



OTDK dolgozat

Ulrich Bálint

Speciális fejhallgatótípusok objektív kiértékelése térhallás-vizsgálat kísérletek számára

Konzulensek:

Prof. Dr. Wersényi György,

Liszi Máté

Győr

2022

TDK dolgozat

Speciális fejhallgatótípusok objektív
kiértékelése térhallás-vizsgálat kísérletek
számára

konzulens:

Dr. Wersényi György

Egyetemi tanár

GIVK Távközlési Tanszék

Liszi Máté

tanársegéd

GIVK Távközlési Tanszék

Ulrich Bálint

Villamosmérnök alapszakos hallgató

Infokommunikációs specializáció

dolgozat lezárva:

2022. november 1.

Rezümé

Speciális fejhallgatótípusok objektív kiértékelése térhallás-vizsgálat kísérletek számára

Ulrich Bálint: Speciális fejhallgatótípusok objektív kiértékelése térhallás-vizsgálat kísérletek számára

Konzulensek: Dr. Wersényi György, Egyetemi tanár, SZE, GIVK, Távközlési Tanszék,
Liszi Máté, tanársegéd, SZE, GIVK, Távközlési Tanszék

A közönséges fej- és fülhallgatók közös jellemzője, hogy használatuk során a fülkagyló a külvilágtól részben vagy egészben elzárt, a hallójárt nem nyitott, a külvilág hangjainak izolációja erős. Ezt gyakran elektronikus segítséggel is lehet fokozni, amelynek során a környezet zaját kiegyenlítve, járulékos csillapítás-növekedés is elérhető az aktív-zajszűrés (ANC) elvével. Ezzel szemben a csontvezetési készülékek a hallójáratot szabadon hagyják, és a rezgésátadás a koponyacsonton át történik. Ez akkor fontos, ha a külvilág zaja lényeges, pl. vakok navigációja esetén vagy közlekedésbiztonsági szempontból. Ezek az eszközök jellemzően rosszabb hangminőséget biztosítanak, továbbá, a műszaki paraméterek mérés technikája sem kidolgozott.

A szokványos fejhallgató-mérések emberi fejen vagy ún. műfejen végzendők. Elvégeztük több fajta csontvezetési és ANC-eltű eszköz objektív vizsgálatát műfejes és emberi fejes mérésekkel. Az ANC készülékek esetén az átviteli függvények mellett a csillapítás mérése is megvalósult zajkioltással és anélkül. Csontvezetési eszközöknél a légcsatolás szerepe volt vizsgálható a fenti módszerrel. Megállapítható, hogy az aktív zajszűrés hatása mérésel is alátámasztható, valamint, hogy a csontvezetési eszközök méréséhez új módszerek kidolgozása szükséges. A mérések szerves részét képezik az említett eszközökkel történő tudományos kutatásnak, ahol VR térben végeznek az alanyok lehallgatási teszteket, és végzik azok szubjektív minősítését. A kísérletsorozat végén az objektív és szubjektív eredmények összevethetők.

Tartalomjegyzék

Rezümé	3
Bevezetés	5
BC és ANC fejhallgatók elve	5
Felhasználási területek	8
Méréstechnika	12
Fejhallgatók mérése	12
Átviteli függvény	14
Mérőrendszer	15
Mérési elrendezés	18
Mérendő eszközök	18
Csontvezetési fejhallgatók	18
ANC fülhallgató	18
ANC fejhallgatók	19
Átviteli függvények mérése	19
Eredmények – Átviteli karakterisztika	22
Bose QC25	22
Sennheiser PXC 450	27
Bose QC20	31
Aftershokz sportz m3	33
Audio Bone DELUXE	33
Eredmények - Csillapítás	34
Bose QC20	35
Bose QC25	36
Sennheiser PCX 450	37
Az eredmények kiértékelése	40
Átviteli tulajdonságok	40
Csillapítás	42
Jövőbeni munka	44
Hivatkozások	45
Internetes hivatkozások	48

Bevezetés

Ebben a dolgozatban bemutatom a csontvezetési és aktív zajszűrő elven működő nem hagyományos felépítésű fejhallgatók objektív mérés technikai problémáit, valamint az elvégzett mérések összehasonlító kiértékelését. Ennek részeként átviteli karakterisztika mérések zajlottak kétféle módszerrel, valamint elvégeztem csillapítás méréseket is. Az volt a cél, hogy az egyébként folyó szubjektív kiértékelést tartalmazó kísérletsorozat mellé odategyük az objektív mérések eredményeit.

A továbbiakban a bevezetésben vázolom a kétféle technika alapjait, előnyeit és hátrányait, valamint a legfontosabb felhasználási területeket. Ezt követően a mérés technika speciális eseteit emelem ki, amelyek fejhallgató-mérések esetén kerülnek elő. A mérőrendszer összeállítása és bemutatása után ábrák sokasága fogja megmutatni a mérés eredményeit. A kiértékelés és összefoglalás után kitérek a jövőbeni lehetőségekre és feladatokra.

BC és ANC fejhallgatók elve

A BC az angol bone conduction szókapcsolat általánosan használt rövidítése, amelyet magyarra csontvezetésként fordíthatunk. Működésének elve, hogy a fejhallgatón lévő hangszórókat (rezgetőket) nem a fülbe, hanem a fül körül lévő csont(ok)ra kell helyezni, így azok üzemi körülmények között a koponyacsontnak adják át a rezgéseket [1, 2]. Ezek közvetlenül áttevődnek a középfül hallócsontjaira és a belső fülre, ezáltal hasonlóan váltják ki az idegi ingerületet, mint a légvezetés útján, a dobhártyán keresztül eljutó hangok. A korábbi rendszerek a fül mögötti gerjesztési pontot használták, ez a koponya masztoid nevű csontja. Az újabbak a fül előtti állkapocscsontra illeszkednek. Mindkettőnek van előnye és hátránya.

Ez a módszer évszázadok óta ismert. A csontrezgéses hallást alkalmazó első, közismert alakja a hallását elvesztő Ludwig van Beethoven zeneszerző volt. Ő ugyanis komponálás, zenélés során a zongorához egy dobverőt támasztott, amelynek egyik végére egyszerűen ráharapott. Amikor a hangszer rezgésbe hozta a dobverőt, az a fogain keresztül megrezegtette a koponyáját, és a hangok ezáltal jutottak el a hallóidegekhez.

Ebben az esetben rezgésakusztikáról beszélünk. Később ugyan látni fogjuk, hogy BC eszköz esetén légcsatolás is jelen van, de az alapvető üzemi működés az (volna), ha a rezgések érzékenységet vesszük csak figyelembe. Az emberi test különböző részein eltérő az

érzékenység rezgő gerjesztés esetén, amely sokban függ a környezeti paraméterektől is (háttérzaj, beszéd stb.). Ezeket a vizsgálatokat is hallásküszöb meghatározása céljából és módon végezzük [3]. A koponyán pl. 9 különböző helyen mérték meg csendben és 60 dB-es hangnyomásszintű (fehérzaj) háttérzajban. Nagy különbség nem volt a mérési pontokon meghatározott küszöbértékek között, de a legjobb érzékenység az állkapocsízület környékén volt tapasztalható, így ezt a pontot használják a modern BC-eszközök (a masztoid, a fültő csontja, szintén elég érzékeny terület, 1.ábra) [4]. Egy másik kísérletben az érzékenységet, azaz a hallásküszöböt határozták meg. Tíz emberrel végeztek audiométeres hallásküszöb-vizsgálatot, és a 600-6000 Hz tartományban jelentős, 10-20 dB-es romlás volt tapasztalható BC esetén [5, 6].

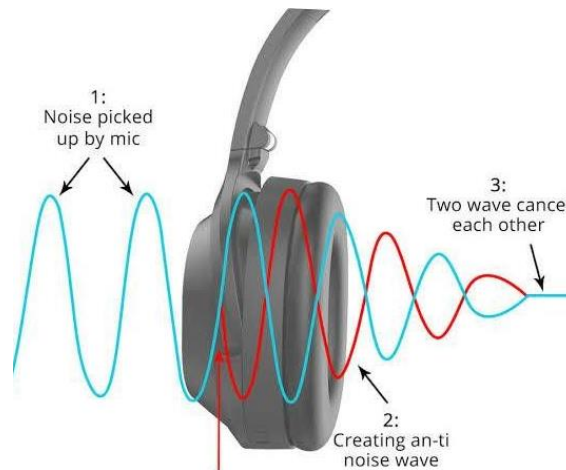


1. ábra Csontvezetési fejhallgatók: állkapocscsont ([balra](#)) és masztoid illeszkedési pontok ([jobbra](#)).

Az ANC az angol active noise cancellation szókapcsolat általánosan használt rövidítése, amelyet magyarra aktív zajszűrésként fordíthatunk.

A működési elve, hogy a fejhallgatóba szerelt mikrofon érzékeli a fejhallgató helyén létrejött külső hangokat (amit elnyomandó zajnak tekintünk), majd a hangszórókban azonos amplitúdójú, de ellentétes fázisú jel hozzákeverésével oltják ki (2.ábra). Ennek eredményeként a zaj és ellenfázisú változata kölcsönösen elnyomják egymást, ideális elméleti esetben tökéletes destruktív interferencia során [7, 8]. Természetesen, az ellentétes fázisú hullám létrehozásához a fejhallgatót valamilyen áramforráshoz kell csatlakoztatni, ezért hívják az ilyen rendszert aktívnak. Többnyire ceruza elemmel vagy USB-ről tölthető beépített akkumulátorokkal oldják meg.

Először a hadsereg alkalmazta az aktív zajszűrős fejhallgatókat, amelyeket arra használtak, hogy a repülőgépek és helikopterek pilótafülkéinek zajszintjét csökkentsék. Otthoni használatra a 80-as évek végén érkeztek meg az aktív zajszűrős fejhallgatók, elsősorban a Bose-nak köszönhetően.



2. ábra Aktív zajszűrési fejhallgató elve [<https://c.realm.com/in/post-details/1275785884595126272>]

Az ANC-vel rendelkező fejhallgatók csak abban az esetben alkalmazzák az aktív zajszűrő funkciót, ha az be van kapcsolva, és a tápellátás biztosított. Ellenkező esetben ugyanúgy működnek, mint a normál fejhallgatók [9, 10].

Néhány típus rendelkezik ún. pass-thru vagy hear-thru funkcióval, amelyek gombnyomásra ideiglenes felfüggesztik a zajszűrést, és ellenkező üzemmódra váltanak: a mikrofon jelét erősítve hozzákeverik a hangszórók jeléhez [11]. Ennek célja, hogy ha valaki beszél hozzánk vagy fontos külső információra van szükségünk rövid időre, akkor a gombnyomás idejére ez megvalósul anélkül, hogy a fejhallgatót le kéne venni. Itt is léteznek klasszikus, a fület fedő supraaurális típusok, és a hallójáratba illeszthető kisebb, fülhallgató-jellegű változatok. Általánosan elmondható, hogy a statikus, lassan változó monoton zajok (zúgás, gépzaj, közlekedési zajok, repülőgép zaja, szélzúgás, beszédzsivaj) jó hatékonysággal szűrhető, míg az impulzus, tranziens és gyorsan változó külső hangok (normál beszéd, zene) kevésbé.

Az aktív zajszűrésen kívül létezik még passzív zajszűrés és véletlen zajszűrés [12]. A passzív zajszűrés lényege, hogy a gyártó próbálja úgy megtervezni a fejhallgatót, hogy annak fizikai kialakítása gátolja a külső zaj bejutását a fülbe. Ennek fő eszköze egy passzív, fizikai áramkör, adaptív szűrő [13]. Nem rendelkezik semmilyen elektronikával, ami csökkentené a zajt, pusztán a csillapítás van megnövelve. A véletlen zajszűrés során a tervezésnél nem szempont a tudatos zajcsökkentés kialakítása az eszközön. Ezek a típusú fejhallgatók olcsóbbak, mint az aktív vagy passzív zajszűréssel rendelkezők, és alapjában a klasszikus felépítésű eszközök közé soroljuk őket.

Felhasználási területek

A csontvezetési fejhallgatók fő előnye, hogy a felhasználó hallja a világot maga körül, és közben kedvenc zenéjét is [14]. Az autósok vagy kerékpárosok nem veszítik el koncentrációjukat, folyamatosan figyelemmel tudják kísérni a közlekedést. Ugyan ez vonatkozik a futókra vagy sportolókra. Ezen kívül a legtöbb modell zárt, ebből kifolyólag por és nedvesség álló. Az ilyen jellegű hobbifelhasználások mellett előfordulnak a katonai, rendvédelmi feladatok is, ahol nem zene, hanem parancsok és utasítások hangozhatnak el a központból úgy, hogy közben a helyszínt, tömeget is monitorozni kell, így a környezet zajai szükségesek. Sőt, ilyen esetekben a környezeti hangok nem is tekinthetők zajnak, hanem fontos akusztikai információnak, amelyet időben csak ritkán szakít meg a távközlési hálózaton érkező járulékos adat, így felesleges folyamatosan a hallójártban tartani egy eszközt. Egy a hadsereg által is alkalmazott megoldás vizsgálatoknál normál és BC eszközt hasonlítottak össze. A lokalizációs képesség majdnem egyforma volt, amely jól mutatta a BC jelentőségét [15]. Hasonlóan, az ún. asszisztív technológiák esetén, a fogyatékkal élők közül a hallássérültek csoportja az, akik nem fedhetik le fülüket a mindennapi életük során [16-18]. Ehhez rengeteg elektronikus készülék (ún. travel assist, travelling aid, wearables) létezik, amelyek a hiányzó vizuális ingereket hanghatásokkal és/vagy rezgésekkel (tactile/haptic feedback) pótolják vagy egészítik ki [19, 20]. Ezeket a járulékos információkat hangok esetén pl. kiválóan lehet csontvezetési eszközzel biztosítani. Ezek tipikusan rövid ikonikus hanghatások (audiotory icons, earcons és társai), vagy beszéd [21, 22]. Ez lehet továbbá mono (egyik fül) vagy sokcsatornás irányinformációval ellátott megoldás. Ha eltekintünk a vakoktól, hasonló célokból bárki számára szolgáltatathatunk kiegészítő hanginformációt ilyen módon pl. munka, játék vagy szimulátorok használatakor.

Hátránya viszont ezeknek az eszközöknek, hogy más minőségű hangot kapunk, mint a normál fejhallgatók esetében, mivel ez a hang a csontozaton keresztül éri el a felhasználót. Az általánosan értelmezett hangminőség (sound quality) – beleértve a torzítást, hangerősséget (érzékenység) és frekvenciaátvitelt – mellett az irányinformáció sérülése vagy elvesztése lehet még fontos. Míg az ANC típusoknál a mérés technika megegyezik a szokványossal, BC esetén csak speciális eszközön lehet(ne) mérni, de jelenleg a modern típusoknak nem létezik korrekt átviteli függvény mérési eljárása (lásd később). Továbbá, az átviteli függvény erősen függ a felhelyezéstől, az állkapocs mozgásától (nyelés, rágás). Különösen magasabb frekvenciák esetén nagy a változékonyság [23, 24].

A BC eszközök általános hibája, hogy a sztereó hangtér-leképzéshez nem megfelelőek, ill. csak korlátozottan. A sztereó BC fejhallgatók is képesek korlátozott módon a bal-jobb csatorna különválasztására, legfőképpen a szélsőséges “teljesen bal” és “teljesen jobb” irányok megkülönböztetésére [25]. A hangsebesség lényegesen nagyobb a koponyacsontban, mint a levegőben, így az egyszerre jelenlévő léghang és csonthang okozhat zavart az érzékelésben. Így az sem mindegy, hogy BC-gerjesztés esetén a hallójárat egyébként be van-e dugva, vagy nyitott. A fül bedugása indokolt lehet, mert nagyobb frekvenciákon a hang légvezetés útján is bejut a hallórendszerbe [26].

Érdekesség, hogy a vizsgálatokat fordítva is lehet végezni: a hasznos jel légvezetéssel, míg a zavaró jel BC-n keresztül érkezik. Az ilyen zavar jelenléte rontja a hasznos jel észlelhetőségét (nem meglepő módon), akkor is, ha arra közvetlenül az alany nem figyel oda. További érdekesség, hogy az érzékelés a hasznos jel esetén eltolódik a zavaró jel irányába [27].



3. ábra BC [\[balra\]](#) és ANC [\[jobbra\]](#) fejhallgatók felhasználása (hobby célú)

Az aktív zajszűrős fejhallgatók legfőbb felhasználása, hogy zajosabb környezetben is a lehető legjobb élményt nyújtsa. Növeli a koncentrációt, mivel elnyomja a külső zajokat, így csak a munkára vagy tanulásra tudunk fókuszálni (3.ábra). Nagyon fontos szempont, hogy az így megnövelt csillapítás okán a hangszórókból érkező hasznos hang (tipikusan zene) hangereje csökkenthető, ezzel is védve hallórendszerünket a túl nagy hangnyomásszintektől.

Hátránya, hogy közlekedés közben semmit sem hallunk a környezetünkből, ami nagyon veszélyes, és balesethez vezethet. Éppen ezért felhasználási területük a biztonságos utazási környezet, így pl. autóban, buszon, repülőn utasként utazva. A minőségi ANC-s fejhallgatók elég drágák. Rövid az akkumulátoraik vagy elemeik élettartama, ami jobb minőségű fejhallgatóknál körülbelül 20 óra, az akkumulátor lemerülése után pedig úgy viselkedik, mint egy normál fejhallgató zajszűrés nélkül.

A két típus közös jellemzője, hogy alternatív megoldást kínálnak a klasszikus, tradicionális fej- és fülhallgatókkal szemben. Más ugyan a célcsoport és a célalkalmazás, de vannak olyan területek, ahol mindkettő bevetésre kerülhet. Úgy a csontvezetéses, mind az aktív zajszűréses fejhallgatóknak meg lehet előnyük a virtuális valóság (VR) számára. Csontvezetéses esetben előny lehet, hogy miközben a felhasználó VR-ban tevékenykedik, közben a körülötte lévő személyekkel kommunikál, vagy hozzájut a környezeti visszacsatoláshoz. Ez a teljes immerziót, amely a VR valódi távlati célja, meghiúsítja, mégis lehet szerepe a köztes alkalmazásokban (Augmented Reality, Mixed Reality). 3D VR és AR tér számára különösen érdekes kérdés, hogy BC esetén a két fül közötti időkülönbségek – ez által a bal/jobbs irányok meghatározása – valamint a fel/le irányok megkülönböztethetősége megvalósítható-e [28-30].

