

Fejhallgató-kiegyenlítés a virtuális hangtérszimulációban: mérés és implementáció

Headphone equalisation in virtual audio: some measurements and implementation

Wersényi György
Széchenyi István Egyetem

Absztrakt:

A fejhallgató a binaurális hangtérszimuláció egyik legfontosabb része a felhasznált külső fül átviteli függvénysereg (HRTF) mellett. A hangtér irányhű előállításához és pontos hallásvizsgálatokhoz készülő virtuális valóság szimulátorunk első részeként nagy mennyiségű és pontosságú műfejes HRTF mérést hajtottunk végre. Második lépésben a felhasználandó fejhallgatók átvitelének korrekt mérését és azok MATLAB alatt történő kiegyenlítését végeztük el. Ebben a cikkben bemutatásra kerül egy modern mérőrendszer műfejes és individuális mérések számára, beleértve egy komplett MATLAB implementációt a kiegyenlítő szűrők előállításához és vizsgálatához. Harmadik lépésben ezek integrációja és a végeleges lejátszóprogram előállítása lesz a cél.

Abstract

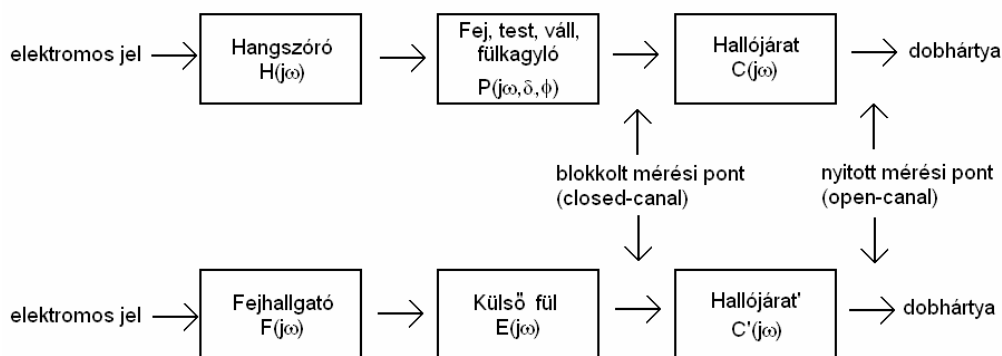
Besides the Head-Related Transfer Functions are the headphones the most important part of a binaural playback system. In order to create a virtual reality environment, first high accuracy dummy-head HRTFs were measured. Next, a measurement system was installed to measure the headphone transfer functions. Furthermore, a MATLAB implementation was programmed to equalize these and analyze the filter properties. The final stage will be the integration into a complete virtual reality environment.

Kulcsszavak: fejhallgató, átviteli függvény, mérés technika, kiegyenlítés, MATLAB.
Keywords: headphone, measurement, transmission, equalisation, MATLAB.

1 Bevezetés

A binaurális rendszerek célja, hogy lejátszáskor a lehető legvalóságosabb hangtér reprodukciót hozzák létre, elsősorban az irányinformáció helyes átvitele tekintetében (lokalizáció). Ehhez szükség van gerjesztő jelre, fejhallgatóra és egy számítógépes rendszerre. Az irányérzékeléshez hallásunk a két fül közötti idő- és szinteltéréseket, valamint ezek egyezősége esetén a külső fül átviteli függvényeit használja fel. Ezt az irányfüggő szűrést a fej, a felsőtest és a fülkagyló okozza, és amelyeket a szakirodalomban HRTF (Head-Related Transfer Function) függvényeknek nevezünk [1-6]. Ezekből a komplex függvényekből az impulzusválaszok visszaszámolhatók, vagy azok közvetlenül is mérhetők. A binaurális technológia szerint szükséges a személyre szabott HRTF-készlet, valamint egy „tökéletesen kiegyenlített” átviteli lánc ahhoz, hogy a dobhártyák jelét pontosan reprodukálhassuk [7, 8]. Valójában nem is a fizikai egyezés a cél, hanem az „érzékelési” egyezés.

Az 1. ábra mutatja az átvitelt a két esetre: a felső sor a szabadtéri lehallgatás, az alsó a szimuláció része [2]. Az elektromos jelet a szabadtéri esetben egy H -átvitelű hangszóróra vezetjük, majd az a test és a fül szűrőhatásának kiteve (P) jut a hallójáratba, azon keresztül (C) pedig a dobhártyáig. Ahogy látható a definícióból, a PC -együttes maga a HRTF.



