pomocou dvoch opticky izolovaných zdrojov elektrického prúdu. Podnet bol sínusoidného tvaru s frekvenciou 128 Hz, generovaný Rockland syntetizérom. Pri monopolárnej, bipolárnej a tripolárnej stimulácii boli determinované miestne ladiace krivky pri elektrickej stimulácii tak, že pozícia aktívnych elektród v rámci kochleárneho poľa sa meni-

la pri snímaní z jedného neurónu. Špeciálne konštruované zariadenie na rýchle prepínanie aktívnych elektród a stimulačných konfigurácií umožnilo dostatočne krátky snímací čas na determinovanie kompletných ladiacich kriviek, v niekoľkých vláknoch dokonca pri všetkých troch konfiguráciách. Získané najnižšie prahy pri rovnakej pozícii aktívnych elektród sme porovnali medzi jednotlivými vlákňami a zvieratami.

Výsledky

Na základe meraní ladiacich kriviek sa zistili nasledovné najnižšie prahy: Pri monopolárnej stimulácii -30,72±4,7 dB, pri bipolárnej stimulácii -21,43±4,86 dB a pri tripolárnej stimulácii -21,94±2,41 dB (dB boli vztiahnuté na 1 mA rms). Štatisticky bol rozdiel medzi monopolárnou stimuláciou a bipolárnou stimuláciou signifikantný (t-test, 2 strany, p<0,01), takisto medzi monopolárnou a tripolárnou stimuláciou. Rozdiel medzi bipolárnou a tripolárnou stimuláciou sa ukázal nesignifikantný. Pri jednotlivých vlákňach, pri ktorých bolo možné odmerať ladiace krivky pri všetkých troch konfiguráciách, však ukázali, že rozdiely medzi bipolárnou a tripolárnou konfiguráciou boli väčšie ako v priemeroch populácií a boli približne 3 dB (tripolárna konfigurácia viedla k nižším prahom).

Strmosti elektrických ladiacich kriviek boli nasledovné: pri monopolárnej stimulácii 3,12±2,51 dB/mm, pri bipolárnej stimulácii 8,47±4,49 dB/mm a pri tripolárnej stimulácii 20,79±5,22 dB/mm. Všetky rozdiely boli signifikantné (t-test, 2 strany, p<0,01).

Diskusia

Z výsledkov možno vyvodit nasledovné závery:

1. Najnižšie prahy sa zistili pri monopolárnej stimulácii. Možno z toho usúdiť, že pri monopolárnej stimulácii dosiahne neurálne elementy najväčšia zložka elektrického prúdu opúšťajúca stimulujúcu elektródu.
2. Najvyššie prahy sa dosiahli pri bipolárnej stimulácii.
3. S odstupom najlepšie priestorové ladenie dosahuje podľa očakávania tripolárna stimulácia.
4. Najhoršie priestorové ladenie dosahuje monopolárna stimulácia.

Vysvetlením nepriaznivých výsledkov pri bipolárnej stimulácii je, že pri bipolárnej stimulácii najväčšia zložka elektrického prúdu tečie medzi aktívnymi elektródami, t.j. v rámci scala tympani. Tým táto zložka elektrického prúdu nedosiahne neurálne elementy v lamina spiralis ossea alebo v modiole. Modely ukazujú, že pri tejto konfigurácii takmer viac ako polovica prúdu tečie v scala tympani medzi elektródami, a teda je neefektívnym skratovým prúdom (Král a spol., 1998). Tripolárna stimulácia predstavuje optimum z hľadiska miestneho kódu, ale nie je celkom optimálna pri otázke efektivity stimulácie. Je však o niečo efektívnejšia ako bipolárna stimulácia.

Možno teda predpokladať, že zavedením tripolárnej stimulácie by sa zlepšil prenos miestneho kódu do CNS, a tým by sa mohlo zlepšiť aj porozumenie reči. Treba však zdôrazniť, že pri porozumení reči rozhodujúcu úlohu pravdepodobne predsa má časový kód (Sachs, 1984). Napriek tomu bude zlepšenie miestneho kódu prispievať k prirodzenejšiemu charakteru vnemu a dokáže prispieť

k porozumeniu foném s vysokofrekvenčnými formantmi, ako „š“ (Kráľ, 2000).

Z hľadiska klinickej aplikácie možno predpokladať, že spotreba akumulátorov pri tripolárnej stimulácii by na základe týchto experimentálnych a teoretických dát mala ležať medzi monopolárnou a bipolárnou stimuláciou.

Záverom je potrebné dodať, že napriek týmto skutočnostiam sa ani tripolárna stimulácia nepribližuje topologickému rozlíšeniu intaktného sluchu, ktoré je v oblasti až 100 dB/mm.

Literatúra

Hartmann R., Klinke R. (1990a): Response characteristics of nerve fibres to patterned electrical stimulation. In: Miller JM, Spelman FA (eds): Cochlear implants: Models of the electrically stimulated ear. Springer, New York, 55–96.

Hartmann R., Klinke R. (1990b): Impulse patterns of auditory nerve fibres to extra and intracochlear stimulation. *Acta Otolaryngol (Stockh) Suppl.* 469: 128–134.

Ifukube T., White L. (1987): Speech processor with lateral inhibition for an eight channel cochlear implant and its evaluation. *IEEE Trans Biomed Eng* 34: 876–882.

Klinke R., Kráľ A., Heid S., Tillein J., Hartmann R. (1999): Recruitment of the auditory cortex in congenitally deaf cats by long-term cochlear electrostimulation. *Science* 285: 1729–1733.

Kráľ A. (2000): Temporal code and speech recognition. *Acta Otolaryngol. (Stockh.)*. (accepted, in press).

Kráľ A., Hartmann R., Mortazavi D., Klinke R. (1998): Spatial resolution of cochlear implant: the electrical field and excitation of auditory afferents. *Hear Res* 121:11–28.

Kráľ A., Majerník V. (1996): Neural networks simulating the frequency discrimination of hearing. *Biol Cybern* 74: 359–366.

Kráľ A., Tillein J., Hartmann R., Klinke R. (1999): Monitoring of anaesthesia in neurophysiological experiments. *NeuroReport* 10: 781–787.

Sachs M.B. (1984): Neural coding of complex sounds: speech. *Ann Rev Physiol* 46: 261–273.

Wilson B.S., Finley C.C., Lawson D.T., Wolford R.D., Eddington D.K., Rabinowitz W.M. (1991): Better speech recognition with cochlear implants. *Nature* 352: 236–238.

Received December 20, 1999.

Accepted January 21, 2000.