Az aktív zajszűrős fejhallgatók esetében a legnagyobb előnye a VR számára, hogy a felhasználó teljesen elmélyülhet a virtuális valóságban anélkül, hogy külső zajok zavarnák meg az élményt. Létezik már néhány VR szemüveg, amelyekben beépített ANC fejhallgató is található, de még nem teljesen kiforrott a technológia (4. ábra).



4. ábra VR szemüveg ANC fejhallgatóval párosítva [<https://www.gearpatrol.com/tech/audio/a38884957/best-vr-headphones/>]

A Széchenyi István Egyetemen kiterjedt kutatási munka folyik asszisztív technológiák és a VR területén, amelynek a hangtérszimuláció fontos eleme. A MaxWhere 3D platform alatt készült irányhallás-tesztlaborban VR alapokon nyugvó pszichoakusztikus lehallgatási tesztek folynak önkéntesekkel (5. ábra) [31]. Ezek célja, hogy a fent említett BC és ANC típusokat szubjektív módon hasonlítsuk össze egymással és tradicionális fejhallgatókkal. A fő kérdés ezek során az irányinformáció megléte, a virtuális hangforrások lokalizálhatósága, azonosíthatósága különböző irányok, forrásszámok és hangtípusok esetén. Ezzel választ kaphatunk arra, hogy ilyen alkalmazásokban valós alternatívát nyújtanak-e, ill. miként lehet optimálisan végezni fejlesztéseket a jövőben.



5. ábra VR-tér MaxWhere alatt készült virtuális hangforrások irányszimulációs kísérletek számára

Méréstechnika

Fejhallgatók mérése

A fejhallgatókban általában ugyanaz a klasszikus elektrodinamikus-elvű átalakító található meg, mint a hangszórók esetén. Méretük ugyan kisebb, de az üzemi működés elektroakusztikai szempontból kompenzálja a méret okozta átviteli paraméterek romlását. A méréstechnika is eltér a hangszórók mérésétől. Hangszórók frekvencia átvitelét szabványos elrendezésben mérünk [32, 33]. Ehhez szükséges egy csendes helyiség, ideális esetben egy süketszoba, ahol adott távolságra a főtengelyben elhelyezett mérőmikrofon rögzíti a kiadott hangot. Ez a gyakorlatban sinuszos sweep, impulzus vagy valamilyen zaj szokott lenni. Ugyanezeket alkalmazzuk fejhallgatók esetén is. Amennyiben az iránykarakterisztika is meghatározásra kerül, akkor a fenti eljárást különböző térirányokban is elvégezzük. Utóbbi nem értelmezett fejhallgatóknál, hiszen irányfüggése nincs üzemi működés közben.

Méréskor a fejhallgatót elektorakusztikai értelemben megfelelően „le kell zárni”. A fejhallgató üzemi működése, hogy egy zárt üregbe sugároz, és ehhez az üreghez való illesztése alapjaiban befolyásolja az átvitelt. Ezt tapasztaljuk a mindennapi használat során: amikor nincs a felhasználó fején a fejhallgató, a magas frekvenciás hangokat lehet inkább hallani, viszont amikor felhelyezzük a fejre, hallhatjuk a mély hangokat is. Minél jobb az illeszkedés a fejre, annál jobb a kisfrekvenciás átvitel.

Abban az elméleti esetben, ha tökéletes illesztettség valósul meg, a membrán által létrehozott hangenergiából minden a hallójáratba jut, amely végén a dobhártya veszi át a rezgéseket. Semmi nem vész el ebből az energiából. Ez akusztikai szempontból egy „tökéletes üreg”, amelynek elektroakusztikai helyettesítőképében egy tisztán kapacitív (kondenzátoros) lezárás jelenik meg. Az ilyen szűrő elvben tökéletes aluláteresztő, tehát 0 Hz-től van átvitel. A valóságban sosem fogunk tudni létrehozni tökéletes illesztést, mivel a kényelmi funkciók beépítésével (szivacsos, párnás illesztések), valamint a különböző mechanikai megvalósítások miatt a levegő, amelyet a membrán mozgat, bizonyos része nem jut a hallójáratba, hanem távozni fog. Ezt kissé pongyola módon „kiszuszogásnak” nevezzük, amelyet az elektromos helyettesítő képben valós ellenállású akusztikai veszteségként veszünk figyelembe. Ennek az lesz a következménye, hogy az ideális tisztán kapacitív lezárás RC-körre módosul, amely az ideális 0 Hz-es alsó határfrekvenciát feljebb tolja: megjelenik ténylegesen egy alsó töréspont, amely a mély hangok eltűnéséhez vezet. Minél több levegő szuszog ki, annál nagyobb az R

értéke, és annál magasabbra tolódik az alsó határfrekvencia, így az aluláteresztő szűrő megszűnik az lenni: sáváteresztővé válik. Ez a jelenség az oka annak, hogy a felhasználó körül is hallható a fejhallgató által kiadott hang, valamint az is, hogy a környezet zaja hallható használat közben. Ezzel jutunk el egy másik fontos paraméterhez: a fejhallgatók külső zajra értelmezett frekvenciafüggő csillapításához. Ennek mérése azonban meglehetősen egyszerű, hiszen a mérőmikrofon által érzékelt külső – jellemzően fehérzaj – hangforrás jelét felhelyezett ill. fel nem helyezett fejhallgatóval is el kell végezni, a kettő különbsége (dB-ben) megadja a választ.

Ezeknek a jelenségeknek köszönhető, hogy a fejhallgatók mérését az üzemi körülményekhez hasonló, de szabványosítható módon kell elvégezni [34, 35]. Az üzemi körülmény pedig nem más, mint az emberi fejre felhelyezett eszköz. Az alábbi megoldások jöhetnek szóba:

élő emberi fejen történő mérések, amikor speciális miniatűr mikrofont helyezünk a hallójáratba. Ez elvileg a dobhártyán kerülne elhelyezkedésre, de kényelmi szempontból a hallójárat bármely pontja, sőt, bizonyos esetekben a hallójárat bemenete is megfelelő lehet. Ennek hátránya, hogy individuális eredmények fognak születni, azaz minden embernek saját magán kellene megmérnie az átvitelt, az eszköz átviteli karakterisztikája minden emberi fejen más és más. Továbbá, meglehetősen körülményes, nehezen reprodukálható, drága módszer.

a szabványos eljárások legjobb változata a műfej (dummy-head, head and torso simulator), amely szokványos mérőmikrofont tartalmaz a dobhártya helyén, valamint szabványos műhallójáratral és cserélhető műfülkagylókkal. Az impedancia-illesztés is megvalósított. Az ipari gyártásban ilyeneket használnak, de rendkívül drága berendezések.

a műfejeknek gyakran van alaposan kiképzett feje, orra, rögzítési pontjai, forgatható és billenthető nyakkal, sokszor felsőtesttel és még ruházattal is ellátható. Mindezek az ún. binaurális technika számára fontosak, ahol az irányfüggés is szempont [36]. Fejhallgatóknál minderre nincs szükség, elégséges a megfelelően kiképzett ún. műfülüreg. Ilyenkor csak a fülkagyló, a hallójárat és a dobhártyát szimuláló mikrofon van jelen, amely sokkal olcsóbb megoldás (két oldalon szimmetrikusan elhelyezve egyszerre két csatornán is lehet mérni, de akár egy féloldalas konstrukció is megfelelő lehet, de akkor a mérés kétszer annyi ideig tart, viszont egy mérőmikrofon borsos ára megtakarítható).

A fenti megoldások a szükséges körülményeket hivatottak szimulálni, de azt is szabványok határozzák meg, milyen erővel kell a műfejre felhelyezni a fejhallgatót. Értelemszerűen, erősebben rányomott fejhallgató kevesebb kiszuszogást eredményez, amely jobb

kisfrekvenciás átvitelt fog jelenteni. Ez a gyakorlatban annyit jelent, hogy „rendesen” fel kell helyezni a mérőfejre, illetve „rendesen” be kell dugni a hallójáratba a bedugós típusokat, és nem szabad őket mérés közben extra külső erővel rányomni.

Nagy hangsúly van a felhelyezésen is, mivel kétszer pontosan ugyanabban a helyzetben nem lehet felhelyezni az eszközt. Ennek kiküszöbölése miatt több mérést végzünk, ahol minden mérés után le- és feltesszük a fejhallgatót a mérőműszerre, majd ezeket a méréseket átlagoljuk, és az átlagot vizsgáljuk. A hallójáratba illeszthető fülhallgatók esetében ez nem okoz olyan nagy eltérést, mint a fejhallgatóknál. Annak okán, hogy a kisfrekvenciás átvitel az illesztettségtől függ, gyakran előfordul, hogy a hallójáratba illeszthető in-ear eszközök jobb szigetelést, így jobb átvitelt és minőséget eredményeznek a lényegesen kisebb membránjuk ellenére.

A kilencvenes években rengeteg vizsgálat taglalta a fejhallgatók átvitelének mérését. Az átvitel nem lineáris, amely kis frekvencián többnyire közvetlenül a fejhallgató érzékenységeinek tudható be. Nagyobb frekvenciáknál viszont az emberek közötti személyes eltérések okozzák a különbséget, úgy, mint fejméret, fülkagyló, illeszkedés. Ezek legnagyobb hatása a csillapításoknál és kiemeléseknél jelentkeznek főleg: akár ± 20 dB eltérések is előfordulhatnak [32, 33].

Átviteli függvény

Az átviteli függvények mérése a fejhallgató által létrehozott hangnyomásszint (SPL) vizuális megjelenítése az emberi hallás teljes frekvenciaspektrumában (20-20 kHz). Definíció szerint az érzékenység frekvenciafüggése. Az érzékenység megadja, hogy egységnyi gerjesztőfeszültség (mV) hatására mekkora nyomás jön létre a dobhártyán ill. a mérőmikrofon membránján (Pa). Decibelben megadva a viszonyítási szint alapesetben $20 \mu\text{Pa}$, amely a szabványos 0 dB-nek megfelelő hangnyomásszint-érték. Gyakran előfordul, hogy a mérések során csak a változásra vagyunk kíváncsiak, ilyenkor a viszonyítási alap értéke nem is feltétlenül fontos addig, amíg minden mérésnek ugyanaz az alapja. Ha két eszközt, vagy egy eszköz bal és jobb csatornáját hasonlítjuk össze, a kettő hányadosa, ill. dB-ben megadott különbsége elégséges az összehasonlításához. Például, elvárnánk, hogy a bal és a jobb csatorna azonos legyen, különbségük 0 dB a teljes sávban – de ez nem lesz így. Szinte kizárólag az amplitúdó karakterisztikát mérjük a fázisinformáció elhanyagolásával.

Minden fejhallgató saját átviteli függvény specifikációval rendelkezik. Egyes gyártók mellékelnek egy grafikont, amely pontosan megmutatja, milyen frekvencián, hogyan teljesít az eszköz, de ez a felső kategóriás eszközök sajátja. Ennek az információnak a megtalálásához gyakran meg kell keresni egy harmadik felet is, aki saját méréseket végzett. A gyártók adatlapját a tesztlők méréseivel összehasonlítva realisabb képet kaphatunk.

Az átviteli függvényeket gyakran figyelmen kívül hagyják, különösen az olcsóbb tömegtermékek esetén, holott valójában ez az egyik legfontosabb tényező a megfelelő hangvisszaadásban. A stabilitás, a kényelem, a zajszűrés, az elektromos impedancia szintén fontos tényező, de ezek nem feltétlenül tükröződnek az árban [37]. Egyes lejátszó-készülék gyártók, amelyek maguk nem, vagy csak korlátozottan készítenek fejhallgatót, külső prémiumkategóriás eszközöket kínálnak termékeikhez. Ezek magasabb árat, de kontrollált és ellenőrzött darabokat jelentenek. Pl. a Samsung telefonok mellé rendelhető fülhallgatók egy része a Bose által hitelesített tanúsítvánnyal rendelkezik, amelyeket egyénileg mértek meg és válogattak ki.

Mérőrendszer

Fejhallgatók mérésére tehát többnyire műfejet vagy műfülüreget alkalmaznak. A műfülüreg és a műfej (6. ábra) közti legfontosabb különbség, hogy előbbinél a test, a fej nem kerül kialakításra.

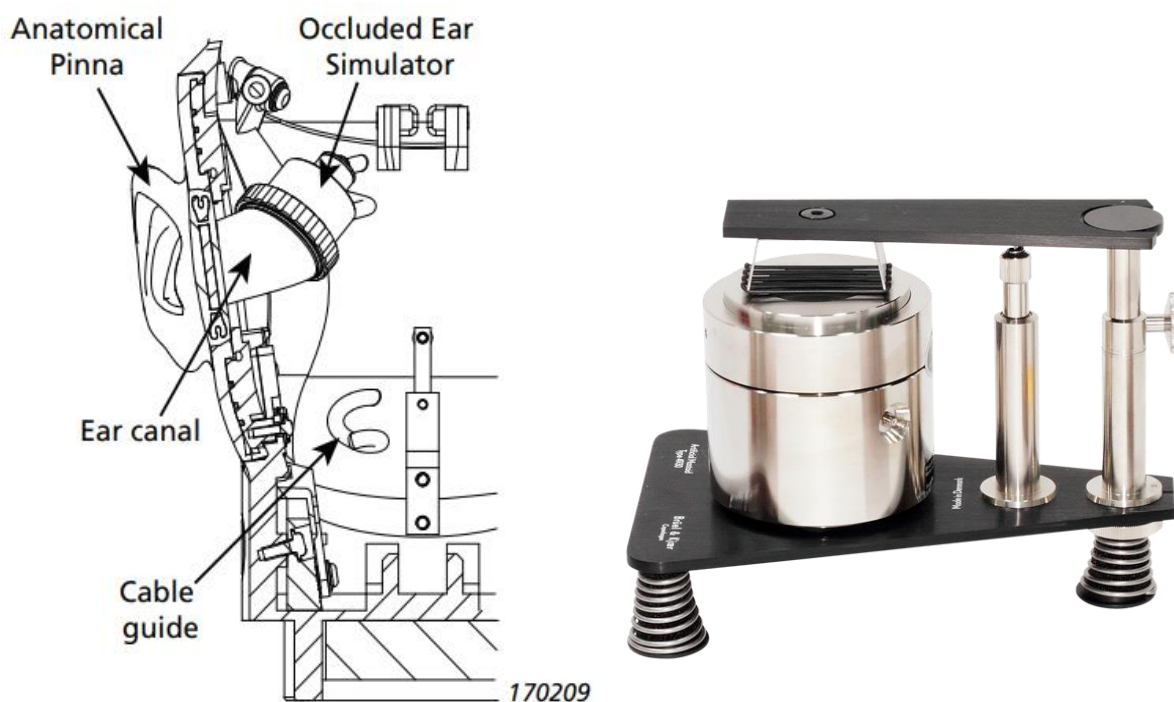


6. ábra Műfülüreg [balra] és műfej [jobbra]

A műfejek már régóta léteznek, de sokat fejlődtek. Egészen a közelmúltig az átlagos emberi hallórendszert csak a 8-10 kHz-ig sikerült megfelelően modellezni az akusztikus impedanciáját tekintve. Ez azt jelentette, hogy e felett mért mérési adatok nem voltak olyan pontosak.

Ez megváltozott, amikor 2017-ben megjelent a Brüel Kjaer 5128 típusú műfeje, amely pontosan modellezi az átlagos emberi hallórendszert egészen 20 kHz-ig, ami az elméletileg hallható legnagyobb frekvencia.

A mi esetünkben a Brüel Kjaer cég Head and Torso Simulator (HATS) Type 5128 C típusú műfejét használtuk, amely a beépített fül mellett szájszimulátorral is rendelkezik telefonos mérések céljára. Számunkra csak a fül szimulátor volt lényeges. Magát a hallójáratát úgy hozták létre, hogy 40 különböző személy MRI vizsgálatából készített hallójárat-jellemzők háromdimenziós modelljeit átlagolták és simították. Ezzel a berendezéssel megbízhatóbb méréseket végezhetünk. A külső fül szimulátora egy cserélhető gumi fülkagylóval rendelkezik, amit szükség esetén méret alapján cserélni lehet.



7. ábra A Brüel Kjaer HATS Type 5128 C fül szimulátor rajza ([balra](#)) és egy műmasztoid ([jobbra](#)).

Csontvezetéses fejhallgatók esetén a szabványos mérési eljárás meghatározása nehézkes. Nehezen értelmezhető a „kimenet” és a hallócsontokhoz nem férhetünk hozzá. A korábbi típusokhoz létrehoztak egy ún. műmasztoidot, amely impedanciájában és mechanikai

tulajdonságaiban próbálja utánózni a bőrrel bevont emberi masztoid csontot (7.ábra). Ezzel ugyan szabványos méréseket létre lehet hozni, és eszközöket egymással összehasonlítani, de nyilvánvalóan nem közelíti megfelelően a tényleges üzemet. További probléma, hogy az újabb eszközöknek, amelyek nem a masztoidot használják gerjesztésre, még annyira sem alkalmas. A csontvezetési méréseknek hiányzik a megfelelő mérés technikája. A műfejre ugyan felhelyezhetők, de annak rezgetése aligha lesz hasonló az emberi fejhez és hallásélményhez. Mivel műmasztoiddal nem rendelkezünk, a mi méréseink során a fenti műfejet alkalmaztunk BC fejhallgatók esetén is. Ennek célja annak felderítése volt, kijön-e értelmezhető eredmény, elsősorban a nagymértékű légcsatolás útján beérkező hangokra vonatkozólag. Mindenképp tartsuk észben, hogy az így kapott eredmények interpretálhatósága, hasznossága lényegesen eltér az ANC eszközöktől. Utóbbiak teljesen azonosan mérendők a hagyományosokhoz, kiegészítve az ANC-funkció használatával [38]. Mivel a rendelkezésre álló műfej mikrofonjai a hallójárat végén és nem az elején vannak, így alkalmas bedugható fülhallgatók mérésére is.