1. ábra: Átvitel a szabadtérben (fent) és szimuláció (lent) [2]. A PC -szorzat a HRTF, ennek irányfüggő része P . A lejátszásnál az FEC' szorzatot kell mérni és kiegyenlíteni.

Fig.1.: Transmission in the free-field (above) and in virtual simulation (below) [2].

A lejátszáshoz egy digitális szűrő szükséges, amely egyben tartalmazza az alábbi tagokat:

$$\frac{PC}{FEC'} \quad (1)$$

Méréskor a HRTF irányfüggő részét (P -t) a blokkolt hallójárat bemenetén mérve, valamint ugyanezzel a rendszerrel ugyanott mérve a fejhallgatót is megkapjuk F -et és E -t is. Valójában a $C=C'$ feltételezésre is szükségünk van, ami nagyon erős közelítés, hiszen egyik esetben a szabadtér, másikkban pedig a fejhallgató zárja le a hallójárat bementét.

A továbbiakban a fejhallgató (F ill. az FE -szorzat) mérésével és kiegyenlítésével foglalkozunk. Ez nem különbözik bármiféle mérési vagy lejátszási lánc szokványos szűrővel történő kiegyenlítésének feladatától, egy aktuális, modern mérőrendszert és számítógépes környezetet mutat be (előnyeivel, hátrányaival, lehetőségeivel). Ez a MATLAB-modul része lesz annak a virtuális valóság szimulátornak, amely felhasználja az általunk korábban

megmért nagy mennyiségű HRTF függvénysereget azok további, binaurális szimulációban betöltött szerepüknek vizsgálatához.

2 Méréstechnika

A mérésekhez sokféle mérőjelet használhatunk [9]. Ezek mindegyike egyaránt alkalmas HRTF-k meghatározására ill. a fejhallgató átvitelének mérésére. Valójában individuális rendszerhez ugyanazokat az eszközöket és mérési pontot szükséges használni a kettőhöz (és a lejátszáshoz). A HRTF-k mérését részletesebben tárgyalja a [9-12].

A fejhallgatóméréseket műfülüreggel ill. manapság szabványos műfejjel végezzük. Ahogy látható, az igény felmerülhet az individuális, személyreszabott mérésekre. Általánosan igaz a nagyfrekvenciás ingadozás (7-12 kHz felett ez elérheti a 20 dB-t is) az ismételt mérések során, a nagy személyek közötti, de még személyen belüli ingadozások is ugyanannál a fejhallgatónál. Ez előrevetíti az átlagolás szükségességét, a kiegyenlítés nehézségét.

A kiegyenlítő szűrők létrehozása digitális FIR ill. IIR realizációk formájában történhet. Ezek előnyei és hátrányai öngmagukban is vizsgálhatók, de a későbbiekben a MATLAB lehetőségeit figyelembevéve mutatunk be lehetséges változatokat [13, 14]. A mérések során az átviteli karakterisztikát komplex módon, praktikusán abszolút érték és fázis formában tároljuk. A MATLAB pld. reális-imaginárius vektorok formájában szolgáltatja az FFT kimenetét, de a kényelmi szempontok miatt hamar áttérünk a másik leírásra (megjelenítéshez pedig általában log-log skálát használunk).

Méréseinket három típusra végeztük el:

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

A mérőjel 250 ms periódusú fehérzaj, 30 mp-en át történő átlagolással. A műfejes mérésekhez BK 4128-as típust; míg az individuális mérésekhez a BK 4101 binaurális, a hallójárat blokkolt bemenetén elhelyezett mikrofont használtunk (2. ábra). A PULSE rendszer 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. A részletes mérési eredmények megtalálhatók a [9]-ban.



2. ábra: A BK 4128-as műfej (balra), individuális mérés (középen) és a BK 4101 binaurális mikrofonrendszer (jobbra).

Fig. 2.: The BK 4128 dummy-head, the individual recordings and the BK 4101 binaural microphone set.

3 Számítógépes szimulációs környezet

3.1 Kiegyenlítés

A kiegyenlítés annyit tesz, hogy a megmért fejhallgató komplex átviteli karakterisztikájának vesszük a reciprokát és azt digitális szűrő formájában a lejátszási láncba illesztjük. A binaurális technikában individuális kiegyenlítésre volna szükség. Amennyiben a fejhallgató $C=C'$ közelítést (lásd 1. egyenlet) és a mérőmikrofon lineáris átvitelét is elfogadjuk, a kiegyenlítést csak a fejhallgatóra kell megtenni.

