

A fejhallgató szerepe virtuális hangtérszimulációban

WERSÉNYI GYÖRGY

Széchenyi István Egyetem, Győr
wersenyi@sze.hu

Kulcsszavak: fejhallgató, átviteli függvény, méréstechnika, mérőjelek, kiegyenlítés, MATLAB

A fejhallgató a virtuális hangtérszimuláció alapvető tartozéka, ezen keresztül szolgáltatjuk a hallgatónak a jelet. A megfelelő eszköz kiválasztása, megmérése, a mérési eredmények megfelelő kiértékelése az első lépés a korrekt szimuláció számára. Ebben a cikkben bemutatásra kerülnek a szimulációhoz szükséges lépések, kezdve a mérőjelektől, a mérési eljárásokon át a különböző típusok alkalmazhatóságáig, valamint a mért jellemzők kiértékeléséig.

1. Bevezetés

Hangfelvételeket azért készítünk, hogy ismételt lejátszáskor az eredeti hangtér összes paraméterét megőrizve reprodukáljuk a hallásélményt. A zenei felvételek hangszórós visszaadásra készülnek és céljuk, hogy például sztereó esetben két csatornán szolgáltatassák a dobhártya számára a megfelelő hangnyomásokat. Általános jellemzője, hogy a hangsugárzó messze nem lineáris átvitelű, irányított, sávhatárolt, valamint a lejátszás során a lehallgató szoba teremakusztikai paraméterei is belezárolnak a végeredménybe. Továbbá természetes keresztáthallás van (ahogy a valóságban is): a bal csatorna jele nem csupán a bal fület, hanem késleltetve és halkabban, de a jobb fület is eléri (és viszont).

Ezzel szemben a fejhallgató csak közelíti ezt a körülményt, nincs benne a terem és a környezet hatása, valamint nincs keresztáthallás sem, ezért a zenei felvételek másképp szólnak. Ehhez járul még hozzá, hogy a fej mozgásával együtt mozog a hangkép, amely újabb problémákhoz vezethet. Halláskutatási és binaurális felvételek céljára fejhallgató lejátszórendszer szükséges, amelynek feladata, hogy a felvétel helyén és idejében a dobhártyán fellépő hangnyomás időfüggvényt reprodukálja. Ez természetesen csak korlátozottan és hibákkal oldható meg. A hallásfolyamat legfontosabb része a lokalizáció, azaz a hangforrások helyének meghatározhatósága, az irányinformáció korrekt átvitele, illetve annak korlátainak megállapítása.

Mint ismert az intenzitációs és időkülönbséges sztereofónia példájából is, a forrás helyének meghatározásában három paraméter vesz részt: a két fül közötti időeltérés, az interaurális időkülönbség (ITD – Interaural Time Difference), illetve a két fül közötti interaurális szinteltérés (ILD – Interaural Level Difference). A forráshoz közelebbi fülbe a hanghullám előbb és hangosabban fog beérkezni, természetes hangtérben ez a két hatás egyszerre lép fel. Azonban azonos ITD vagy ILD-val rendelkezhetnek különböző irányokban lévő hangforrások is. Az azonos ITD-vel rendelkező források a térben, általá-

ban a fül tengelyére nézve, egy kúpon helyezkednek el. Ezen a kúpon való iránymeghatározáshoz spektrális szűrés (és egyben hangszínmódosulás) segítségével tájékozódunk. Ezt az irányfüggő szűrést a fej, a felsőtest és elsősorban a fülkagyló okozza, amelyeket a szakirodalomban HRTF (Head-Related Transfer Function) függvényeknek nevezünk [1,2].

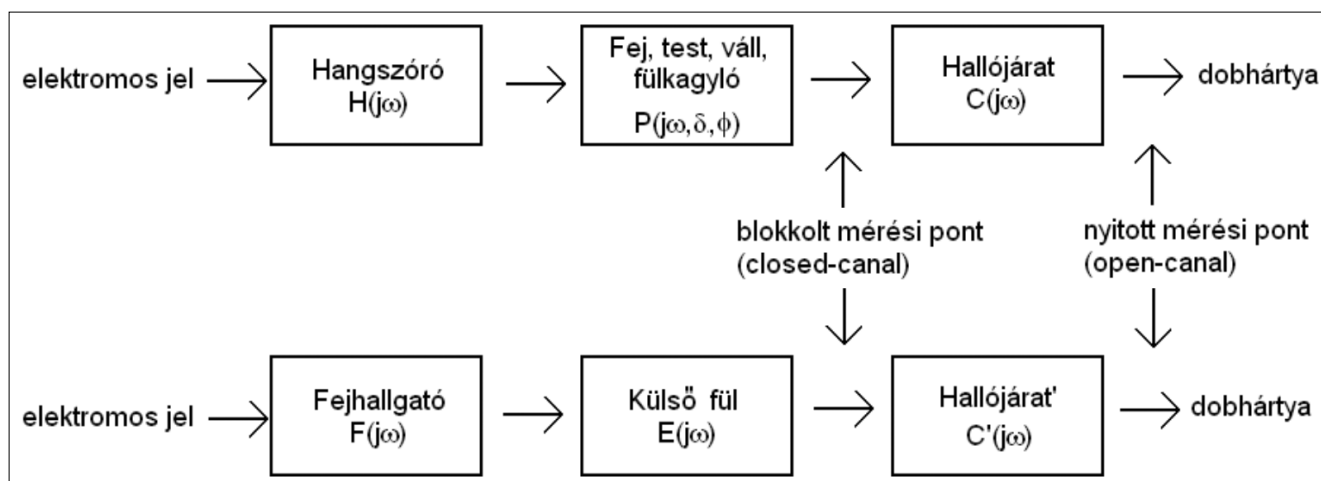
Ebben a cikkben a korábbiakat kiegészítendő, elsősorban a fejhallgató szerepére összpontosítunk. Az alkalmazható fejhallgatók, azok méréstechnikája és a binaurális szimulációhoz szükséges kiegyenlítése a központi kérdés.

2 A binaurális technológia

A binaurális technológia alapállítása szerint tökéletes hangtér-reprodukciót érhetünk el, ha sikerül fejhallgatón át, az egyes személyek HRTF függvényeinek segítségével a dobhártyán fellépő hangnyomást tökéletesen, az eredetivel megegyező módon létrehozni [3]. Ez lehetetlen vállalkozás, ezért állandó kérdés az ebben a folyamatban résztvevő lépések, alapegységek szerepe, fontossága. Ennek is a két kiemelkedő tagja a HRTF függvényrendszer (annak mérése, pontossága, térbeli felbontása stb.), valamint a fejhallgató, amit a lejátszáshoz alkalmazunk (mérés, kiegyenlítés stb.). Valójában tehát nem is a tökéletes fizikai egyezés a cél, hanem az „érzékelési” egyezőség.

Emlékeztetőül, a HRTF definíciója: olyan komplex átviteli függvény, amely a szabadter (sükkoszobai mérések!) és a dobhártya között értelmezett, irányfüggő, a bal és a jobb fül számára általában eltérő szűrőkarakterisztika-sereg [1,4-7]. Létezik ennek időtartományi megfelelője is, impulzusválasz formájában.

Az 1. ábra jól mutatja a folyamatot, amellyel binaurális szimuláció során találkozunk [8]. A felső sor a szabadter lehallgatás, az alsó a szimuláció része. Az elektromos jelet a szabadter esetben egy H -átvitelű hangszóróra vezetjük, majd az a test és a fül szűrőhatásának ki-



1. ábra Átvitel a szabad térben és szimuláció

téve (P) jut a hallójáratba, azon keresztül (C) pedig a dobhártyáig. Ahogy látható a definícióból, a PC -szorzat maga a HRTF.

