

**PÉCSI TUDOMÁNYEGYETEM**  
**EGÉSZSÉGTUDOMÁNYI KAR**  
**EGÉSZSÉGTUDOMÁNYI DOKTORI ISKOLA**

**Doktori Iskola vezetője:**

Prof. Dr. Bódis József

**Programvezető:**

Prof. Dr. Kovács L. Gábor

**Témavezető:**

Prof. Dr. Pytel József

**Társ-témavezető:**

Dr. Lujber László

**A fül nemlineáris torzításának vizsgálata**

Doktori (Ph.D.) értekezés

Bagdán Viktor



Pécs, 2021

## Tartalomjegyzék

1. Rövidítések jegyzéke .....	4
2. Bevezetés.....	5
2.1. Témaválasztás.....	5
2.2. A hang, mint fizikai jelenség.....	8
2.2.1. Fizikai leírás .....	8
2.2.2. Fizikai jellemzők .....	9
2.2.3. Szubjektív mértékek, fogalmak.....	12
2.2.4. Audiometriai vizsgálatok .....	16
2.3. A hallás élettana.....	17
2.4. Zaj okozta halláskárosodás (NIHL).....	24
3. Problémafelvetés, célkitűzések.....	28
3.1. Tézisek ismertetése .....	30
4. Előzetes kutatások.....	31
4.1. Torzított hangok hangerőérzetének vizsgálata .....	31
4.2. Kísérletek speciális torzításokkal .....	32
4.3. Hangerősítők felharmonikus tartományának elemzése .....	38
4.3.1. Anyag és módszer.....	39
4.3.2. Eredmények.....	41
5. Szabadalom: Emberi fül torzítását modellező eszköz, valamint eljárás hangjel feldolgozására.....	46
5.1. Saját hangjel feldolgozó eljárásunk .....	46
5.2. Emberi fül torzítását modellező eszköz prototípusa .....	47
5.3. A koncepció ellenőrzése .....	49
5.3.1. Szubjektív összehasonlító hangosságérzet-teszt .....	49
5.3.2. Kérdőívek.....	50
5.3.3. Eredmények és következtetések .....	51
5.4. Újabb megközelítés: harmonikus dúsítás szorzó áramkörrel.....	55
6. Az ultrahang tartományú zaj, és ennek egészségügyi vonatkozásai.....	61
6.1. Érzékelés az ultrahang tartományban .....	61
6.2. Egészségügyi vonatkozások .....	62

7. Megbeszélés.....	66
7.1. Tézisek értékelése.....	68
8. Köszönetnyilvánítás.....	70
9. Irodalomjegyzék.....	71
10. Munkásság.....	77
10.1. Az értekezés alapjául szolgáló közlemények.....	77
10.2. További közlemények.....	85

## 1. Rövidítések jegyzéke

<b>SPL</b>	-	hangnyomás szint (Sound Pressure Level)
<b>DC</b>	-	egyenáram (Direct Current)
<b>THD</b>	-	teljes harmonikus torzítás (Total Harmonic Distortion)
<b>ABG</b>	-	csont-lég rés (air-bone gap)
<b>NIHL</b>	-	zaj okozta halláskárosodás (Noise-Induced Hearing Loss)
<b>RMS</b>	-	effektív érték (Root Mean Square)
<b>ATH</b>	-	hallásküszöb (Absolute Threshold of Hearing)
<b>TTS</b>	-	átmeneti hallásküszöb-emelkedés (Temporary Threshold Shift)
<b>PTS</b>	-	maradandó hallásküszöb-emelkedés (Permanent Threshold Shift)
<b>FFT</b>	-	gyors (valós idejű) Fourier-transzformáció (Fast Fourier Transform)
<b>SE</b>	-	egy ütemű (erősítő) (Single Ended)
<b>PP</b>	-	ellenütemű (erősítő) (Push-Pull)
<b>PoC</b>	-	konceptió helyességét bizonyító prototípus (Proof Of Concept Prototype)
<b>JND</b>	-	éppen érzékelhető különbség (just noticeable difference)

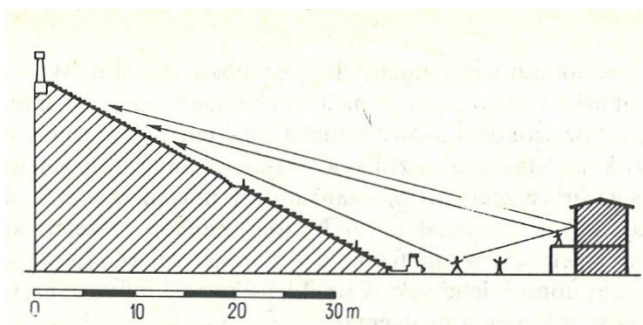
## 2. Bevezetés

### 2.1. Témaválasztás

A zene szeretete ősidőkre nyúlik vissza, az éneklés az érzelmek kifejező eszköze volt már akkor is és ma is. Az emberiség történelmében már a kezdetektől használtak különféle hangkeltő eszközöket, hangszereket.

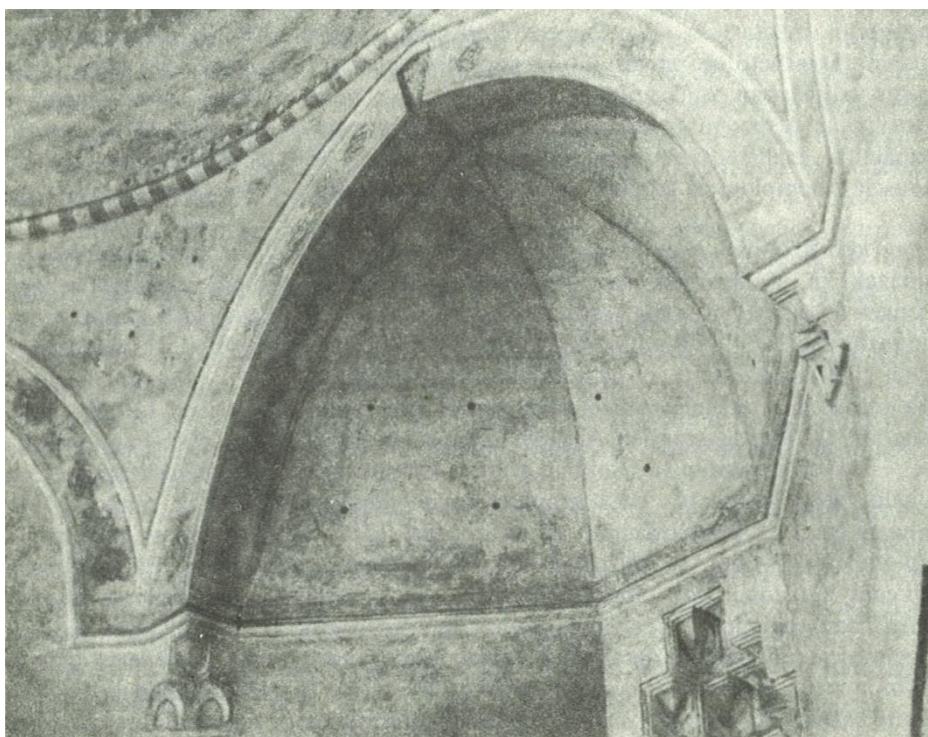
*„Adjatok hálát az ÚRnak citeraszóval, tízhúrú lanttal zengjetez neki! Énekeljetez neki új éneket, szépen zengjenek hangszereitez! Mert az ÚR igéje igaz, mindent hűségesen cselekszik.”* (Zsoltárok könyve, 33. fejezet, 2-4 versek, Magyar Bibliatársulat újfordítású Bibliája (2014))

A legkorábban megjelent hangszerek működési elve, hangadásuk módja hasonló volt a mai, külső elektronikus erősítés nélküli hangszerekéhez. Habár hangerősítő berendezések még nem álltak rendelkezésre, a kívánt hangerő szintet a hangszerek testének megfelelő anyagválasztásával, méretével, és az énekesek, zenészek számának növelésével biztosíthatták. A hanghullámok megfelelő visszaverődéséből adódó hangössági szint emelkedését sem csak az utóbbi évszázadok gondosan megtervezett hangversenytermei használják ki, hanem már az ókori görög színházak megépítésénél is figyelembe vették az akusztikai szempontokat (2.1. ábra). Ezen szempontok még jelentősebbek is voltak, mint ma, hiszen az elektronikus hangerősítés pótolhatja a terem akusztikai hiányosságait. A nem megfelelő akusztika akkoriban akár lehetetlenné tette volna, hogy a teljes hallgatóságához eljusson egy énekes hangja.



2.1. ábra: A priénei görög színház metszetrajza [1]

Hasonló célt szolgáltak az akusztikai rezonátorok is. Ezek azonban éppen ellenkezőleg hatnak, mint a görög színházakban. A színházakban az utóhangési idő növelése, a templomokban viszont ennek csökkentése volt a cél. Nagy meglepetést keltett, amikor a pécsi *Gyertyaszentelő Boldogasszony-templom*, hétköznapi nevén belvárosi templom (vagy egyszerűen csak „pécsi dzsámi”) kupolájában és oldalfalaiban befalazott rezonátor vázakat találtak (2.2. ábra). Tarnóczy Tamás szerint ezek is akusztikai célt, a kupola visszhangjainak csillapítását szolgálták [1]. A befalazott vázak tulajdonképpen Helmholtz-rezonátorok, vagyis közel gömb alakú, merev falú, levegővel vagy ezen túl egyéb csillapító anyaggal töltött tartályok kisebb tölcser alakú nyílással, amelyek egy szűk frekvencia tartományban akusztikai szűrőként viselkednek. Sajnos a jelenlegi felújított állapot (2020) már nem tartalmazza a rezonátorok nyílásait, ezeket vélhetőleg eltüntették, és ennek hiányát érezni is lehet a templomi akusztika romlásában.



