

Citation:

BERÉNYI, P., WERSÉNYI GY.,
A külső fül fejre vonatkoztatott átviteli függvényeinek vizsgálata.
(Measuring of the Head-Related Transfer Functions)

Akusztikai Szemle (Acoustical Review), Vol. IV., No. 1.-4., 1999,
Budapest, pp. **35-41**.

A KÜLSŐ FÜL FEJRE VONATKOZTATOTT ÁTVITELI FÜGGVÉNYEINEK VIZSGÁLATA

Measuring of the Head-Related Transfer Functions

BERÉNYI P. - WERSÉNYI GY.

BME Békésy György Akusztikai Kutatólaboratórium, Budapest

Összefoglalás

Az emberi térhallás vizsgálatokban a külső fül (és a fej) szerepe jelentős. A fül az akusztikai információ átvitelében beesési iránytól függő szűrőként vesz részt, viselkedését a fejhez kötött koordináta-rendszerben értelmezett átviteli függvényekkel (továbbiakban: HRTF*) írjuk le. Ezek mérésére számítógépes süketszobai mérőrendszert építettünk ki. A vizsgálat során egy (átalakított) forgóasztal és egy Brüel & Kjaer 4128 műfej segítségével a tér különböző irányjaiból mért HRTF függvények adattárát hoztuk létre. A cél az, hogy a rendszerrel megismételhetően pontos méréseket lehessen végezni. Az első eredményekből megállapíthatjuk, hogy néhány fontos méréstechnikai részben sikeresen előreléptünk, pontosítottunk; ugyanakkor milyen újabb nehézségek merülhetnek fel a mérések során.

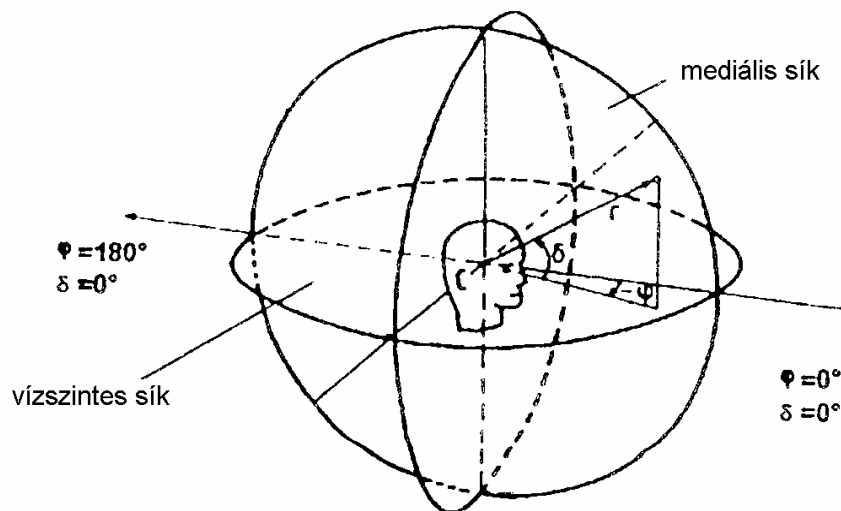
Summary

The basic domain of the human spatial hearing research is the perception and cognition of the physical sound-waves. In this signal processing system play the (outer) ears and the head a significant role. The ears have different filter characteristics depending on the direction and angle of incidence. The transfer functions in the head-related coordinate-system (HRTF) contain and describe their precise behaviour. To measure, we installed a computer and DSP card-based measurement system for the anechoic room. With the help of a turntable and a Brüel & Kjaer 4128 head and torso simulator we collected the different HRTF's from the free-field, and a huge data base was built. The purpose is to get a system with reproducible precision. From the results we conclude to the advantages and insufficiencies of the system.

*HRTF: Head-Related Transfer Function. A külső fül komplex átviteli függvénye a fejhez rögzített koordináta rendszerben.

Bevezetés

Az emberi tér- és irányhallás vizsgálatokhoz a fejhez rögzített koordináta-rendszert használjuk. Ezen háromdimenziós vonatkoztatási rendszer két legfontosabb síkja: a fej szimmetriasíkja (mediális) valamint a hallójárat középvonala és a szemgödör alsó csontján átfektetett vízszintes sík. Az origó, a fej belsejében található.



1.ábra. A fejhez rögzített koordináta rendszer [1].

Fig.1. The head-related coordinate-system [1].

Az oldalszöget φ -vel jelöljük, ez a „pontosan szemben” iránytól ($\varphi=0^\circ$) való eltérés a vízszintes síkban. Az emelkedési (elevációs) szög jele δ . A vízszintes síkban $\delta=0^\circ$. A távolságot r -rel jelöljük.

A hangátvitelt a szabadtér valamely pontjától a hallójárat egy tetszőleges pontjáig különböző beesési irányok esetén a HRTF átviteli függvények írják le. Ez a pont általában a dobhártya vagy a hallójárat bemenete. Élő emberen a szondamikrofont a hallójárat bejáratánál helyezzük el (ún. lezárt hallójárat mérési pont). Kimutatták, hogy az itt mért HRTF-k ugyanannyi térbeli információval rendelkeznek, mint a dobhártyán mért függvények [3]. A torzóknál a mérőmikrofon a dobhártya helyén van.

A HRTF *komplex* átviteli függvény, ami tartalmazza a tér különböző irányából vett amplitúdó átviteli jelleggörbét, és a fázismenetet (HRPhTF*). A fázismenet helyett gyakran annak frekvencia szerinti deriváltját, a (csoport)futásiidőt adjuk meg. Ezen függvények tartalmazzák a felsőtest és a fej geometriájának, valamint a *fülkagyló lineáris szűrő* hatását (reflexió, árnyékolás) [1],[2].

*HRPhTF: Head-Related Phase Transfer Function. A külső fül komplex átviteli függvényének a fáziskarakterisztikája a fejhez rögzített koordináta rendszerben.

A levegőben való terjedés okán a forrástávolságtól függő időbeni késleltetés és csillapítás fellép. A hangforrást a „távoltérben” képzeljük el, ha a forrástávolság már meghaladja az 1-2 métert, így az egyébként sokparaméteres HRTF függvények négyváltozóra egyszerűsödnek (idő, távolság, emelkedési- és oldalszög).

A HRTF függvények inverz Fourier-transzformáltjai, a HRIR* függvények a hallást (a térbeliség szempontjából) ugyanolyan mértékben jellemzik, de a jelenséget az időtartományban írják le.

Az ilyen vizsgálatoknál, felvételeknél a műfejes mérések sok előnnyel rendelkeznek, hiszen a torzók ideálisan szimmetrikusak, nem mozognak, és a mikrofonok elhelyezése is egyszerűbb, mint élő embereken. Ezek a gyárilag készített műanyag bábuk az emberi felsőtestet és fejet modellezik, különös tekintettel a fülkagylóra és a hallójáratra. Az igazi embereken végzett kísérlet nehézkes, kényelmetlen, és a mozgásból adódóan pontatlanabb, ellenben a műfejes mérések hosszú és reprodukálható méréseket tesznek lehetővé. Ne feledjük azonban, hogy anyagában, hőmérsékletében, bevonatában, „felszereltségében” *eltér* az igazi emberi fejtől (pl. nincs bőre, haja, szeme, üreges, statikus és idealizált), így torzítást visz a rendszerbe; és noha a különbségek nem is mindig mérhetőek ki, az emberi fejen készített hangfelvétel mégis sokkal jobban „hangzik” [4]. Azt is megfigyelték, hogy eltérő hangforrás helymeghatározás is létrejöhet műfejes és igazi emberi fejen történt felvételeknél, és bár a különböző torzók eltérően viselkednek, a véletlenül kiválasztott emberi fej mindig jobb térbeli minőségű felvételt eredményezett [5].