A HRTF vizsgálatok a hangforrás (hangszóró) és a dobhártya közötti utat szabadtéri terjedéskor gyakran két részre osztjuk: az első az irányfüggő rész (váll, torzó, fej, fülkagyló hatása) P , a másik pedig a már irányfüggetlen (az irányinformációt már nem befolyásoló) hallójárat rész: C . A hangszóró H átvitele és C csak a frekvencia, míg P ezen túl a helykoordináta függvénye is (azimuth és eleváció fok).

Amennyiben fejhallgatót a lejátszás, az eszköz a fülre illeszkedik, sem F , sem a csatoláshoz tartozó E átvitel nem irányfüggő. Utóbbi nem is egyezik meg a „fej-test-váll-fül” átviteli függvénnyel ($P \neq E$). Ezt itt most a külső fül átvitelnek nevezzük. Továbbá a hallójárat terjedés átvitele sem ugyanaz, mert a hallójárat bejárata most le van zárva a fejhallgatóval és más ez az impedancia, mint a szabad tér hatása ($C' \neq C$).

A HRTF tehát a PC -szorzatnak felel meg, azaz a hangforrástól a dobhártyáig terjed, noha elfogadható közelítés, hogy ennek irányfüggő része csak a P . Néha ez utóbbit DTF-nek hívják (Directional Transfer Function).

Fejhallgató lejátszáshoz kell tehát ismernünk a PC -szorzatot, de legalább P -t, illetve a fejhallgató-külsőfül-hallójárat közös átviteli függvényét (FEC). Utóbbit egyben meg lehet mérni és ki lehet egyenlíteni (el kell osztani ezzel az átvitelt). Ez megfelel az individuális fejhallgató átviteli függvény mérésnek, amit a hallgató ember fején kell elvégezni (rosszabb esetben műfejen). Végül egy digitális szűrő kell, amely ezeket egyben tartalmazza:

$$PC/FEC' \quad (1)$$

Ha ezt megszorozzuk H -val, akkor még annak a hatása is benne lenne, de ezt általában nem akarjuk, és ha a HRTF-t referencijellel határozzuk meg, úgyis kiesik a számításokból. Ebből P -t minden irányhoz meg kell határozni, a többit csak egyszer kell megmérni.

A binaurális felvételeket tehát három módon végezhetjük: a dobhártyán, a nyitott, illetve a blokkolt hallójárat bementén. Az első esetben kiegyenlítést a mikrofon átvitelére és a fejhallgatóra kell végezni, amelyet szintén

a dobhártyán mérünk. A második esetben ugyanez a helyzet, de a mérési pont a nyitott hallójárat bemenete. A harmadik esetben ezeken túl még egy korrekciós tényezőre is szükség van, amely az akusztikai impedanciák eltéréséből adódik (nyílt vagy blokkolt eset között, ezt nevezzük majd PDR-nek, lásd később).

3. Méréstechnika

3.1 Mérőjelek

A mérőjel lehet *impulzus*, mely az impulzusválaszt adja (impulse response – IR). Ezt FFT követi, ami maga az átviteli függvény. Ez rossz választás, mert az energiatartalom kicsi (különösen kisfrekvenciákon), így erőteljes átlagolásokra szükség lehet, hogy javítsuk a jel/zaj viszonyt. Ez utóbbi ráadásul nem triviális, hiszen az időtartományi válaszokat, az egymás után megmért több impulzusválaszt nehéz az időtartományban átlagolni: digitális tárolásnál a szinkronizáció mintapontosságú kell legyen (az egymásra akkumulált mintáknál). Továbbá időablakolás is szükséges lehet, hisz még süketszobai mérésnél sem garantálható teljesen a visszaverődésmentesség (a szabadtéri terjedés). Mivel egy átlagos átviteli függvényt keresünk, ilyenkor célszerű a többször megmért impulzusválasztokat FFT után a frekvenciatartományban átlagolni. Ha ezt sikerrel vettük és szükség lenne az impulzus válaszra ismét, akkor az átlagos spektrumból IFFT-vel visszaszámoltat használhatjuk.

Néhányan úgynevezett *Golay-kódokat* használnak, amelyek klikk-szerű de javított jel/zaj viszonyú mérőjelek [9-11]. Hátránya, hogy a mikrofon vagy a hallgató elmozdulására rendkívül érzékeny.

Mivel a szélessávú gerjesztés a cél, valamiféle zaj jó ötletnek tűnik. Valójában, igazi véletlen zajjal nem jó, hiszen a fázisspektrum becslésére nem alkalmas (mivel tényleg véletlen a fázisa). Ezért „befagyasztott” vagy „álvéletlen” (pseudo-random) zajjelet használunk, amelyet egyszer véletlen algoritmussal előállítunk (vagy rögzítünk), de utána digitálisan eltárolva valójában egy determinisztikus, állandó időfüggvényt kapunk [12]. Ezt kiadhatjuk ismételt, periodikus és így a mérési ered-

mények átlagolhatók, a jel/zaj viszony javítás megoldható. A mérőrendszerünk ilyen jelet használt [13]. Az alkalmazott átlagolás mellett, több periódusban kiadva ezt a zajjelet mértünk és sikerült kb. 89 dB jel/zaj-t elérni a mérőrendszerrel [2,14]. Ez kimondottan magasnak számít a szokványos 60-70 dB körüli jel/zaj-hoz képest, tulajdonképpen lefedi a lényegi hallástartomány dinamikáját (valójában 30 dB környékétől számítva hallunk a mindennapokban és 120 felett aligha vagyunk kitéve zajoknak).

Szélessávú mérés még a sweep jel [15] és az MLS-módszer (Maximum-length-sequence). Utóbbi egy közkedvelt módszer, hiszen az átviteli függvény nem inverz szűréssel kerül meghatározásra, hanem kereszt-korrelációval [16,17].

Mindegyik módszer körülbelül azonos „minőségű” átviteli függvény-mérést, -becslést eredményez, így ízlés kérdése is a választás.

3.2 HRTF mérések

A hangfrekvenciák nagyságrendjében a külső fül lineáris rendszernek tekinthető, így használhatók az ide vonatkozó mérések, számítások, becslések. A klasszikus HRTF mérés során szélessávú zajjal gerjesztjük a hangszórót, majd ezt egy referenciamikrofonnal felveszük az origóban, illetve ezt követően a műfajjal (vagy emberrel) is elvégezzük a mérést. A két spektrum hányadosa adja a HRTF-et adott irányhoz. Jó módszer, hisz az átviteli út részei – beleértve a hangszórót is – kiesnek. Sőt, kiesik a terjedéshez szükséges idő, így a forrástávolság is.

A baj az lehet, ha a nevezőben, azaz a hangszóró átvitelében nagy bevágások vannak, vagy nagyon kis energiájú részek (különösen kis- és nagy frekvenciákon, ahol az átvitel már leesik és rossz a jel/zaj). Ugyanez a baj akkor is, amikor a HRTF-t (PC-szorzat) osztjuk a fejhallgató átvitelével. A fejhallgató átvitelében is előfordulnak ilyen nagy spektrális beszakadások, így utólagos jelsimítás, szűrés szóba jöhet [18,19].

HRTF-t és a fejhallgató átvitelét is elvben a dobhártyán kellene mérni, ez azonban kényelmetlen és veszélyes és méreténél fogva megzavarja a hangteret. Az átvitel változó a hallójáratban a mérési pont helyétől függően. A probléma megoldható, ha a mérési pont helye ugyanaz a HRTF méréshez, mint a fejhallgató átvitelének méréséhez, de ezt is nehéz garantálni. Az így elkövetett hibák jelentőségét pszichoakusztikus kísérletekkel lehet eldönteni, ellenőrizni.