Több mérés után végezhetünk átlagolást vagy éppen kiválszthatjuk a „legreprezentatívabb” merést a kiegyenlítéshez. Az átlagolást végezzük:

- hangnyomásszint (sound level), azaz dB alapján, amely azonos súllyal veszi figyelembe a csúcsokat 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 [15].

Ugyanazon gyártó és modell fejhallgatói között is nagy lehet az eltérés, ezért a kiegyenlítés minden egyes felhallgató példány és felhasználó számára elvégzendő.

A DC-átvitel külön kérdés, mert általában a mért eredményekben megjelenő DC-érték nem valós mérési eredmény, hanem az elektronikus eszközök tulajdonságaitól függ, így többé-kevésbé véletlenszerűen alakul ki, és egy inkorrekt DC érték problémához vezethet. A jó hír, hogy könnyen orvosolható ez. Egy személy nem sokat zavar a hangtéren mélyfrekvenciák esetén, és így egy HRTF függvény aszimptotikusan fogja közelíteni a 0 dB-t (egységnyi átvitelt), ahogy tartunk a DC felé [16, 17]. Így egyszerűen a DC-értéket egységnyire cseréljük a HRTF-ben, mielőtt impulzusválasszá transzformáljuk ill. kiegyenlítjük.

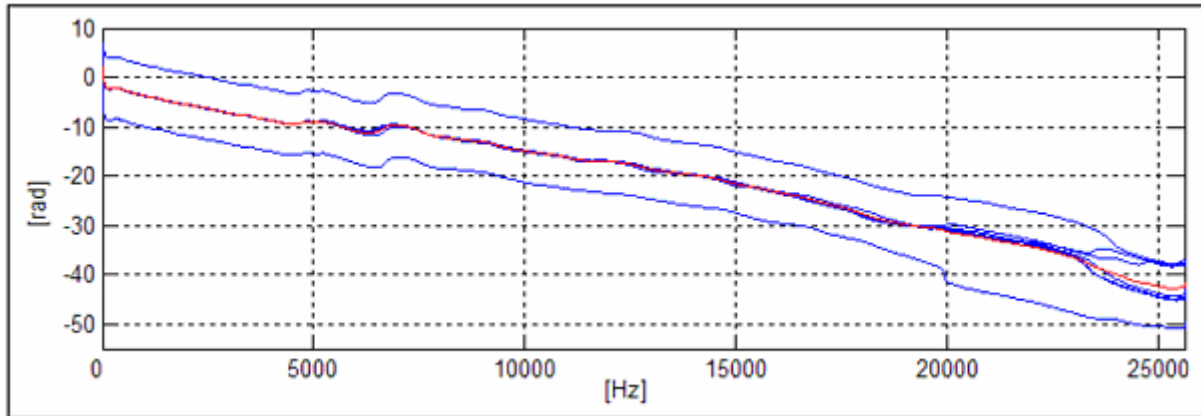
Jegyezzük meg, hogy a felvétel, kiegyenlítés, lejátszás sorozatában a lejátszás mindenképpen az, amihez egy személyre (és individuális tulajdonságokra) szükség van. A blokkolt hallójáratú esetnek további hátránya, hogy a tesztalany a mérés, felvétel közben süket, nem hallja a gerjesztést. Műfejes mérésnél csábító a blokkolt hallójárat bemenet, mert ekkor nem szükséges utánozni a hallójáratot, olcsóbb lesz az eszköz. Az ilyen műfejek azonban fülbe illeszthető (in-ear) típusú fülhallgatók mérésére, felhasználására nem alkalmasak, csak binaurális felvételekre, ez nagy hátrány azokhoz képest, ahol megfelelően kiépített és modellezett hallójárat is van, a dobhártya helyén elhelyezett mikrofonnal.

3.2 MATLAB implementáció

A problémát a további feldolgozáshoz az jelenti, hogy a PULSE fenti formátuma egyedi és a szokványos – a MATLAB által is kezelt – formátumoktól eltér. Ráadásul a korábban megmért HRTF adatbázisunk formátumával (50 kHz mintavétel, 8192 pontos FFT) sem egyezik meg. Ahhoz, hogy a későbbiekben szűrni lehessen, MATLAB alatt kell közös platformra jutni. Az egyik megoldás lenne, hogy az időtartományba áttérve konvolúciót alkalmazunk az időfüggvényeken. A másik megoldás, hogy az egyiket IFFT után MATLAB alatt újbóli FFT-vel vinnénk kompatibilis formátumra. A megvalósítás során itt erős jeltorzulásokat tapasztaltunk az interpolációk miatt, így végül a direkt szűrőmegvalósítást választottuk. A MATLAB tartalmaz beépített lehetőségeket arra nézve, hogy mért átviteli függvényekből

közvetlenül IIR és/vagy FIR szűrőket állítson elő, még hozzá függetlenül attól, hogy a megcélzott, mért átviteli függvény milyen felbontásban áll rendelkezésre.