2.2. ábra: Helmholtz-rezonátorok nyílásai a Gyertyaszentelő Boldogasszony-templom („pécsi dzsámi”) kupolájában és oldalfalában (Tarnóczy Tamás felvétele, 1986 [1])

Az elektronika fejlődésével azonban egyre kisebb energia befektetésével, egyre olcsóbban gyárthatók olyan hangerősítő berendezések, amelyek a kívánt zenei élményt, érzékelt hangerő szintet biztosítani képesek. Az első, sorozatban gyártott hangerősítők még elektroncsöveket használtak, amelyek hatásfoka alacsony volt a mai berendezésekhez képest. Egy nagyobb rendezvény hangosításához akár több száz darab, egyenként kis-teljesítményű hangerősítőre is szükség volt, és ezen berendezések előre meghatározott élettartama, megbízhatósága, érintésvédelmi, életvédelmi jellemzői sem voltak a mai berendezésekhez hasonlíthatók. Az elektroncsövek jellemzően 300-400 V DC anód feszültségről üzemeltek. Ezen negatív jellemzők ellenére még ma is használnak ilyen berendezéseket, hiszen a zenészek körében közismert, hogy az elektroncsöves hangerősítők hangjának tónusa, keltett hangerőérzete eltér a félvezetős erősítőkétől. Sokszor még az akár tízszeres árat is hajlandó egy zenész kifizetni ezen jellemzők miatt. A mai hangtechnikában általánosan használt elektromos mérőszámok tekintetében az elektroncsöves hangerősítők jellemzői sokkal rosszabb értékeket mutatnak. Ilyen értékek a teljes harmonikus torzítás (THD), a zaj, a hatásfok és a teljesítmény. Azonban az objektíven mérhető fizikai paraméterek és a szubjektíven érzékelhető jelenségek eltérnek egymástól. A magyar Nobel-díjas tudós, *Békésy György* erről így ír:

„A halláskutatás manapság bonyolult kapcsolatban van a fizika, az anatómia, a fiziológia és a pszichológia területeivel. Nem tehetjük meg, hogy bizonyos változókat olyan szintig egyszerűsítsünk, ahogyan a fizikában szokás. Továbbá, méréseink nem annyira pontosak és az érvényességük sem mindig jól meghatározhatott. Így sokszor változtatnunk kell a korábbi felfedezéseinken az újak fényében, legalábbis az érvényességi határokon belül. Ha veszünk egy normál nappali szobában lévő beszélőt, és először egy, majd három méter távolságból hallgatjuk mondandóját (akár monaurálisan, akár binaurálisan), alig fogunk bármilyen különbséget észlelni, eltekintve a

hangerősség csökkenésétől. Ugyanakkor, ha két teljesen egyforma mikrofont helyezünk el egy ill. három méterre hangfelvétel céljából, két különböző hangnyomás-időfüggvényt fognak rögzíteni. Létezik időeltolódás is a kettő között. Nehéz megérteni, hogyan lehetséges két ennyire eltérő időfüggvény esetén ugyanaz az érzet az emberi megfigyelőnél. További kutatás szükséges ahhoz, hogy megtaláljuk az okát, miért lehetséges ez.” [2]

## **2.2. A hang, mint fizikai jelenség**

### **2.2.1. Fizikai leírás**

A hang valamilyen rugalmas közeg mechanikai rezgése során hullám-szerűen tovaterjedő akusztikus energia [3]. Legtöbb esetben ez különböző frekvenciájú hangok együttes eredője, amelyet a hallástartományon belül vizsgálunk. A közeg mindenképp szükséges a hang terjedéséhez, így vákuumban vagy űrben a hang nem terjed. A hangok fizikai felosztását többféle elv alapján kísérhetjük meg. A minőségi felosztás az időbeli formára, annak változására, és az időtartamra vonatkozik [1].

Forma szerint létezik (2.3. ábra bal oldala):

- a) tisztahang (szinuszos jellegű),
- b) zenei hang (periódusos jellegű),
- c) zörej (statisztikus jellegű, periódus nélkül),
- d) összetett hang (több azonos vagy nem azonos formából kevert jellegű).

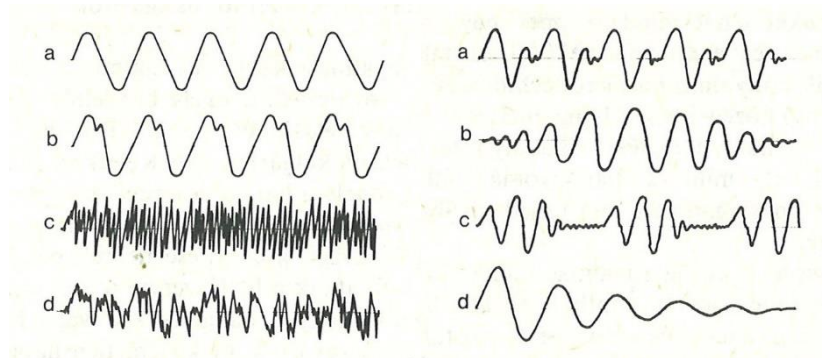
Az időbeli forma változása szerint van (2.3. ábra jobb oldala):

- a) állandó hang (jellegét hosszabb ideig megtartja),
- b) változó hang (átmeneti jellegű bármilyen szempont szerint),
- c) szakaszos jellegű (szünetek szakítják meg),
- d) egyszeri hang (hosszabb ideig nem ismétlődik).



Időtartam szerint pedig így osztható be:

- a) impulzus hang (0,1 s-nál rövidebb),
- b) rövid idejű hang (0,1 . . . 1 s közötti),
- c) tartós hang (1 s-nál hosszabb),
- d) hosszú idejű hang (60 s-nál hosszabb).



2.3. ábra: A hangok időbeli forma és időbeli változás szerinti felosztása [1]

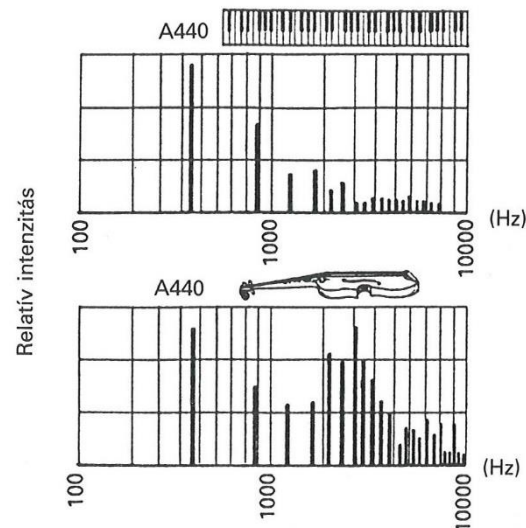
### 2.2.2. Fizikai jellemzők

Léteznek objektíven mérhető, illetve pszicho-akusztikai alapokon nyugvó, szubjektív alapon meghatározott értékek.

Az *amplitúdó* lehet hangnyomás, hangnyomásszint, intenzitás, intenzitásszint, illetve elektromos jellé alakítva feszültség, áramerősség, teljesítmény, stb. A megfelelő dimenziót ettől függően választjuk ki.

*Frekvenciája* (azaz: egyetlen frekvenciája) csak szinuszosan változó folyamatnak lehet. A meghatározás ekkor: egy teljes periódus idejének reciprok értéke. Egysége az egy másodperc alatti rezgésszám = Hz (Hertz nevének rövidítéséből.) A terjedési sebesség a hullámhossz és a frekvencia szorzata. A periódusos jellegű „zenei” hangok több frekvenciával rendelkeznek, amelyek egész számú viszonyban vannak. Ezeknek tehát alulfrekvenciája és felhangfrekvenciái vannak.

A komplex hangok szinuszos hangokra bonthatók, és ez a *hangszínkép* vagy *színkép*. A komplex hangok egyes frekvenciáinál mindig megtalálható egy alapfrekvencia, az összes többi ezen alapfrekvencia többszöröse. Ezeket *felhangoknak*, *harmonikusoknak* hívjuk (2.4. ábra). A felhangok adják egyes hangszerek jellegzetességét, ami a hangérzetünkben mint *hangszínezet* nyilvánul meg [4].