További gond, hogy minél kisebb a mikrofon, annál zajosabb, és a nagyfrekvenciás jel/zaj erősen romlik. Az átvitelük gyakran 20 dB-el is leesik ott, ahol még mérni kéne. Ez különösen jelentős, ha a fejárnyékban mérünk, ahol egyébként is alacsony a jel/zaj [20,21]. Néha segíthet itt az átlagolás, amikor a mérési szám duplázása 3 dB-es javulást okoz (viszont nő a mérési idő). Elvben növelhető lenne a hasznos jel szintje is ez ellen védekezendő, de élő embereknél már 70-80 dB felett beindulhatnak akusztikus reflexek (műfejnél nyilván nem). Ezekhez a mérésekhez úgynevezett „probe tube” mik-

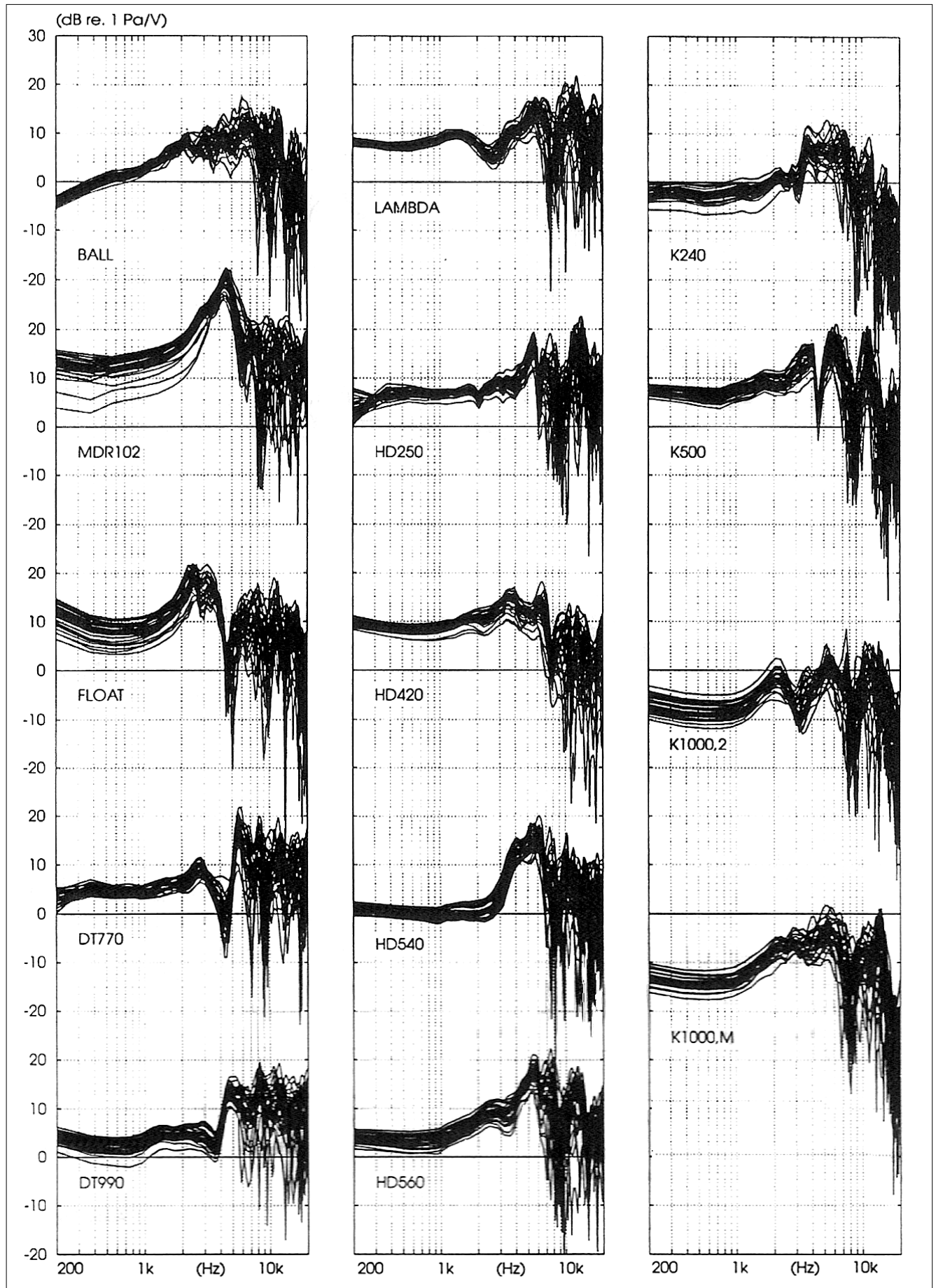
rofonok kellene, amelyek kis méretű kapszulát és hajlítható, általában műanyag-gumi csövet tartalmaznak, amely be van vezetve a hallójáratba [22].

A másik megoldás a miniatűr mikrofon, amelyet nem a hallójáratba illesztünk, hanem a hallójárat bementére (2. ábra). Membránja nagyobb, minősége jobb, viselése kényelmesebb, de a mérési pont ilyesfajta megválasztása egyéb problémákat és kompromisszumokat kényszerít ránk. Mindkét esetben gond lehet, hogy a membránméret kisebb, mint a dobhártya felülete, így ezek csak egy pontban és nem az egész dobhártya-keresztmetszet által átlagolt (integrált) hangnyomást fogják érzékelni.



2. ábra
Probe tube
mikrofon

Möller és társai [23] megmutatták, hogy elegendő ezeket a méréseket (HRTF és/vagy fejhallgató) a blokkolt hallójárat bemenetén végezni. Levezették, hogy ez a mérési pont teljes értékű és azonos a dobhártyán mért nyomással abban az esetben, ha $C = C'$. Ez egyáltalán nincs így és nem garantálható, de közelítőleg elfogadható, ha a fejhallgató úgynevezett „FEC-típusú”. A hallójárat bejáratán fellépő hangnyomás függ attól, hogy adott besugárzás mivel történik. A hallójárat lehet nyitott (open-canal), teljesen zárt (blocked-canal), illetve fejhallgatók esetén valami a kettő között. Ezt nyitottnak semmiképp nem nevezhetjük, akkor ugyanis szabadtéri a csatolás, de teljesen zártnak sem, ezt fejhallgatója váltogatja. Ez az az impedancia, amit a hallójáratból „kinnézve” látunk. Azt a nyomáshányados, amely a nyitott hallójárat (amely a szabad térrel „találkozik”) és a fejhallgatóval lefedett hallójárat bemenete között áll fenn, nyomáshányados aránynak (PDR – Pressure Division Ratio) nevezzük. Amennyiben ez a hányados egységnyi, a fejhallgató olyan, mintha „ott sem lenne, de mégis ott van” és a szabadtérnek megfelelő terhelést mutat. Ezek neve korábban szintén „nyitott” volt, de ezt a kifejezést manapság inkább arra tartjuk fenn, hogy a fejhallgató olyan, amely nem okoz teljes hangtérizolációt, a környezet részben behallatszik (és viszont). Ezért az egységnyi PDR-el rendelkező eszközök FEC típusúak (Free-field Equivalent Coupling) [24].