A binaurális technológia állítása szerint, akkor van az eredetihez elméletileg tökéletesen hű hangvisszaadás, azaz akkor halljuk pontosan ugyanazt, mint a felvétel helyén és idején, ha a két dobhártyán a hangnyomás jel megfelel annak, ami a felvételkor volt. Ez elméletileg műfejes felvétellel elérhető.

A *lokalizáció* az a helymeghatározási folyamat, melynek során a hallás kiértékeli a füljeleket, és információt szerez a hangforrás helyéről. A minimális lokalizációs bizonytalanság értéke, azaz a hallás térbeli felbontóképessége 1° körüli [1]. A hallás egyik speciális tulajdonsága, hogy a hangforrás helye nem mindig egyezik meg az általa keltett hallásérzet helyével.

A rendszereket és eszközöket (műfejek, lehallgató rendszerek...stb.) objektíven az alapján minősíthetjük, hogy benne a lokalizációs feladatok megoldása mennyire sikeres. Ennek egyik gyakori vizsgálati módszere az ún. elől-hátul döntés és annak hibaszázalékos megadása. Az érzékelés folyamán ugyanis előfordulhat, hogy a mediális síkban található forrást helyesen ebben a síkban lokalizáljuk, de hogy az elől vagy hátul van-e, abban tévedünk. Ez a jelenség a természetes hallásfolyamat során is sokszor előfordul, de a valóságos emberi fejen és különösen a torzókon készített felvételek esetén nő meg a tévedés valószínűsége [1], [2], [5].

*HRIR: Head-Related Impulse Response. A komplex HRTF függvények inverz Fourier-transzformáltja (az impulzus válasz a fejhez rögzített koordináta rendszerben)

Monaurális és interaurális jellemzők

A vizsgálatok egy részéhez a mediális síkban elhelyezett egyetlen hangszóró is elegendő. Ekkor csak az ún. *monaurális* jellemzők léteznek, melyekből a forrás távolságára, emelkedési szögére, valamint az előre-hátra irányok meghatározhatóságára következtethetünk (lokalizációs problémák).

A frekvencia szerepe itt abban nyilvánul meg, hogy a nagyfrekvenciás részeket nagyobb emelkedési szög alól (feljebb) érzékeljük, mint a kisfrekvenciásakat. Szélessávú jelek a hangforrás helyéről több információt hordoznak, mint a keskenysávúak. A lokalizációs bizonytalanság szűrés után a kétszeresére is megnőhet [1].

Az *interaurális* jellemzők a kétfülű hallásról hordoznak információt. Ezek az ismérvek a két füljel eltérését ill. viselkedését jellemzik (egymáshoz képest). Ekkor a forrás a mediális síkból kilép (esetleg a megfigyelő fordul el), vagy több forrást helyezünk el a térben. A két füljel időben egymáshoz képest eltolt és/vagy amplitúdójában eltérő, amiből a hallórendszer egyéb térhallás-jellemzőket nyer ki.

Összességében tehát háromféle átviteli függvényt értelmezzünk: a szabadtéri, a monaurális ill. az interaurális (ami a monaurálisból számítható is). Megállapítható, hogy a hangjel úton a dobhártya felé *lineáris torzítást* szenved, ami a forrás helyétől erősen függ. A fülkagyló egyes részeihez pontos „akusztikai szerepet” azonban nem érdemes hozzárendelni [8]. Az elmondottak *rögzített fejű* vagy műfejes mérésekre vonatkoznak.

Alkalmazási területek

A végső céljaink egyike a HRTF modellezése. Erre alapjában három eljárás létezik: *valós pólus-zérusú* rendszermodell, *Fourier-sor kiterjesztésű* és *strukturális*. Az első „klasszikus” megoldás, de sajnos az együtthatók túl bonyolult függvényei az elfordulási- és az emelkedési szögnek, így ez elrontja a modell használhatóságát.

A második módszer (Karhunen-Loeve expansion) a HRTF-eket egyszerű alapfunkciók súlyozott összegével állítja elő. Az adatok megvizsgálására e modell alkalmas, de azonos idejű feldolgozása bonyolult, így felhasználhatósága behatárolt.

A *strukturális modellek* megpróbálják a fizikai hallásmechanizmus (fejárnyék, vállak hatása...stb.) tulajdonságait az átviteli függvényekbe, majd a modellbe építeni. Ez a terület sok reménnyel kecsegtet, és a jövőbeli munkánk is e területre irányul.

A halláskutatásokhoz mért és modellezett HRTF-eket egyaránt felhasználhatunk. A *szabványos HRTF* olcsó és egyszerű megoldás. A mai napig sem az IEEE, sem az AES nem definiálta a szabványos HRTF függvényt, de a nagyobb szoftver cégek szorgalmazták e szabvány megalkotását. Ennek oka, hogy piacképes multimédiás alkalmazások és termékek kerülhetnek forgalomba. A függvények az adott irányokból nagy (egyénektől függő) szórást mutatnak, így várhatóan egy esetleges szabványos HRTF (minden irányhoz egy) csak korlátozott alkalmazhatóságú ill. gyenge minőségű lesz, ami nem biztos, hogy megfelel egy multimédiás alkalmazás követelményeinek.

Ennél jobb módszer a *szabványos HRTF függvénykészlet* felhasználása (minden irányhoz több). Ehhez kisebb embercsoporton kell a mérést elvégezni, majd a felhasználóknak lehetősége lesz a számára legjobban megfelelőt kiválasztani (ilyen készlet sem létezik). Ez a megoldás jobb minőséget tenne lehetővé, de hátránya, hogy az előállítás időigényesebb, és a felhasználótól bizonyos felkészültséget, előismerteket vár el, ezért használata bonyolultabb.

A legjobb mérési módszerrel előállított HRTF, az *egyénre érvényes*. Ezeket a függvényeket megfigyelőn kellene lemérni, ami hosszadalmas, kényelmetlen, és drága eljárás, de messze a legjobb minőséget szolgáltatná.

A *HRTF modellek* azért készülnek, hogy paraméterek állításával lehessen a HRTF-ket (digitálisan) a személyekhez adaptálni. Hasonlóan a stúdiótechnikában alkalmazott grafikus szűrőkhöz, pontos HRTF modellek segítségével elméletileg lehetőség van arra, hogy minden irányhoz tetszőleges HRTF függvényt szintetizáljunk, és azokat akár azonos időben a lehallgató rendszerben módosítsuk.

A mérés célja

A mérőrendszerünk feladata, hogy a jövőben megismételhető és pontos HRTF méréseket tegyen lehetővé. Elméletileg, ha ismerjük a tér különböző irányából az összes komplex HRTF függvényt, akkor lehetőségünk van arra, hogy tetszőleges hangforrás jelét „ellássuk” azzal az információtartalommal, ami a térérzethez, a források helymeghatározásához szükséges. A hangátvitelt úgy képzelhetjük el, hogy a forrás és a dobhártya közé illesztjük be a HRTF függvényeket (mint lineáris invariáns irányfüggő átviteli karakterisztikájú rendszert). A valóságos hallásfolyamatban ez történik, és célunk, hogy kiegyenlített fejhallgató és számítógép segítségével ezt a jelenséget mesterségesen előidézzük. Így a forrás valóságos helyétől függetlenül, a HRTF függvények állandó változtatásával elérhetjük, hogy a forrás helye megváltozzon, vagy éppen helyben maradjon. Gondoljunk a fejhallgatók rendszerek legalapvetőbb problémájára, hogy a fej forgatásával a hangforrás(ok) a fejjel együtt mozognak, forognak. Pontos HRTF függvényekkel, fejhelyzet-érzékelővel és gyors számítógép segítségével lehetőség van arra, hogy a fej forgatásával a hangforrás ne mozduljon el, hanem a megfelelő HRTF segítségével mozdulatlan maradjon a hallgató számára.