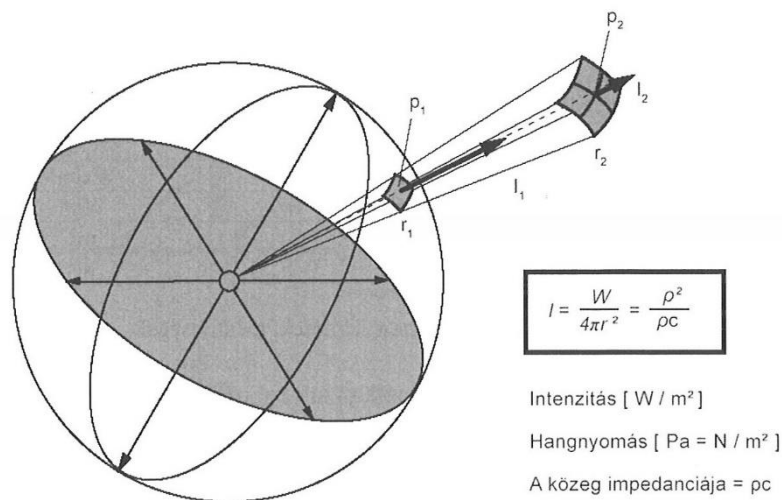


2.4. ábra: Zongora és hegedű zenei „a” hangjának hangszínképi összehasonlítása. A hegedűnél a magas felharmonikusok dominálnak [4].

A *hangnyomás* ( $p$ ) az egységnyi felületre kifejtett erő. Ezt az erőt az ütköző részecskék okozzák, dimenziója  $\text{Newton/m}^2$ , illetve Pascal. Skaláris mennyiség, tehát a hangtér egy pontjában értelmezett (2.5. ábra). Értéke függ a hangforrástól mért távolságtól, és ez az érték visszaverődés-mentes szabad hangtérben ezen távolság reciproka szerint csökken. A hangnyomás időfüggvénye a környezeti atmoszférikus nyomásra szuperponált változás. Ez a nyomás statikus vagy DC komponense, amely a dobhártya vagy mikrofon esetén a membrán mindkét oldalán fellép [3]. Mikrofonoknál ezt a nyomáskiegyenlítést egy speciális kiegyenlítő furattal oldják meg. A fülben ezt a feladatot a fülkürt látja el, amely a garattal összeköttetésben nyeléskor nyílik, és a dobhártya belső részén lévő nyomást kiegyenlíti a hallójárat

nyomással. A hangnyomásnak létezik pillanatnyi értéke, és egy adott időtartamra számított effektív (RMS) értéke.

A hangintenzitás (hangenergiaáram-sűrűség:  $I$ ) a hanghullám terjedési irányára merőleges egységnyi területen áthaladó hangenergia teljesítményének (közepes) értéke [4]. Dimenziója  $W/m^2$ , illetve  $J/sm^2$ . Vektoriális mennyiség, egy adott felületre képzelt merőleges vektor formájában. Mivel teljesítmény jellegű mennyiség, ezért hangtérben négyzetesen függ az  $r$  forrástávolságtól:  $1/r^2$  szerint csökken.



2.5. ábra: Nyomás és intenzitás. Gömbhullámú, szabad hangterű terjedés esetén a hangnyomás  $1/r$ , a hangintenzitás  $1/r^2$  arányban csökken a forrástávolság függvényében.

Amennyiben  $r_2$  kétszer olyan messze van, mint  $r_1$ , a nyomás felére, az intenzitás negyedére csökken [3].

Mérések alapján a még éppen hallható 1 kHz frekvenciájú hang intenzitása az úgynevezett alapszint ( $I_0$ ), ennek értéke  $10^{-12} W/m^2$ .

A hangteljesítmény (P) dimenziója Watt, illetve J/s. Ez a mérték inkább a hangforrás jellemzésére alkalmas, nem pedig a hangtér egy pontjára. Egy hangszóró esetén ez a forrásra jellemző mennyiség, függetlenül a lehallgatási ponttól. Pl. egy 100 W-os hangszóró akkor is ugyanakkora teljesítményt ad le, ha a hallgató 1 méterre van, és akkor is, ha 10 méterre. A villamos teljesítmény nem azonos az akusztikai hangteljesítménnyel. Egy dinamikus

hangszóró hatásfoka 1-2% körüli. Egy 100 W maximális terhelhetőségű, teljes kivezérlésű hangszóró mindössze 1-2 W körüli hasznos akusztikai teljesítményt tud leadni [3].

Az alapszintnek megfelelő hangteljesítményt megkapjuk, ha megszorozzuk az egységnyi felülettel, jelenleg 1 m<sup>2</sup>-rel. Az alapszint teljesítménye tehát 10<sup>-12</sup> W. A kiabálás teljesítménye kb. 10<sup>-4</sup> W. Egy nagyobb hangszóróé 10 W, a szirénáé már 10<sup>2</sup> W [4]. Az intenzitás és az amplitúdó (ebben az esetben a mért nyomás érték) közötti összefüggés négyzetes. Mivel az éppen hallható hang (10<sup>-12</sup> W) és a sziréna (10<sup>2</sup> W) közötti arány 1 billiárdszoros, kézenfekvő a logaritmikus rendszer bevezetése. Az emberi fül érzékenysége is megkívánja a logaritmálást: a hangosságérzet változása a fizikai ingerintenzitás változásának logaritmusával arányos.

### 2.2.3. Szubjektív mértékek, fogalmak

Azok a mértékegységek, amelyek az emberi hallás tulajdonságait is figyelembe veszik, pszicho-akusztikus jellemzők [3]. Ezek műszerrel mérhető mennyiségek, szabványban rögzített módon számíthatók, és bár az emberi hallást veszik alapul, objektíven mérhetők. Legtöbbször a viszonyítási alap önkényes, vagy statisztikai átlagokon alapul.

A *hangnyomásszint* az aktuális effektív hangnyomás és egy referencia érték hányadosát adja meg decibel skálán kifejezve:

$$SPL = 20 \log \frac{p[Pa]}{20 \times 10^{-6}[Pa]} = 20 \log \frac{p}{p_{ref}} [dB]. \dots \dots \dots (2.1)$$

Az atmoszférikus nyomás 10<sup>5</sup> Pa értékű, a vonatkoztatási szint pedig 20 μPa. Ez a kis nyomáskülönbség sűrűsödések és ritkulások formájában az atmoszférikus légnyomásra szuperponálódik. Ez az a nyomásérték, amelyet az „átlagos ember” ideális körülmények között, 1 kHz-es szinuszjel esetén még éppen meghall. Ezt *hallásküszöbnek* is nevezzük, melynek értéke 0 dB. A

pozitív decibel értékek ennél hangosabb, a negatív értékek ennél halkabb értékeket jelentenek.

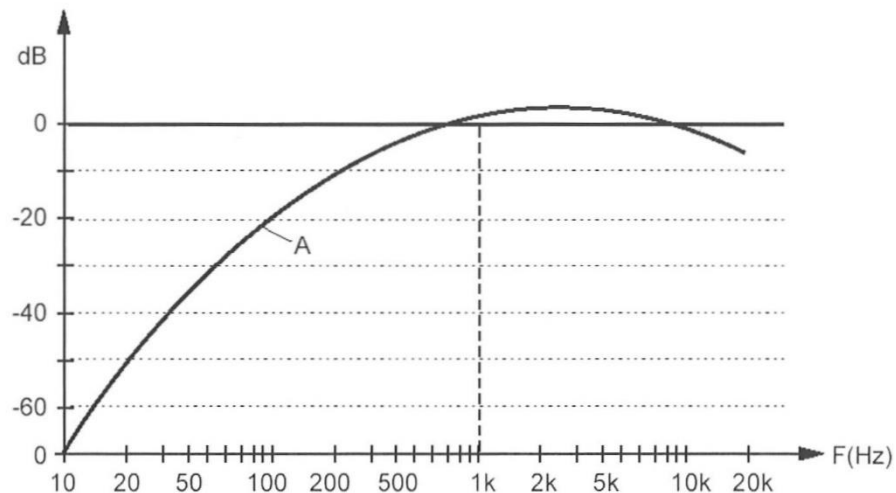
*Intenzitásszint* esetén a viszonyítási alap értéke  $1 \text{ pW/m}^2$ , a szorzó pedig 20 helyett 10-re módosul:

$$I_L = 10 \log \frac{i \left[ \frac{W}{m^2} \right]}{10^{-12} \left[ \frac{W}{m^2} \right]} = 10 \log \frac{p^2}{p_{ref}^2} [dB] \dots \dots \dots (2.2)$$

Érdemes megjegyezni, hogy különbség van az intenzitás és az intenzitásszint között. Az egyetlen hangforrással létrehozott hangnyomás kétszerezése esetén hangnyomás 6 dB-el fog emelkedni. Ha a meglévő hangnyomásszintet produkáló hangforrást duplikáljuk, az emelkedés csak 3 dB. A növekmény mindig 3 dB, ha a két hangforrás azonos, és nincs interferencia a kettő között:

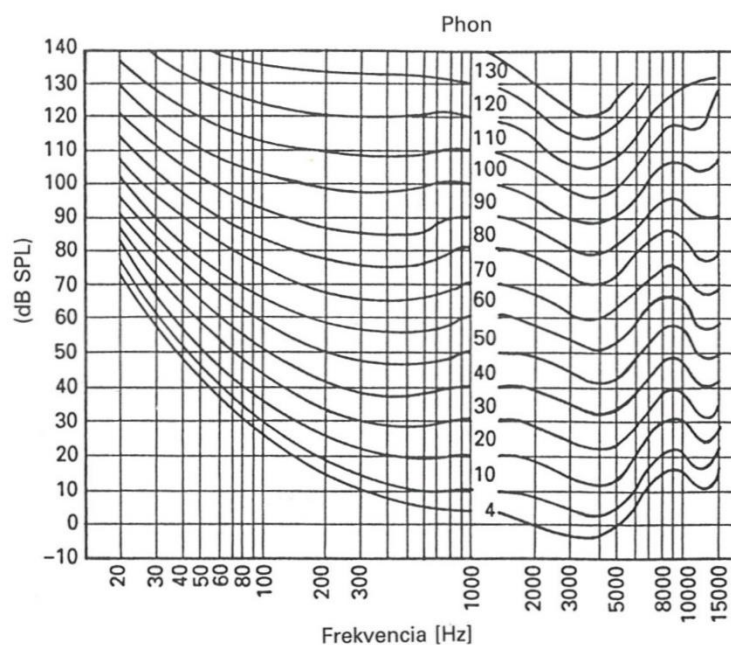
$$\Sigma L = 10 \log \frac{(20Pa)^2 + (20Pa)^2}{(20\mu Pa)^2} = 10 \log \left( 10^{\frac{120}{10}} + 10^{\frac{120}{10}} \right) = 123 \text{ dB} \dots (2.3)$$

A decibel alapvetően nem mértékegység, hanem szintérték. Ebből következően dimenziómentes szám. Léteznek viszont idő- és frekvenciasúlyozással ellátott értékek is, például a dB(A), amelyet a zajmérés használ leginkább (2.6. ábra). Ez egy olyan frekvenciasúlyozott decibel érték, melynél a kisebb frekvenciákat, ahol a hallás kevésbé érzékeny, kisebb mértékben veszi figyelembe, így alacsonyabb értéket szolgáltat. A hallásunk mintegy 600 – 1000 ms-os időablakban átlagolja a hangnyomásszintet.



2.6. ábra: Az A-súlyozó görbe szabványos alakja zajmérésekhez [3].

A *hangerősség* mértékegysége a *phon*. Egy hang hangerőssége annyi phon, ahány decibel a vele azonos hangosságérzetet okozó 1kHz-es szinuszhang hangnyomásszintje. Ez alapján felvették az egyenlő hangossági görbéket (isophoniás görbék, 2.7. ábra). 20 phon és 20 phon összege 40 phon, ennek ellenére ezt nem halljuk kétszer olyan hangosnak, vagyis phon értékeket összeadni nem szerencsés, de különböző frekvenciájú hangok erősségét össze tudjuk hasonlítani.

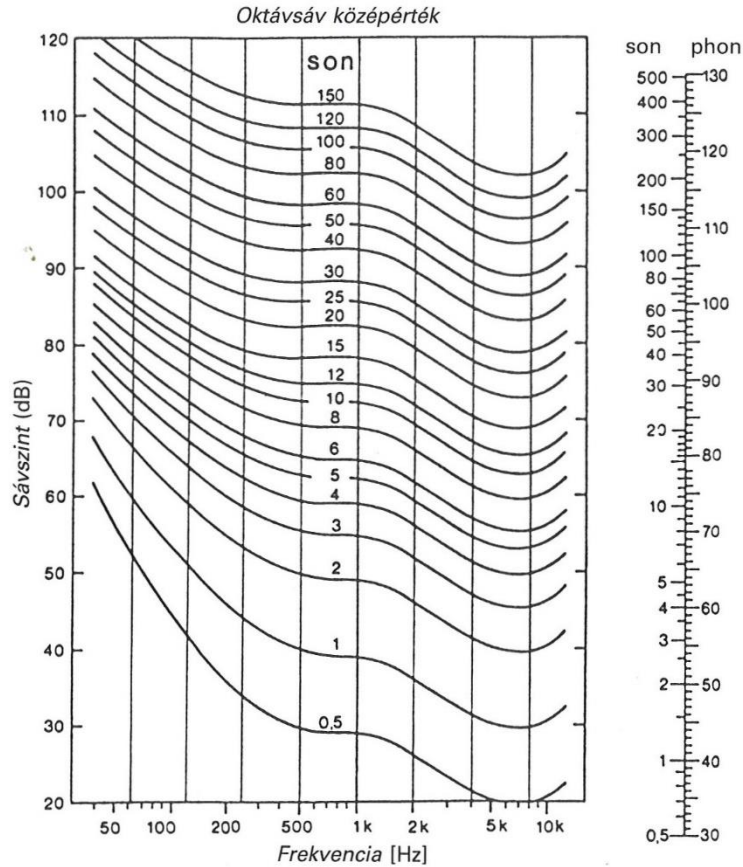


2.7. ábra: Isophoniás görbék [4]

A *hangosság* mértékegysége a *sone*. Ez egy nemlineáris leképezés a phon-skáláról. Fletcher és Munson 1933-ban bevezették az összehasonlító hangosság egységként a sone-t [5]. A sone skála közös pontja a phone skálával 40 phone-nál van. Ha egy sone-t hozzáadunk egy sone-hoz, az összeg két sone, és ez kétszer olyan hangos érzetet jelent. Tíz phone növekedés felel meg kétszeres sone-értéknek (40 dB alatt ez a viszony már nem érvényes, de ennek tanulmányozása már nehézkes a zaj megjelenése miatt.). A sone-skála közvetlenül alkalmas különböző frekvenciájú és hangosságú források összehasonlítására, szubjektív megítélésére (2.8. ábra). A hallásunk

logaritmikus mivolta miatt ezzel egyenesen arányos mértékegység a sone. A hangerősség és hangosság közti átszámítás a következőképpen alakul:

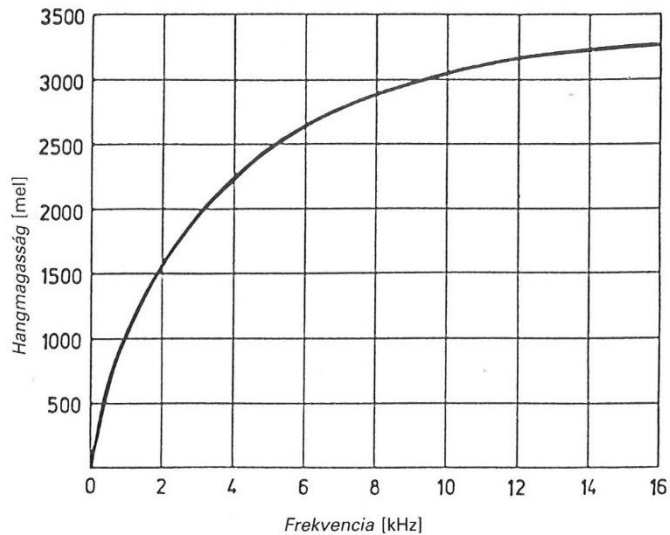
$$L[\text{sone}] = 2^{(L[\text{phone}] - 40)/10} \dots\dots\dots (2.4)$$



2.8. ábra: A sone-skála. Közelítő hangosság számításához használandó szabványosított sone görbe sorozat ábrázolása sone-phon visszazámító lécdiagrammal [4]

A hangmagasság egy adott hang frekvenciájának érzeti megfelelője, amelyet alapvetően az érzékelt hang alaphfrekvenciája határoz meg. A frekvencia és a hangmagasság közötti kapcsolat nem lineáris. Az érzékelt hangmagasság a felhangok jelenléte miatt is eltérhet a fizikailag mért alaphangtól. A szubjektív érzékelés felbontóképessége frekvenciafüggő, pl. az 1-2 kHz-es oktávban kb. 0,36 Hz pontossággal működik, de 62-125 Hz között csak 2 Hz a felbontóképessége [3]. Mélyebb hangok hangmagassága csökkenni látszik, ha az erősségük nő. Magas hangoknál a hangerősség növekedésével a hangmagasság is növekedni látszik. Stevens, Volkman és

Newman 1937-ben kísérletekkel kiszámították a hangmagasság és a frekvencia viszonyát, majd ezt a nemlineáris viszonyt grafikusan ábrázolták [6]. A hangmagasság mértékeként a mel-t vezették be (2.9. ábra).



2.9. ábra: A mel hangmagasság frekvencia-függése lineáris frekvenciaábrázolással [4]

#### 2.2.4. Audiometriai vizsgálatok

A hallásvizsgálatok egyik önállóan is létező ága az audiológia. Ez egy olyan orvosi terület, melynél a halláskárosodás mértékét speciális eszközökkel és módon vizsgálják. A szabvány által meghatározott eszköz az audiométer, a felvett görbe pedig az audiogram. Az audiométer tehát egy olyan speciális jelgenerátor, melynek frekvenciája és kimeneti szintje pontosan szabályozható.