Az átlagolást a program a mért eredmények egymás utáni beolvasása esetén, automatikusan frissíti, legyen az két vagy ahogy esetünkben, 10 mérés eredménye. A számítás egyszerű számtani középérték alapján történik a komplex számok abszolútértéke és fázisa alapján (3. ábra).



3. ábra. Átlagos fázisinformáció (piros görbe) 7 mért fázismentéből (kék görbék) számolva az AudioTechnica fejhallgató bal csatornájára nézve. A MATLAB képes a fázismentet π -szerinti tördeléssel ill. egybefüggően is megjeleníteni.

Fig. 3. Averaged phase of the left side of the AudioTechnica headphone (red) calculated from 7 measurements (blue).

Az invertálás bemenete az így átlagolt komplex átviteli függvény, amelynek komplex reciprokát számítjuk ki (az esetleges DC érték egységnyire állításával egyetemben). Hasonló probléma felléphet ott is, ahol a fejhallgató már nem visz át, de a jelanalízis még aktív. Így ha szükséges, a reciprokképzés utáni túl nagy erősítésű részeket sávszűrővel eltávolíthatjuk.

Egy digitális szűrőt az átviteli függvényével adunk meg, ami általános esetben egy polinóm-hányados:

$$G_{\text{filter}}(z) = \frac{B(z)}{A(z)} = \frac{b(1) + b(2) \cdot z^{-1} + b(3) \cdot z^{-2} + \dots + b(n) \cdot z^{n-1}}{a(1) + a(2) \cdot z^{-1} + a(3) \cdot z^{-2} + \dots + a(n) \cdot z^{n-1}} \quad (2)$$

, ahol $a(n)$ és $b(n)$ az együtthatók a Z -tartományban. A polinomok foka adja meg a szűrő fokát és egyben az együtthatók számát is. A kiszámításkor kompromisszumot kötünk a számítási idő és a megcélzott átviteli függvényhez való hasonlóság között. Minél nagyobb rendű (fokú) a szűrő, annál inkább fog hasonlítani a megcélzott átvitelhez. A MATLAB-os próbák során azt tapasztaltuk, hogy már viszonylag alacsony fokszám (30 körül) esetén is nagyon jó az egyezés az 500 Hz-25 kHz tartományban, és a további növekmény az 500 Hz alatti részeket javítja.

A pólusok a nevezőben vannak, a zérusok a számlálóban. A MATLAB kirajzolja az egység sugarú kört, és amennyiben a pólusok beleesnek, a realizált szűrő stabil. Instabilitás esetén gerjedés, oszcilláció és „elszállás” következhet be. Amire ügyelni kell, hogy az invertálással a pólusok és zérusok felcserélődnek, és egy korábban stabil szűrő instabillá válhat.

A két alaptípus az IIR és a FIR szűrő. Az IIR szűrő rekurzív, visszacsatolt, végtelen impulzusválaszú, melynek szabadon választható pólusai lehetnek, így a stabilitásra különösen kérdéses, viszont a megoldás kevés együtthatót igényel. Sokszor nem lineáris a fázismentete,

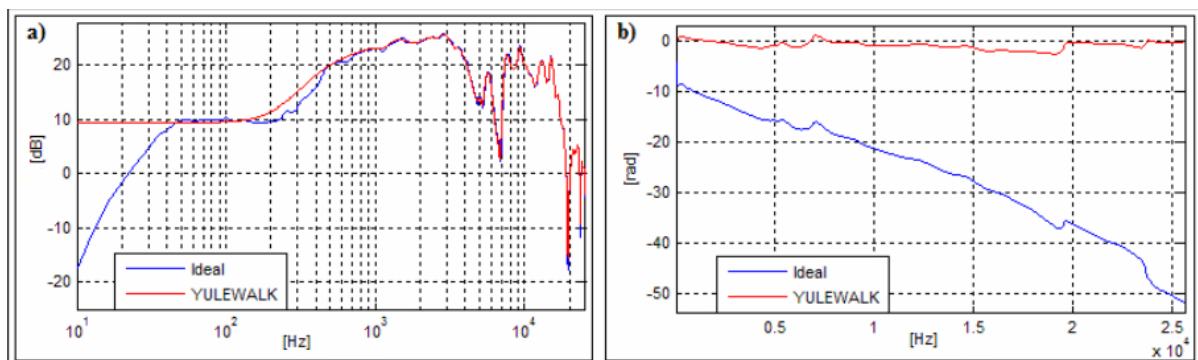
amitől az impulzusok átvitele torzulhat. A FIR szűrők stabilak, véges az impulzusválaszuk. A pólusok mindig az egységkör közepén vannak, és csak a nullhelyeket kell megválasztanunk. A szűrő foka nagy lehet. A szimmetrikus FIR szűrők lineáris fázisúak.