Mérési elrendezés

Mérendő eszközök

Ahogy a bevezetésben bemutatott célok megfogalmazása kerültek, következtek a beszerzések. Kereskedelmi forgalomban elérhető, nem túl drága és nem túl speciális eszközöket kerestünk, hogy a felhasználási területek számára valóban elérhető modellek kerüljenek megmérésre. Fontos cél, hogy a költséghatékonyságot is szem előtt tartsuk. Összesen öt darab eszközt vizsgáltunk, ezek a 8-10. ábrán láthatók. Név és csoportok szerint a következő eszközökről volt szó:

Csontvezetési fejhallgatók



8. ábra Aftershokz Sportz M3 BC fejhallgató [[balra](#)] és Audio Bone Deluxe BC fejhallgató [[jobbra](#)]

ANC fülhallgató



9. ábra Bose QC 20 ANC fülhallgató [<https://pointmetotheplane.boardingarea.com/bose-quietcomfort-20/>]

ANC fejhallgatók



10. ábra Bose QC 25 ANC fejhallgató [\[balra\]](#) és a Sennheiser PXC 450 ANC fejhallgató [\[jobbra\]](#)

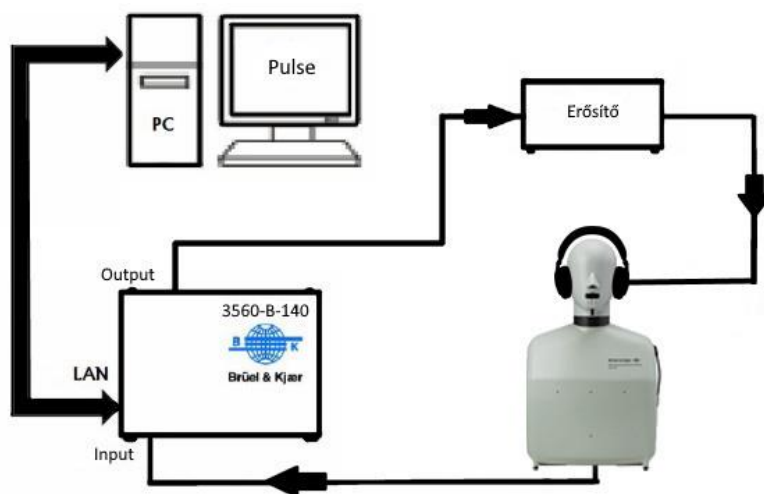
Átviteli függvények mérése

Az átviteli függvények mérésére a 3560-B-140 Brüel & Kjaer PULSE mérőegységet és a hozzá tartozó szoftvert használtuk, valamint annak beépített „frequency response” üzemmódját. Ez a mérőkeret kimondottan akusztikai mérés technikára készült, a beépült moduljai készen kínálják a szabvány szerinti méréseket. Ehhez mindössze az egyszerű hardveres (kábeles) összeköttetést, valamint a mérőmikrofonok gyári számát kell megadni. Utóbbiak egyedi azonosító alapján kerülnek felvételre, a hozzá tartozó szintén egyedi műszaki paraméterekkel (elsősorban a mikron érzékenysége) együtt. Ez igaz a műfejben elhelyezett két mikrofonra is. A PULSE rendszer tartalmaz generátort, így kimenetén tetszőleg akusztikai mérőjel néhány klikkeléssel előállítható (11. ábra). Amennyiben szükséges, hangfrekvenciás teljesítményerősítő kapcsolható a kimenetre a meghajtott hangszóró vagy fejhallgató elé.



11. ábra Brüel & Kjaer PULSE 3560-B-140 mérőegység

A kiválasztott üzemmód a két bemenet spektrális hányadosát számítja ki és rajzolja fel. Az egyik bemenet a visszacsatolt gerjesztő jel, amely esetünkben a PULSE mérőegység fehérzaj-generátorával lett előállítva. A másik bemenet pedig a fejhallgató jele az egyik fülön keresztül (12.-14. ábra). Mivel csak két csatornát lehet egyszerre mérni és a gerjesztő jelre szükség van, így külön-külön kellett megmérni a jobb és bal csatorna átviteli függvényét, noha a fejhallgatót ehhez nem kellett megcserélni, elég a kábelezést változtatni. A méréseket háromszor végeztük el mind két csatornán, majd az eredményeket átlagolva készítettünk grafikonokat a mért értékekről. Megfigyelésünk szerint a pontosság nő az ismételt mérések számának növelésével, 5 és 10 mérés között már beáll az átlag végleges állapota, de gyakran három is elégséges.



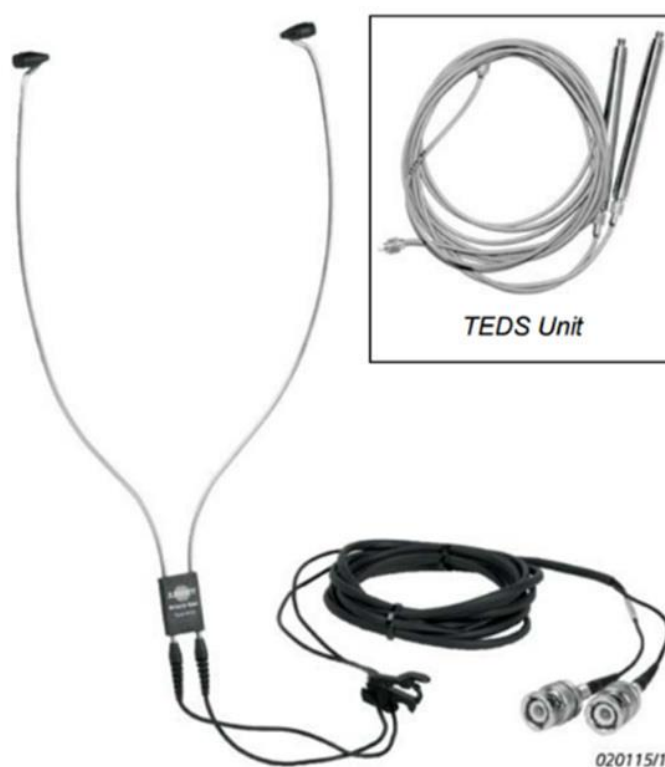
12. ábra Átviteli függvény mérés kapcsolási rajza

Süketszoba nem állt rendelkezésre, de egy halk, csillapított akusztikájú helyiség igen. Fejhallgatók esetén ez nem jelent akkora problémát. Más mérésekhez pedig egy mérőmikrofonnal rögzített referenciajelet alkalmazunk a hányadosképzésnél, amely a helyiség akusztikai hatását kikompenzálja.

A műfejes mérés eszköze a cég Head and Torso Simulator (HATS) Type 5128 C típusú torzója volt. Ezen kívül elvégeztük a méréseket a Brüel & Kjær Binaural Microphone – Type 4101 nevű binaurális mikrofonjával, amely a fülbe illeszthető mérőmikrofonok egyik fajtája. Ez a mérés csak annyiban különbözött az összeállításban, hogy a műfej kimeneti mikrofon jeleit lecseréltük a két jelre. A binaurális mikrofonnal való mérés során egy személy készíti a mérést a saját fején. A mikrofont a fülekbe kell helyezni, majd úgy kell a fejhallgatót ráhelyezni a fejre. Ekkor is külön-külön kell megmérni az átviteli függvényeket a bal, illetve a jobb csatornára, valamint a hármas átlagolást is el kell végezni.



13. ábra Átviteli függvény mérési összeállítás műfejjel

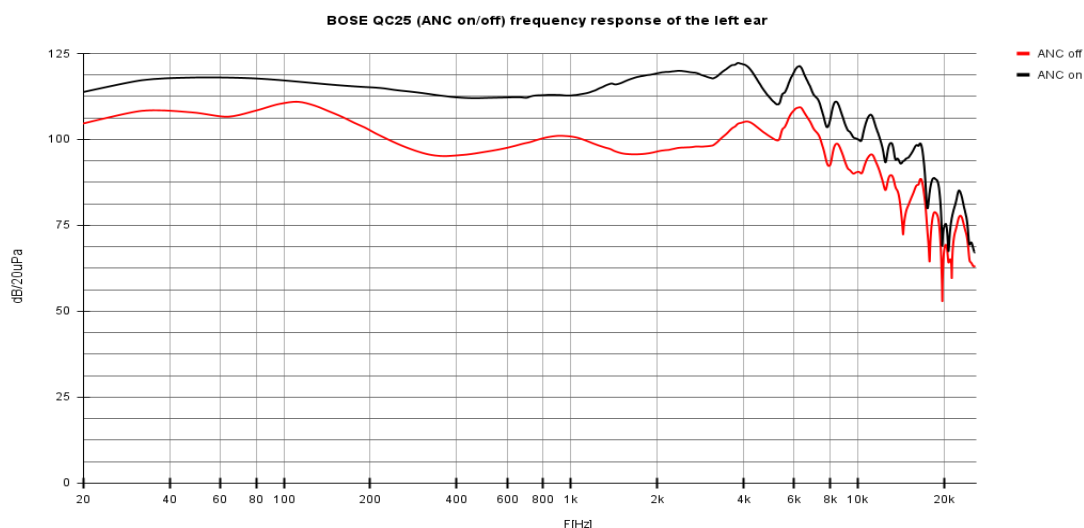


14. ábra Brüel Kjaer Binaural Microphone – Type 4101 [<https://www.bksv.com/media/doc/bp1992.pdf>]

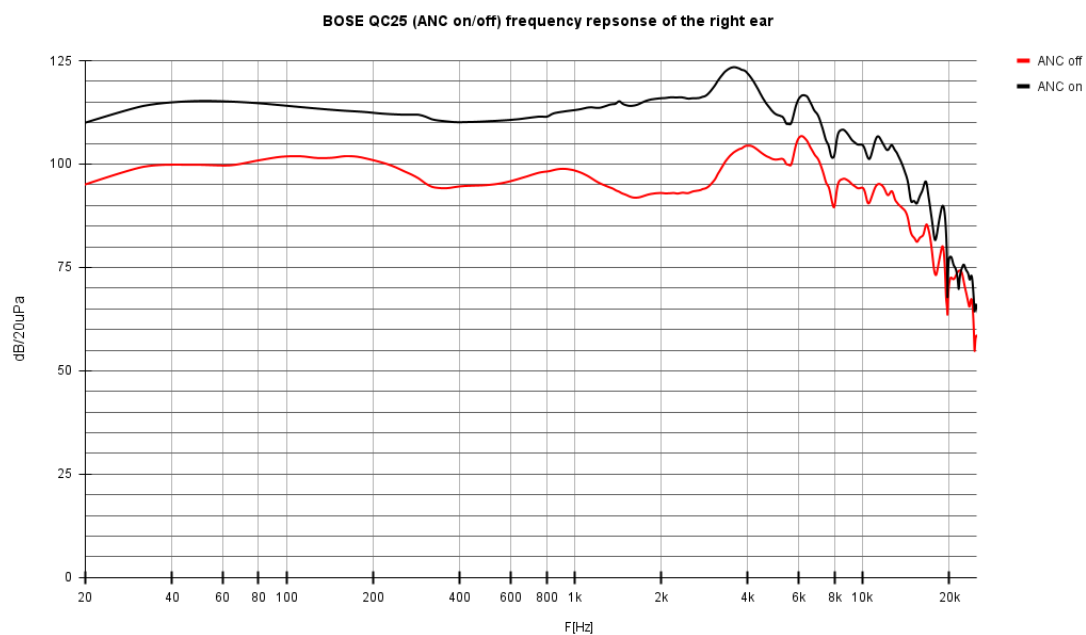
Eredmények – Átviteli karakterisztika

A következőkben ábrák sokasága fogja megmutatni az egyes eszközök mérési eredményeit. Többfajta felosztás is lehetséges volna, pl. típus, mérési módszer ill. az üzemmódok alapján. A típus alapján történő felsorolást választottunk, amelyet a mérőrendszer alapján osztunk tovább (műfejes vagy emberi fejes), az ábrákon pedig színek jelölik a különböző paramétereket (ANC be vagy kikapcsolva). Minden diagram több mérés átlagából számított, amelyet Excelben számítottunk ki. A 15.-34. ábrasorozat az egyes eszközök eredményeit mutatja grafikusan.

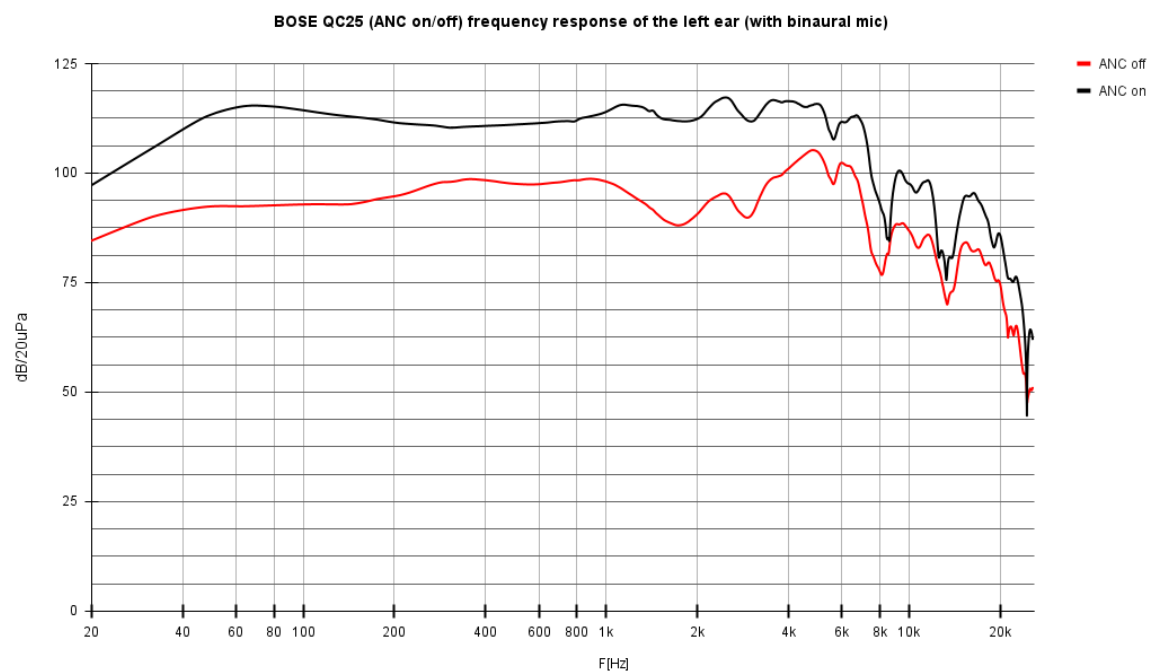
Bose QC25



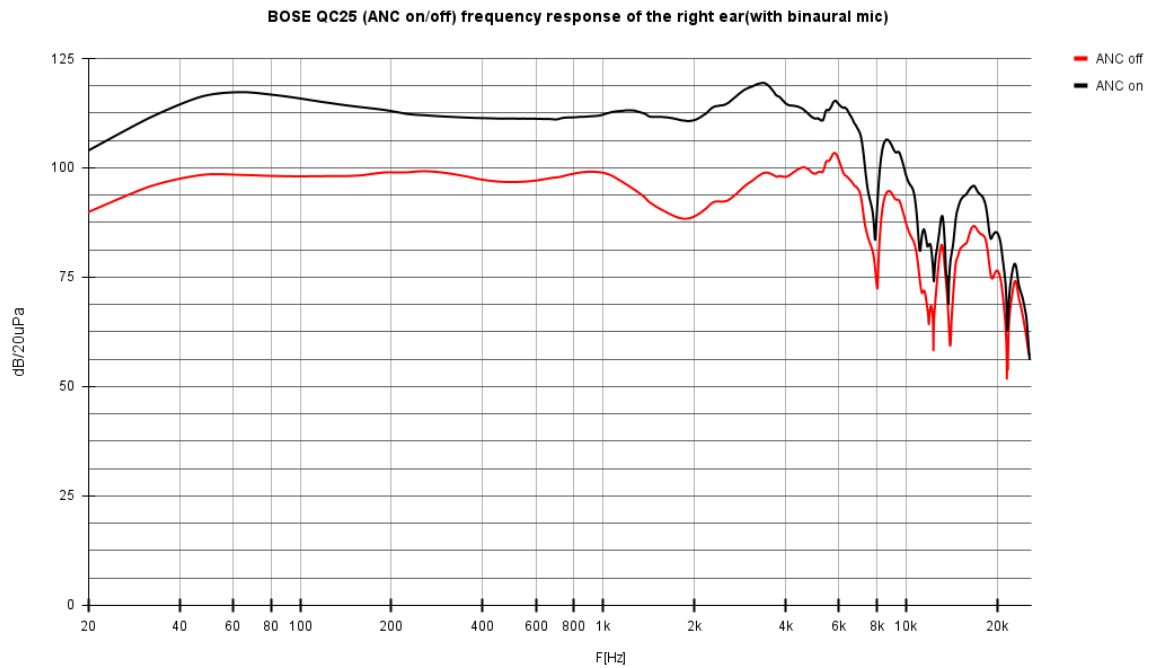
15. ábra QC25 bal fül átviteli függvénye műfejjel mérve