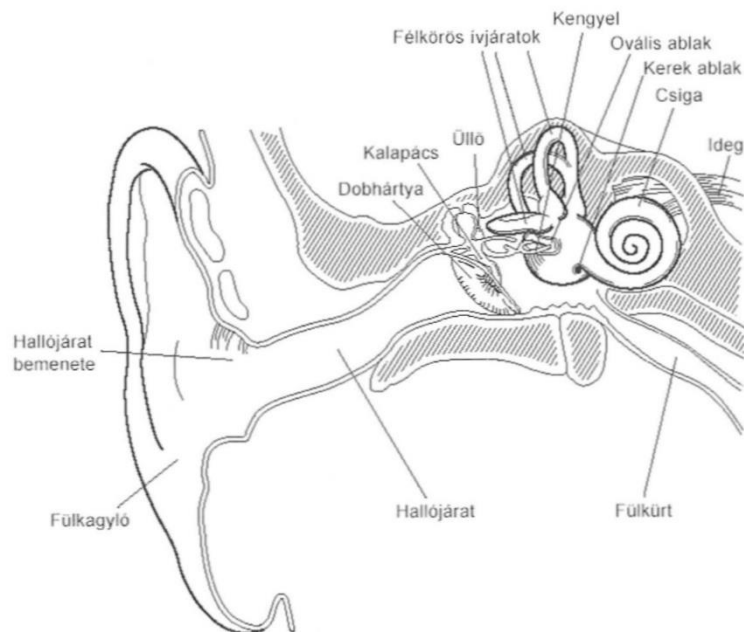
A pre- és posztoperatív hallásvizsgálatokat az elmúlt több mint 25 évben különböző típusú klinikai audiométerekkel végezték. A kutatásaink során az utóbbi években a GSI 61-es típusú kétcsatornás klinikai audiométert használtuk. Pytel József kifejlesztett egy részletes statisztikai feldolgozásra alkalmas programot (Pytel SoftWare 2003), melyet például az egyik kutatás során használtunk adataink analízisére [7]. A kutatás során a tisztahang átlagokat és átlag ABG-eket (air-bone gap; csont-lég rés) az érvényben lévő ajánlásnak (American Academy of Otolaryngology–Head and Neck Surgery;



AAO- HNS; 1995, [8]) megfelelően 0,5, 1, 2, és 3 kHz-en mért értékek átlagolásával számoltuk ki.

### 2.3. A hallás élettana

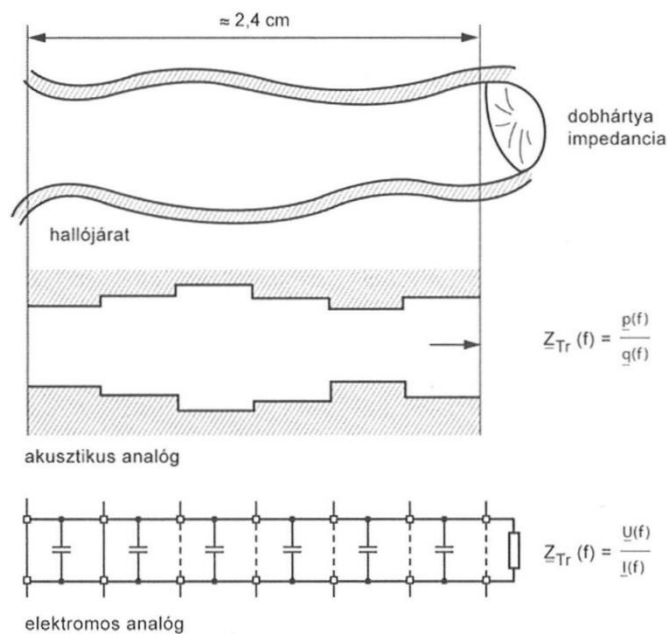
A levegőben terjedő rezgéshullám túlnyomó részben a fülön, kisebb mértékben a csontokon keresztül jut el az agyba. A fülön keresztül észlelt hang különbözik a hangforrás által kisugárzott hangtól. A fül a különböző frekvenciájú hangokat másként észleli, és maga is olyan rezgéseket állít elő, amelyek az eredeti hangképben nem voltak jelen. A hangerősségkülönbségeket objektív mérési eredményektől eltérő, más arányban észleli. A fül egy mikrofonhoz hasonlítható, amely a levegő nyomásváltozásait elektromos áramváltozássá alakítja át. Felépítését a következő, 2.10. ábra szemlélteti:



2.10. ábra: A fül vázlatos metszete [3]

A külső fül fülkagylóból és a belőle kiinduló hallójáratból áll. Ez a hallójárat egy adott bemeneti nyílással és hosszal rendelkező rugalmas falú üreg, adott impedanciával lezárva. A külső fül szerepe megfigyelhető az

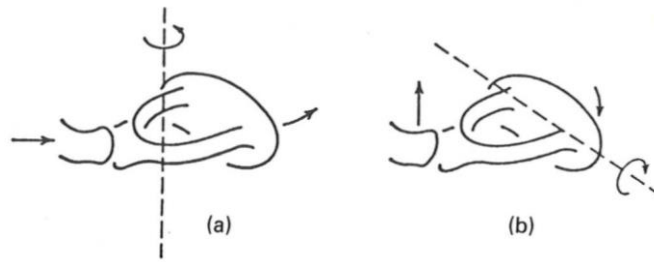
irányhallásban is, mert a hanghullámokat megszüri, és irányinformációval látja el. Az irányhalláshoz alapvető bemeneti információ a két füljel közötti időbeli és szintbeli eltérések, és a fülkagyló frekvenciától függő szűrő hatása. A dobhártya, mint nyomásérzékelő működik, erő hatására lengésbe jön. Egy akusztikai szempontból szűk cső esetében a hanghullám csak a cső tengelyének irányában terjedhet, így a hangnyomás relatív eloszlása csak a cső geometriai méreteitől és a lezárási impedanciától függ. A cső adataiból és két pont között mért átviteli függvényből a lezárás számítható (2.11. ábra). A legújabban használt hallójárat modellezésnél több cső átviteli függvényének mérésével a keresztmetszet változását a hallójárat mentén becsülhetjük, amelyből közelítőleg kiszámolható a dobhártya-impedancia (lezárás).



2.11.ábra: A hallójárat és a dobhártya elektromos analógja. Általában azt feltételezzük, hogy a hallójárat átmérője nem változik, ellentétben ezzel az ábrával [3].

A fülkagyló lineáris szűrést végez, így lineáris torzítással vesz részt a hallásban. A frekvencia átvitele irány- és valamelyest távolságfüggő. A fülkagylónak hangterelő és hangnyomás növelő szerepe is van, mely a méretek növelésével, kézzel stb. fokozható. Hanggyűjtő szerepe a magasabb hangok felé növekedő irányhatást okoz – a hátulról érkező hangokra másképpen reagál, mint a szemközt érkezőkre. A fülkagyló és a hallójárat

együtt egy akusztikus rezonátort képez, és az átvitelben öt rezonáns pont dominál. Ezek 3, 5, 9, 11, 13 kHz-eken vannak, és a bemenő jelben kiemeléseket okoznak [3]. A dobhártyával lezárt külső és az ovális ablakkal lezárt belső fül között az energia átvitelét a *középfül* végzi, amelynek része a három hallócsont. Ezek a kalapács (*malleus*), üllő (*incus*), és a kengyel (*stapes*). A középfül ürege egy vékony, kb. 36 mm hosszú csővel össze van kötve a torokkal. Ennek a csőnek *Eustach-kürt* a megnevezése, és olyan a kialakítása, hogy csak nyeléskor van nyitva. A középfül akusztikai szerepe, hogy a külső fül és a belső fül folyadékrendszere közötti akusztikai impedanciát illessze. Mivel a dobhártya akusztikai impedanciája megközelíti a levegőét, a rezgéseket csaknem veszteség nélkül adja át a hallócsontoknak. A dobhártya 55 mm<sup>2</sup> nagyságú mozgó felülete és a kengyeltalp 3,2 mm<sup>2</sup> felületének arányából számolt erősítés nagyjából 17-szeres. Az izomrostokkal kiegészített hallócsont láncolat emelő rendszere további 1,5-szeres erősítést hozhat létre, így a két hatás együttes eredőjeként mintegy 24-26-szoros erősítéssel számolhatunk. A középfülnek védő szerepe is van. A hallócsontoknál található két kis izmocska, az *m. stapedius* és a *m. tensor tympani*, melyek reflektorikus összehúzódásukkal merevítik a rendszert, vagyis megvédik a belső fület az igen erős hangokkal szemben [4]. Ezen reflex-szerű védelem 70-80 decibel felett váltódik ki, viszonylag hosszú latencia idővel (10 ms-nál nagyobb), így az impulzusszerű zajokkal szemben nem véd. A második védő mechanizmus a kengyeltalp két tengely körül való mozgásából adódik. Békésy felfedezése, hogy a kengyeltalp gyengébb hangokra kereszt-irányban, míg túl erős hangokra hosszanti tengelye körül mozog, így a rezgés amplitúdója kisebb (2.12. ábra). Békésy szerint ez a védelem hatékonyabb, mint a középfül izmoké.

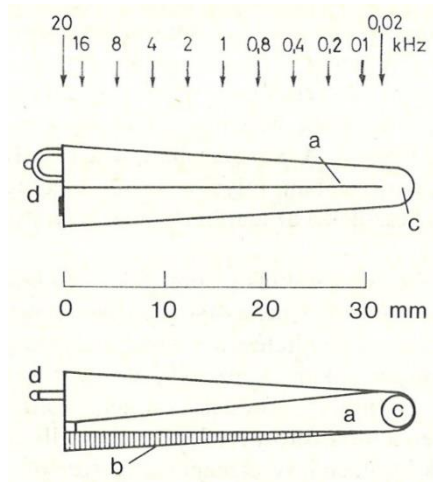


2.12.ábra: A kengyel forgástengelye Békésy szerint, (a) normális hangintenzitáskor, (b) erős hangokra [4].