MATLAB alatt két lehetőség van. Az egyik az „FDA Tool”, ami egy egyszerű grafikus kezelőfelületű alprogram. A másik lehetőség a normál beépített funkciók használata. A mi programunk a második megoldást használja, azon belül is a YULEWALK, INVFREQZ és FIR2 módszereket. Ezek a szűrőegyütthatókat szolgáltatják, amelyekből a FREQZ utasítással tudunk a képernyőre rajzolni.

IIR szűrő		FIR szűrő	
Eljárás	Függvénynév	Eljárás	Függvénynév
Yule-Walker („Least-Square”)	yulewalk	Mintavételezési	fir2
Identify discrete-time Filter	invfreqz	Least-Square	firls, fircls
		Ablakolás	fir1
		Interpolációs	Intfilt
		P-normálás eljárás	Firlpnorm
		Nyquist-szűrős	Firnyquist

1. táblázat. Összefoglalás a MATLAB lehetőségeiről.
Table 1. Overview of the MATLAB functions for creating filters.

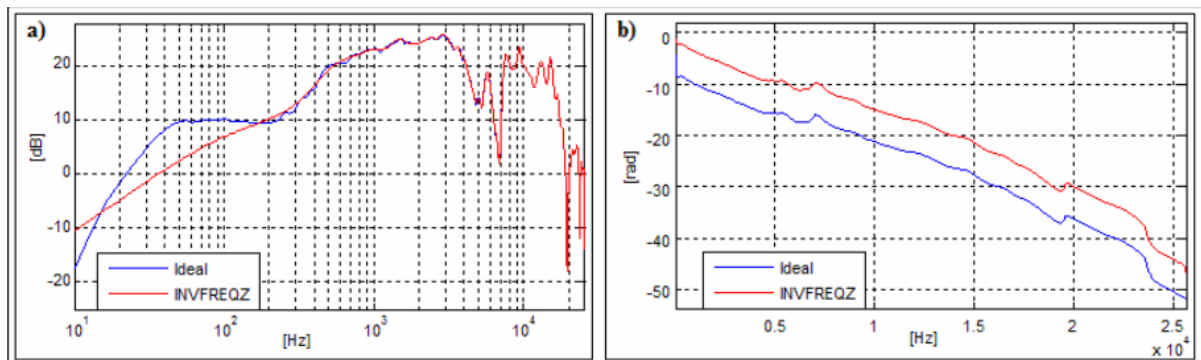
A YULEWALK egy IIR szűrő számláló és nevező együtthatóit számítja ki (4. ábra). A megcélzott spektrum fázisinformációját nem veszi figyelembe. A számláló és a nevező foka egyforma. Már nagyon kis fokszámánál is jól közelíti az amplitúdómenetet és jó eséllyel stabil szűrőt kapunk, ahol még a zérusok is belül vannak az egységkörön. A szűrő fokának növelése erősen hardverfüggőnek mutatkozott, egy normál laptopon 77-fok fölé nem tudtunk menni, mert a rendszer nem bírta (túlcsordulás, hibás eredmények stb.). Ezt a hardverfüggőséget részleteiben nem vizsgáltuk.



4. ábra. YULEWALK eljárás, 77 fokú számláló és nevező polinómú közelítés. Amplitúdóra megfelelő, a fázist nem veszi figyelembe. Kék a célzott, piros a számolt görbe. A számítási idő 0,041 sec.

Fig.4. YULEWALK process using 77-order polinoms for amplitude only. Blue is the target, red is the calculated curve.