3. ábra 14 fejhallgató átvitele 40 emberi fejen [33]

$$PDR = \frac{Z_{\text{hallójárat}} + Z_{\text{fejhallgató}}}{Z_{\text{hallójárat}} + Z_{\text{sugárzási}}} \quad (2)$$

Többen is végeztek összehasonlító méréseket az ügyben, hogy a dobhártyán mért HRTF-k mennyiben térnek el a blokkolt hallójárat bemenetén mért DTF-től [8], ahol is az egyezés néhány dB. Előnyös ez a technika, hiszen a jel/zaj jobb, mert a miniatűr mikrofon lehet nagyobb, és a hangnyomásszint is. A mérési pont stabilabban tartható (HRTF felvétel után a fejhallgató megmérhető) és a sérülésveszély is kicsi.

Mivel a mért HRTF-k mennyisége véges, korlátos, a szimuláció során elérhető térbeli felbontás is az. Elvben csak oda szimulálhatnánk forrást, amely irányból megmért HRTF-el rendelkezünk is. Ez emberi méréseknél akár 10-15 fokos is lehet, holott a felbontóképessége a hallásnak ennél jobb. Ha hiányzik a mért adat, interpolálni kell. A műfejes mérések lehetővé teszik a nagy térbeli felbontású méréseket [2,14], a saját esetünkben ez 1 fokos horizontális és 5, illetve 10 fokos elevációs lépéseket jelentett.

Minél ritkábbak a HRTF-ek, annál nagyobb hibával lehet interpolálni a hiányzókat. Egy vizsgálatban azt találták, hogy lineáris interpoláció 10 fokos mérési felbontás mellett elégséges volt ahhoz, hogy ugyanaz a lokalizáció történjen az interpolált, mint az ugyanabban az irányban ténylegesen mért HRTF-fel [25]. Arra is rámutattak azonban, hogy bár a lokalizáció ugyanaz volt, mégis „másképp szól” az interpolált HRTF szűrés, azaz létezik valamilyen érzékelés arra, hogy felismerjük az interpolációs hibát. Továbbá egyáltalán nem biztos, hogy a legegyszerűbb lineáris interpoláció a legjobb, így további mérések itt indokoltak lehetnek. Léteznek más módszerek is, melyben például analitikus modell alapján dolgoznak [26-28], vagy a négy szomszédos HRTF-ből interpolálnak [29], léteznek gömb alakú matematikai fejmodellek [30-32] stb., de nem tűnnek ezek jobbnak a lineáris interpolációnál.

3.3 Fejhallgatómérések

Fejhallgatóméréseket végezhetünk klasszikus (mára inkább elavultnak mondható) és modern módszerekkel. A körülményesebb, nehezebb eljárás a *hangrősség-összehasonlítás*, amikor a kérdéses fejhallgató, illetve egy referencia hangsugárzó sugároz. A hangsugárzó és a tér együttese alkotja a referencia hangteret. Ha már létezik egy megmért *referencia-fejhallgató*, az összehasonlítást ezzel is el lehet végezni. A modern eljárások olyan fület utánzó eszközöket használnak, mint a műfül(üreg), *műfej*, vagy az élő *emberi mérések*.

Egy átfogó vizsgálat során 14 fejhallgató átviteli függvényét mérték meg a fejhallgató bemeneti feszültsége és 40 ember blokkolt hallójárat mérési pontja között (hangnyomás), MLS technikával [33,34]. A 3. ábra mutatja az összes mérési eredményt. Mindegyikre jellemző a viszonylag ingadozásmentes kisfrekvenciás átvitel és nagy individuális eltérések nagyfrekvencián. Az MLS előnye, hogy szinte zajérzéketlen és átlagolással nagy jel/zaj érhető el, de hossza nagyobb kell legyen, mint a rendszer impulzusválasza [16].

Blokkolt hallójárat mérés esetén, 7 kHz-ig hasonló lefutást, közös struktúrát mutatnak a mért eredmények, és 7-12 kHz-ig is felismerhető „valami közös”, de 12 kHz felett az individuális különbségek ezt nem teszik lehetővé. A helyzet más, ha nyitott hallójáratnál végzünk mérést: csak 2 kHz-ig fedezhető fel bármiféle közös struktúra, 2-7 kHz között akár 20 dB-es különbségek is lehetnek az emberektől függően, felette pedig semmiféle struktúra nem fedezhető fel. A különbség a két eset között éppen a PDR. Ajánlatosabb tehát a blokkolt hallójárat módszer a kisebb ingadozások miatt, de ez csak FEC típus esetén lesz rendben elméletben. Minél közelebb van a fejhallgató membránja a hallójáratához (különösen, ha az bele van dugva), egyre kevésbé igaz, hogy FEC lenne. Korábbi méréseink igazolták, hogy a manapság divatos, micro-driver elvű, jó ár-érték arányú és minőségű fülbe illeszthető típusok a szokványos zenehallgatásra kiválóan alkalmasak, de kiegyenlítésre és halláskutatási célokra aligha [35].

Az eredmények tehát messze nem nevezhetők laposnak, 8 kHz felett vékony, mély bevágások és csúcsok dominálnak, és ez különösen a személyek között változik (azok elhelyezkedése a frekvenciában, valamint nagysága elérheti a 20 dB-t is). Az alkalmazott 187,5 Hz-es felbontás elégséges, de kis frekvenciákon már nem biztos (az MLS hosszának növelése megoldás lehet).

Emberi fejen individuális méréseket lehet végrehajtani. Ehhez vagy a hallójáratba illesztünk mikrofont (úgynevezett „probe tube” típust), vagy a kényelmesebb blokkolt hallójárat bemeneti pontot választjuk valamilyen miniatűr mikrofonnal. Utóbbi csak FEC-típusnál korrekt matematikailag: minél kevésbé igaz ez az adott eszközre, annál nagyobb lesz a hiba (a PDR nem egységnyi volta miatt). Mint láttuk korábban, a probe-mikrofon a teret kevésbé zavarja, de alacsony az érzékenysége a kis membránméret miatt és nem egységnyi az átvitele. Nehéz rögzíteni is, így kevésbé alkalmas, mint a miniatűr mikrofon, melyet a hallójárat bemenetén könnyebben és tartósabban lehet rögzíteni (manapság individuálisan „kiöntött” gumi fül dugókba építhetők, amelyek teljesen kitöltik a hallójárat bemenetét és viszonylag kényelmesek). A mikrofon elmozdulásaira nagyon érzékeny a mért átviteli függvény. Mindezek a megállapítások éppúgy igazak a HRTF mérésekre is, nem csak a fejhallgatók vizsgálatára.

További érdekes kérdés a fejhallgatók építése, tervezése: milyen kritériumokat kell figyelembe venni és a kész eszközöket miként tudjuk minősíteni. Erre gyakran pszichoakusztikai lehallgatási tesztek végeznek, amelyek megbízhatósága, reprodukálhatósága nem ideális, nem objektív. Érdekes próbálkozás ilyen mérésekre egy alternatív mérési módszer, amely a fejhallgató minőségének megállapítására törekszik, emberek segítségével, de objektíven [36]. Pszichoakusztikai eljárás helyett a hallójárat bemenetén történő mérést használ. A referencia hangtér helyett előzetes ismeretekkel rendelkezünk a kívánt átviteli függvényről, ezt célozzuk meg a fejhallgató tervezésekor. Ez a módszer kizárja a pszichoakusztikai bizonytalanságokat és a dif-

fűz-téri kiegyenlítést szinuszos vagy keskenysávú hangokkal is meg lehet valósítani. Elsősorban olyan eszközökről van itt szó, amelyek a hangszórós lejátszást akarják helyettesíteni (és nem a binaurális hallás és halláskutatás a céljuk).

