

APARATURA ZA REHABILITACIJU NAGLUHIH

Funkcija aparature za rehabilitaciju naglušnih je ta da omogući nagluhoj osobi razumijevanje, odnosno poboljšano razumijevanje govora. Da bi se to postiglo potrebno je proučiti koji sve faktori utiču na razumljivost. Jedan od faktora koji utiču na sposobnost razumijevanja govora je informacijski kapacitet uha. Informacijski kapacitet uha ovisi o broju pragova razlikovanja visine tona, razlikovanja intenziteta i o vremenu analiziranja. O broju pragova razlikovanja visine tona i intenziteta ovisi broj signala koje uho razlikuje. Taj broj, kao i vrijeme analiziranja, koje je potrebno da uho može razlikovati slijedeći signal, određuje informacijski kapacitet uha. Prema tome, nagluha osoba može imati smanjeni informacijski kapacitet uha uslijed suženog slušnog područja frekvencija čime je smanjen broj pragova razlikovanja visine tona, kao i uslijed smanjene dinamike (suženo intenzitetno područje) i duljeg vremena analiziranja.

Informacijski kapacitet zdravog uha je daleko veći nego što je potrebno za razumijevanje govora. Gubici kapaciteta iz područja frekvencija i dinamike u kojima se nalaze elementi govora dovode do gubitka razumljivosti.

Iz gornjeg slijedi da nije dovoljno samo selektivnim pojačanjem kompenzirati u aparaturi gubitak sluha prema audiogramu praga čujnosti jer time nije kompenzirano izobličenje dinamike koje nastaje kod nekih oštećenja unutarnjeg uha. Ta ista problematika postoji i kod konstrukcije slušnih proteza.

Dr inž. **F. J. Meister** — predstojnik Akustičkog laboratorija klinike za uho, nos i grlo u Düsseldorfu, u svojoj knjizi »Akustische Messtechnik der Gehörprüfung« koja je izašla 1954. godine, o toj problematici piše ovo:

»Teško je izvršiti selektivnu korekciju kod specijalnih oštećenja unutarnjeg uha gdje su nastala izobličenja dinamike. Ta izobličenja dinamike najčešće nisu jednaka u čitavom frekvencijskom području, već su ograničena, ali za bitna frekvencijska područja. Dosadašnje slušne proteze (misli se na one bez kompresije) ne mogu ove smetnje potpuno kompenzirati. Postoji li u području trauze jako promijenjeni prag razlikovanja intenziteta, napose jako smanjenje toga praga, tada jako smeta, na primjer, rezonancija slušalice u tom području (ovdje se misli na pojačan intenzitet u tom području). U tom slučaju bi slušna proteza morala sadržavati selektivno ograničenje intenziteta tako da opterećenje uha ne bi bilo preveliko u tom jače oštećenom području. Ograničenje intenziteta raste u području iznad 1000 Hz. Kod mnogih oštećenja unutarnjeg uha dinamika slušanja jako je smanjena u području između 1000 i 2000 Hz i nastoji se izbjeći preopterećenje toga oštećenog područja. Nastoji se pomoći u slu-

čajevima ograničenih područja oštećenja sluha unutar slušnog područja pre-mještanjem opterećenja uha u manje oštećena područja. Ovdje se postupa, dakle, na drugačiji način nego kod starijih metoda kompenzacije gubitka sluha. Nagluha osoba dobiva time nešto promijenjenu boju glasa, ali se time pošteduje glavno područje oštećenja.«

Misli ove vrste bile su već ranije iznošene, iako u posve drugom obliku, kao od **Perwitzschky** 1952. godine u kongresnom referatu štampanom u časopisu Hals-Nasen-Ohr Heilkunde. Prirodno je da je pomoć još moguća samo u slučaju kad oštećeno područje nije obuhvatilo preveliki frekvencijski opseg. O tom problemu govori i **H. Mol** u svom referatu održanom na Prvom ICA - kongresu u Nizozemskoj, godine 1953, »The desired performance of hearing aids«:

»Ideja da se do slušne proteze dolazi istim postupkom kao do naočala konačno je napuštena, iako ne sasvim. Nastojanje da se selektivnim pojačanjem kompenzira gubitak koji pokazuje audiogram praga čujnosti jalovo je. Razloga za to ima više. Prvo, ponašanje uha na pragu čujnosti može se bitno razlikovati od ponašanja na višim intenzitetima. Drugo, oštra frekventna odsijecanja perceptivnog porijekla ne mogu se kompenzirati dopunskim pojačanjem u mehaničkom sistemu jer se na taj način unose tranzijenti. Treće, ako je jedan dio bazilarne membrane bio podvrgnut patološkim promjenama, pametno je ostaviti ga na miru i ne pojačavati ovo područje. Katkada se pokazuje da je bolje eliminirati ove frekvencije u slušnoj protezi.«

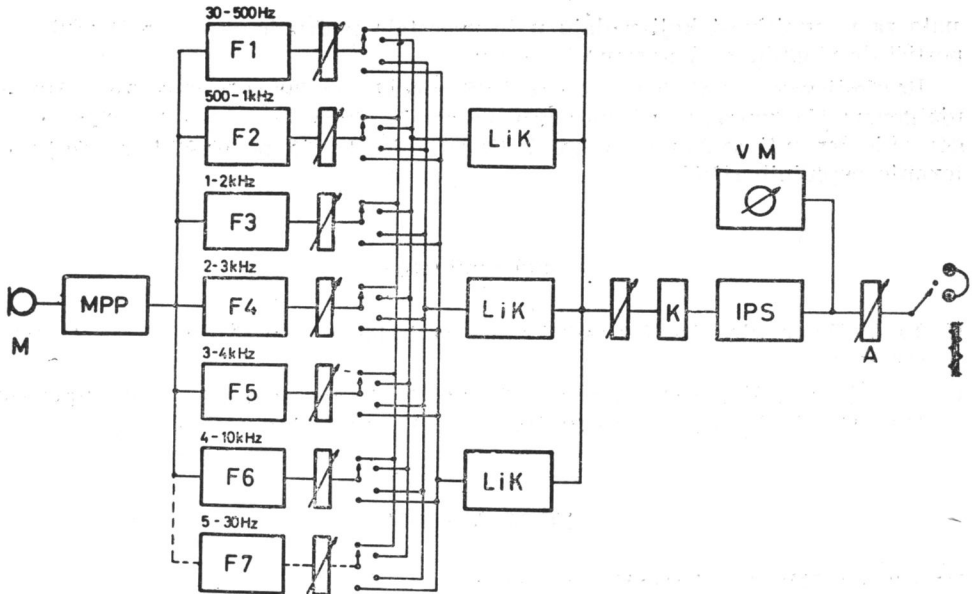
Iz gore navedenog proizlazi da je osim krivulje praga čujnosti potrebno poznavati i izobličenje dinamike. Da bismo izmjerili svojstva uha pri višim intenzitetima potrebno je snimiti krivulje jednake glasnoće (izofone krivulje) nagluhe osobe tonalnom metodom ili metodom uskopojasnog normiranog šuma. Iz tih krivulja moguće je odrediti osim gubitaka sluha i distorziju dinamike na pojedinim frekvencijskim područjima.

Na temelju proučavanja ove problematike u Zavodu za elektroakustiku izrađen je projekt za konstrukciju aparature za rehabilitaciju naglušnih. Na ulazu aparature nalazi se pretpojačalo s ulazima za mikrofon i magnetofon. Ovo pretpojačalo napaja filtere koji propuštaju ova područja:

1. od 30 do 500 Hz
2. od 500 do 1000 Hz
3. od 1000 do 2000 Hz
4. od 2000 do 3000 Hz
5. od 3000 do 4000 Hz
6. od 4000 do 8000 Hz

Dosadašnji opis konstrukcije je uobičajena konstrukcija koja se principijelno koristi kod tonfrekventnih analizatora i sličnih elektroakustičnih aparata. U toku su ispitivanja sa infrazvučnim područjem od 5 do 30 Hz. Pokusi su pokazali da infrazvučno područje vrlo malo pridonosi razumljivosti.