16. ábra QC25 jobb fül átviteli függvénye műfejjel mérve

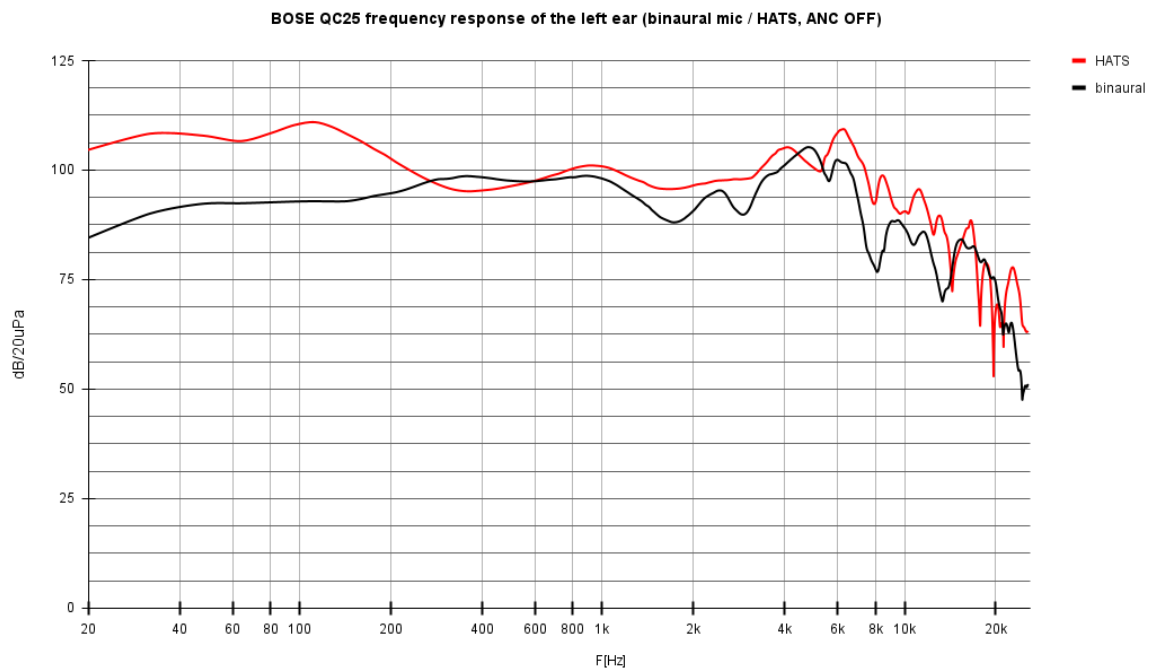


17. ábra QC25 bal fül átviteli függvénye binaurális mikrofonnal mérve

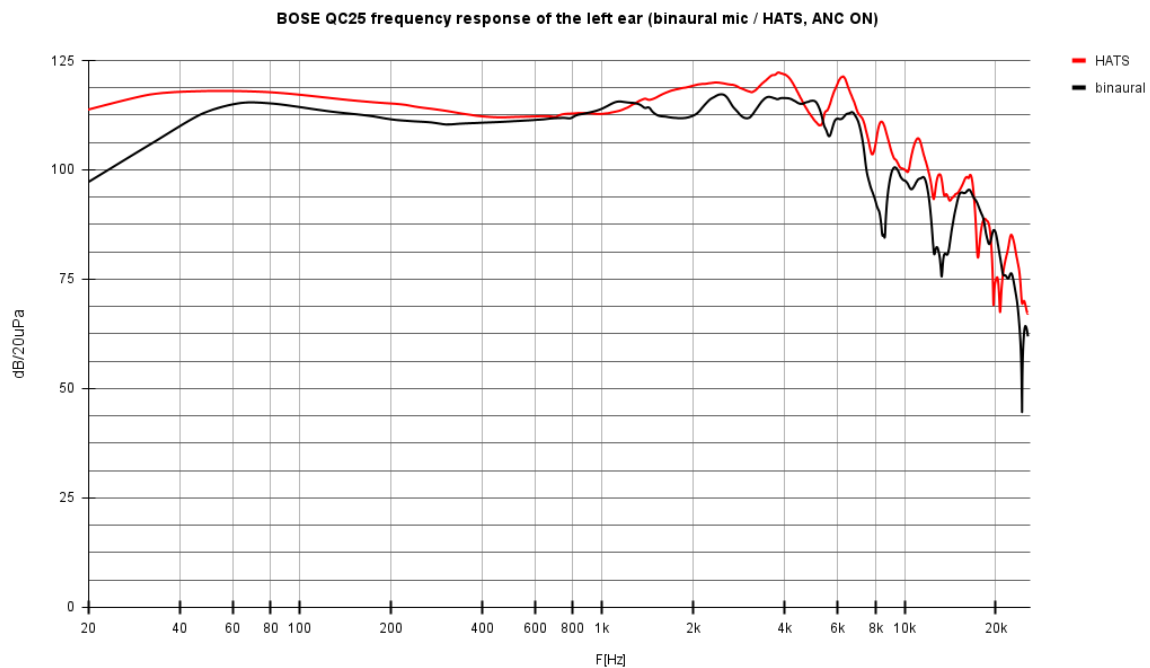


18. ábra QC25 jobb fül átviteli függvénye binaurális mikrofonnal mérve

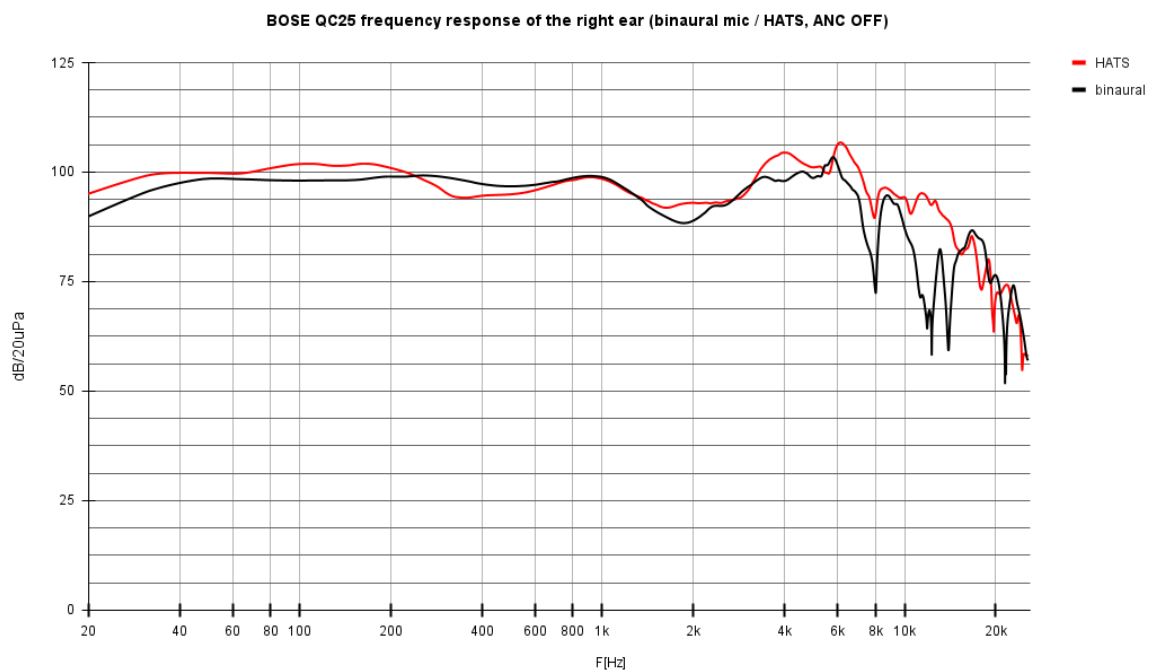
Az alábbi ábrák kikapcsolt és bekapcsolt ANC mellett mutatja a bal és a jobb fül átvitelét műfejjel (piros) és emberi fejen (fekete) abból a célból, hogy ezeket össze lehessen hasonlítani.



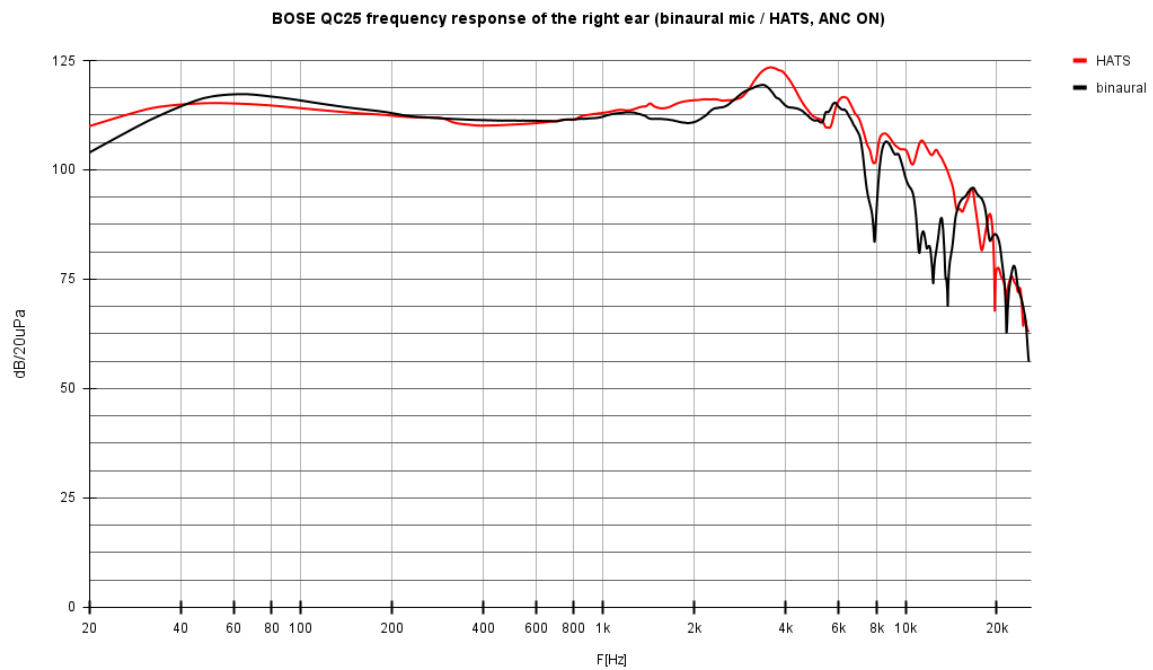
19. ábra QC25 bal fülön mért átvitel kikapcsolt ANC mellett



20. ábra QC25 bal fülön mért átvitel bekapcsolt ANC mellett

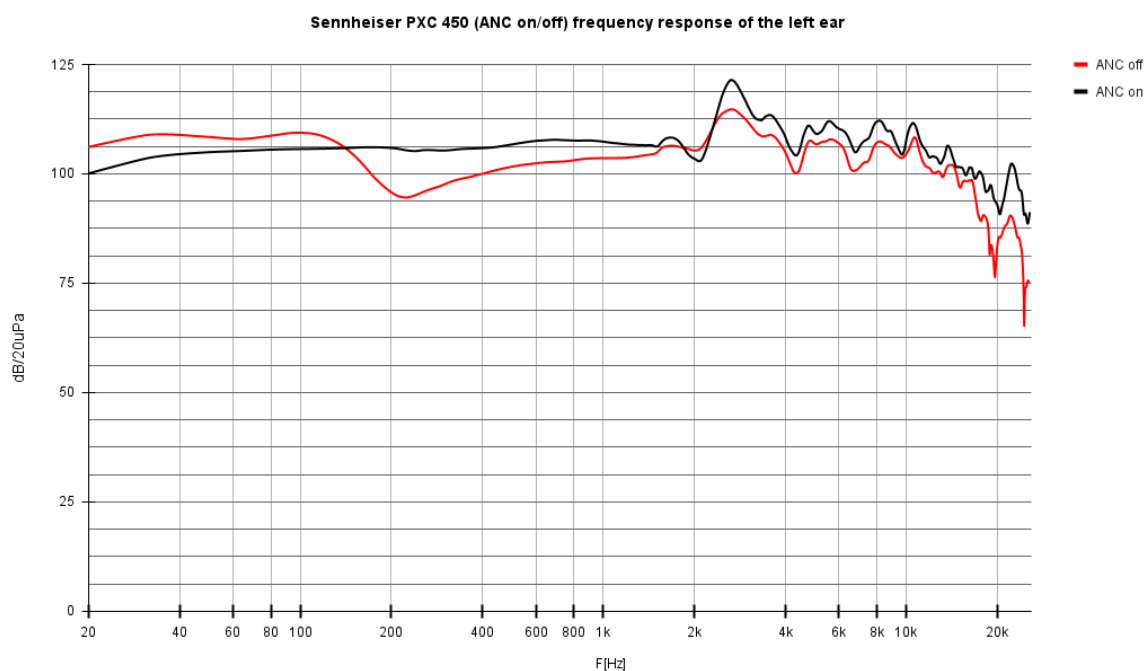


21. ábra QC25 jobb fülön mért átvitel kikapcsolt ANC mellett

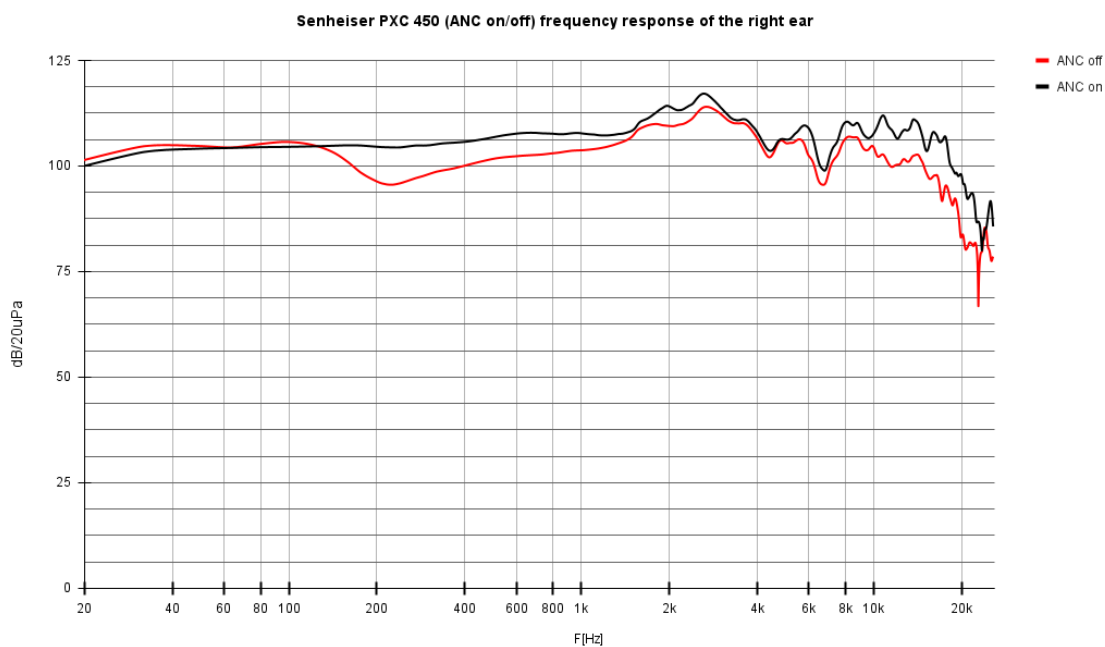


22. ábra QC25 jobb fülön mért átvitel bekapcsolt ANC mellett

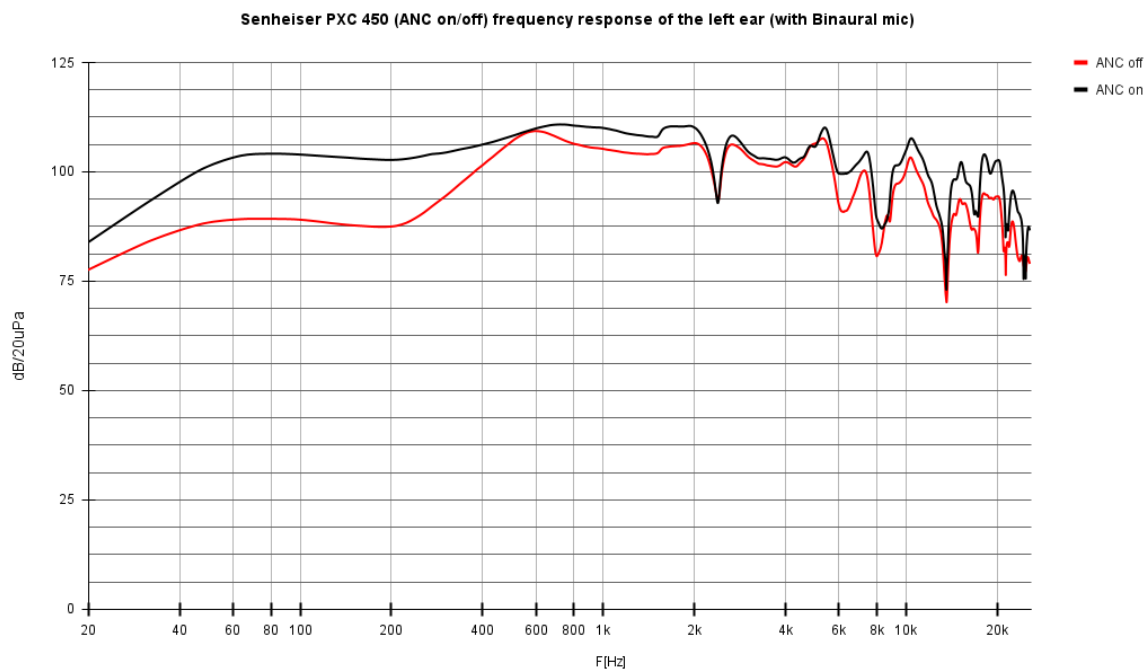
Sennheiser PXC 450



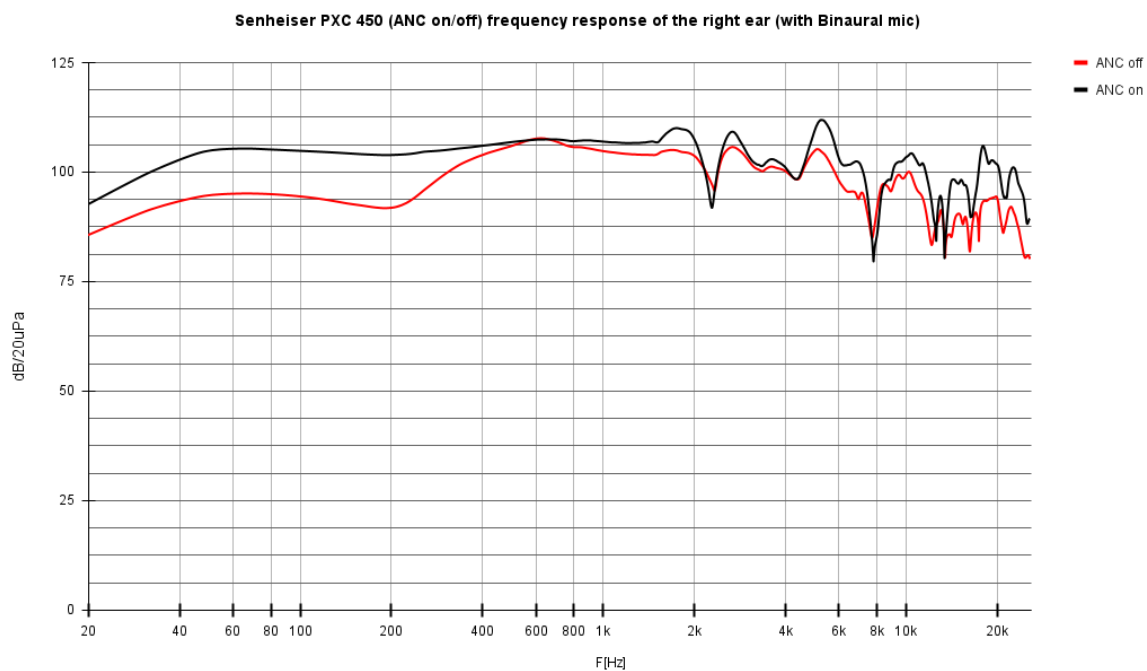
23. ábra PXC 450 bal fül átviteli függvénye műfejjel mérve