4. Kiegyenlítés

A fejhallgató kiegyenlítéssel találkozhatunk a kereskedelmi célú eszközöknél is. Hasonlóan a mikrofonokhoz és hangsugárzókhoz, létezik *szabadtéri* (free-field equalized) és *diffúztéri* (diffuse field equalized) kiegyenlítés. A szabadtérileg kiegyenlített hasonló frekvenciamenetet próbál megvalósítani, mint egy tökéletesen lapos átvitelű hangszóró tenné a szabadtérben (a süketszobában). Feltehetőleg egy ilyen átvitel tartalmazni fog lecsívásokat 1200 Hz, illetve 8-10 kHz környékén, valamint enyhe erősítést 2 kHz körül. Ez összességében egységnyi átvitelt fog közelíteni a hallójáratnál. Az előző eljárást még a hetvenes években szabványosították, a diffúztérít később.

Megfigyelték, hogy a fenti szabadtéri kiegyenlítés lokalizációs problémákat okoz, különösen a középfrekvenciás részekben, ahol a HRTF függvények többsége tartalmaz púpot. Szabadtéri lejátszáskor, ha a hangszóró tökéletesen egyenes átvitelű (ez nagyon jó volna), akkor csupán az adott irányhoz tartozó HRTF-k vesznek részt a hallásfolyamatban, mindenféle egyéb módosulás nélkül. Ha ezt egy fejhallgatóval hasonlóan kiegyenlítjük és a hallójáratnál lesz lapos az átvitel, akkor tulajdonképpen ezzel a HRTF hatást is elimináljuk – érthető, hogy ez lokalizációs zavarhoz vezet. Ha célunk annak megőrzése, hogy a HRTF „érintetlen” maradjon, akkor a kiegyenlítést úgy kell megtenni, hogy a hallójáratnál a fejhallgató ne lapos, hanem éppen valamelyik irányhoz tartozó HRTF-t közelítse. Mivel a HRTF-k változóak, kérdéses hogy melyiket kéne közelíteni és hogyan. Diffúztéri kiegyenlítésnél ezt próbáljuk meg elérni, amely megfelel annak, hogy egy lapos hangszóró átvitelt célzunk meg, de nem szabadtéri, hanem diffúztéri átvitele során. Az ilyen hangszóró átvitele várhatólag csúcsokat tartalmaz 2-3 kHz és 5-7 kHz körül és egy élesebb bevágást 8 kHz-nél. Emlékezzünk, hogy a diffúztérben minden irányból jön a hanghullám, ezért egyfajta térirányok szerinti átlagolásnak felel meg, valamiféle „átlagos” HRTF-nek. Egyik kiegyenlítés sem individuális, utóbbi célja hogy hasonlítson valamelyest egy HRTF adott függvényre (pl. 30 fokos szöghöz tartozók a horizontális síkban) vagy az összesre azáltal, hogy diffúztérben mért HRTF-et próbálunk utánózni jellegre.

A szabadtéri kiegyenlítés után a fejhallgató alkalmas a szokványos sztereó felvételek visszaadására, mert a direkt terjedés útját szimulálja egy lapos átvitelű hangszóróból (ehhez alkalmas a 30 fokhoz tartozó HRTF). Ettől még a keresztáthallás hiánya, a lehallgató szoba, illetve a fejmozgás hiánya okoz problémát. A másik megközelítés szerint, amikor hangszórót hallgatunk, a hallgató általában a Hall-ráduszon kívül van és a terem zen-

gő részében tartózkodik, így egy olyan kiegyenlítés ami a diffúz-téri lehallgatást szimulálja, jobb.

Ha a műfejet diffúz hangtérbe tesszük, az ideális fejhallgató átviteli függvény ugyanazt a füljelet hozza létre, mint amit a műfej mér az adott diffúz térben [4]. Az ilyen eszközt nevezzük diffúz-tér kiegyenlítettnek, amely más átvitelű, mintha szabadtérre egyenlítőnk ki (a szemben irányra). Az ilyen fejhallgató kellemesebb hangot ad, mint a szokványosak.

Sok gyártó a fejhallgatójáról az állítja, hogy ilyen, de ha ez igaz lenne, nem kéne kiegyenlítés. Valójában a fejhallgatók az emberi fülön aligha diffúz terűek. Méréssel igazolható, hogy egy ilyen fejhallgató esetén is romlik az elől-hátul és fent-lent döntések százaléka [8], ha nincs kiegyenlítés. A binaurális technikában ezek az eszközök nem megfelelőek, még a diffúztéri kiegyenlítés után sem a korrekt lokalizációhoz. Ehhez individuális kiegyenlítésre volna szükség. Sokan foglalkoztak ezzel a kérdéssel [33, 37-40].

Az ehhez szükséges egyenlet az alábbi:

$$G = \frac{1}{M * HTF} PDR. \quad (3)$$

FEC fejhallgató esetén ($PDR=1$) a kiegyenlítést (G) csak a felvételi mikrofonra (M) és a fejhallgató átviteli függvényére (HTF) kell megtenni, de mivel a mikrofonok gyakran lineáris átvitelűek ($M=1$), elégséges csupán a fejhallgató átviteli függvényét kiegyenlíteni. Ez ügyben nagy engedményeket kell tennünk. A fenti vizsgálatban mindössze egy eszköz volt FEC tulajdonságú és még néhány, ha 2 dB-es változásoktól még eltekintünk. Ezek a megállapítások csak 7 kHz-ig érvényesek, felette nem. A PDR mérése nehéz és azok érvényességének maximuma is itt 7 kHz volt. Azért is fontos ez, mert 2-7 kHz között az individuális változások a PDR-ban nagyobbak, mint magában a fejhallgató átviteli függvényében [41].

A fejhallgató kiegyenlítéséhez annak komplex átviteli függvényét kell megmérnünk, az FEC -szorzatot, de legalábbis az FE -szorzatot. Ezt individuálisan kell(ene) elvégezni, azzal a hallgatóval akivel a tesztet (a HRTF szimulációt) majd végezzük. Sajnos nagy mérései eltérések lehetnek egyéneken belül itt is, illetve gyakran csak műfüllel, műfejjel mérhetünk és több mérés eredményét fogjuk (spektrálisan) átlagolni. Mivel ez a függvény éles, mély beszakadásokat tartalmazhat (ahogy a HRTF maga is) ezek egymásra hatása kiszámíthatatlan. Ennek ellenére egyszerűbb, olcsóbb, kevésbé jó szimulációs rendszerek gyakran kihagyják a fejhallgató kiegyenlítést.

Több mérés után végezhetünk átlagolást vagy éppen kiváltszthatjuk a „legreprezentatívabb” merést a kiegyenlítéshez. Az eltérések a mérendő személyek között azonban nagyok, így elkerülhetetlennek látszik az individuális kiegyenlítés. Amikor kiegyenlítést végzünk, abból indulunk ki, hogy a mérőmikrofon lapos, egységnyi átvitelű, a fejhallgató FEC-típusú és így csak annak az átviteli függvényét kell megmérni és kiegyenlíteni. A legokosabb, ha olyan kiegyenlítő szűrőt választunk, amely egy átlagolt átviteli függvényt egyenlít ki.

Azonnal itt a kérdés: hogyan kell átlagolni [33]?