Teljes 3D audio rendszer létrehozáshoz teremakusztikai, megfigyelő-érzékelési és akusztikai modellek optimalizált hozzáadása szükséges. A teremakusztikai modellt numerikus analízissel adhatjuk a rendszerhez, a binaurális hallás jellemzőit a HRTF-ek segítségével implementálhatjuk azonos időben, de ez nagyon gyors számítógépet igényelne.

A tényleges mérés előtt próbaméréseket kellett végezni. Ennek során meg kellett győződnünk a rendszer tulajdonságairól, pontosságáról, esetleges hiányosságairól. Kiindulásként egy már korábban elvégzett mérés tapasztalatait vettük alapul [7]. Megvizsgáltuk, hogy az akkori mérőrendszer hol szorul pontosításra, ill. melyek voltak a bevált módszerek, eljárások.

Korábbi tapasztalatok

Korábban a Békésy György Akusztikai Kutatólaboratóriumban készült HRTF mérések mellett, azok modellezésének lehetőségeit is vizsgálták [7]. Ennek során derült ki, hogy az akkori mérés mely részei pontosíthatók. Hasonló vizsgálatokat 2%-os pontossággal, 15°-os elfordulással és rózsaszínű zajjal már végeztek [8].

A mérőrendszer alapjában nem változott meg: ugyanazt a torzót, ugyanabban a süketszobában, ugyanazzal a DSP jelfeldolgozó kártyával mértük. Az impulzusválasz függvények minimálfázisú voltának vizsgálata arra utalt, hogy az 5°-os vízszintes síkban megvalósuló elforgatás nem elégséges felbontás [7], és a beállási pontosság sem megfelelő. A mérést csak -15°-os emelkedési szögig végezték, ennek további kiterjesztését (lefelé) és a pontos asztalmozgatást kellett az első körben megvalósítanunk.

Első lépésként a forgóasztalban elhelyezett szinkron forgatómotort léptetőmotorra cseréltük, ami reprodukálható és pontos mozgatót tesz lehetővé. A mérőprogram átalakításával pedig egyéb jel/zaj viszony növelő mérési eljárásokat is a rendszerbe építettünk.

A mérés és a mérési elrendezés

A mérés során a süketszobában forgóasztalon elhelyezett műfejen (ANSI szabványú Brüel & Kjaer Head and Torso Simulator Type 4128) végeztünk vizsgálatot. A kb. 2 m.-re elhelyezett hangszóró periodikus gerjesztő hangjelet szolgáltatott, amit a torzó két fülében gyárilag elhelyezett mérőmikrofon érzékelt. A kiadott hang, és a vett kétcsatornás jelet A/D átalakítás után rögzítettük, dolgoztuk fel és tároltuk egy szabványos PC, és a bele illesztett AT&T Ariel DSP kártya segítségével.

A forgatást a Brüel & Kjaer 3921 típusú asztallal végeztük, a vízszintes síkban 1°-os lépésként, ami megfelel a hallás legjobb térbeli felbontóképességének [1]. A motort külön program vezérelte, az asztalt tizedfokos megismételhető beállási pontossággal szabályozva (32000 lépés/fordulat).

A hangszóró emelkedési szöge öt fokként változott, -40°-tól +30°-ig, és tízfokként +90°-ig. A hangszóró magassága (helye) és orientációja zsinetekkel állítható, az emelkedési szög pontosságát lézeres iránymérővel ellenőriztük. Ez a torzó fején volt rögzítve, és saját koordináta-rendszerében tizedfokos pontossággal állítható emelkedésű volt. Az elv az, hogy a hangszórón elhelyezett tükörré irányítva a sugarat, az a középsíkban verődik vissza a torzó testére. Ennek origótól mért távolságát a hangszóró dölése határozza meg. Számítógépes segédprogrammal számítjuk ki, hogy a kívánt hangszóró emelkedéshez milyen lézer emelkedést szükséges beállítani, és hogy a fénypont helyes dőlés esetén hová fog visszaverődni. A hangszórót ennek megfelelően állítjuk be. Ahhoz, hogy a műszerek és az eljárás helyesen működjön, a lézerágyút kalibrálni, a két koordináta-rendszert pedig egymáshoz kellett igazítani.

A mérés relatív mérés: a referenciajelet a torzó eltávolítása után egy 1/2" Brüel & Kjaer 4165 típusú kondenzátormikrofonnal vettük fel az origóban. Ezen mérés

során a függőlegesen álló mikrofont megforgattuk, és a 20 fokonkénti mért eredményből teljesítmény alapján átlagolt átlagos referenciaszínképet számoltunk (amelyet mindkét fülhöz felhasználtunk). 50 kHz mintavételi frekvenciát, és 16 bit felbontást alkalmaztunk. A mért kétcsatornás időfüggvényeket 4096 pontos FFT után tároltuk.

A mért válaszok színképének és az átlagos referencia jel színképnek komplex hányadosa adja az adott irányhoz tartozó komplex HRTF függvényt, melyet amplitúdó- és fázisszínképével ábrázolunk (log-log ill. log-lin skálán).

A mérési módszer

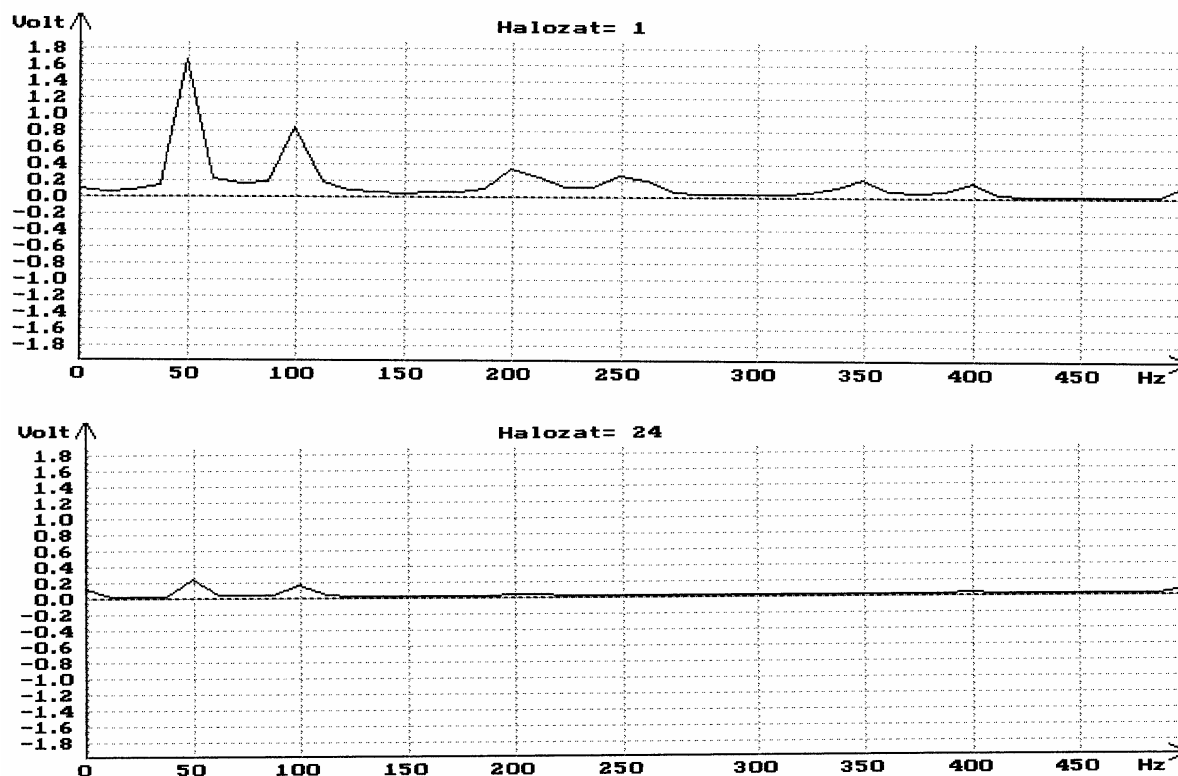
Gerjesztő jelként ún. hosszú periódusidejű álvéletlen (pseudo-random) jelet használtunk. Ez kis (egyhez közeli) csúcstényezőjű, nagy energiájú adott kivezérlésnél és az adott rendszer zajszínképét jól közelíti. Az ilyen gerjesztő jel hatására a jel/zaj viszony az egész tartományban frekvenciafüggetlen lesz. A periódusa $20 \mu\text{s} \cdot 4096 \text{ minta} = 81,92 \text{ ms}$. hosszúságú.