Az előbbi védelmi mechanizmusok ellenére, hosszú ideig tartó túl erős ingerek a hangérzékelő végkészüléket előbb-utóbb elroncsolják. Hozzávetőlegesen napi 8 órai 95 decibel szintű zajban való tartózkodás 2-3 év alatt 10 decibel halláscsökkenést eredményez közepes (1kHz) frekvenciákon [1].

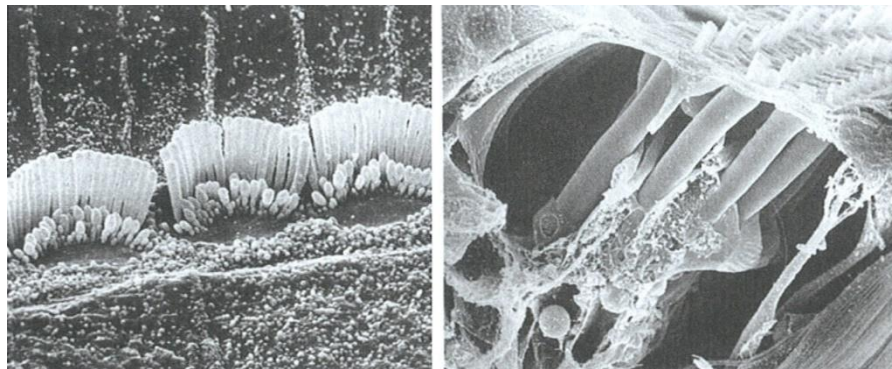
A *belső fülben* helyezkedik el a hangérzékelő végkészülék, amely analizáló tulajdonságokkal van felruházva, az összetett hangot képes alkotóelemeire bontani. A *belső fül* bonyolult szerkezete nemcsak a hallásérzékelés, hanem az egyensúly érzékelés szervét is tartalmazza. Ezek a félkörös ívjáratok. A csigához hasonlóan hártvás falú és belül folyadék tölti ki. Ezek a tér három irányának megfelelően, egymásra merőlegesen helyezkednek el. Alsó, kiszélesedő részükben láthatók az érzékszőrrel rendelkező receptorok. A félkörös ívjáratok a fej gyorsuló, illetve lassuló mozgásait, valamint elfordulását érzékelik. A fej elmozdulása kihat a folyadék áramlására, ami a receptorokban ingerületet kelt. A fej állandósult térbeli helyzetét a tömlőcske és a zsákocská fogja fel. Ebben a képződményben apró mészkristályok vannak, amelyek nyomják az érzékszöjteket. Ha a fejünket elfordítjuk, a mészkristályok más irányból nyomják az érzékszöröket, így becsukott szemmel is érzékeljük fejünk megváltozott helyzetét. Az egyensúlyérző receptoraiban létrejött ingerületet érző idegsejtek továbbítják a központi idegrendszerbe. A tulajdonképpeni hallószerv a *csiga*, melyben átalakulnak a mechanikus hangrezgések idegingerületekké. A csiga hozzávetőlegesen 35 mm hosszú, 2 és  $\frac{3}{4}$  menetű vékonyodó csontos falú csőből áll, melynek

nagyobb átmérőjű elejét az ovális ablak zárja le, belsejét folyadék tölti ki. A csigajáratot középvonalában az alaphártya (*baziláris membrán*) választja ketté. A csiga hegyében lévő nyíláson át (*helikotréma*) a két félcatorna közlekedik egymással. A kitöltő folyadékot a dobhártya a hallócsontok és az ovális ablak közvetítésével mozgásba, örvénylésbe hozza. A kengyel talpa közvetlenül a belsőfül folyadékrendszerének adja át a nyomás-változást. A dobüreg alsó részében található a kerek ablak, ami a csigában lévő járatok egyikének nyílása, és rugalmas hártya zárja le. A belsőfül folyadékrendszere - mivel a folyadék nem nyomható össze - csak úgy tudja átvenni ezt a rezgést, hogy a csontos tokba rejtett hártyás rendszer a kerekablak hártyájának kitérésével ad helyet a rezgésnek. A kerekablak membránja tehát ellentétes fázisban rezeg az ovális ablakba illeszkedő stapestallpallal [4]. Az alaphártya egyik oldalán helyezkedik el a Corti-szerv (felfedezője, Alphonso Corti nyomán), amely a mechanikai rezgéseket idegi impulzusokká alakítja. Hermann von Helmholtz (1877) felfogása szerint az alaphártyán állóhullámokat tételeztek fel, és az elmélet szerint minden egyes frekvenciához tartozik egy hely, egy amplitúdó maximum. Az állóhullámú helyelmélet szerinti alaphártya hely szerinti hangoltsága ma is megáll, viszont Helmholtz felfogása az állóhullám mozgásról helytelennek bizonyult. A magyar származású kutató, Békési György Nobel-díjas felismerést tett: a csigában a hullámmozgás haladó hullámok formájában, hidraulikus nyomáshullámként terjed a baziláris membrán mentén. A hártyán a hullámok maximumai adják a hang magasságát, ugyanakkor a membrán részei nincsenek nagyon élesre hangolva. Lényegében egy frekvencia-analízis következik be (2.13. ábra).



2.13.ábra: A kiterítve elképzelt csiga oldal- és felülnézetben. A 32-35 mm hosszú alaphártya hosszában a frekvenciaérzékelés helyei vannak nagyjából bejelölve. a: alaphártya, b: pörgecsont, c: csigalyuk (helicotrema), d: kengyel [1]

A Corti-szervben helyezkedik el a kb. háromezer belső és kb. húszezer külső szőrsejt, amelyek a rezgéseket idegi impulzusokká alakítják (2.14. ábra). Az impulzusok száma és gyakorisága annál nagyobb, minél hangosabb a hang. Túl erős hangoknál vagy nem elégséges pihenőidő miatti gyakori kifáradás következtében ezek a szőrsejtek károsodhatnak.



2.14.ábra: Pásztázó elektronmikroszkóppal készült képek az egy sorban ülő belső szőrsejtekről (balra) és a három sorban található külső szőrsejtekről oldalnézetben (jobbra) [3].

A cochlea rendkívül nagy frekvencia felbontó képessége akkor vált ismertté, amikor élő szervben végeztek vizsgálatokat. A külső szőrsejtek aktív működésére vezethető vissza a nagy frekvencia-szelektivitás. Ezek a sejtek

szervezetünk egyedüli *receptor-és-motoros sejtjei*, amelyek a nagyon alacsony intenzitású hangingereket érzékelik, ingerületbe kerülve aktív alakváltoztatást kezdenek a hanginger frekvenciájának ütemében, amely egy energiaigényes folyamat. Ez az alakváltozás visszahat a baziláris membrán mozgására, mégpedig mindig azonos fázisában, ezáltal erősítve rezgését. A nagyobb mértékű rezgés már elegendő ahhoz, hogy a belső szőrsejtek is ingerületet kapjanak. A belső szőrsejtek receptorpotenciálja az afferens neuronokban akciós potenciálokat hoz létre. A külső szőrsejtek ilyen formán ható erősítő funkciója csak kb. 40 dB-ig tart lépést a hangintenzitással. E fölött az efferens beidegzés révén, gátló parancsok érkeznek a külső szőrsejtekhez, mivel a belső szőrsejtek ingerküszöbét elértük. Ez okozza a *cochlea nemlineáris viselkedését* [4].

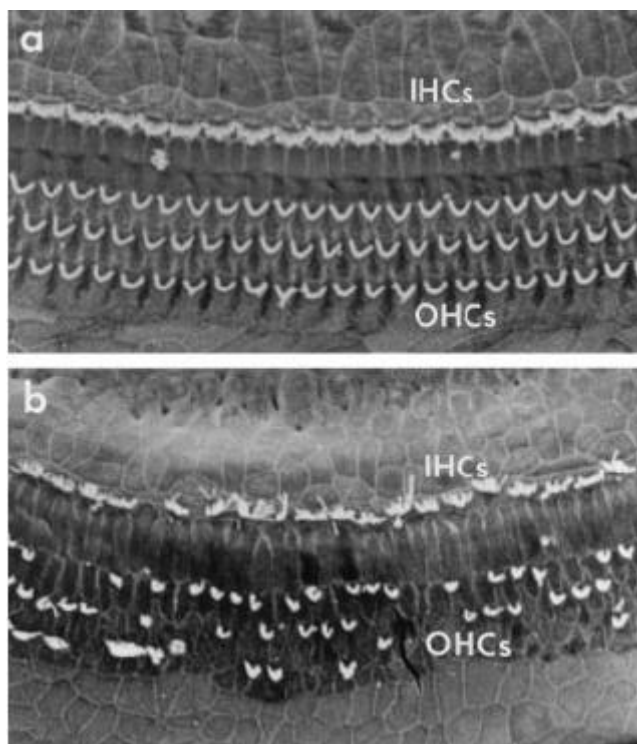
## 2.4. Zaj okozta halláskárosodás (NIHL)

Napjainkban egyre nagyobb probléma a magas hangnyomás szintek (Sound Pressure Level, SPL) okozta halláskárosodás. Extrém hangos zajok és hangok zajártalomhoz vezethetnek. A zaj nemkívánatos hang, és ez halláskárokat idézhet elő. Modern társadalmunkban több millió ember van kitéve a zaj káros hatásainak Európában. Bizonyos ágazatokban dolgozók, például az építőiparban, vagy a szolgáltató-szórakoztató ágazatokban fokozottabban ki vannak téve a munkavállalók a zajártalomnak, de az alacsonyabb hangnyomási szintek is problémát okozhatnak, ha hosszabb ideig fennállnak. A zaj nyugtalanító, stressz-fokozó hatása miatt munkahelyeken károsan befolyásolja a koncentráció-képességet, de a balesetek kockázatát is növeli.