Az átlagolást végezhetjük:

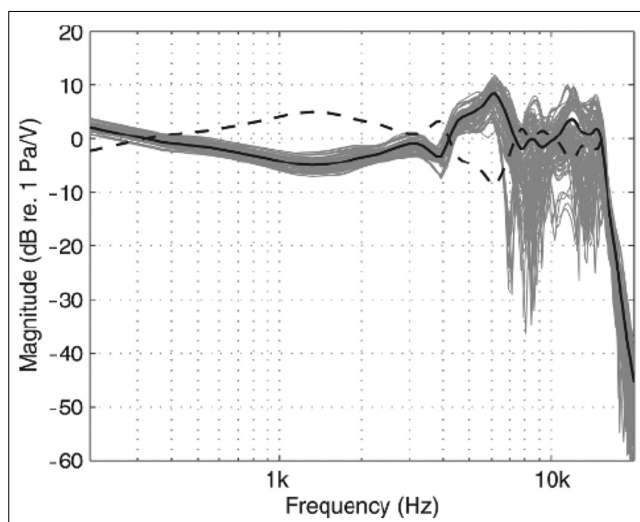
- hangnyomásszint (sound level), azaz dB alapján, amely azonos súllyal veszi figyelembe a csúcsoakat és beszakadásokat,
- hangnyomás alapján (sound pressure), mert fülünk érzékenyebb a csúcsokra, ezért azok nagyobb súllyal szerepelnek így,
- teljesítmény (sound power) alapján, amikor még nagyobb súllyal szerepelnek a csúcsok; mivel a csúcsok jobban hallhatók, utóbbi tűnik a legjobbnak, de nincs lényegi, nagy különbség a három módszer között.

Végezetül: ugyanazon gyártó és modell fejhallgatói között is nagy lehet az eltérés, ezért a kiegyenlítést minden egyes felhallgató példány és felhasználó számára el kell végezni, de ez történhet egy kiválasztott, legjellemzőbb átviteli függvény alapján is (kompromisszumok mellett).

További kutatás szükséges még mindig arra nézve, hogy kell-e individuális HRTF mérés és individuális fejhallgató-kiegyenlítés. Előbbi esetleg hosszabb tréning során kiküszöbölhető, hisz már rövidebb idejű tréning, gyakorlat is javítja a virtuális lokalizációs eredményeket [42,43]. Hasonlóan egy „tube-phone”, amely mélyen a hallójáratba nyúlik, jó alternatíva lehet a fejhallgató helyett, amelyet nem is kell kiegyenlíteni [44].

A szimulációk során szükséges individualitás régóta kérdés a kutatásokban. Az eredmények gyakran elmentmondások, különösen azért, mert nagyon eltérők a mérési körülmények: a személyek száma, a használt eszközök és jelek, a mérés lefolyása – vagyis túl sok a paraméter [46-49]. Így nehéz az eredményeket összehasonlítani és velős konklúziókat levonni az ügyben, hogy mennyire fontos az individuális HRTF mérése, azok térbeli felbontása, minősége, vagy éppen a lejátszás módja, a használt fejhallgató kiválasztása, kiegyenlítése, és utóbbinak módja, menete.

A fejhallgató-kiegyenlítés tehát láthatólag a komoly halláskutatási vizsgálatokhoz sajnos megkerülhetetlen. Ennek ellenére létezik több olyan rendszer is (Beachtron,



4. ábra

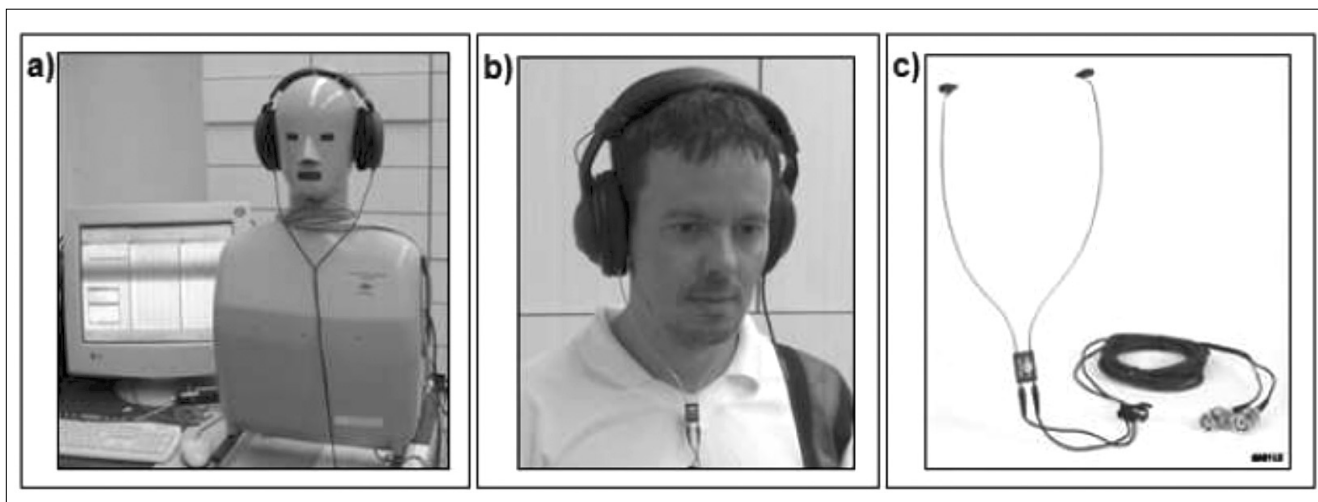
23 alanyon mért átviteli függvény, az átlagos átvitel (vonal) és az inverz kiegyenlítő szűrő (szaggatott) [45]

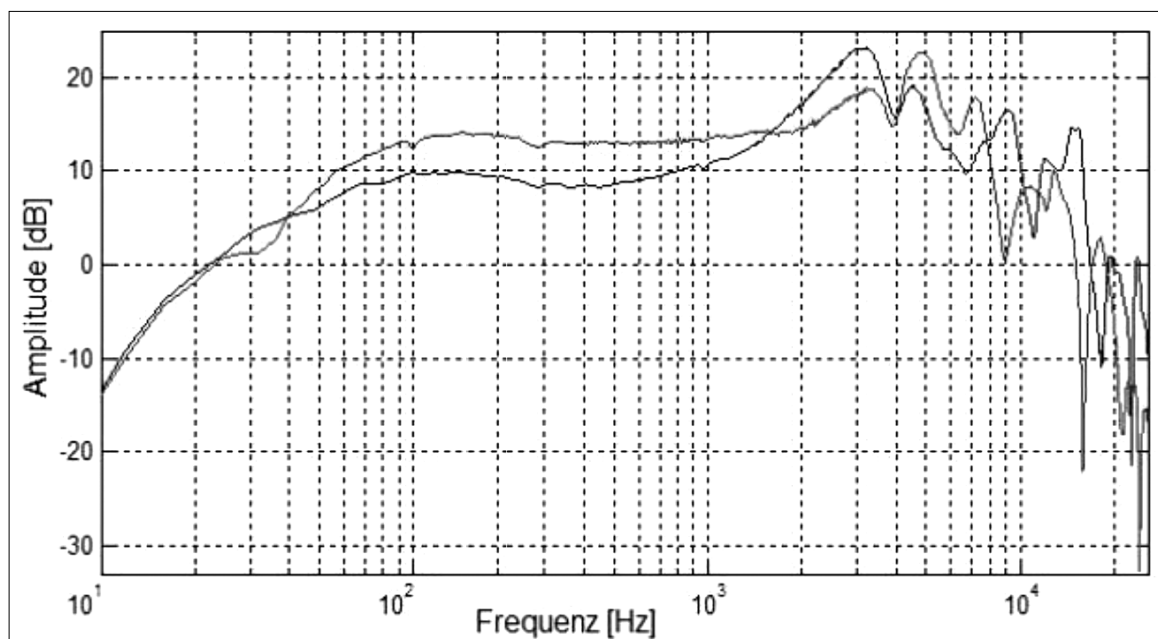
Convolvotron, VibeStudio, a Soundblaster alkalmazások, a Winamp plugin-ek stb.) amelyek jobb-rosszabb irány-szimulációt nyújtanak. Egy részük csak egyszerűen ITD és ILD elven készített és hangerőt szabályoz, de már ezzel is el lehet érni „bizonyos” hatásokat. A VibeStudio Designer például alaposan megmért (CIPIC adatbázis) [50] HRTF szűrővel, egyéni fejméret-beállítással és távolságmodellel növeli a szimuláció hatásfokát, ez utóbbi már tudományos célokra is alkalmas, de egyik sem használ fejhallgató-kiegyenlítést. Ez érdekes, ugyanis ennek implementálása nem volna különösebben nehéz feladat. Ettől függetlenül e rendszerek egyszerűek, gyorsak és néha egész élvezhető virtuális szimulációt biztosítanak.