Izlazi iz filtera priključuju se na atenuatore intenziteta kojima se regulira intenzitet svakog selektivnog područja zasebno. Izlazi iz atenuatora dovode se prema potrebi i izboru na ulaze triju limitera i kompresora. Svakom limiteru i kompresoru može se podesiti posebno maksimalni intenzitet i stepen kompresije.



Djelovanje kompresora dinamike sastoji se u tome da se veliki intenzitet smanjuje. Time se postiže da se može iskoristiti suženo područje intenziteta koje je posljedica distorzije dinamike, odnosno intenziteta kod nekih oboljenja uha. Kompresija se podešava prema širini suženog intenzitetnog područja. Pri tome je kompresiju moguće primijeniti samo do izvjesne minimalne širine preostalog intenzitetnog područja.

Djelovanje limitera je u tome da limitira maksimalni intenzitet na nivo ispod praga bola. Kako se i prag bola mijenja kod distorzije intenzitetnog područja, potrebno je regulirati limitiranje.

Priključivanjem kompresora i limitera na izlaze iz filtera moguće je vršiti selektivno limitiranje i kompresiju što je u praksi potrebno, jer se distorzija dinamike, odnosno intenziteta, mijenja u različitim frekvencijskim područjima. Kriterij za odabiranje frekvencijskih područja filtera bazira se upravo na promjeni distorzije dinamike s frekvencijskim područjem.

Na taj način moguće je korigirati intenzitet za svako filtersko područje posebno, a za limitiranje i kompresiju možemo ukupno slušno područje podijeliti u najviše tri zasebna područja, što potpuno zadovoljava. Iza toga se veze sa izlaza iz kompresora i limitera, a i direktne veze iz atenuatora, dovode na zajednički ulaz u izlazno pojačalo snage koje ima svoj ukupni atenuator i indikator intenziteta. Ovo pojačalo ima i sklop s lepezastim korektorom frekvencijske karakteristike. Na pojačalo snage priključuje se prema potrebi dinamska slušalica ili vibrator.

Ovom aparaturom moguće je i selektivno pojačanje, a time i selektivno opterećivanje uha, kao i selektivno limitiranje i kompresija. Time je maksimalno iskorišten ostatak slušnog područja nagluhe osobe. Ukoliko to preostalo slušno područje ima dovoljni informacijski kapacitet i ako u govoru ima bitnih eleme-

nata za razumljivost koji padaju u to preostalo područje, može se treningom postići da nagluha osoba razumije govor.

Razumijevanje govora postiže se kod nagluhe osobe privikavanjem slušanja govornih elemenata koji padaju u preostalo slušno područje uz uvjet da ti govorni elementi sadrže dovoljnu količinu informacija potrebnih za razumijevanje pojedinih riječi.

LITERATURA

- H. Fack, Braunschweig: Informationstheoretische Behandlung des Gehörs (1956. g.)
F. J. Meister: Akustische Messtechnik der Gehör-prüfung (1954. g.) Speziele Fragen bei der sprachgehörprüfung I ICA Holandija 1953. g.

SUMMARY

Docent Ing. Miroslav Gregurić — Zagreb

THE APPARATUS FOR THE REHABILITATION OF THE HARD OF HEARING

The Apparatus for the Rehabilitation of the Hard of Hearing

On the basis of reasearch of the problem in the Institute for Electro-Acoustics in Zagreb, a design has been made for the construction of an apparatus for the rehabilitation of the hard of hearing. The construction of the apparatus has been based on the possibility of regulating optima isophone curves enabling a maximum of clearness.

Before regulating the characteristics of the apparaturs for rehabilitation, it is necessary to take the isphone curves of the patient by means of the tonal method or by means of the method of narrow zone rustles The curves make it possible to determine the loss of hearing and compression of each frequency range. On the basis of the isophone curves each frequency range requires the regulating of the amplification compression and limiting of a maximum intensity.

According to the design the apparaturs consists of a number of parallel connected narrow zone amplifiers, in each of which we can regulate the amplification, compression and limitation. The apparatus differs, from hearing aids with compression used so far, in that for each narrow zone both the compression and limiting can be regulated, which enables a maximum use of dynamics. In this way an optimum characteristic for maximum speech intelligibility is achieved.