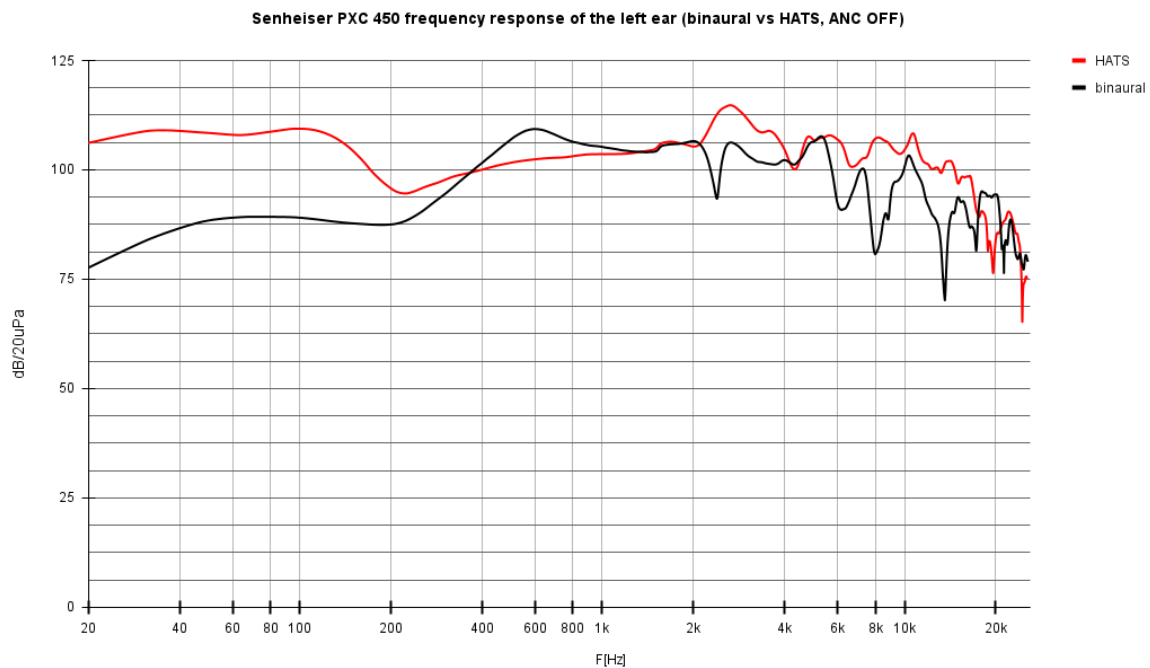
24. ábra PXC 450 jobb fül átviteli függvénye műfejjel mérve



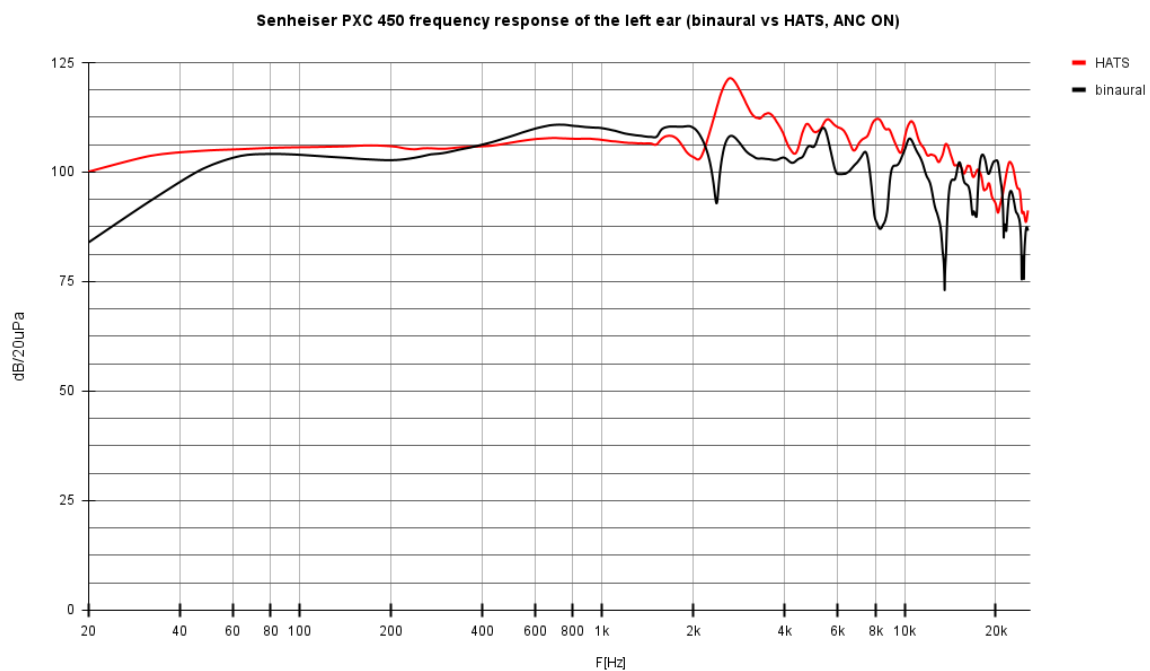
25. ábra PXC 450 bal fül átviteli függvénye binaurális mikrofonnal mérve



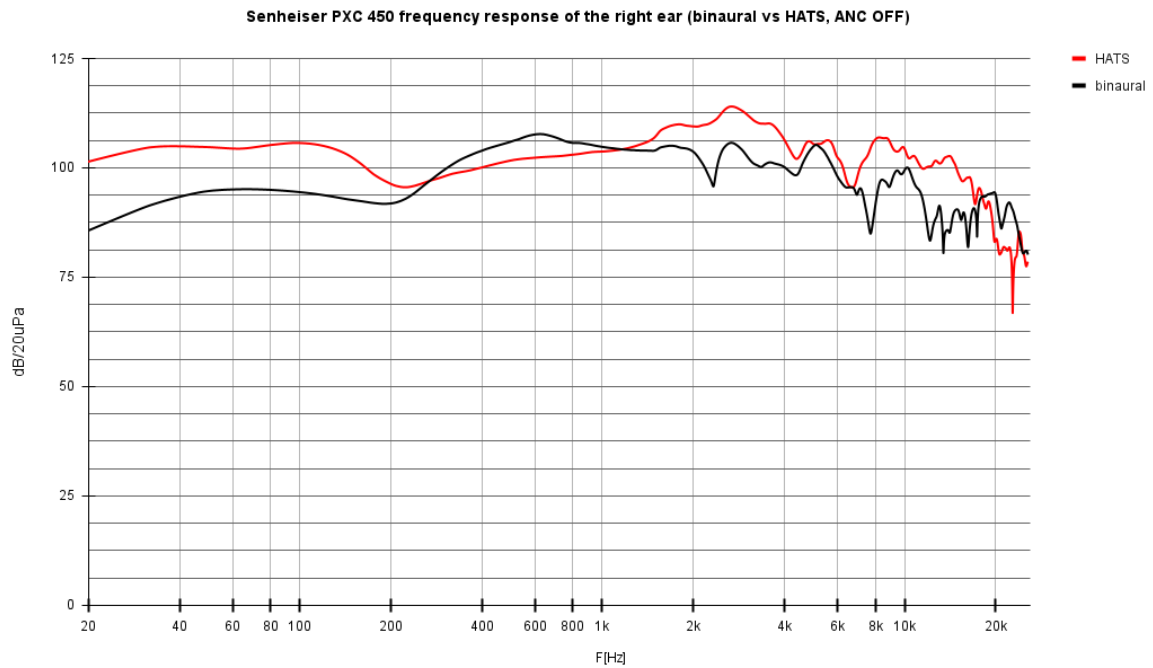
26. ábra PXC 450 bal fül átviteli függvénye binaurális mikrofonnal mérve



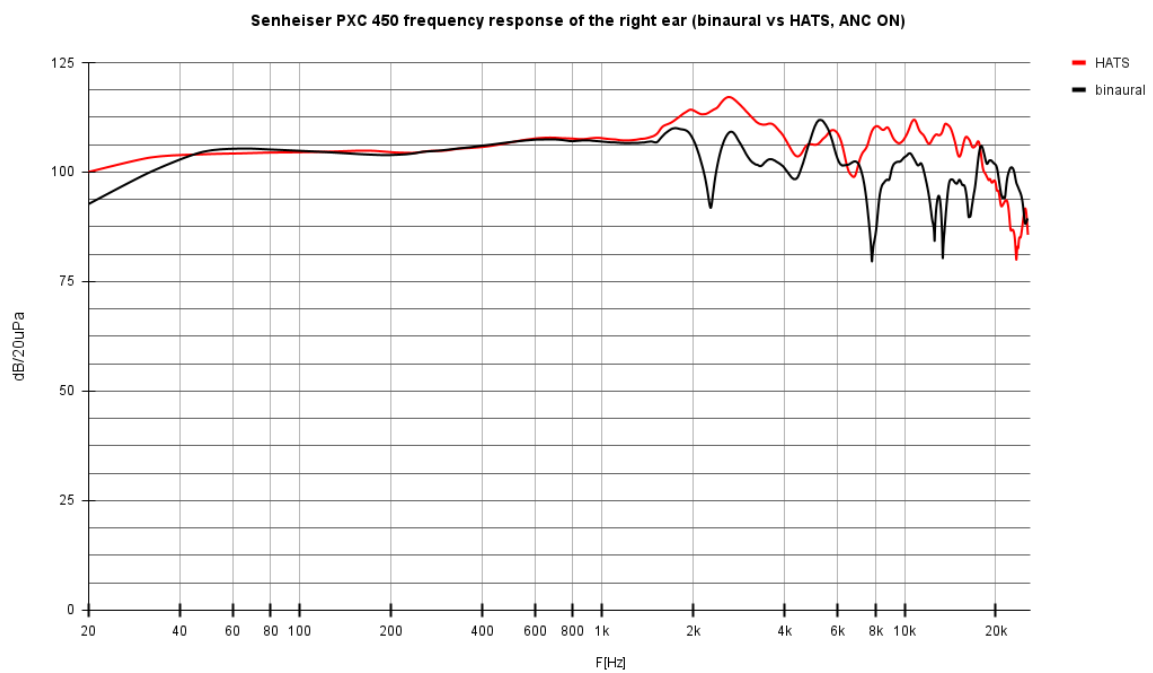
27. ábra PXC 450 bal fülön mért két mérőrendszer közti különbség kikapcsolt ANC mellett



28. ábra PXC 450 bal fülön mért két mérőrendszer közti különbség bekapcsolt ANC mellett



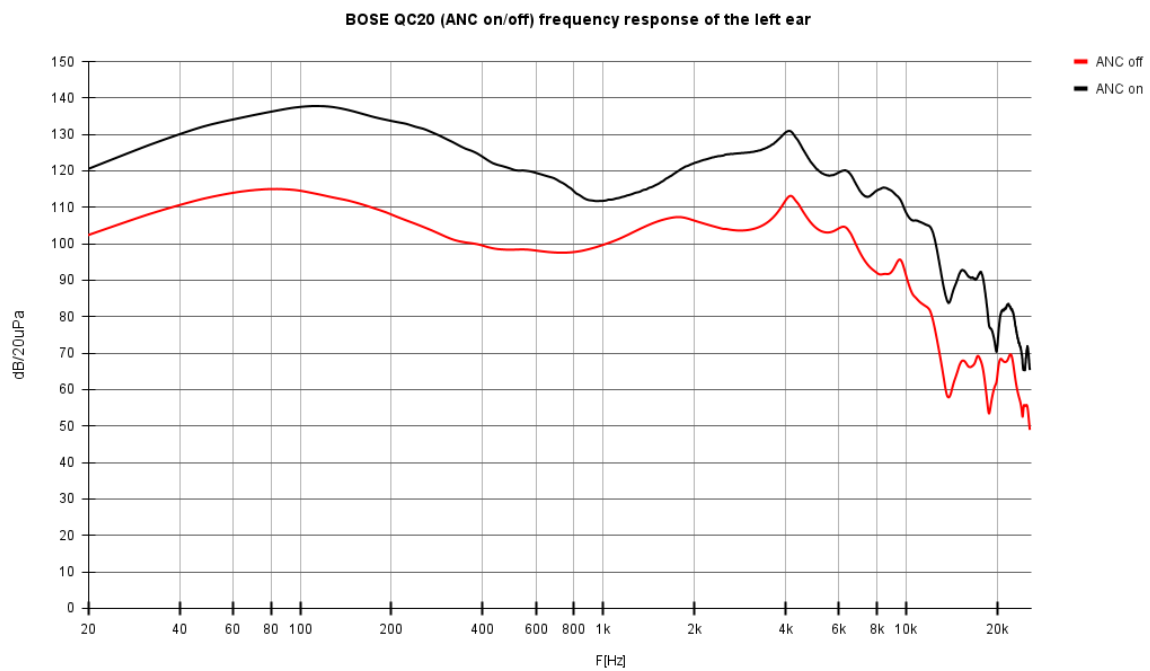
29. ábra PXC 450 jobb fülön mért két mérőrendszer közti különbség kikapcsolt ANC mellett



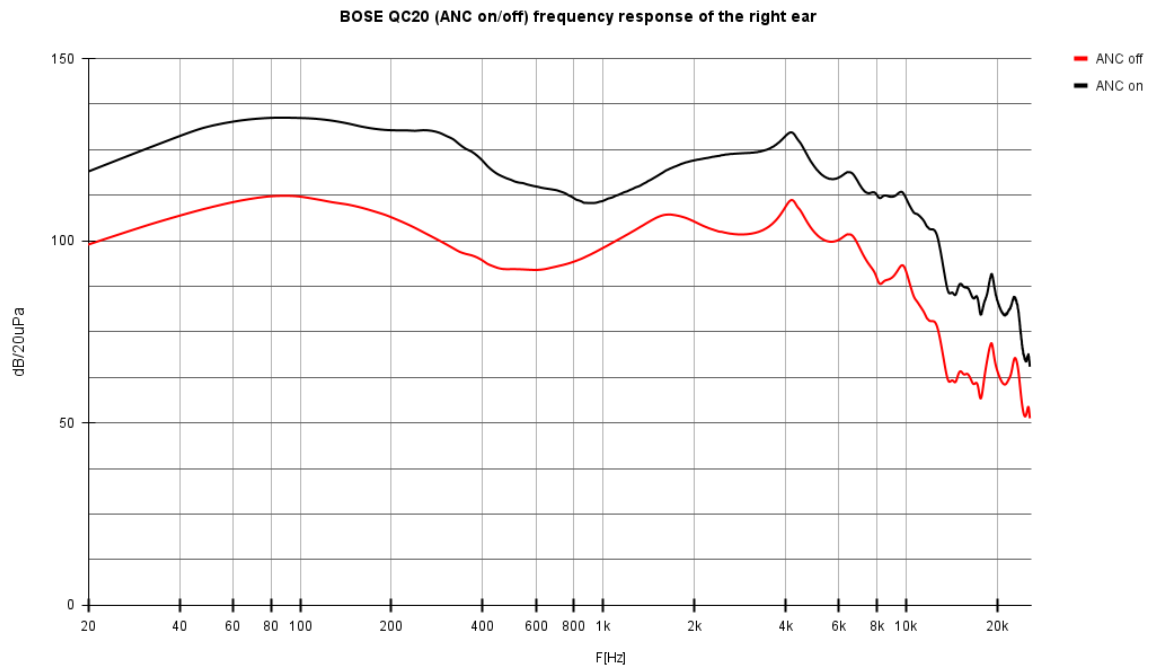
30. ábra PXC 450 jobb fülön mért két mérőrendszer közti különbség bekapcsolt ANC mellett

Bose QC20

Ezt az eszközt csak műfejjel lehetett mérni, mivel fülhallgatóról van szó. A binaurális mikrofonnal való mérés során nem lett volna lehetőség megfelelő módon behelyezni a fülbe a fülhallgatót, mivel nem fért volna el egymás mellett a készülék és a mikrofon. Ha pedig nem megfelelően illesztjük a fülbe, abban az esetben rossz, hamis mérési eredményeket kaptunk volna.