Előállításához a rendszer zaját kell megmérnünk. Ennek során a DSP kártyából tisztán nulla mintasorozatot adtunk ki, majd többször megmértük az erre adott választ, ez a rendszer zaja. A válaszszínképeket *teljesítmény* alapján átlagolva a zaj energiasűrűség színképét határozhatjuk meg (zajbecslés). Ebből a gerjesztő jelet egy segédprogram segítségével állíthatjuk elő.

A mérés során minden forgatási helyzetben ezen jelet 32-szer adtuk ki, és átlagoltuk a mért válaszokat (minden mérésszám duplázás 3 dB-el javítja a jel/zaj viszonyt). Minden mérés során a gerjesztés első periódusa alatt az adatgyűjtést szüneteltettük, nehogy a válasz a hirtelen megjelenő gerjesztés hatását is tartalmazza (ugrásválasz). Így a véletlen zajok hatását csökkenthetjük, de a mérési idő megnövekedett.

További nyereséget lehet elérni az erősáramú hálózat zavarának csökkentésével („brumm”). Az 50 Hz-es zavarjelnek és felhangjainak hatását csökkenthetjük, ha a mérést többször megismételjük (és átlagolunk) a nagyfeszültségű hálózat eltérő fázishelyzetéből is. Ennek során annak 20 ms.-os periódusidejét 24 részre osztjuk, és minden ilyen helyzetből a mérést újraindítjuk. Így elérjük, hogy a méréssel nem lesz fáziskapcsolt helyzetben, de a mérési idő megemelkedik (2.ábra).

Egy helyzetben végül összesen 768 periódus megmérésére került sor, ami kb. 29 dB javulást okozott csak az átlagolás eredményeként, és még további javulást a kritikus frekvenciákon (50, 100 Hz - ld. 2.ábra). Cserébe a mérési idő kb. 1 percre növekszik, a teljes körülforduláshoz tartozó pedig 7 órára. Az ismétlési számot tovább növelni nem érdemes, mert a jel/zaj viszony nyeresége nem éri meg a mérési idő nagy mértékű megemelkedését. A hangszóró átviteléből adódóan az eredmények 200 Hz...12 kHz tartományban érvényesek (az átvitelének jellege a relatív mérés következtében kiesik). Noha a hangszóró az 50 Hz és 100 Hz komponenseket nem sugározza le, az erősítők és a kábelek ezt a zavart felszedhetik, valamint a programmal később olyan eszközöket is szeretnénk megmérni, amelyek ebben a kisfrekvenciás tartományban hatnak (ún. mélysugárzók).



2.ábra. Az erősáramú hálózat zavarának csökkentése 50 Hz-es négyszög mérőjellel. Huszonnégy részre osztás esetén (második görbe) az 50 Hz komponens és az első felharmonikus marad csak meg jelentősen csillapítva (nyolcadrészére csökken).

Fig.2. Reduction of the mains disturbing effect. Repeated measurement 24 times (in different phase of the mains current) using 50 Hz rectangle test signal.

A 16 bit felbontásból adódó kb. 94 dB kvantálási jel/zaj viszonyt nem érjük el, mert a rendszerben tartalék is van: sem az erősítők, sem a mintaértékek nem teljes állásban ill. skálaértékek között mozognak. A kb. 60%-nyi dinamikatartomány kihasználtságának megfelelő 60 dB-hez adódik a fenti 29 dB, így az elért átlagos jel/zaj viszony közel 90 dB.

Kalibrációs feladat több is adódik: az erősítőket a torzítás, a mintaértékeket a határolódás ellen kell védeni. Külön kell foglalkozni a lézerrel, amely hibás működés esetén az eredményeket meghamisítja, ezért (mint kiderült) az esetleges elállítódások elkerülése miatt érdemes azt gyakran újrakalibrálni: meg kell győződnünk arról, hogy a lézer emelésével a sugár a mediális síkban mozog-e, és hogy 0 fokos helyzetében a sugár vízszintesen halad-e.

A mérés kritikus pontja lehet a hangelnyelő anyagok elhelyezése. Annak érdekében, hogy a nem kívánt visszaverődések hatását csökkentsük a kritikus helyekre szivacsot, vattát helyeztünk. Ilyenek elsősorban a fém forgóasztal pereme, fogantyúja, az asztal és a hangszóró állvány részei, a torzó lábai.

Mérési eredmények

A mérőrendszer alapvető minősítési módszere, ha ugyanazt többször mérjük le, különböző időpontokban. Az 3.ábra mutatja a $\delta=\varphi=0^\circ$ -hoz tartozó ismételt mérések

eredményét. Az első és az utolsó mérés között hetek teltek el, amelynek során a torzó és a lézer többször el lett távolítva. Ennek ellenére az eredmények kis ingadozást mutatnak: a mérési tartományon belül az eltérés nem haladja meg a $\pm 1,5$ dB-t. Ez az eltérés az eltelt idő alatt bekövetkezett mechanikai elváltozásokra, elsősorban a lézer hiányosságaira, valamint a lézerpont leolvashatóságának bizonytalanságaira vezethető vissza.

A 4.ábra hasonló céllal készült: a 90 fokos emelkedés során mért válaszok kb. egyformák. Tény, hogy ha a forrás pontosan a fej felett helyezkedik el, a torzó forгатásával a függvények nem változhatnak. Ezzel a hangszóró beállításának pontosságát is megfigyelhetjük: a négy, 90 fokkal elforgatott helyzetben mért és egymásra rajzolt grafikon szinte teljesen azonos.

Vizsgáltuk a mérőprogram és a mérési elv bizonyos részeit is. A 24 részre osztott periódusidő, és a 32-es ismétlési szám esetén felmerül a kérdés, hogy pusztán az átlagolásból elért 29 dB jel/zaj viszony emelkedés elégséges-e. Ezért egy rögzített pozícióban végeztünk mérést úgy, hogy a felosztást 120-ra, az ismétlési számot pedig 132-re növeltük. Ennek eredménye kb. 42 dB jel/zaj viszony emelkedés, és járulékosan hússzoros mérési idő. Az 5.ábrán látható e két mért függvény, és megállapíthatjuk, hogy a javulás nem jelentős (a 2 kHz...3 kHz tartományban a felső görbe simább emelkedésű), különösen, ha a mérési idő növekedését is figyelembe vesszük.