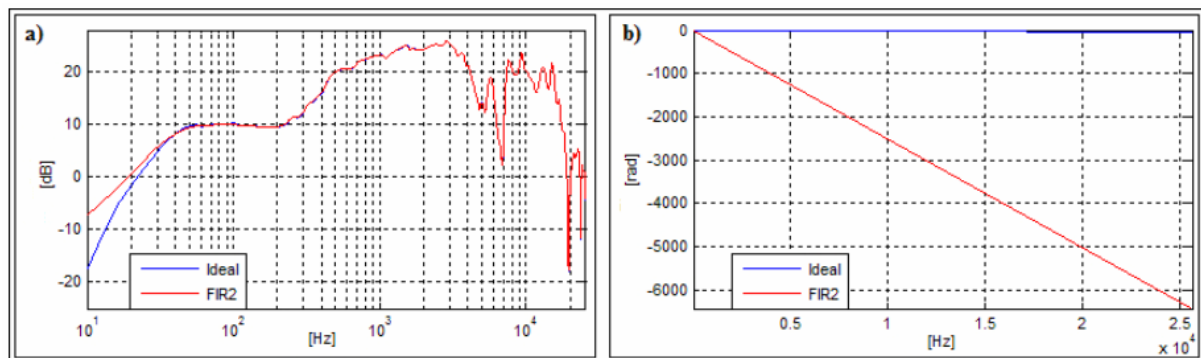
Az INVFREQZ is IIR-t generál, de a fázist is figyeli (5. ábra). A számláló és a nevező foka nem egyezik meg. Sokszor instabil a szűrő, amit kiszámol, bár az ettől még lehet használható. Sokkal tovább számol, mint a többi módszer.



5. ábra. INVFREQZ eljárás. A számláló 64, a nevező 96 fokú. Kék a célzott, piros a számolt görbe. A számítási idő 0,8 sec.

Fig.5. INVFREQZ process using 64-order and 96-order polinoms for amplitude and phase. Blue is the target, red is the calculated curve.

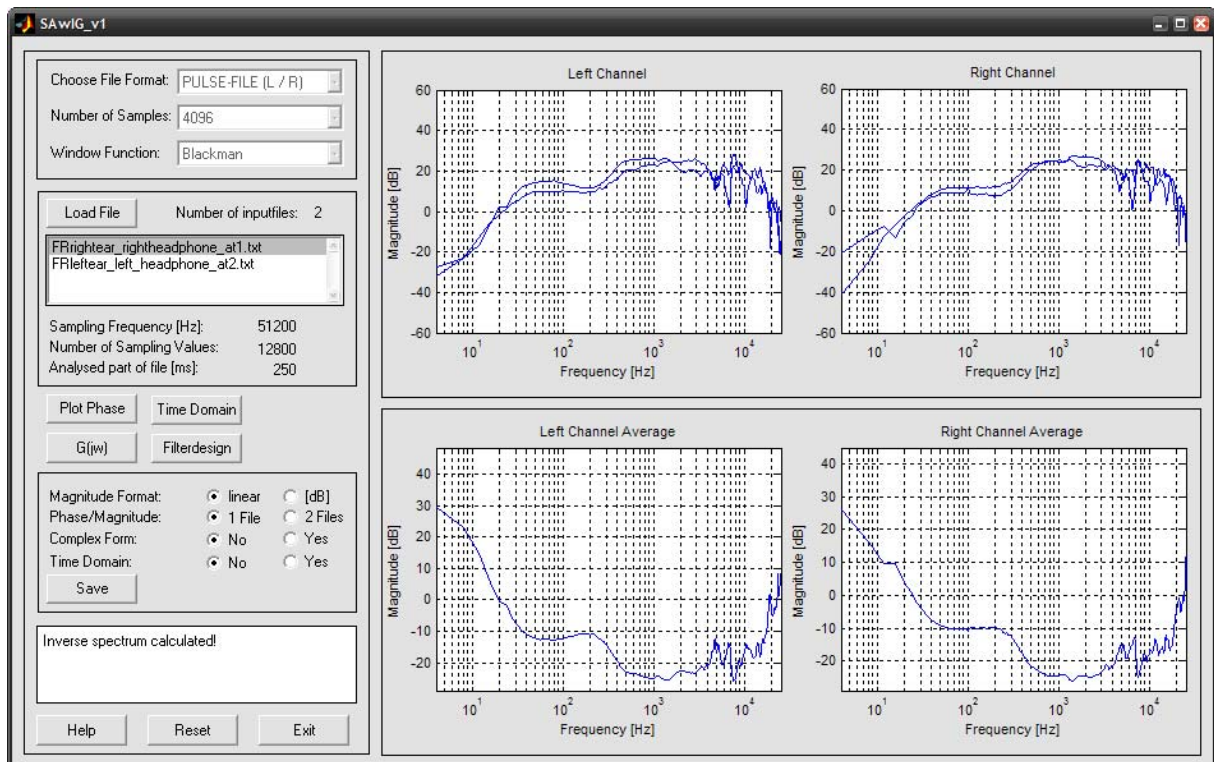
A FIR2 eljárásnál csak a számlálót számítjuk ki, a nevező 1 (6. ábra). Stabil, de a fázist ez sem veszi figyelembe. Nagyobb a fokszám, mint az IIR esetekben.