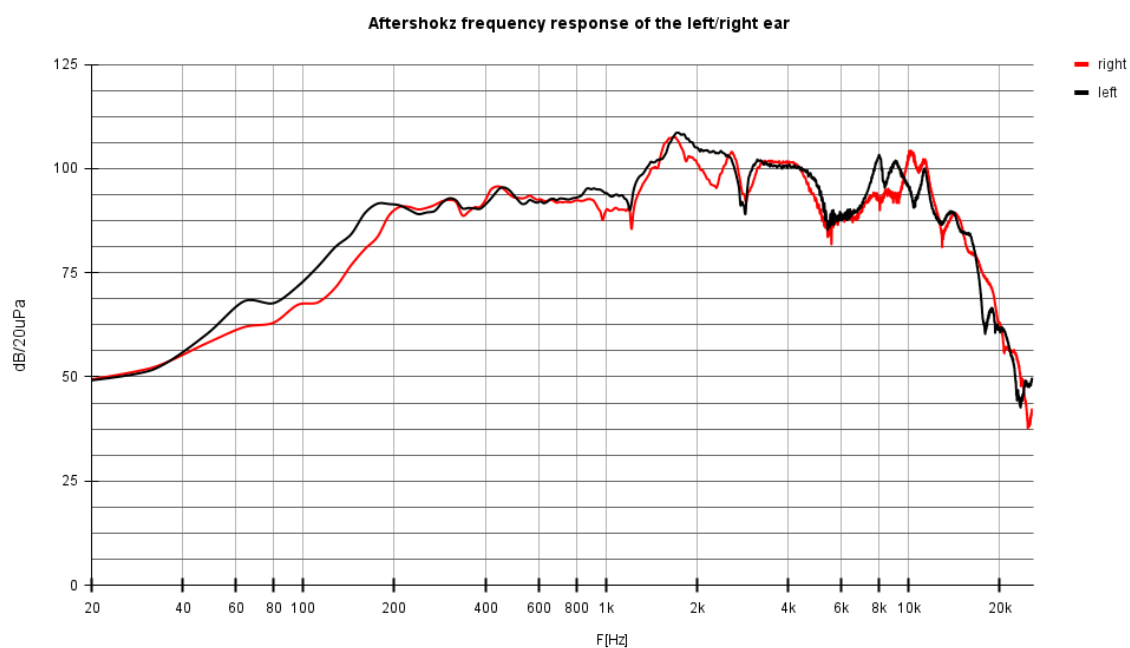
31. ábra QC20 bal fül átviteli függvénye



32. ábra QC20 jobb fül átviteli függvénye

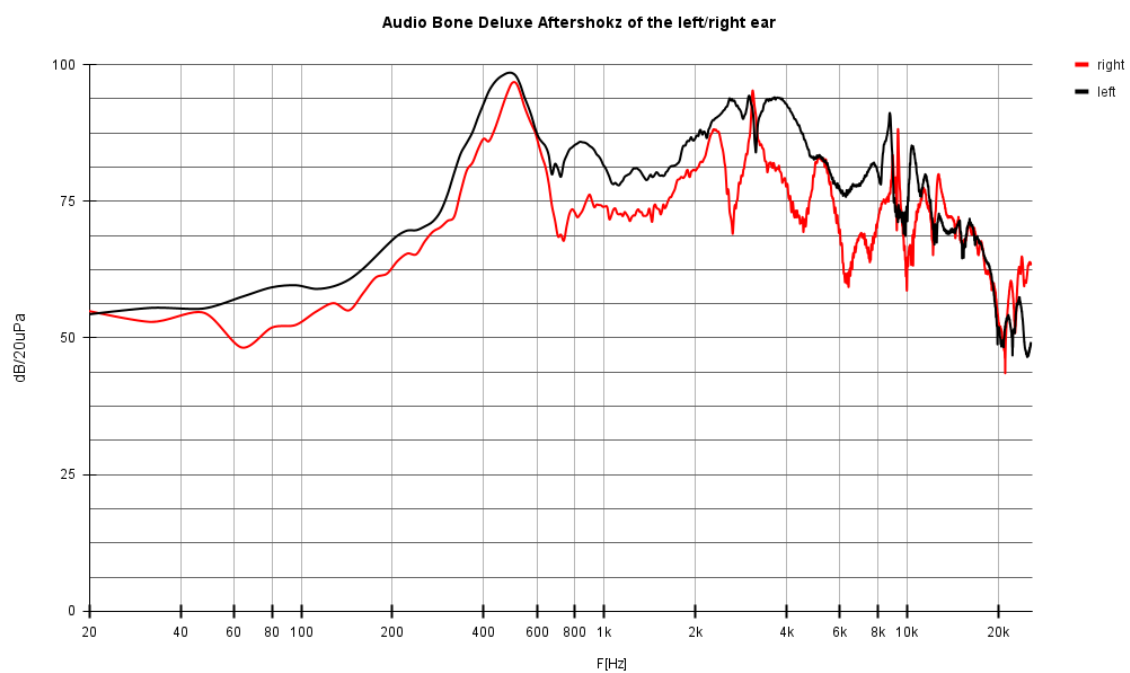
BC eszközökkel a mérés inkább informatív jellegű. Mivel nem rendelkezünk műmasztoiddal, amely a csontvezetési fejhallgatók mérésére többé-kevésbé alkalmas, ezért a műfejen teszt jelleggel mértük ezen eszközök átviteli függvényét. A kimeneti jelet továbbra is a műfej fülében lévő mikrofonokból nyerjük, ahova elsősorban légcsatolás útján jut el a hang, másodsorban, kis mértékben a műfej megrezgetéséből adódó „csontrezgések” is átadódhatnak. Noha emberek esetén ez az üzemi működés és a jelterjedés fontosabb útja, jelen esetben a dolog pont fordítva áll.

Aftershokz sportz m3



33. ábra Sportz M3 átviteli függvénye

Audio Bone DELUXE

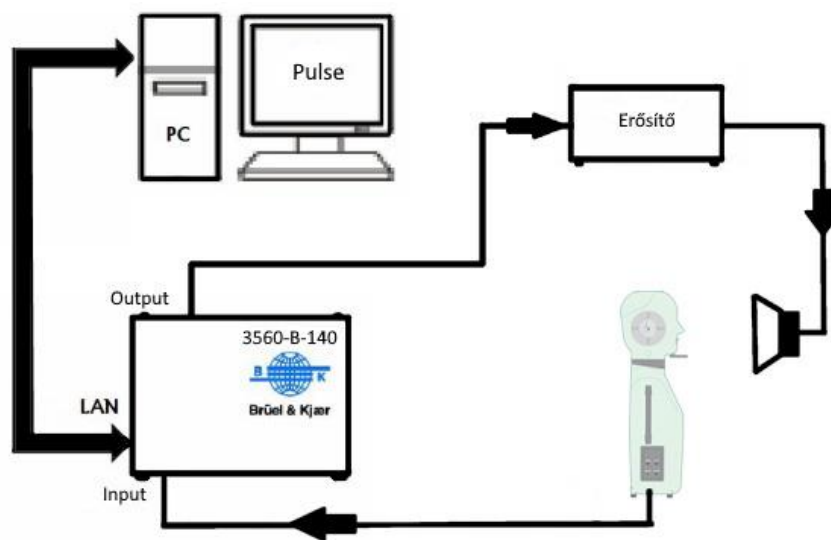


34. ábra AB DELUXE átviteli függvény

Eredmények - Csillapítás

Csillapítás méréséhez egyszerűbb módszer alkalmazható. Külső gerjesztést egy másfél méteres távolságban elhelyezett hangszóróból nyertünk, amelyet fehérzajjal hajtottunk meg és erősítettünk fel. Az alapesetben a két fül által rögzített válasz a csillapításmentes mód, míg ugyanezt megismételve, de a fejhallgatót felhelyezve, megkapjuk a csillapított választ. A kettő hányadosa (különbsége) becsüli a frekvenciafüggő csillapítást (35.-36. ábra). A hányadosképzés okán a rendszerben található egyéb nemlinearitások, elsősorban a hangszóró átvitele vagy a teremben lévő tárgyak hatása (visszaverődések), kiesnek.

A műfej füleiben rögzített jel nem más, mint az emberi fej, a külső fül (irányfüggő) átviteli függvénye, jelen esetben szemben irányból. Ezt nevezzük Head-Related Transfer Function-nek, azaz HRTF-nek [39, 40]. Ennek mérése és pontossága körültekintő mérési elrendezést igényel térhallás-vizsgálatok során, jelen esetben a fenti egyszerűsítés miatt, a pontatlanságok kiesnek a hányadosképzés során. Gyakorlatilag két, ugyanabból az irányól, ugyanolyan környezeti feltételek mellett mért HRTF-különbséget határozunk meg (dB-ben).



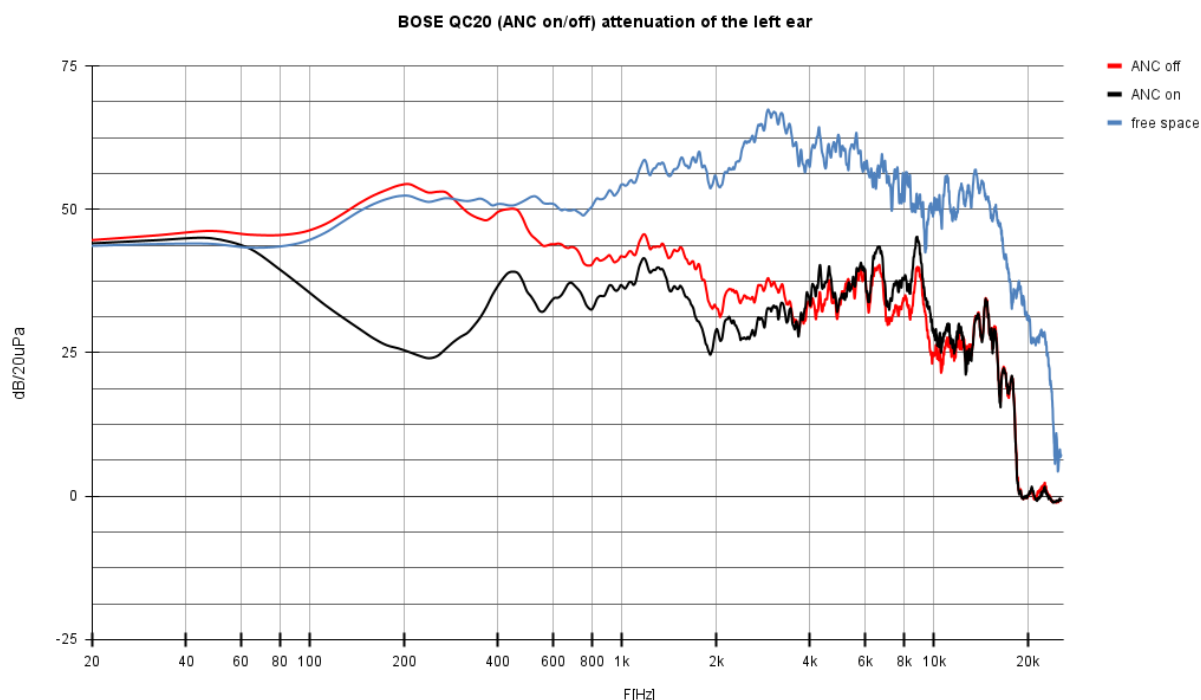
35. ábra Csillapítás mérése



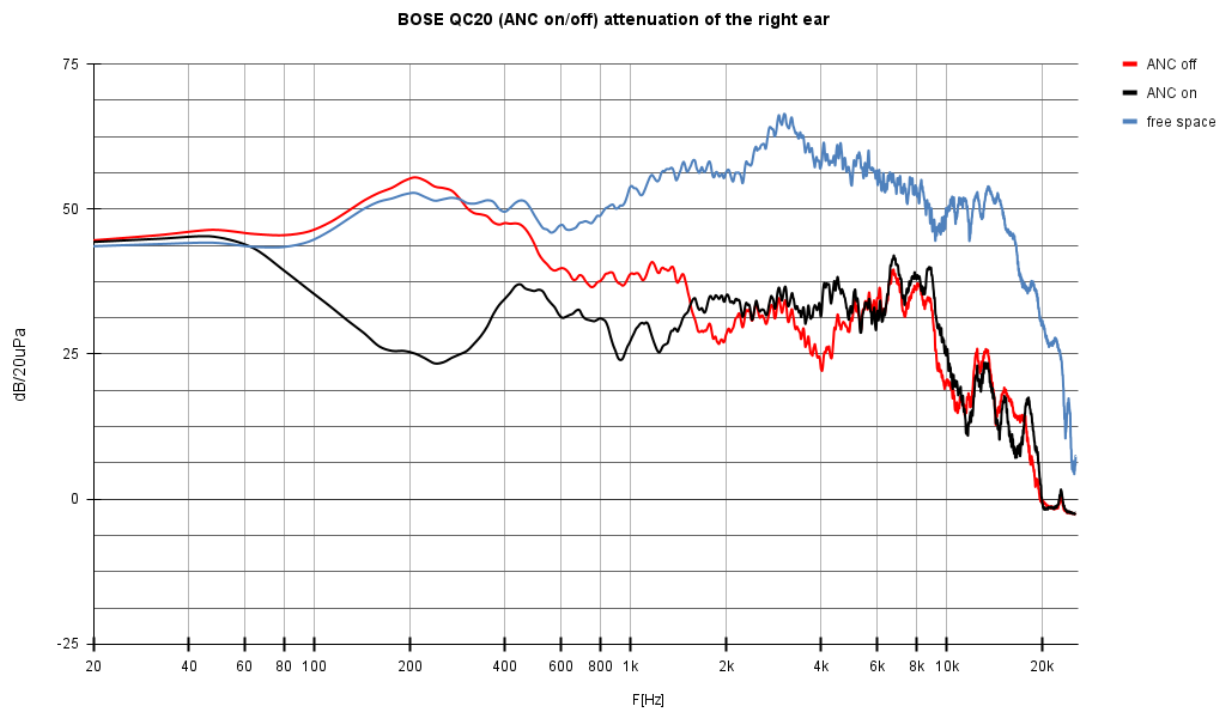
36. ábra Csillapítás mérési összeállítás

A csillapítás méréseket csak a három ANC típusra végeztük el ANC ki- és bekapcsolt peremfeltételek mellett, hiszen BC eszköznél a fül nyitott, csillapítás nincs. A következő ábrákon az egyes fejhallgatók eredményei látszanak, késsel a nyitott, fedetlen fül (HRTF) átvitele, pirossal és feketével a megismételt mérés, de felhelyezett fejhallgatóval és ki vagy bekapcsolt ANC üzemmóddal. A konkrét csillapítási értékek a „kék-piros” ill. a „kék-fekete” művelettel adódnak, ezeket a 37.-42. ábrák mutatják.