A 6.ábra a hangelnyelő anyagok szerepét, illetve elégségességét mutatja. 45 fokos emelkedési szög esetén a szemben irányból mért egyik fül választ láthatjuk hangelnyelő anyagokkal és nélkülük. Megállapíthatjuk, hogy a hangelnyelő anyagok (visszaverődés gátló szivacsok, vatta) szerepe az 1 kHz...5 kHz tartományban jelentős, „simítják” a függvényt.

A 7.ábra hasonlít a 8.ábrához, és 0 ill. 90 fokos elfordulás esetére vonatkozik. A forrástól távolabbi fül válasza amplitúdóban kisebb és zajszerűbb.

A 8.ábra elől-hátul válaszfüggvényeket tartalmaz (egyik fül). Az 8a.ábrán a saját eredmények láthatók 0 ill. 180 elfordulás esetén a vízszintes síkban. A grafikonok az 8b.ábrával összevetve igazolják mások korábbi mérését: szemből a válasz kb. 3...5 dB-el nagyobb közepes frekvenciákon, mint hátulról, de a 4 kHz frekvenciájú hallójáratati rezonanciacsúcs és a 10 kHz bevágási hely is jól kivehető.

A 9.ábrán mediális síkbeli frekvenciaválaszok görbeserege látható. A 4 kHz-nél lévő hallójáratati rezonancia helyben marad, ugyanakkor a bevágás helye jelentékenyen változik az emelkedéssel: 6 kHz alacsony emelkedés esetén, de 10 kHz a fej felett. Pontosan a fej felett nehezen kivehető, a frekvenciaválasz szinte lapos, de a bevágás újra megjelenik, ahogy a forrás hátul süllyed. Meg kell jegyezni azonban, hogy a pontos viselkedés a fülkagyló alakjától függ, és egyénenként változó - nagyobb fül esetén a frekvenciák lejjebb tolódnak.

Végekövetkeztetés

Megállapíthatjuk, hogy célunkat elértük: az első mérési elrendezéshez képest a mérőrendszert feljavítottuk, pontosítottuk, és így kb. 90 dB átlagos jel/zaj viszony mellett végezhetünk méréseket.

A hosszabb idő elteltével megismételt mérések során bekövetkező változások a segédeszközökre, ill. a mechanikai rögzítés megváltozására vezethetők vissza. A cél pontosan az volt, hogy először a legfontosabb paramétereket javítsuk ki. Így végül a torzó rögzítése az asztalon, a hangszóró beállítása, a lézer pontossága (elállítódása, a folt mérete, leolvashatóságának pontossága) lett a korlátozó paraméter. Feladatunk volt továbbá megállapítani, hogy ezen paraméterek megváltozása mennyire pontos ill. pontatlan méréseket tesz lehetővé. Így megtudjuk, mekkora az az eredményekben megjelenő minimális változás, amely már „észrevehető”, azaz nem a rendszer mechanikai stabilitási problémáira vezethető vissza. Ezt a mérési bizonytalanságot, melyben mint „zajban”, elvész a túl kicsiny változás, próbáljuk csökkenteni, ill. kiküszöbölni.

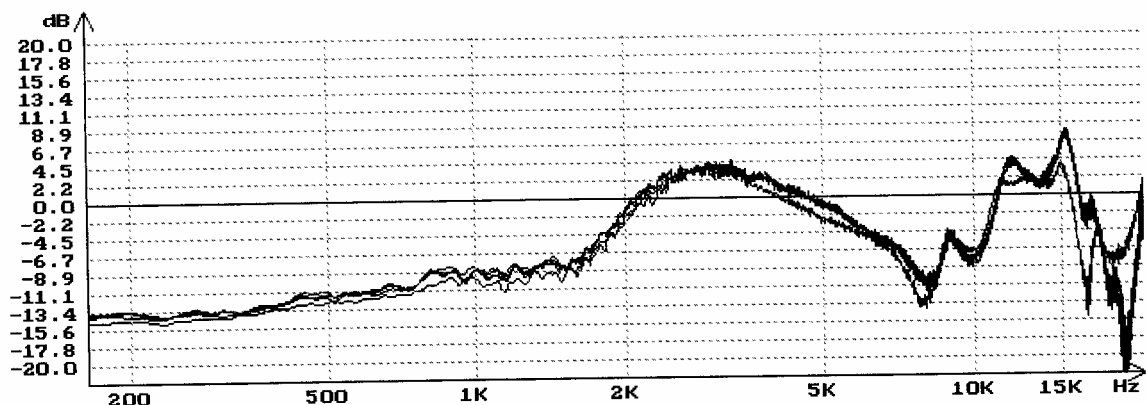
A mérést a süketszoba méretei, és a hangszóró paraméterei miatt csak 200 Hz-től tudjuk végezni. Azért is fontos a mérési eredményekből a HRTF-ekre jó modellt készíteni, hogy azokból a 20 Hz...200 Hz tartományt extrapolálni tudjuk. A kérdés, lehet-e a függvényeket úgy modellezni, hogy azok egy tiszta időbeli késleltetés és egy minimálfázisú rendszer egymás után kapcsolásából állnak. Érdekes az eredmény, amely szerint létezik a térben olyan hely, ahol ez fennáll, és létezik olyan, ahol „majdnem” minimálfázisú a rendszer. Ebben feltehetőleg a fülkagyló hanggyűjtő hatása mutatkozik meg [7]. Ez a rendszer pontosabb méréseket tesz lehetővé.

Célunk az akusztikai információ átvitelének és a hanghullámokban való „elkódolásának” megismerése. A mérőrendszerrel a mindennapi életünkben természetes helyzetek; a süketszobai környezettől és a torzók emberi testtől való eltérésének HRTF-ben megjelenő változásait is kutatjuk. Korábbi megfigyelések és a mi méréseink szerint is az olyan „apróságok”, mint a haj, ruházat, szemüveg viselése kimérhető változásokat (erősítést és csillapítást egyaránt) okoznak a HRTF-ben [8],[9].

Az ábrázolási mód megváltoztatásával az eredményeknek új perspektívát adhatunk. Alkossa a horizontális sík, és az arra merőleges, a két fület összekötő egyenest tartalmazó sík az új koordináta-rendszer alapsíkja. A mediális síkra merőleges síkban ugyanis sokkal nagyobb az egyes térszögekre kimérhető változás a HRTF értékeire, mint a mediális síkban. A szokásos HRTF megjelenítés erősen változó görbesereget ad, ezért a sztereografikus ábrázolás is jó megoldás. Ez adott frekvenciára vagy sávra az origóból kivetített intenzitáseloszlással ábrázolja a hallórendszer térbeli érzékenységét. Ez az ábrázolás a futási időkre és azok különbségeire is kiterjeszthető.