6. ábra. FIR2 eljárás, 4096 együttható esetén. Kék a célzott, piros a számolt görbe. A számítási idő 0,033 sec.

Fig.6. FIR2 process using 4096-order polinom for amplitude only. Blue is the target, red is the calculated curve.

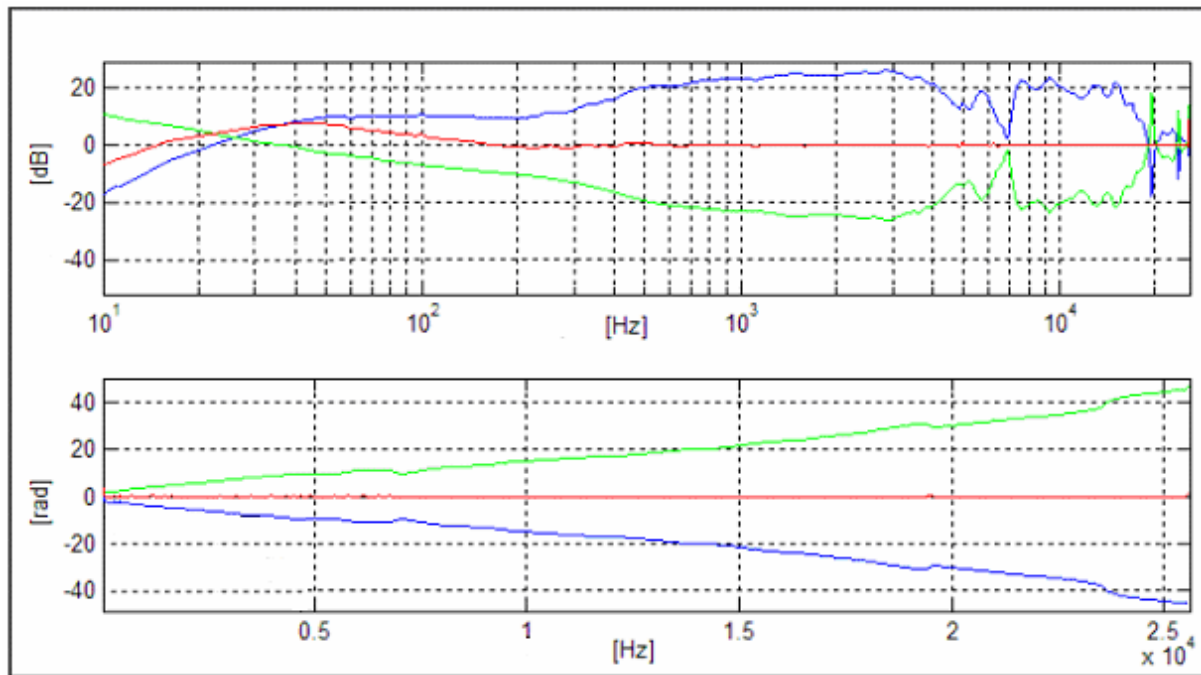
A 7. ábra a program kezelőfelületét mutatja. Az aktuális, főprogrambeli átviteli függvény (ami lehet az invertált is) kerül át a filterdesign alprogramba. A már említett három funkcióval lehet szűrőt készíteni és TXT formátumban kimenteni ill. megjeleníteni. Két kiegészítés áll még rendelkezésünkre: a stabilitásvizsgálat és a numerikus ellenőrzés.



7. ábra. A program kezelőfelülete a mért átviteli függvények megjelenítésére (bal-jobb csatorna, amplitúdó és fázis), átlagolására, ablakolására. Fent a mért függvények, alul azok átlagából számolt invertált spektrumok. Lehetőség van többféle ábrázolásra és az eredmények fájlba történő kimentésére is. A programképes az átlagos ill. az abból invertált eredményből IIFT-vel számolt impulzusválaszok mentésére is.

Fig.7. Screenshot of the GUI of the program.