4.1 Mérés és implementáció

A kiegyenlítés tehát egy összetett probléma, célja világos, szükségessége nem egyértelmű, megvalósítása nehézkes és kompromisszumokkal teli. Korábban az inverz szűrőket analóg áramkörökkel egyenlítették ki, manapság digitális szűrőkkel dolgozunk.

5. ábra A BK 4128-as műfej (a), individuális mérés (b) és a BK 4101 binaurális mikrofonrendszer (c)





6. ábra
Műfejes
mérés
Sennheiser
fejhallgatóval
(fekete),
illetve
individuális
eredmény
(szürke)
átlagolás
után a bal
csatornára
nézve

Esetünkben három fejhallgatótípust is megmértünk:

- Sennheiser HD580 fejhallgató
- Audio-Technica ATH-M40fs fejhallgató
- Panasonic RP HV 154 E-K fülhallgató.

A mérőjel 250 ms periódusú fehérzaj, összesen 30 mp-en át történő átlagolással. A műfejes mérésekhez Brüel Kjaer 4128-as, dobhártya helyén elhelyezett mikrofonú műfejet; míg az individuális mérésekhez a BK 4101 binaurális, a hallójárat blokkolt bemenetén elhelyezett mikrofont használtunk. A PULSE legjobb felbontását és saját formátumát használva a mintavételi frekvencia 51200 Hz, az FFT 12800 pontos, 4 Hz-es lineáris felbontás mellett. Az eszközök tízszer lettek felhelyezve és az eredmények átlagolva.

Az implementáció három lépése: az átlagos komplex átviteli függvény megmérése és kiszámítása, annak invertálása a frekvenciatartományban, végül a szűrőrealizáció. Az utóbbi két lépéshez egy MATLAB-os programot készítettünk, mely képes az átlagolásra, a FIR vagy IIR szűrők létrehozására, pólus-zérus elrendezés alapján történő stabilitás vizsgálatára, valamint az adatok ki mentésére spektrálisan, illetve impulzusválasz formájában későbbi felhasználásra.

5. Összefoglalás

A fejhallgatók elengedhetetlen tagjai a virtuális hangtérszimulációnak, különösen, ha halláskutatási célokra végzünk lehallgatási tesztek. A megfelelő típus kiválasztása, mérése és kiegyenlítése a fő feladat. Bemutatásra került a szimuláció és a lejátszás folyamata, a fejhallgató szerepe, azok mérési lehetőségei, valamint a kiegyenlítéshez szükséges lépések. Végezetül, saját műfejes és individuális méréseink eredményeit MATLAB alatt elkészített programmal dolgoztuk fel, beleértve a digitális szűrők realizációját is későbbi felhasználásra.

A szerzőről



WERSÉNYI GYÖRGY 1975-ben született Győrben. 1998-ban a Budapesti Műszaki Egyetemen szerzett okleveles villamosmérnöki diplomát. 1998 és 2002 között a Távközlési és Telematikai Tanszék doktorandusza volt a „Békésy György” Akusztikai Kutatólaborban, kutatási témája az emberi térhallás vizsgálatok és a műfejes méréstechnika. Egy évet DAAD ösztöndíjjal a cottbusi egyetemen töltött, majd 2002-ben PhD fokozatot is Németországban szerzett. 1998 óta tanít a győri Széchenyi István Egyetem Távközlési Tanszékén stúdiótechnikát, műszaki akusztikát, telekommunikációt és TV technikát. 2005-től egyetemi docens, a HTE győri tagozatának titkára, TDK- és államvizsgafelelős, az Audio- és Videotechnika Labor vezetője. 2004-től vendégelőadó a Lipcsei Telekom Főiskolán. 2002-ben Huszty Dénes Emlékdíjat, 2003-ban és 2007-ben egyetemi Publikációs Nívódíjat kapott. 1997-től tagja az OPAKFI-nak, az Audio Engineering Society-nek (2000-től), a HTE-nek (2004-től), valamint az International Community for Auditory Display (ICAD)-nak (2007-től). Kutatási területe a lokalizáció, virtuális valóság- és hangtérszimulációs megoldások, hallásmodellezés, vakokat segítő projektek, binaurális rendszerek.

Irodalom

- [1] Wersényi, Gy., Virtuális hangtérszimuláció és a binaurális technológia. Híradástechnika, Vol. LXII, Nr. 2, pp.25–32., 2007. február
- [2] Berényi P., Wersényi Gy., A külső fül fejre vonatkoztatott átviteli függvényeinek vizsgálata. Akusztikai Szemle, IV. évf., 1-4., pp.35–41., Budapest, 1999.
- [3] H. Møller, Fundamentals of binaural technology. Applied Acoustics 36, pp.171–218., 1992.
- [4] J. Blauert, Spatial Hearing. The MIT Press, MA, 1983.