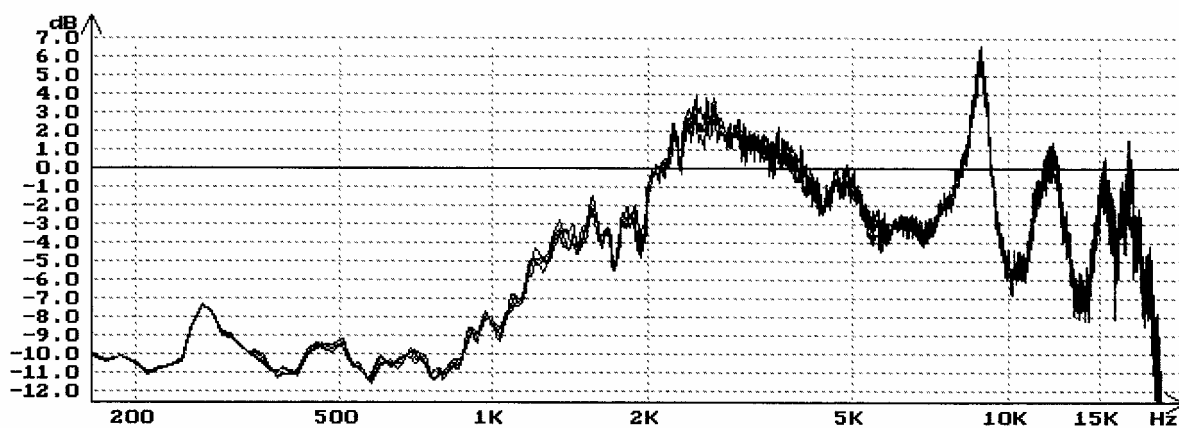
Irodalom

- [1] BLAUERT J., *Räumliches Hören*. S. Hirzel Verlag Stuttgart, Stuttgart 1974.
- [2] BLAUERT J., *Räumliches Hören Nachschrift*. S. Hirzel Verlag Stuttgart, Stuttgart 1985.
- [3] MOLLER H., *Fundamentals of binaural technology*. Applied Acoustics 36, 1992. / **171-218** /.
- [4] MAIJALA P., *Better binaural recordings using the real human head*. Proceedings of Inter-Noise 97, Müszaki Könyvkiadó, Budapest, 1997. / Vol. II. **1135-1138**. /
- [5] MOLLER H., *On the quality of artificial head recording systems*. Proceedings of Inter-Noise 97, Müszaki Könyvkiadó, Budapest, 1997. / Vol. II. **1139-1142**. /
- [6] MOLLER H., SORENSEN M.F., HAMMERSHOI D., JENSEN C.B., *Head-Related Transfer Functions of human subjects*. J. Audio Eng. Soc. Vol. 43., 1995. /**300-321**/.
- [7] BERÉNYI P., ILLÉNYI A., *What does it mean for an HRTF not to have the minimal phase property?* Proceedings of Inter-Noise 96, Liverpool, 1996. / Vol. VI. **2127-2130**. /
- [8] TARNÓCZY T., *Über den Verstärkungs-Verminderung-Effekt der Ohrmuschel und des Kopfes*. Proceedings of the 6th International FASE Congress, 1992, Zürich /**229-232**/.
- [9] ILLÉNYI A., WERSÉNYI GY., *Discrepancy in binaural tests and in measurements of sound field parameters*. Proceedings of the International Békésy Centenary Conference on hearing and related sciences, 1999, Budapest. /**160-165**/.
- [10] TARNÓCZY T., *Az egyfülű hallás síkbeli iránytól függő szinképi torzításai*, Beszédkutatás 1995, Budapest, 1995. /**4-19**/.



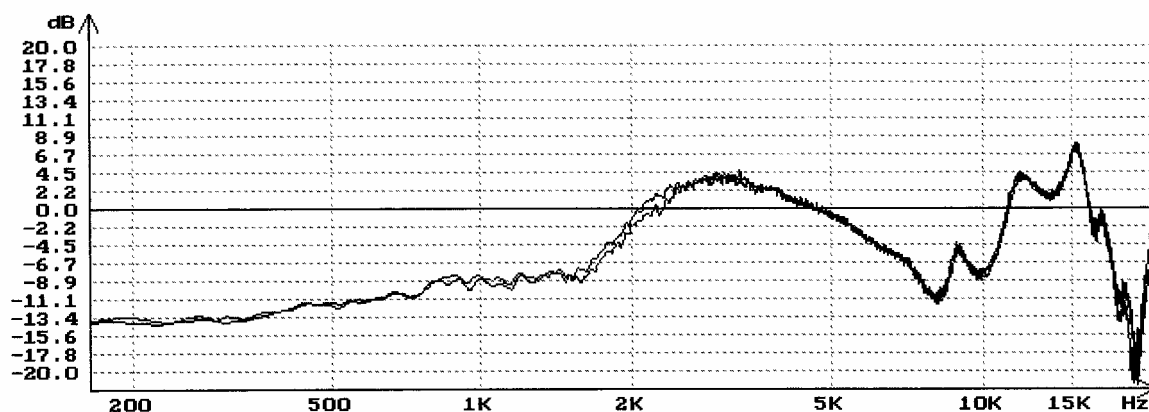
3.ábra. Ismételt mérések $\delta=\varphi=0^\circ$ irányból. A 200 Hz...12000 Hz tartományban az eltérés nem haladja meg a 2 dB-t, ami a jó megismételhetőségre utal.

Fig.3. Repeated measurements in the direction $\delta=\varphi=0^\circ$. The maximal difference is less than 2 dB in the 200 Hz...12000 Hz domain.



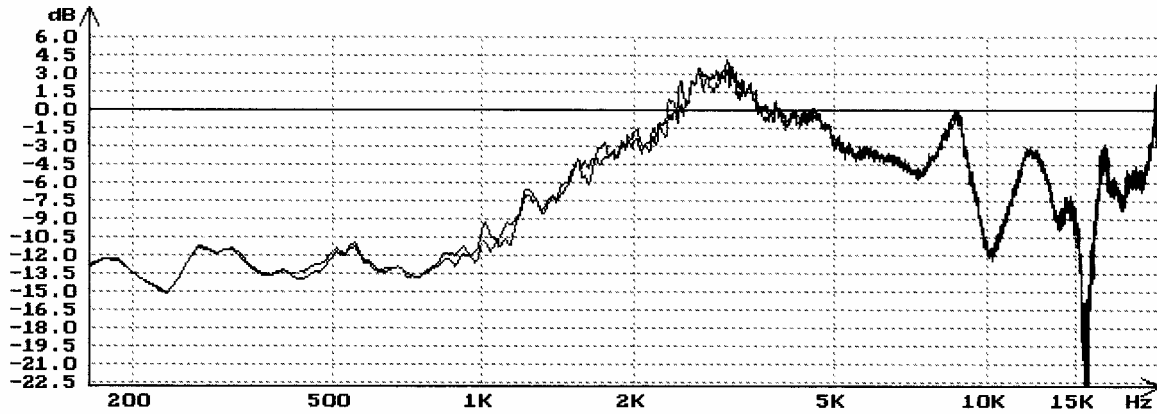
4.ábra. $\delta=90^\circ$, $\varphi=0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$. A négy egymásra rajzolt HRTF szinte teljesen azonos (bal fül).

Fig.4. Measurements in $\delta=90^\circ$ (above), the angular directions are $\varphi=0^\circ, 90^\circ, 180^\circ, 270^\circ$. The curves are quite the same (left ear).



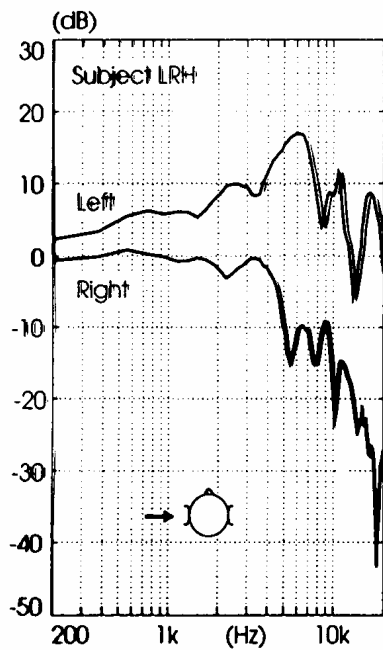
5.ábra. Két mérés eredménye $\delta=\varphi=0^\circ$ irányban. A jel/zaj viszony emelkedés az átlagolás és a mérési idő növelése miatt kb. 29 dB (alsó) ill. 42 dB (felső görbe). Lényeges javulás nem figyelhető meg.