Bose QC20

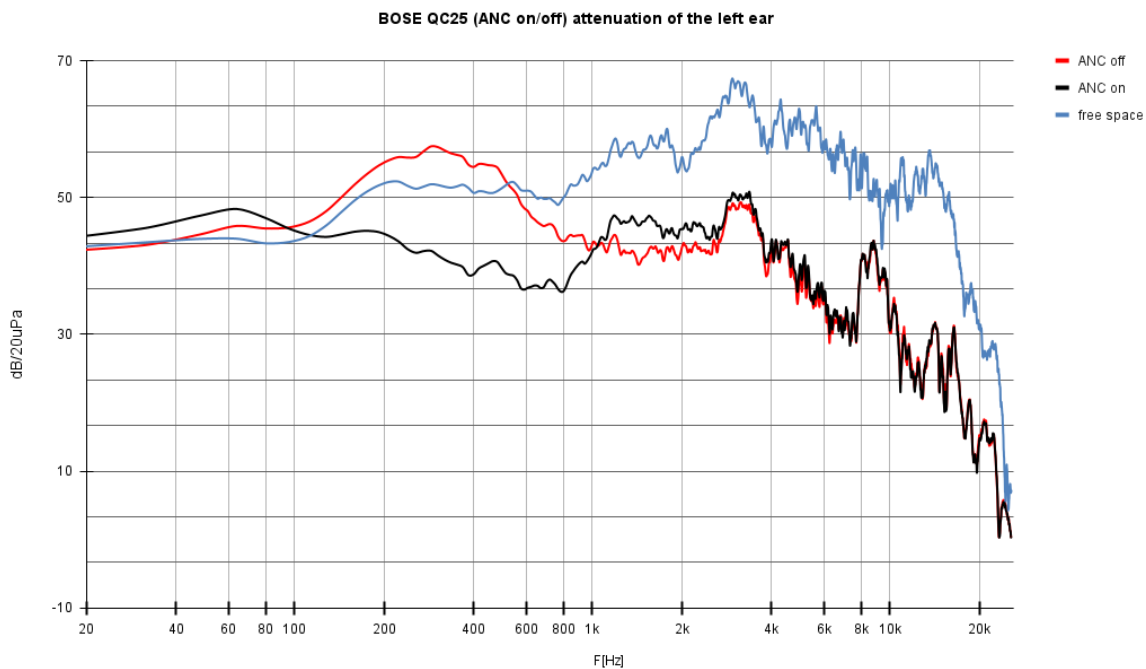


37. ábra QC20 bal fül csillapítása a szabad térhez viszonyítva

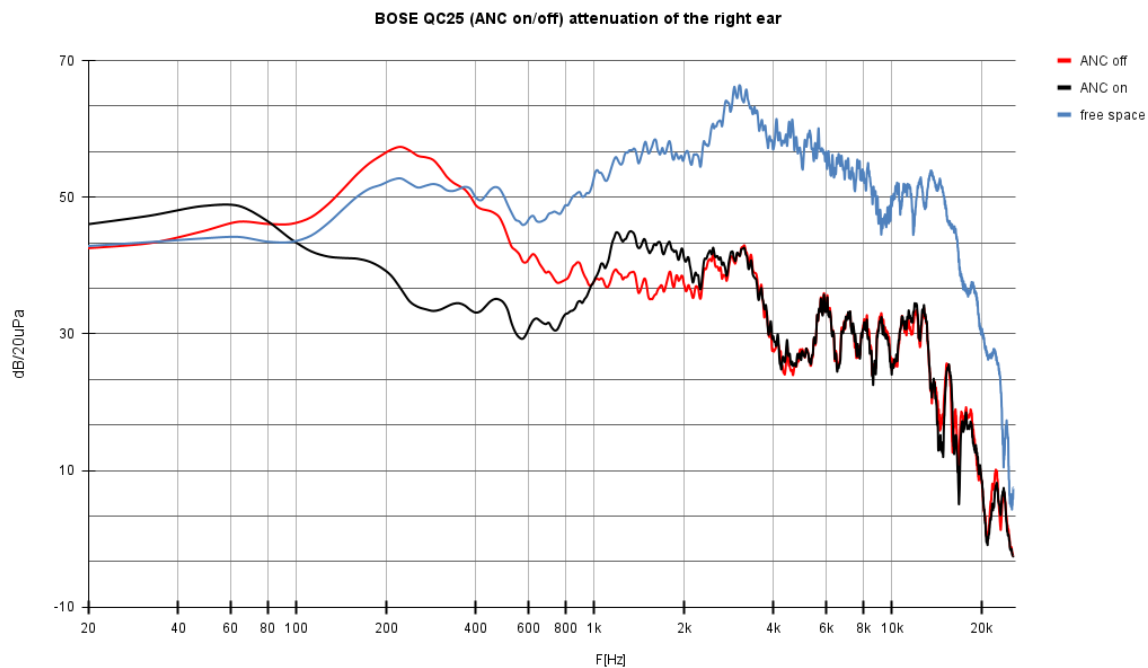


38. ábra QC20 bal fül csillapítása a szabad térhez viszonyítva

Bose QC25

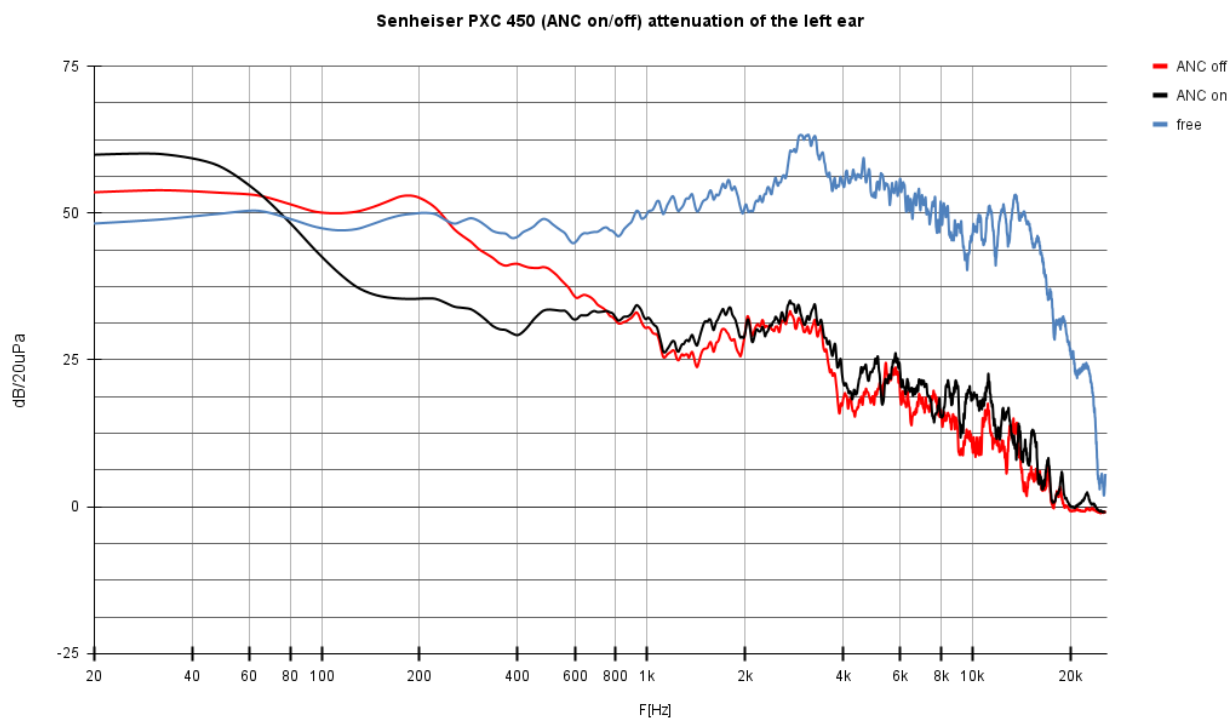


39. ábra QC25 bal fül csillapítása a szabad térhez viszonyítva

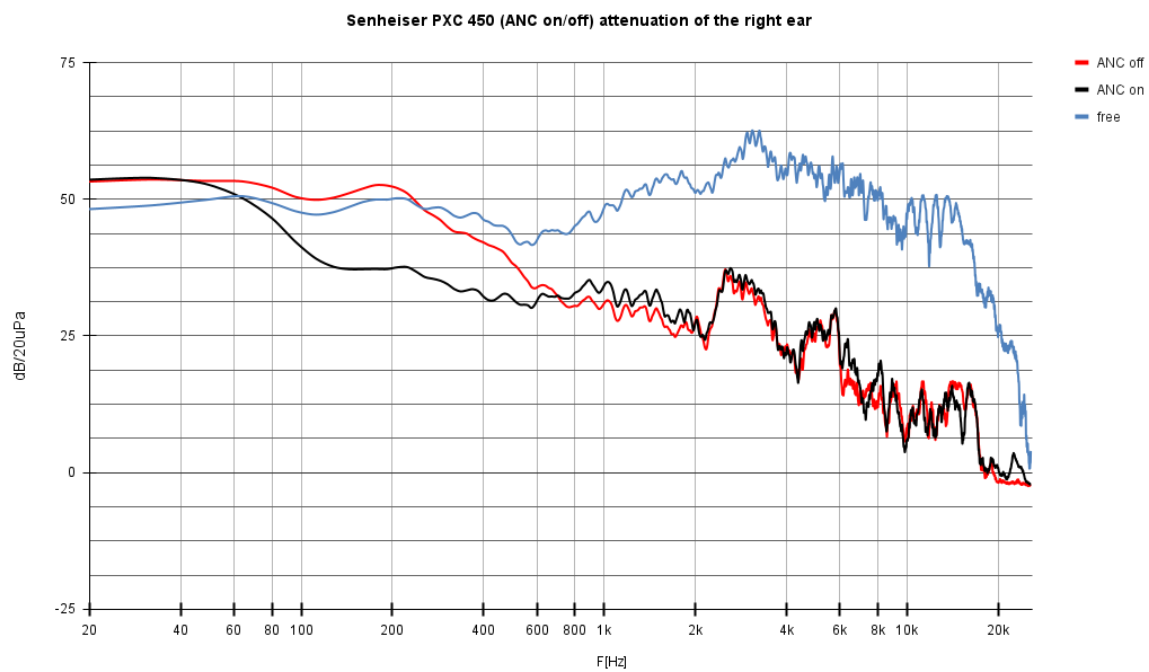


40. ábra QC25 jobb fül csillapítása a szabad térhez viszonyítva

Sennheiser PCX 450

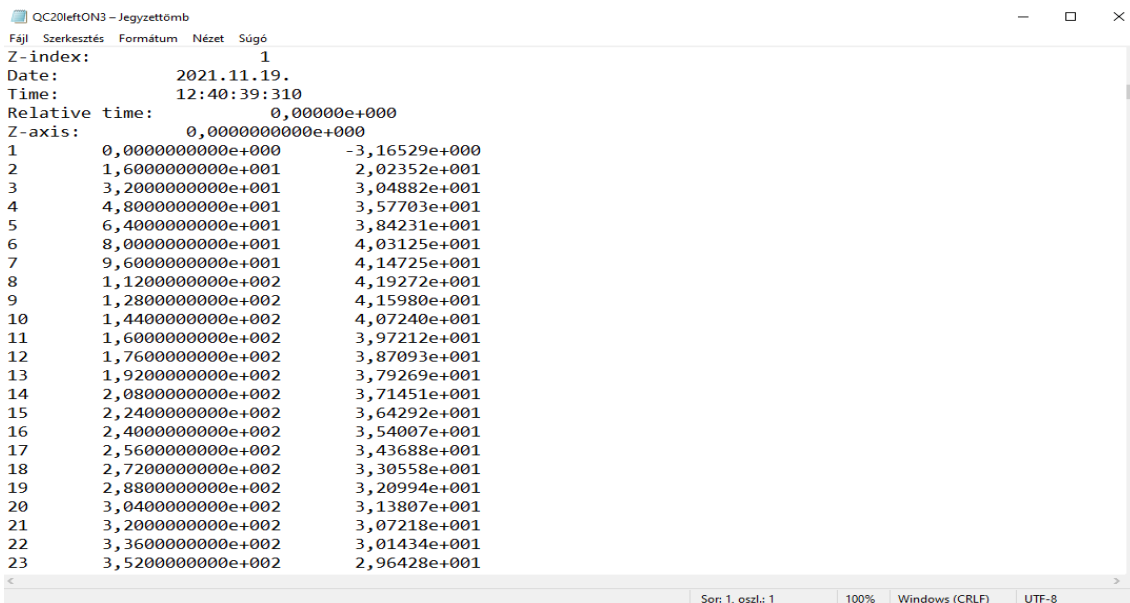


41. ábra PXC 450 bal fül csillapítása a szabad térhez viszonyítva



42. ábra PXC 450 jobb fül csillapítása a szabad térhez viszonyítva

A mérések során kapott eredményeket a PULSE programmal mentettük el .txt formátumban, ahogy a 43. ábra mutatja. Ez tartalmaz minden információt a további feldolgozáshoz, és könnyedén beolvasható Excel formátumban is.



43. ábra Mérési adatok .txt formátumba való mentése

Az összes mérés elvégzése után ezeket a fájlokat vittük át XLS formátumba, ahol könnyen el tudtuk végezni az átviteli függvények három mérésének átlagolását, majd az átlagokból való grafikonok elkészítését (44. ábra). A grafikonok megfelelő külalakja és számozása érdekében egyedi formátumot kellett létrehoznom a frekvenciák számozásánál. Az egyedi formátum kódja: [>999.5]#,#,##0,"k";#,#,##0

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O
1	halgatók	leftoff1				leftoff2				leftoff3			dB átlag	dB/20uPa átlag	
2															
3	1	0,00E+00	-1,23E+01			1	0,00E+00	-1,22E+01		1	0,00E+00	-1,26E+01	-1,24E+01	8,16E+01	
4	2	1,60E+01	5,54E+00			2	1,60E+01	5,53E+00		2	1,60E+01	5,64E+00	5,57E+00	9,96E+01	
5	3	3,20E+01	1,43E+01			3	3,20E+01	1,42E+01		3	3,20E+01	1,42E+01	1,42E+01	1,08E+02	
6	4	4,80E+01	1,84E+01			4	4,80E+01	1,84E+01		4	4,80E+01	1,84E+01	1,84E+01	1,12E+02	
7	5	6,40E+01	2,03E+01			5	6,40E+01	2,03E+01		5	6,40E+01	2,04E+01	2,03E+01	1,14E+02	
8	6	8,00E+01	2,10E+01			6	8,00E+01	2,10E+01		6	8,00E+01	2,10E+01	2,10E+01	1,15E+02	
9	7	9,60E+01	2,07E+01			7	9,60E+01	2,07E+01		7	9,60E+01	2,08E+01	2,07E+01	1,15E+02	
10	8	1,12E+02	1,98E+01			8	1,12E+02	1,97E+01		8	1,12E+02	1,98E+01	1,98E+01	1,14E+02	
11	9	1,28E+02	1,87E+01			9	1,28E+02	1,87E+01		9	1,28E+02	1,87E+01	1,87E+01	1,13E+02	
12	10	1,44E+02	1,79E+01			10	1,44E+02	1,79E+01		10	1,44E+02	1,77E+01	1,79E+01	1,12E+02	
13	11	1,60E+02	1,69E+01			11	1,60E+02	1,68E+01		11	1,60E+02	1,67E+01	1,68E+01	1,11E+02	
14	12	1,76E+02	1,57E+01			12	1,76E+02	1,57E+01		12	1,76E+02	1,56E+01	1,57E+01	1,10E+02	
15	13	1,92E+02	1,47E+01			13	1,92E+02	1,46E+01		13	1,92E+02	1,46E+01	1,46E+01	1,09E+02	
16	14	2,08E+02	1,34E+01			14	2,08E+02	1,34E+01		14	2,08E+02	1,35E+01	1,34E+01	1,07E+02	
17	15	2,24E+02	1,23E+01			15	2,24E+02	1,23E+01		15	2,24E+02	1,26E+01	1,24E+01	1,06E+02	
18	16	2,40E+02	1,13E+01			16	2,40E+02	1,13E+01		16	2,40E+02	1,18E+01	1,15E+01	1,05E+02	
19	17	2,56E+02	1,03E+01			17	2,56E+02	1,03E+01		17	2,56E+02	1,10E+01	1,06E+01	1,05E+02	
20	18	2,72E+02	9,37E+00			18	2,72E+02	9,38E+00		18	2,72E+02	1,02E+01	9,65E+00	1,04E+02	
21	19	2,88E+02	8,41E+00			19	2,88E+02	8,43E+00		19	2,88E+02	9,35E+00	8,73E+00	1,03E+02	
22	20	3,04E+02	7,52E+00			20	3,04E+02	7,54E+00		20	3,04E+02	8,50E+00	7,86E+00	1,02E+02	
23	21	3,20E+02	6,82E+00			21	3,20E+02	6,84E+00		21	3,20E+02	7,73E+00	7,13E+00	1,01E+02	
24	22	3,36E+02	6,40E+00			22	3,36E+02	6,41E+00		22	3,36E+02	7,14E+00	6,65E+00	1,01E+02	
25	23	3,52E+02	6,14E+00			23	3,52E+02	6,17E+00		23	3,52E+02	6,74E+00	6,35E+00	1,00E+02	
26	24	3,68E+02	5,97E+00			24	3,68E+02	5,99E+00		24	3,68E+02	6,46E+00	6,14E+00	1,00E+02	
27	25	3,84E+02	5,73E+00			25	3,84E+02	5,73E+00		25	3,84E+02	6,18E+00	5,88E+00	9,99E+01	
28	26	4,00E+02	5,35E+00			26	4,00E+02	5,35E+00		26	4,00E+02	5,82E+00	5,51E+00	9,95E+01	
29	27	4,16E+02	4,90E+00			27	4,16E+02	4,89E+00		27	4,16E+02	5,44E+00	5,08E+00	9,91E+01	
30	28	4,32E+02	4,57E+00			28	4,32E+02	4,56E+00		28	4,32E+02	5,15E+00	4,76E+00	9,88E+01	
31	29	4,48E+02	4,36E+00			29	4,48E+02	4,35E+00		29	4,48E+02	4,93E+00	4,55E+00	9,85E+01	
32	30	4,64E+02	4,27E+00			30	4,64E+02	4,27E+00		30	4,64E+02	4,81E+00	4,45E+00	9,84E+01	
33	31	4,80E+02	4,21E+00			31	4,80E+02	4,21E+00		31	4,80E+02	4,71E+00	4,38E+00	9,84E+01	
34	32	4,96E+02	4,23E+00			32	4,96E+02	4,23E+00		32	4,96E+02	4,64E+00	4,37E+00	9,84E+01	
35	33	5,12E+02	4,30E+00			33	5,12E+02	4,31E+00		33	5,12E+02	4,58E+00	4,40E+00	9,84E+01	
36	34	5,28E+02	4,38E+00			34	5,28E+02	4,38E+00		34	5,28E+02	4,53E+00	4,43E+00	9,84E+01	

+ átv.left átv.right csillapítás csillapítás simított graf

44. ábra Mérési eredmények átlagolása, kiértékelése Excelben

Az eredmények kiértékelése

A mérési eredményeket először az átvitel, majd a csillapítás szempontjából értékeljük ki. Átviteli függvény a három ANC eszköznél értelmezett megfelelő módon, míg a BC eszközök tájékoztató jellegűek a légszűrővel átvitt hangra vonatkozólag. Csillapítás is csak az ANC eszközöknél értelmes, a két BC típus nem kerül megmérésre. Különleges volt a fülbe illeszthető fülhallgató, amelyet csak a műfejjel lehetett vizsgálni, mert egyszerre nem férnek el a mérőmikrofonnal az emberi hallójáratban.

Átviteli tulajdonságok

Ahogy a méréstechnikával foglalkozó fejezet megemlítette, nagy az inter- és intraperszonális variabilitás a mért átviteli függvényekben, különösen a nagyobb frekvenciákon, ahol a kisebb hullámhossz összemérhető a fülkagylóval. A HRTF függvények jellemzik az egyes ember (és a műfej) irányfüggő szűrőhatását, ha a forrás a szabad térben van. Amennyiben fejhallgatót használunk, a HRTF hatása (kék görbék a 37-42 ábrákon) részben megjelenik az átvitelben is, különösen a 3 kHz-es, de részben a 7 és 11 kHz-es jellemző kiemelés [32-35]. Ez azonban nem hiba, beletartozik a fejhallgató átviteli függvényének definíciójába. Ha az eszköz teljesen körbe veszi a fülkagylót, a hatás erősebb, mintha csak ráfekszik. A hallójáratba dugott eszközöknél ez a hatás elmarad.

A 15. és 16. ábra a fülkagylót részben fedő fejhallgató eredményeit mutatja. A QC25 esetén a bal-jobb oldali szimmetria megfelelő, ANC működése esetén is nagyon hasonló a két oldal jellegre. Az átvitel 10 kHz-ig megfelelő, innentől enyhe csillapítás figyelhető meg. A HRTF hatása is észrevehető 3 kHz-nél, de nem túl erős. Világosan látszik, ami az adatlapokból nem derül ki, de a fórumokon és a gyártóval való kommunikáció során kiderítettünk, hogy az aktív ANC esetben erősítés működik. Ez az erősítés majdnem lineáris (a piros és a fekete vonalak különbsége) 10-12 dB értékben, de néhol még ennél is nagyobb (15-20 dB). Sajnos, a gyártóval nem tudtuk kommunikálni ez ügyben. A 17. és 18. ábra alapján a fentiek hasonlóan igazolhatók emberi fejen is. Érdekesebbek a 19-22 ábrák, amelyek utóbbi két mérési rendszert hasonlítják össze. Akár aktív, akár nem az ANC, a két görbének egybe kellene esnie, a hasonlóság meglepően jó. 8 kHz-ig szinte elhanyagolható a különbség, felette az individuális emberi fülkagyló és a műfej fülkagylója közötti különbség megjelenik, de ez is bőven belül van az ismételt mérések bizonytalanságában. Mindkét módszer megfelelő és jól

reprodukálható mérést tesz lehetővé. Különbségek az átvitelben mély hangok esetében annak köszönhetőek, hogy a binaurális mikrofonnal történő mérés során a mikrofon miatt nem lehet annyira jól illeszteni a fejhallgatót az emberi fejhez.