- [5] M. Kleiner, B.I. Dalenbäck, P. Svensson,
Auralization – an overview.
J. Audio Eng. Soc. 41, pp.861–875., 1993.
- [6] C.I. Cheng, G.H. Wakefield,
Introduction to Head-Related Transfer Functions
(HRTFs): Representations of HRTFs
in Time, Frequency and Space.
J. Audio Eng. Soc. 49, pp.231–249., 2001.
- [7] A. Kulkarni, H.S. Colburn,
Role of spectral detail in sound-source localization.
Nature 396, pp.747–749., 1998.
- [8] F. Wightman, D. Kistler,
Measurement and validation of human HRTFs for
use in hearing research.
Acta Acustica united with Acustica, Vol. 91,
pp.429–439., 2005.
- [9] D. Pralong, S. Carlile,
Measuring the human head-related transfer functions:
A novel method for the construction and calibration
of a miniature „in-ear” recording system.
J. Acoust. Soc. Am. 95, pp.3435–3444., 1994.
- [10] B. Zhou, D.M. Green, J.C. Middlebrooks,
Characterization of external ear impulse responses
using Golay codes.
J. Acoust. Soc. Am. 92, pp.1169–1171., 1992.
- [11] S. Foster,
Impulse response measurements using Golay codes.
IEEE Conf. Acoustics Speech Sig. Proc. 2,
pp.929–932., 1986.
- [12] J. Borish, J.B. Angell,
An Efficient Algorithm for Measuring the Impulse
Response Using Pseudorandom Noise.
J. Audio Eng. Soc. 31(7), pp.478–488., 1983.
- [13] Wersényi Gy., Illényi A.,
Test Signal Generation and Accuracy of Turntable
Control in a Dummy-Head Measurement System.
J. Audio Eng. Soc. 51(3),
pp.150–155., March 2003.
- [14] Gy. Wersényi,
Measurement system upgrading for more precise
measuring of the Head-Related Transfer Functions.
Proceedings of Inter-Noise 2000, Nice,
pp.1173–1176., 2000.
- [15] S. Müller, P. Massarani,
Transfer-Function Measurement with sweeps.
J. Audio Eng. Soc. 49(6), pp.443–471., 2001.
- [16] D.D. Rife, J. Vanderkooy,
Transfer-function measurement with
maximum-length sequences.
J. Audio Eng. Soc. 37, pp.419–444., 1989.
- [17] U.P. Svensson, J.H. Nielsen,
Errors in MLS Measurements Caused by
Time Variance in Acoustic Systems.
J. Audio Eng. Soc. 47(11), pp.907–926., 1999.
- [18] S. Kim, Y. Park,
A direct design method of inverse filters for
multichannel 3D sound rendering.
Journal of Sound and Vibration, Vol. 278, No. 4-5,
pp.1196–1204., 2004.
- [19] A. Mouchtaris, P. Reveliotis, C. Kyriakakis,
Invers filter design for
immersive audio rendering over loudspeakers.
IEEE Transactions on multimedia, Vol. 2,
pp.77–87. 2000.
- [20] Wersényi Gy., Illényi A.,
Differences in Dummy-Head HRTFs Caused by
the Acoustical Environment Near the Head.
Electronic Journal of 'Technical Acoustics', No.1,
Russia, 2005. (15 pages)
- [21] Wersényi Gy.,
Spatial and spectral properties of the dummy-head
during measurements in the head-shadow area
based on HRTF evaluation.
Proc. of InterNoise 2006 International Conference,
Honolulu, Hawaii, 2006. (10 pages)
- [22] E. Villchur, M.C. Killion,
Probe-tube microphone assembly.
J. Acoust. Soc. Am. 57, No. 1,
pp.238–240., 1975.
- [23] H. Møller, M.F. Sørensen, D. Hammershøi, C.B. Jensen,
Head-Related Transfer Functions of human subjects.
J. Audio Eng. Soc. 43(5), pp.300–321., 1995.
- [24] H. Møller, D. Hammershøi, J.V. Hudebøll, C.B. Jensen,
Transfer characteristics of headphones.
Proc. of the 92th AES Convention, Vienna, 1992.
- [25] E.H.A. Langendijk, A.W. Bronkhorst,
Fidelity of three-dimensional-sound reproduction
using a virtual audio display.
J. Acoust. Soc. Am. 107, pp.528–537., 2000.
- [26] D.J. Kistler, F.L. Wightman,
A model of head-related transfer functions based on
principal components analysis and minimum-phase
reconstruction.
J. Acoust. Soc. Am. 91, pp.1637–1647., 1991.
- [27] J. Chen, B.D. Van Veen, K.E. Hecox,
A spatial feature extraction and regularization model
for the head-related transfer function.
J. Acoust. Soc. Am. 97, pp.439–452., 1995.
- [28] R.L. Jenison, K. Fissell,
A spherical basis function neural network for
modeling auditory space.
Neural Computation, Vol. 8, pp.115–128., 1996.
- [29] F.L. Wightman, D.J. Kistler,
Headphone Simulation of free-field listening,
I: Stimulus synthesis.
J. Acoust. Soc. Am. 85, pp.858–867., 1989.
- [30] G.F. Kuhn,
Model for the interaural time differences in
the azimuthal plane.
J. Acoust. Soc. Am. 62, pp.157–167., 1977.
- [31] D.S. Brungart, W.M. Rabinowitz,
Auditory localization of nearby sources,
Head-related transfer functions.
J. Acoust. Soc. Am. 106(3), pp.1465–1479., 1999.
- [32] V.R. Algazi, C. Avendano, R.O. Duda,
Estimation of a spherical-head model
from anthropometry.
J. Audio Eng. Soc. 49(6), pp.472–479., 2001.

- [33] H. Møller, D. Hammershøi, C.B. Jensen, M.F. Sørensen, Transfer Characteristics of Headphones Measured on Human Ears. *J. Audio Eng. Soc.* 43(4), pp.203–216., 1995.
- [34] J.V. Hudebøll, K.A. Larsen, H. Møller, D. Hammershøi, Transfer characteristics of headphones. *Proc. of 6th International FASE Conference, Zürich*, pp.161–164., 1992.
- [35] Wersényi Gy., Új típusú fülhallgatók objektív és szubjektív kiértékelése. *Híradástechnika*, Vol. LXIV, Nr. 1-2, pp.29–36., 2009. február
- [36] H. Møller, C.B. Jensen, D. Hammershøi, M.F. Sørensen, Design Criteria for Headphones. *J. Audio Eng. Soc.* 43(4), pp.218–232., 1995.
- [37] A. Kulkarni, H.S. Colburn, Variability in the characterization of the headphone transfer-function. *J. Acoust. Soc. Am.* 107, 2000, pp.1071–1074.
- [38] D. Pralong, S. Carlile, The role of individualized headphone calibration for the generation of high fidelity virtual audio space. *J. Acoust. Soc. Am.* 100, 1996, pp.3785–3793.
- [39] V. Larcher, J-M. Jot, G. Vandernoot, Equalization Methods in Binaural Technology, *AES Preprint #4858*, 105th Convention, San Francisco, 1998.
- [40] Fukodome, Equalisation for dummy-head headphone system for reproduction directional information. *J. Acoust. Soc. of Japan E1* (1), pp.59–67., 1980.
- [41] H. Møller, M.F. Sørensen, C.B. Jensen, D. Hammershøi, Binaural Technique: Do we Need Individual Recordings? *J. Audio Eng. Soc.* 44(6), pp.451–469., June 1996.
- [42] P.M. Hofman, J.G.A. Van Riswick, J. Van Opstal, Re-learning sound localization with new ears. *Nature Neuroscience*, Vol. 1, pp.417–421., 1998.
- [43] P. Zahorik, C. Tam, K. Wang, P. Bangayan, V. Sundareswaran, Effects of visual-feedback training in 3D sound displays. *J. Acoust. Soc. Am.* 109, p.2487., 2001.
- [44] A. Kulkarni, H.S. Colburn, Role of spectral detail in sound-source localization. *Nature* 396, pp.747–749., 1998.
- [45] P.F. Hoffmann, H. Møller, Some observations on sensitivity to HRTF magnitude. *J. Audio Eng. Soc.* 56(11), pp.972–982., 2008.
- [46] P. Laws, H.-J. Platte, Spezielle Experimente zur kopfbezogenen Stereophonie. *DAGA 75*, pp.365–368., 1975.
- [47] C.L. Searle, L.D. Braid, D.R. Cuddy, M.F. Davis, Binaural Pinna Disparity: Another auditory localization cue. *J. Acoust. Soc. Am.* 57, pp.448–455., 1975.
- [48] R.A. Butler, K. Belendiuk, Spectral cues utilized in the localization of sound in the median sagittal plane. *J. Acoust. Soc. Am.* 61, pp.1264–1269., 1977.
- [49] S. Weinrich, The problem of front-back localization in binaural hearing. *Scand. Aud.*, suppl. 15, pp.135–145., 1982.
- [50] V.R. Algazi, R.O. Duda, D.M. Thompson, C. Avendano, The CIPIC HRTF Database, *Proc. 2001 IEEE Workshop on Applications of Signal Processing to Audio and Electroacoustics*, Mohonk Mountain House, New Paltz, NY, pp.99–102., 21-24 October, 2001.
http://interface.cipic.ucdavis.edu/CIL_html/CIL_HRTF_database.htm