Fig.5. Two measurements in the direction $\delta=\varphi=0^\circ$. The upper curve has an increase of 42 dB SNR, the lower is one with 29 dB (because of the averaging system). There is no significant improvement visible.

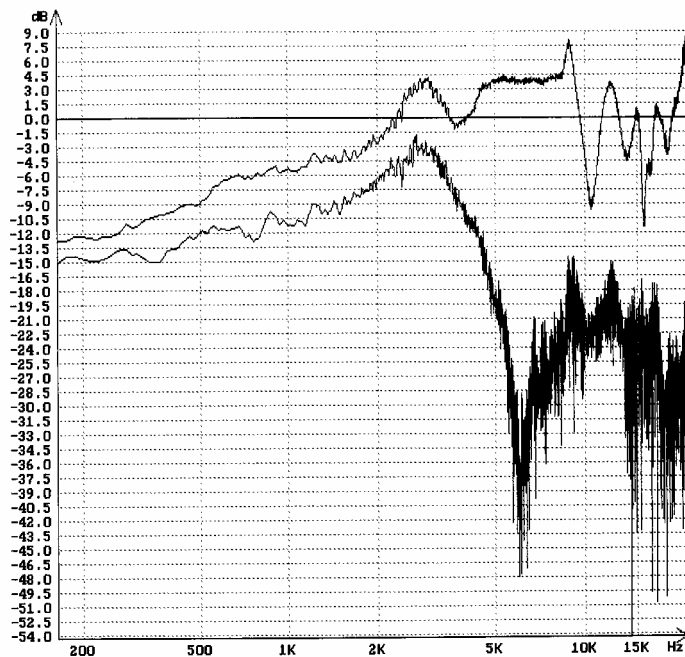


6.ábra. Két mérés eredménye $\delta=45^\circ$, $\varphi=0^\circ$ irányban: hangelnyelő szivacsokkal ill. nélkülük (bal fül). Látható, hogy a szivacsok hangelnyelő szerepe az 1000 Hz...5000 Hz tartományban számottevő (simítják a függvényt, mert a visszaverődések csökkentek). $\varphi=90^\circ$ esetén ez a hatás kevésbé figyelhető meg.

Fig.6. Two measurements in the direction $\delta=45^\circ$, $\varphi=0^\circ$ showing the role of the sound absorption materials espacially in the 1000 Hz...5000 Hz domain.



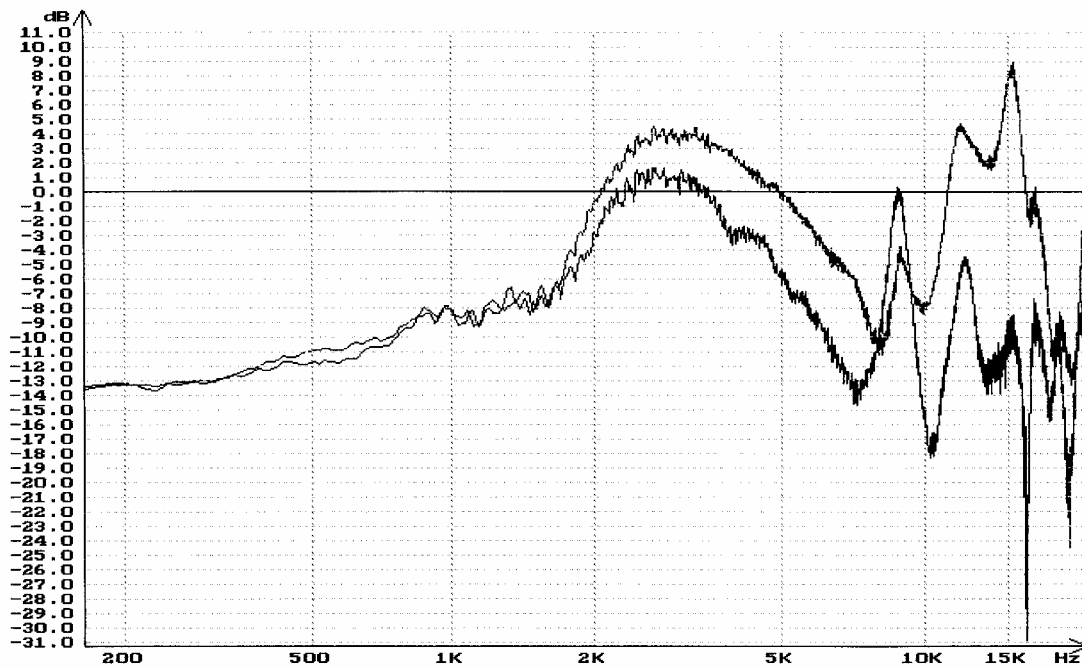
7.a. ábra



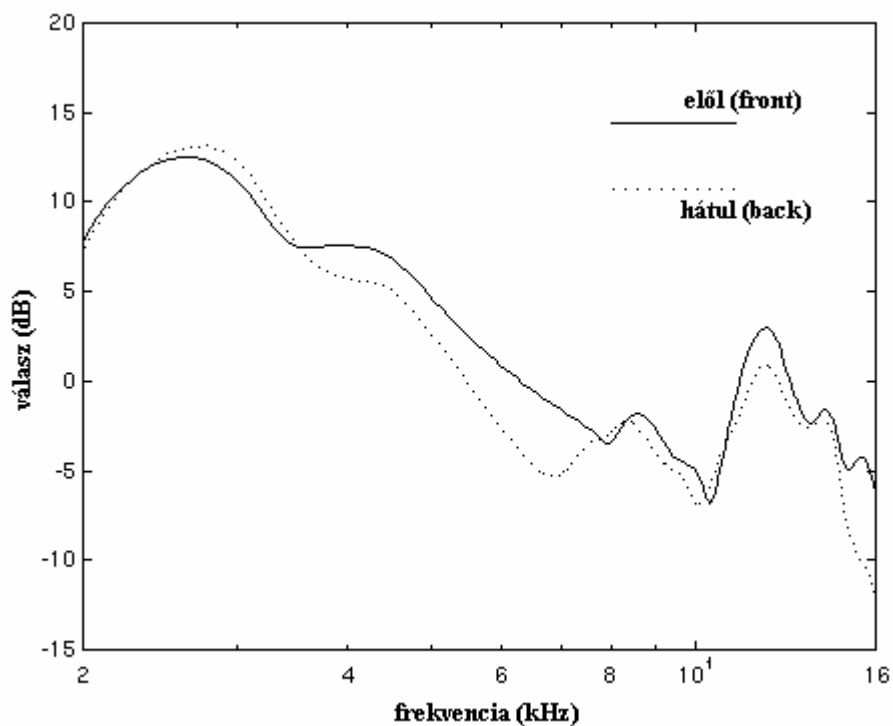
7.b. ábra

7.ábra. $\delta=0^\circ$, $\varphi=90^\circ$ irányból mért válaszok a bal ill. jobb fülből. A mért eredmény (7b.ábra) összehasonlítható mások által végzett korábbi eredménnyel (7a.ábra) [6].

Fig.7. Responses in the direction $\delta=0^\circ$, $\varphi=90^\circ$, left and right ear. The measured HRTF on fig.7b. can be compared with former results (fig.7a.) [6].