A PXC 450 szintén szupraaurális típus, a legnagyobb membránnal és magas kényelmi funkcióval (párnázottság). A 23. és 24., ill. a 25. és 26. ábra ugyanazt mutatják, mint a korábbiak. Itt az ANC megvalósítása más hatású, lényegesen kisebb (5-10 dB) az erősítés. Érdeklődtünk a gyártónál, hogy választ kapjunk, mi okozza a növekedést, mivel mi egy erősítőre gondoltunk. Pontos választ nem kaptunk a gyártótól erre a kérdésre, de miután küldtünk egy grafikont, azt a választ kaptuk, hogy elfogadható eredményt kaptunk. Ebből kifolyólag valószínűsíthetőleg ténylegesen egy erősítő van elhelyezve az aktív zajszűrő áramkörben, ami ezt a növekedést okozza. Az átvitel lineárisabb, és az összes közül ez tekinthető a legjobbnak, majdnem 20 kHz-ig megvalósul a lineáris átvitel. A 27-30. ábrák a két mérési módszert hasonlítják össze újfent. Itt is látszik ugyanaz: magasabb frekvenciákon nagyobb a változékonyság emberi fejen. Valamivel nagyobb is a változékonyság, mint a Bose esetén.

Néhány frekvencián megfigyelhető "beszakadás" 2,5 kHz és 8 kHz-nél feltűnően. Ezt nem az ANC okozza, mert mindig látható mindkét fülnél. A 8 kHz-es a Bose esetében is megfigyelhető, míg a 2,5 kHz-es nem.

A 31. és 32. ábra a hallójáratba dugható QC20 eredményeit mutatja. Itt nincs binaurális, csak műfejes mérés, de az ANC hatása kimérhető. A hatás szinte ugyanaz, mint a nagyobb QC25-ösnél: az erősítés nagyjából lineáris bekapcsolt állapotban, hasonló nagyságrendben, feltehetőleg ugyanaz az elektronika van mindkettőben. A bal-jobb szimmetria meg van, a linearitás szintén 8-10 kHz-ig biztosított. A jelszint e felett erősen esik. Mindkét Bose-típus nagyon hasonló, és alkalmazásuk nem a műszaki paramétereik alapján érdekes, hanem a komfort és ergonómiai megfontolások alapján. A kisebb méretű eszköznél külön egységként a kábelen található egy jelfeldolgozó doboza, míg a nagynak a fülhallgatóba van beépítve. Utóbbi elemes, míg a kicsi USB-n tölthető.

A két BC eszköznél minden mérés csak műfejen történt, ANC mód sincs, így egy ábra a bal és jobb oldalt mutatja egyszerre. A szimmetria mindkettőnél látható. Az átvitelek eléggé eltérőek, a variabilitás itt nagy és nem is pontosan azt mérjük, amit kellene. Az AfterShokz (33. ábra) az eredmények alapján a mély hangok átvitelére nem a legalkalmasabb az eszköz, továbbá 10 kHz felett is rohamosan csökken a frekvenciamenet. 200 Hz-10 kHz között

érkezik jelentős léghang. Az AudioBone (34. ábra) szintén gyengén teljesít a mély hangok terén, viszont a magasabb hangokat jobban viszi át, mint az AfterShokz. Viszonylag nagyok az eltérések a jobb és a bal csatornán mért eredmények között, néhol 15 dB is lehet. 400 Hz - 10 kHz között van légcsatolás, de korántsem olyan egyenletes a diagram. Az átvitel erősen függ a felhelyezéstől, mozgatástól, rágás/nyelés befolyásolja a minőséget, sokszor kell igazgatni a fejen. A diagramok nem tartalmazzák az igazi lényegét: a csont-átvitel minőségét. Ez a mérés inkább a "parazita" hangátvitelt derítette fel: mennyire lényeges szerepű ezekben a tartományokban a léghangcsatolás.

Más lenne a helyzet, ha bedugnánk közben a fület, de nyilvánvalóan pont az a lényeg, hogy nyitva legyen. Végül, a működés szempontjából a cél teljesülhet, amennyiben lég- és csontvezetés során egyszerre történik pl. beszéd vagy egyszerűbb hangok átvitele. A zenei minősége korlátozott, de asszisztív technológiákhoz megfelelő lehet. Az irányinformáció azonban egy másik kérdés - ezt szubjektív módszerrel a párhuzamos kísérletsorozat fogja kiértékelni. Az ott alkalmazott hanghatások spektrális elemzése összehasonlításra kerülhet az objektív (de nagy szórású) méréssel. A meglehetősen széles tartomány azonban reményteli, hogy jól használhatók lesznek a klasszikus hanghatások.

Csillapítás

Csillapítás mérések eredményeinek kiértékelése során szükség volt simítás elvégzésére, mivel az eredményekből készített grafikonok elég „szőrösek” voltak. Ezért az Excel simító algoritmusával jobb és könnyebben olvasható grafikont kaptunk.

Megfigyelhető, hogy mind a három eszköz esetében be és kikapcsolt zajszűrésnél is nőtt a csillapítás, ami várható volt. Miután bekapcsoltuk az aktív zajszűrést, a kikapcsolt állapothoz képest a különbség többnyire 100 Hz és 1 kHz között jelent meg, néhány esetben akár 20 dB-el nagyobb csillapítás is előfordult ebben a tartományban.

Itt csak a három ANC-s eszköz jött számításba. Az ábrákat a kék HRTF-hez kell viszonyítani, a fekete és piros vonalak esetén a fülkagyló hatása csökkentett a normál HRTF-hez képest: a tipikus 3, 7, 11 kHz körüli kiemelések ellaposodnak. A piros vonal mutatja, hogy egyszerűen felhelyezve a fejhallgatót mekkora az izoláció mértéke. A 37-38.ábrán az látszik, hogy a „bedugós” változatnál 500 Hz alatt nincs hatás, aztán fokozatos nő a csillapítás (ahogy a

hullámhossz csökken). A beszéd tartományban a legerősebb 1-6 kHz között, de még 20 kHz-nél is jelentős. Érdekesebb az ANC hatása, amely leginkább 100 Hz-600 Hz között erőteljes, majd 600 Hz - 4 kHz között is jól kimérhető, utána teljesen egybesimul a két görbe. A 39-40. ábra a nagyobbik Bose eszközt mutatja. A QC25-ről már láttuk, hogy ugyanaz az elektronika lehet benne, így nagyjából megegyezik az ANC hatása 100 Hz-1 kHz között. 1 kHz felett a nagyobb méretű fület fedő rész miatt nagyjából egy ANC-független csillapítást látunk kb. 16 dB értékben.

A Sennheiser ANC hatása nagyon hasonlóan a 100-1 kHz tartományban aktív, utána semmi különbség nem mérhető (41-42. ábra). Az 1 kHz feletti csillapítás valamivel nagyobb, akár 20 dB feletti is lehet. Ennek a legjobb az izolációs képessége a három közül. A nagy méret, ami a teljes fület körbe veszi, jól megmutatkozik a 3 kHz-es HRTF-csúcsban.

Közös vonás mindháromnál, hogy a feltételezés, miszerint a teljes tartományban aktív az ANC, nem igaz. Különösen a kisebb frekvencián, 100 Hz és 1000 Hz közötti külső zajokat szűrik ki.

Összességében mind az öt vizsgált eszköz alkalmas lehet a feladatára. Minőségét tekintve az ANC-s eszközök a jobbak, a beépített aktív zajsűrés és erősítés jó szigetelést tesz lehetővé a 100 Hz – 1000 Hz tartományban. A szubjektív minőség magas, nem csupán zenei, hanem a VR térhez való alkalmazás is megfelelő. Ezt a szubjektív tesztek is igazolják. A BC eszközök zenei minősége korlátozottabb, cserébe másfajta alkalmazási területeken működnek: a nyitott hallójáratért cserébe rosszabb hangminőségre számíthatunk. A szubjektív lehallgatási tesztek során arra számítunk, hogy ezeknél az irányinformáció megtartása nehezebb, így asszisztív technológiáknál megfelelő hanghatások választásával korlátozottan lesznek alkalmazhatók.

Jövőbeni munka

A kísérletsorozat az eszközök átviteli tulajdonságainak meghatározására lezárult. Az eredmények összehasonlíthatóvá váltak a szubjektív lehallgatási tesztekben tapasztaltakkal, így együttesen lehet értékelni az egyes eszközöket. A jövőben a BC típusok terjedésével előtérbe fog kerülni a mérés technika és a szabványosítás: milyen eszközzel és módszerrel lehet használható módon objektív méréseket végezni rajtuk.

A párhuzamosan zajló szubjektív tesztek eredményeit egymás mellé téve az objektív mérésekkel megállapítható lesz, van-e a kettő között összefüggés, igazolható-e műszaki paraméterekkel a szubjektív megítélés. A két rész együttesen pedig lehetőséget ad következtetések levonására arra vonatkozólag, ezek a fejhallgató-megoldások mely alkalmazások számára nyújtanak költséghatékony alternatívát, amennyiben akusztikai visszajelzésekre van szükségünk. Ennek során nem csupán a frekvenciatartománybeli viselkedést és a csillapítást, hanem az irányinformáció megtartását, a hanghatások fajtáit és ergonómiai kérdéseket is vizsgálunk.

Hivatkozások

1

Stenfelt, S. (2011). Acoustic and physiologic aspects of bone conduction hearing. Implantable bone conduction hearing aids, 71, 10-21.

2

Sohmer, H., Freeman, S., Geal-Dor, M., Adelman, C., & Savion, I. (2000). Bone conduction experiments in humans—a fluid pathway from bone to ear. Hearing research, 146(1-2), 81-88.

3

Håkansson, B., Tjellström, A., & Rosenhall, U. (1984). Hearing thresholds with direct bone conduction versus conventional bone conduction. Scandinavian audiology, 13(1), 3-13.

4

McBride, M., Letowski, T., & Tran, P. (2008). Bone conduction reception: Head sensitivity mapping. Ergonomics, 51(5), 702-718.

5

Håkansson, B., Tjellström, A., & Rosenhall, U. (1984). Hearing thresholds with direct bone conduction versus conventional bone conduction. Scandinavian audiology, 13(1), 3-13.

6

Margolis, R. H., Eikelboom, R. H., Johnson, C., Ginter, S. M., Swanepoel, D. W., & Moore, B. C. (2013). False air-bone gaps at 4 kHz in listeners with normal hearing and sensorineural hearing loss. International journal of audiology, 52(8), 526-532.

7

Hansen, C. N. (1999). Understanding active noise cancellation. CRC Press.

8

Rumsey, F. (2019). Headphone Technology: Hear-Through, Bone Conduction, and Noise Canceling. Journal of the Audio Engineering Society, 67(11), 914-919.

9

Song, Y., Gong, Y., & Kuo, S. M. (2005). A robust hybrid feedback active noise cancellation headset. IEEE transactions on speech and audio processing, 13(4), 607-617.

10

Liebich, S., Fabry, J., Jax, P., & Vary, P. (2018, October). Signal processing challenges for active noise cancellation headphones. In Speech Communication; 13th ITG-Symposium (pp. 1-5). VDE.

11

Patel, V., Cheer, J., & Fontana, S. (2019). Design and implementation of an active noise control headphone with directional hear-through capability. IEEE Transactions on Consumer Electronics, 66(1), 32-40.

12

Sethia, V. (2002, November). Noise cancellation in headphones. In Tech. credit seminar report, Electronic Systems Group, EE Dept, IIT Bombay, submitted November (Vol. 2), 11 pages
https://www.ee.iitb.ac.in/~esgroup/es_mtech02_sem/es02_sem_rep_vikash.pdf

13

Jain, D., & Beniwal, D. P. (2022). Review paper on noise cancellation using adaptive filters. *Int. J. Eng. Res. Technol*, 11, 241-244.

14

Kuo, S. M., & Mitra, S. (2006, January). Design of noise reduction headphone. In 2006 Digest of Technical Papers International Conference on Consumer Electronics (pp. 457-458). IEEE.

15

MacDonald, J. A., Henry, P. P., & Letowski, T. R. (2006). Spatial audio through a bone conduction interface: Audición espacial a través de una interfase de conducción ósea. *International Journal of Audiology*, 45(10), 595-599.

16

Lock, J. C., Gilchrist, I. D., Cielniak, G., & Bellotto, N. (2019, November). Bone-conduction audio interface to guide people with visual impairments. In *International Conference on Smart City and Informatization* (pp. 542-553). Springer, Singapore.

17

Katz, B. F., & Picinali, L. (2011). Spatial audio applied to research with the blind. *Advances in sound localization*, 225-250.

18

Ellsperman, S. E., Nairn, E. M., & Stucken, E. Z. (2021). Review of bone conduction hearing devices. *Audiology Research*, 11(2), 207-219.

19

Sánchez, J. (2009, July). Mobile audio navigation interfaces for the blind. In *International Conference on Universal Access in Human-Computer Interaction* (pp. 402-411). Springer, Berlin, Heidelberg.

20

Kuriakose, B., Shrestha, R., & Sandnes, F. E. (2022). Tools and technologies for blind and visually impaired navigation support: a review. *IETE Technical Review*, 39(1), 3-18.

21

Garzonis, S., Jones, S., Jay, T., & O'Neill, E. (2009, April). Auditory icon and earcon mobile service notifications: intuitiveness, learnability, memorability and preference. In *Proceedings of the SIGCHI conference on human factors in computing systems* (pp. 1513-1522).

22

Blattner, M. M., Sumikawa, D. A., & Greenberg, R. M. (1989). Earcons and icons: Their structure and common design principles. *Human-Computer Interaction*, 4(1), 11-44.

23

Walker, B. N., & Stanley, R. M. (2005). Thresholds of audibility for bone-conduction headsets. *Proc. of ICAD05*, (pp. 218-222). ICAD.

24

Margolis, R. H., & Stiepan, S. M. (2012). Acoustic method for calibration of audiometric bone vibrators. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 131(2), 1221-1225.

25

Walker, B. N., Stanley, R. M., Iyer, N., Simpson, B. D., & Brungart, D. S. (2005, September). Evaluation of bone-conduction headsets for use in multitalker communication environments. In *Proceedings of the human factors and ergonomics society annual meeting* (Vol. 49, No. 17, pp. 1615-1619). Sage CA: Los Angeles, CA: SAGE Publications.

26

Watson, N. A. (1938). Limits of audition for bone conduction. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 9(4), 294-300.

27

May, K. R., & Walker, B. N. (2017). The effects of distractor sounds presented through bone conduction headphones on the localization of critical environmental sounds. *Applied ergonomics*, 61, 144-158.

28

Stanley, R. M. (2009). Measurement and validation of bone-conduction adjustment functions in virtual 3D audio displays (Doctoral dissertation, Georgia Institute of Technology).

29

Lindeman, R. W., Noma, H., & De Barros, P. G. (2007, November). Hear-through and mic-through augmented reality: Using bone conduction to display spatialized audio. In *2007 6th IEEE and ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality* (pp. 173-176). IEEE.

30

Barde, A., Lee, G., Helton, W. S., & Billingham, M. (2016). Binaural spatialisation over a bone conduction headset: Elevation perception. *Proc. of ICAD06*, (pp. 1-4). ICAD.

31

Wersényi, G., & Csapó, Á. (2021). On the Usability of Directional Information through Bone Conduction Headphones in a Virtual Reality Environment. *12th IEEE International Conference on Cognitive Infocommunications (CogInfoCom 2021)*. (pp. 99-102). IEEE.

32

Kulkarni, A., & Colburn, H. S. (2000). Variability in the characterization of the headphone transfer-function. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 107(2), 1071-1074.

33

Møller, H., Hammershøi, D., Jensen, C. B., & Sørensen, M. F. (1995). Transfer characteristics of headphones measured on human ears. *Journal of the Audio Engineering Society*, 43(4), 203-217.

34

Wersényi, G. (2009). Új típusú fülhallgatók objektív és szubjektív kiértékelése: Measurement and evaluation of new design in-ear phones. *HIRADÁSTECHNIKA*, 64(1-2), 29-36.

35

Wersényi, G. (2010). A fejhallgató szerepe virtuális hangtérszimulációban. *HIRADÁSTECHNIKA*, 65(1-2), 9-18.

36

Møller, H. (1992). Fundamentals of binaural technology. *Applied acoustics*, 36(3-4), 171-218.

37

Breebaart, J. (2017). No correlation between headphone frequency response and retail price. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 141(6), EL526-EL530.

38

Struck, C. J. (2019, August). Objective Measurements of Headphone Active Noise Cancellation Performance. In *Audio Engineering Society Conference: 2019 AES INT. CONFERENCE ON HEADPHONE TECHNOLOGY*. paper No.25. (pp. 1-6). AES.

39

Li, S., & Peissig, J. (2020). Measurement of head-related transfer functions: A review. *Applied Sciences*, 10(14), 5014.

40

Gardner, W. G., & Martin, K. D. (1995). HRTF measurements of a KEMAR. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 97(6), 3907-3908.

Internetes hivatkozások

<https://www.headphones.com/pages/measurements-and-frequency-response>
https://www.researchgate.net/figure/Bruel-Kjaer-dummy-head-with-different-type-of-headphones-used-for-the-HRTF-measurements_fig1_280632152
<https://www.bksv.com/en/transducers/simulators/head-and-torso>
<https://www.soundguys.com/introducing-the-newest-soundguy-the-bruel-kjaer-5128-45973/>
<https://www.bksv.com/en/transducers/simulators/ear-mouth-simulators/artificial-mastoid-4930>
<https://www.soundguys.com/bone-conduction-headphones-20580/>
<https://crinacle.com/2020/04/08/graphs-101-how-to-read-headphone-measurements/>