*„Zaj okozta halláskárosodás az a magas frekvenciák felé fokozódó percepciós típusú halláscsökkenés, mely bizonyíthatóan a munkahelyi zajexpozíció (hangtrauma) hatására alakult ki, és a halláskárosodás kialakulásában egyéb sorsszerű megbetegedés nem játszott szerepet. Kialakulhat akutan vagy krónikusan.”* (Egészségügyi Minisztérium szakmai protokollja).

A belső fülben elhelyezkedő érzékelő sejtek nagyon érzékenyek. Sajnos a szőrsejtek nem cserélhetők, ha egyszer megsérültek (2.15. ábra).

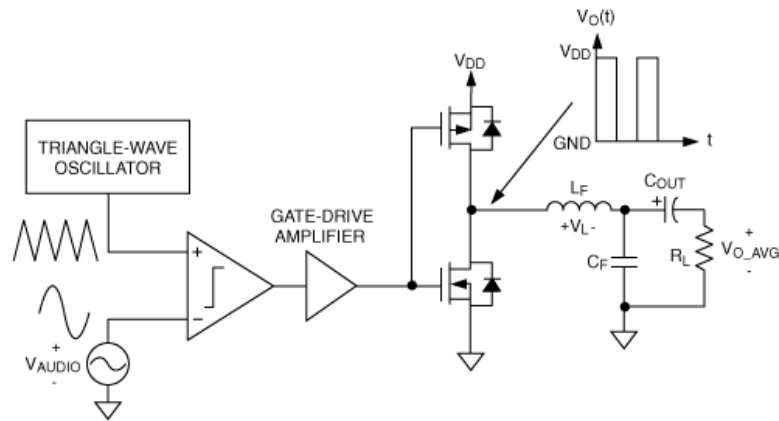




2.15.ábra: ép és sérült szőrsejtek (Allen, 2000, [3])

A zaj okozta halláskárosodás (*Noise-Induced Hearing Loss, NIHL*) lehet ideiglenes (*Temporary Threshold Shift, TTS*) vagy visszafordíthatatlan (*Permanent Threshold Shift, PTS*), és érintheti az egyik, vagy mindkét fület. Ilyen esetekben a beszéd érthetőség romlik zajos környezetben vagy telefonvonalon keresztül. A NIHL lehet azonnal észrevehető, vagy később bizonyítható. Definíció szerint, a hallásküszöb (*Absolute Threshold of Hearing, ATH*) az a tiszta hanghoz tartozó minimális hangnyomásszint, amelyet az átlagos emberi hallás éppen érzékelni tud, normál hallással, más hang jelenléte nélkül. Tehát a hallásküszöb ahhoz a hanghoz tartozó érték, amelyet először megkülönböztet és hall az organizmus [9]. A hallásküszöb megemelkedése fiatalok körében statisztikailag igazolt [10]. A mögöttes okok nagyon sok esetben az eredetileg teremtett környezetünktől eltérő, túlzottan zajos életterünkben keresendő. A fiatalabb generációk körében egyre népszerűbbek azok a hordozható média-lejátszók, amelyek a legtöbb esetben hallójáratú típusú fülhallgatókkal vannak felszerelve [11]. Ezekben az elektronikai eszközökben D-osztályú hangerősítő integrált áramköröket

használnak, amelyek extrém magas hatásfokkal ( $>90\%$ ) működnek, emiatt az akkumulátort csekély mértékben veszik igénybe (2.16. ábra). Hosszú időn keresztül képesek nagy hangnyomási szintet produkálni, így nagy veszélyt hordoznak magukban a halláskárok szempontjából.



2.16.ábra: egy fél-hidas D-osztályú erősítő egyszerűsített blokk diagramja [12]

A maradandó halláskárosodáshoz tartozó, 8 órára vetített egyenértékű hangnyomás szint 85 decibel, 'ún. A-szűrővel' mérve [13], [14]. Ezek a hatékonyan működő hordozható média-lejátszók képesek elérni ezt a szintet, sőt át is léphetik [15]. Ez a veszély jelentkezhet rendezvényeken, különféle hangosításokon is. A 85dB (A) szintnél magasabb értékeket is képes az emberi fül rövid ideig tolerálni, de nem 8 órán keresztül.

Másik probléma a megnövekedett zajszint és zajszennyezettség az egyre zajosabb és zsúfoltabb környezetünk mellett. A megnövekedett zajszint nem csak önmagában probléma. A beszéd értehetőségéhez vagy a zene élvezhetőségéhez ugyanis szükséges egy bizonyos mértékű jel/zaj viszony [16]. Emiatt ha a zaj szint megemelkedik, a jel szintjét is meg kell emelnünk, ami szintén zajártalomhoz vezethet.

A *hallásfáradás* az a jelenség, amikor hosszabb zajkitettség hatására fül érzékenysége csökken. Ez az átmeneti hallásküszöb emelkedés (halláscsökkenés) audiológiai mérésekkel igazolható. Ezt az érintett ember is észlelheti, és bizonyos pihenőidő elteltével a hallásküszöb eléri a korábbi normális szintet. A pihenőidő függ a zaj expozíció mértékétől, órákba vagy

akár napokba is telhet. Amennyiben a pihenőidő nem elégséges, és a fület ismételt zaj expozíciónak tesszük ki, metabolikus deficit, fáradás következik be, amely a belső fül szőrsejtjeinek a pusztulásához vezet [17]. Emiatt a hangnyomási szintet nem egy pillanatban, hanem integráltan egy hosszabb időtartamra kell mérni, és a 8 órára vetített egyenértékű hangnyomási szintet kell figyelembe venni a kitettség mértékének vizsgálatakor. A belső fül szőrsejtjeinek pusztulása maradandó hallásvesztésként jelentkezik. Ismételt zaj expozíció a tüneteket tovább súlyosbítja.

A zajexpozíciótól függetlenül azonban beszélhetünk korral járó hallásromlásról [18], ugyanakkor az öregedés nem feltétlenül okoz hallásvesztést. Az öregedéskor jelentkező hallásromlás elsősorban a magasabb frekvenciákat érinti, és itt a belső fülben lévő szőrsejtek érintettek. A középfül meszesedése viszont az alacsony frekvenciák erősítésének hiánya miatt okoz hallásromlást.

### 3. Problémafelvetés, célkitűzések

A zaj okozta halláskárosodás megelőzése többféle úton lehetséges. A zajszint alacsony értéken tartása mellett nagyon fontos az információt hordozó, számunkra jelentőséggel bíró hang szintjének alacsony értéken tartása is. Ez a hang lehet elektronikusan hangosított beszéd, telekommunikációs eszközök által továbbított hanganyag, de akár zenei mű is. Az elektronikus hangerősítő berendezések, különféle hangeffekt modulok tehát különös jelentőséggel bírnak, hiszen majdnem minden esetben ezek segítségével történik a hangerő növelése.

Kutatócsoportunk szubjektív véleménye alapján lehetségesnek tartottunk egy olyan hangerősítési mechanizmus létrehozását, amely a benne rejlő speciális nemlinearitás következtében erősebb érzékelt hangerőt eredményez, mint egy pusztán lineáris karakterisztikával rendelkező, alacsony torzítással rendelkező hangerősítő berendezés. Erre a következtetésre azokból az előzetes megfigyelésekből jutottunk, miszerint különféle hangerősítő berendezések eltérő mértékű hangszínezetet, és hangerőérzetet produkálnak, az elektronikusan mérhető hangnyomásszint azonossága ellenére is. Ez a megfigyelés, tapasztalati úton a zenészek körében is szinte köztudott, hiszen bizonyos hangszereket vagy elektronikus hangerősítő berendezéseket előnyben részesítenek más típusokkal szemben [19]. Példa erre, az elektroncsöves hangerősítő berendezések reneszánsza. A teljes harmonikus torzítás + zaj (TDH+Noise) értékek magasabbak, az erősítő frekvenciamenete sokkal rosszabb, ennek ellenére a hang tónusa, és hangerőérzete jobb, mint a félvezető erősítőké. Kutatásunkkal ezt a hatást szeretnénk volna modellezni, mérni, az elképzelést igazolni vagy cáfolni.

Az általunk feltárt, halláskárok megelőzését célzó megoldások egyike sem működik azon az elven, amely a fent vázolt hangszerek, hangerősítő berendezések különbségéből adódik. A halláskárokat ugyan csökkentik, de a zenei anyag minőségébe beavatkoznak, annak dinamikatartományát vagy

frekvenciamenetét módosítják, rontják. Nem találtunk olyan megoldást, amely a felharmonikus tartomány célzott manipulálásával érne el érzékelt hangerő növekményt.