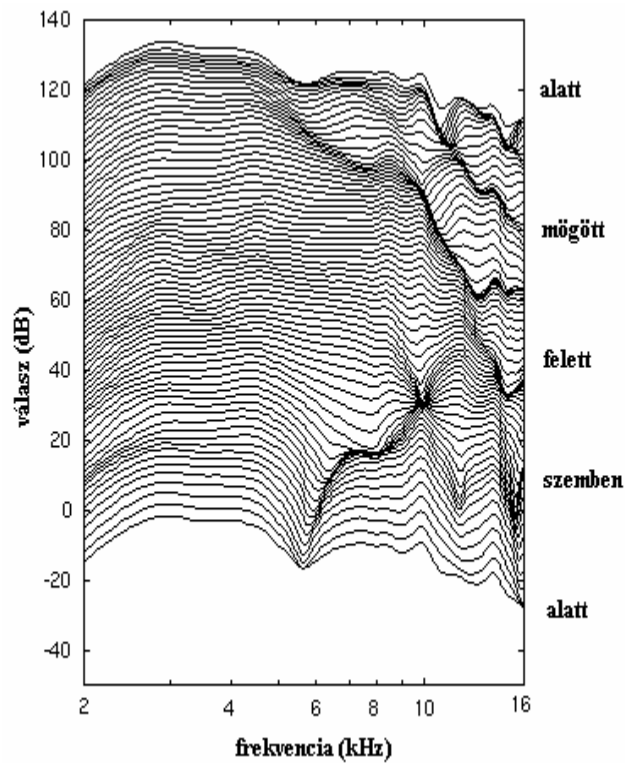
8.a. ábra



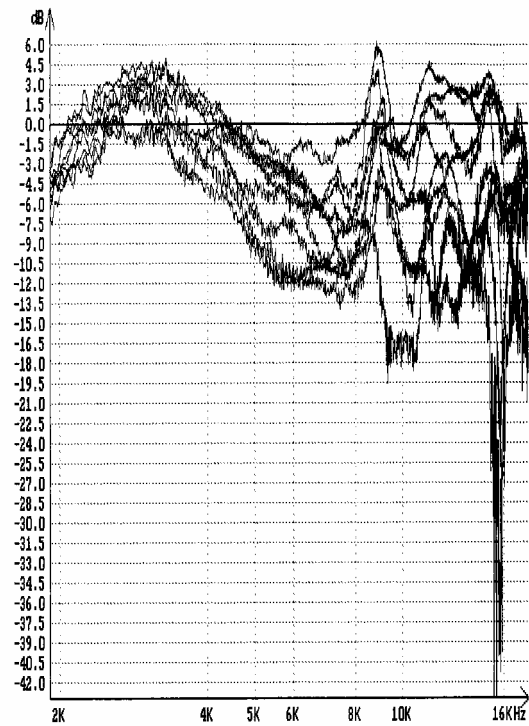
8.b. ábra

8.ábra. $\delta=0^\circ$, $\varphi=0^\circ$ ill. $\varphi=180^\circ$ irányban mért HRTF (elől/hátul). A mért eredmény (8a.ábra) összehasonlítható mások által végzett korábbi eredménnyel (8b.ábra): látható, hogy „szemben” a HRTF kb. 3-5 dB-el nagyobb közepes frekvenciákon (2-7 kHz), de a 4 kHz-es hallójárat rezonanciacsúcs és a 10 kHz-es bevágás is jól kivehető.

Fig.8. Two figures showing the front/back responses ($\delta=0^\circ$, $\varphi=0^\circ$ and $\varphi=180^\circ$). The measured curves on fig.8a. can be compared with former results (fig.8b.).



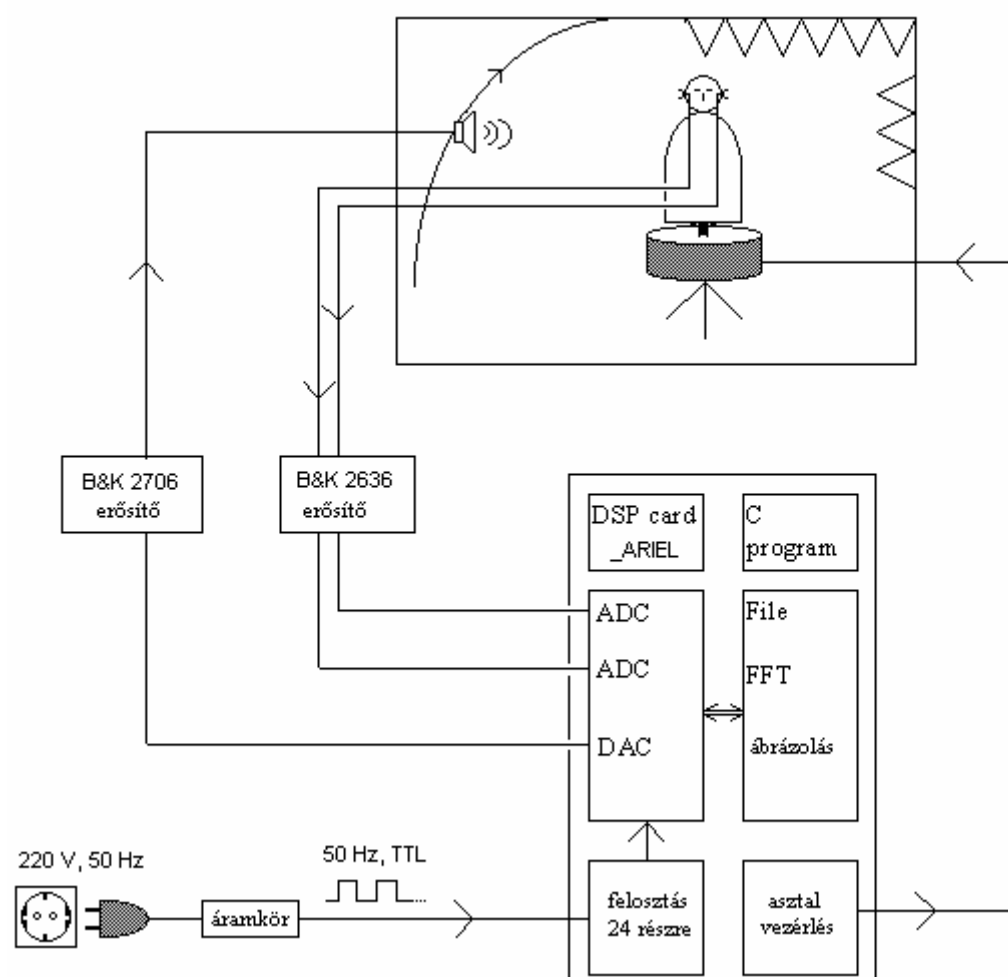
9.a. ábra



9.b. ábra

9.ábra. Frekvenciaválaszok görbeserege, ahogy a forrás a mediális síkban mozog. A mi mérésünk (10 HRTF) nagyobb ingadozásokat mutat (9.b. ábra), mint mások korábbi mérései (9.a.ábra). Látható, hogy 4 KHz-nél a hallójárat rezonancia nem változik, ugyanakkor a bevágás 10 kHz-nél változó mértékű, és elhelyezkedésű. Ez igazolja a 9.a.ábra tapasztalatait.

Fig.9. This series of curves shows how the frequency response varies as the source moves in the medial plane. Our measurement shows bigger variations (9.b.) than other measurements (9.a.).



10.ábra. A mérési elrendezés.
Fig.10. The measurement setup.