Továbbá lehetőség van az inverz szűrő időtartománybeli képét, azaz impulzusválaszát IFFT után kimenteni. Ez a vektor bár valós számokat tartalmazna elméletben, léteznek nagyon kicsi imaginárius komponensek is, ezeket egyszerűen elhagyjuk. Az impulzusválaszt (wave formátum) ablakolhatjuk, mivel általában túlságosan hosszú (több mp). A numerikus ellenőrzést a végeredményen szintén elvégezhetjük. Mivel a végcél a kiegyenlítés, a kiegyenlítendő átviteli függvény és a kiegyenlítő szűrő együttese egységnyi átvitelt produkálhat. A programban az átlagos átviteli függvényt az időtartományban szűrjük a kiegyenlítő szűrővel, amit előállítottunk (8. ábra).



8. ábra. Amplitúdó és fáziszenet kiegyenlítésének ellenőrzése. A kék a szűrendő jel spektruma, a zöld az invertált szűrőkarakterisztika, a piros a végeredmény. Kb. 100 Hz felett kiváló az eredmény.

Fig. 8. Numerical control of the equalization. Blue is the measured curve, green is the inverted by the program as a filter, red is the result after multiplication.

4 Összefoglalás

Ebben a cikkben felvázoltuk a virtuális szimuláció számára szükséges mérés- és számítástechnikai lépéseket, különös figyelemmel az alkalmazott fejhallgatóra. Bemutattunk egy mérési elrendezést, valamint egy MATLAB alatti kiegyenlítő szoftvert. A már meglévő HRTF adatbázis és a fejhallgató kiegyenlítő modul segítségével a jövőben integrált szoftverkörnyezetet kívánunk megvalósítani. Ennek célja, hogy a HRTF függvények minőségi vizsgálatát és a szimulációkban betöltött szerepét, előnyeit és hátrányait vizsgáljuk lehallgatási tesztek során. Ennek részeként kerül sor a kiegyenlítés sikerességének mérési validációjára.

5 Irodalom

- [1] Gy. Wersényi: Virtuális hangtérszimuláció és a binaurális technológia. Híradástechnika, Vol. LXII, Nr.2, pp 25-32, 2007 február.
- [2] 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.
- [3] J. Blauert: Spatial Hearing. The MIT Press, MA, 1983.
- [4] M. Kleiner, B. I. Dalenbäck, P. Svensson: Auralization – an overview. J. Audio Eng. Soc. 41, pp. 861-875, 1993.

- [5] 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.
- [6] E. A. G. Shaw: External Ear Response and Sound Localization, in *Localization of Sound: Theory and Applications*, R. W. Gatehouse, Ed. (Amphora Press, Groton, CT), pp. 30-41., 1982.
- [7] M. Vorländer: *Auralization: Fundamentals of Acoustics, Modelling, Simulation, Algorithms, and Acoustic Virtual Reality* (Springer, Berlin), 2008.
- [8] H. Møller: Fundamentals of binaural technology. *Applied Acoustics* 36, pp. 171-218, 1992.
- [9] Gy. Wersényi: A fejhallgató szerepe virtuális hangtérszimulációban. *Híradástechnika*, Vol. LXV, Nr.2, 2010 február.
- [10] 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.
- [11] P. Berényi, Gy. Wersényi: A külső fül fejre vonatkoztatott átviteli függvényeinek vizsgálata. *Akusztikai Szemle*, IV.évf., 1.-4., pp. 35-41, 1999.
- [12] H. Møller, M. F. Sorensen, D. Hammershøi, C. B. Jensen: Head-Related Transfer Functions of human subjects. *J. Audio Eng. Soc.* 43(5), pp. 300-321, 1995.
- [13] J. Huopaniemi, M. Karjalainen: Review of digital filter design and implementation methods for 3-D sound. 102nd Conv. Of the AES, Munich, preprint 4461, 1997.
- [14] J. Sandvad, D. Hammershoi: Binaural auralization: comparison of FIR and IIR filter representation of HIRs. 96th conv of the AES, Amsterdam, preprint 3862, 1994.
- [15] H. Møller, D. Hammershøi, C. B. Jensen, M. F. Sorensen: Transfer Characteristics of Headphones Measured on Human Ears. *J. Audio Eng. Soc.* 43(4), pp. 203-216, 1995.
- [16] D. Hammershoi, H. Moller: Binaural technique – Basic Methods for Recording, Synthesis, and Reproduction. In J. Blauert (Editor) *Communication Acoustics*, Springer verlag, 2005, pp 223-254.
- [17] H. Moller, D. Hammershoi, C. B. Jensen, M. F. Sorensen: Method of generating binaural signals with filter sets – uses head-related transfer functions with short time domain descriptions and low frequencies between individuals. Patent, PCT/DK 95/00089, publ.nr. WO 95/23493. 1995.