Okabe és Nakatoh 2018-as vizsgálata szerint megelőzhető a fejhallgató zenehallgatás okozta halláskár mértéke, ha a zenei struktúrát feltérképezve eltérő mértékben alkalmaznak hangerő-kontrollt a zenei anyag különböző fázisaiban (bevezető szakasz, refrén, kórus, szóló, befejező szakasz) [20].

Egy másik megoldás a nemlineáris erősítés alkalmazása, dinamika-kompresszióval. Ezt elterjedten használják hallásjavító készülékekben is. A dinamika-kompresszió előnyös lehet, ha bizonyos frekvenciasávokban szeretnénk hangerőt növelni, például azért, mert bizonyos sávokban halláskárosodás igazolható. Zou, Hao és Panahi 2018-ban megjelent tanulmánya rámutat ezen megoldások hiányosságára, hiszen a többcsatornás dinamika-kompresszió a rendszerben torzítást okoz, és digitális rendszerek esetén feldolgozási komplexitást növel [21]. Ennek csökkentésére egy kompenzációs szűrőt terveztek, amely csökkenti a torzítást.

### 3.1. Tézisek ismertetése

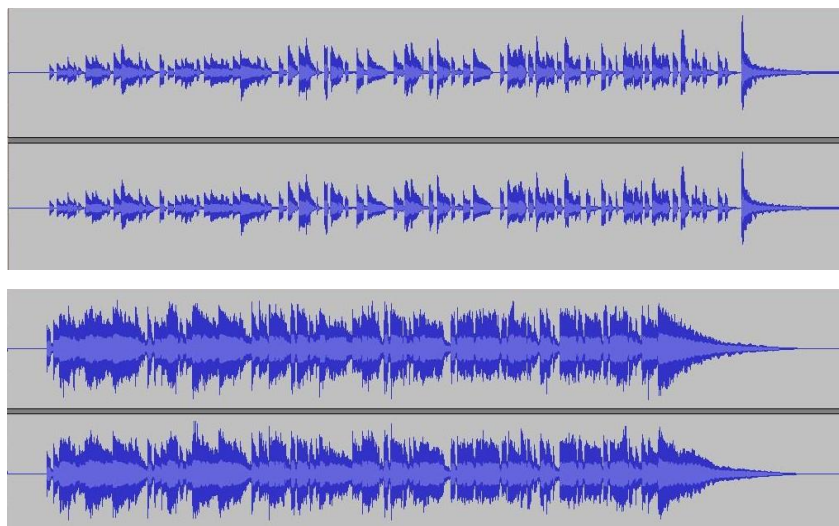
- I. A nemlineáris erősítés hangosságérzet emelkedést okoz;
- II. Lehetséges olyan eljárást, eszközt létrehozni, amely képes az érzékelt hangerő-szintet magasabb értéken tartani, a mérhető hangnyomási szint megváltoztatása nélkül;
- III. Az érzékelt hangerő növelése megvalósítható az alapharmonikus megváltoztatása nélkül;
- IV. Az érzékelt hangerő növelése nem okoz hallható torzítást;
- V. Az érzékelt hangerő növelése nem dinamika-kompresszió elven működik;
- VI. A létrehozott új eljárás, eszköz implementálható digitális eszközökbe;
- VII. Az eljárás segítségével a zaj okozta halláskárosodás megelőzhető.

## **4. Előzetes kutatások**

### **4.1. Torzított hangok hangerőérzetének vizsgálata**

A felharmonikus tartományban és megfelelő torzításban rejlő, hangerőt befolyásoló hatások igazolására több kutatást végeztünk. Az első kutatásban azt igazoltuk, hogy a torzított hangok hangerőérzete magasabb a torzításmentes hangokhoz képest. Ennek ellenőrzésére elektromos gitáron (Epiphone G400) eljátszottunk egy dallamot, amelyet asztali számítógépen, AudaCity nevű program segítségével digitálisan rögzítettünk. A szoftver lehetőséget adott a felvett zenei anyag normalizálására, azaz meghatározott (jellemzően 0 dB) maximális szintre hozására. A normalizálás után elkészítettünk egy második felvételt, amelyben ugyanezen dallamot lejátszva egy speciális torzítást alkalmaztunk, egy kifejezetten elektromos gitárokhoz gyártott gitár-torzító berendezés segítségével (ToneWorks Korg Pandora PX4D). A torzított felvételt szintén normalizáltuk a szoftver segítségével, tehát maximális amplitúdó tekintetében a torzított és a torzításmentes felvétel megegyezett (4.1. ábra). A két felvétel visszajátszásakor a torzított felvétel egyértelműen magasabb hangerőérzetet keltett (Bagdán, 2013, *Science In Practice*, Schweinfurt).

A torzított hanganyag jelentős torzítás alkalmazásakor viszont egyértelmű információ veszteséget szenved, a dallam jellege ugyan megmarad, de a torzítás csökkenti a beszédérthetőséget vagy a hangszer jellegének felismerhetőségét.



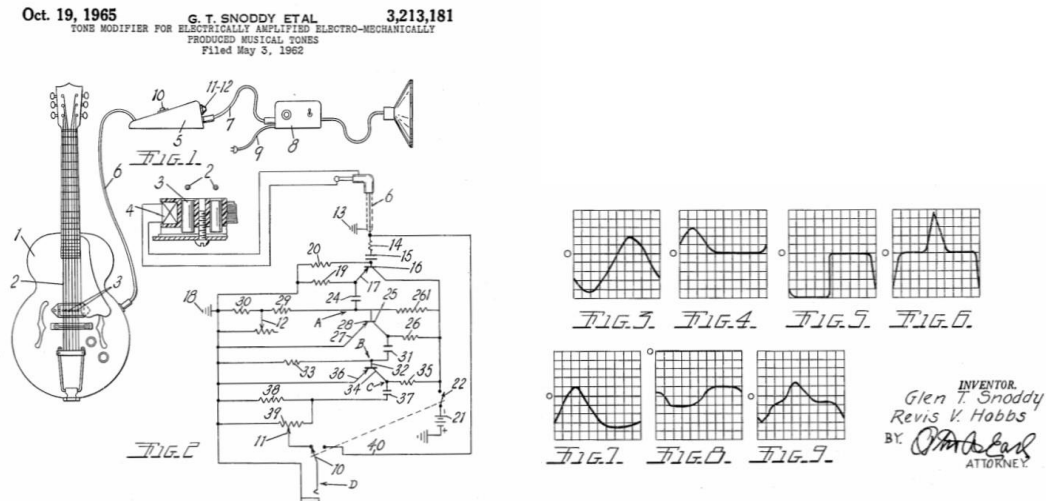
4.1. ábra: *torzításmentes (fent) és torzított (lent) dallam, normalizálás után (saját fotó, 2013)*

## 4.2. Kísérletek speciális torzításokkal

A jelentős torzítás, és ezzel járó információ veszteség ellenére, nagyon sok esetben éppen a speciális hangképek kialakulása, egy új hangkép vagy hangszínezet létrejötte okozott népszerűséget, vagy az emberi hallás számára elfogadható, kellemes színezetet egy bizonyos típusú torzítás. Erre egy példa az 1960-ban Nashville, Tennessee államban nem várt események során létrejött hangfelvétel. Grady Martin gitárjátékának felvétele alatt, a 6-csatornás keverőpult hibásan működött, vélhetően a csatoló-transzformátor egyik primer tekercse szakadt meg [22]. A felvétel ennek ellenére kiadásra került, és nagy népszerűsége tett szert (első a nemzeti Billboard listán, 1961-ben). Ezen speciális, fuzztone-nak elnevezett torzítást később szándékosan hozták létre, és a Gibson cég szabadalmaztatta is a három darab Germánium tranzisztorttal működő eljárást (4.2. ábra, [23]). A szabadalmi leírásból kiderül, hogy a torzítás célja többek között az is, hogy egy hangforrás más hangszer érzetét is imitálni tudja, speciális beállítások esetén. Húros hangszeres bemenet esetén például trombita, harsona vagy tuba hangjának érzetét keltheti, megfelelő potenciométer beállítások esetén a szabadalmi leírás alapján. Itt tehát jelentős

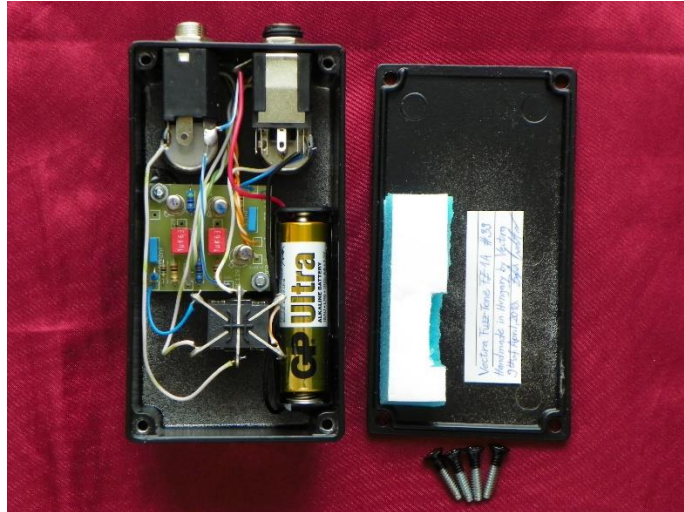


mértékű torzításról, és a felharmonikus tartományba való jelentős beavatkozásról beszélhetünk.



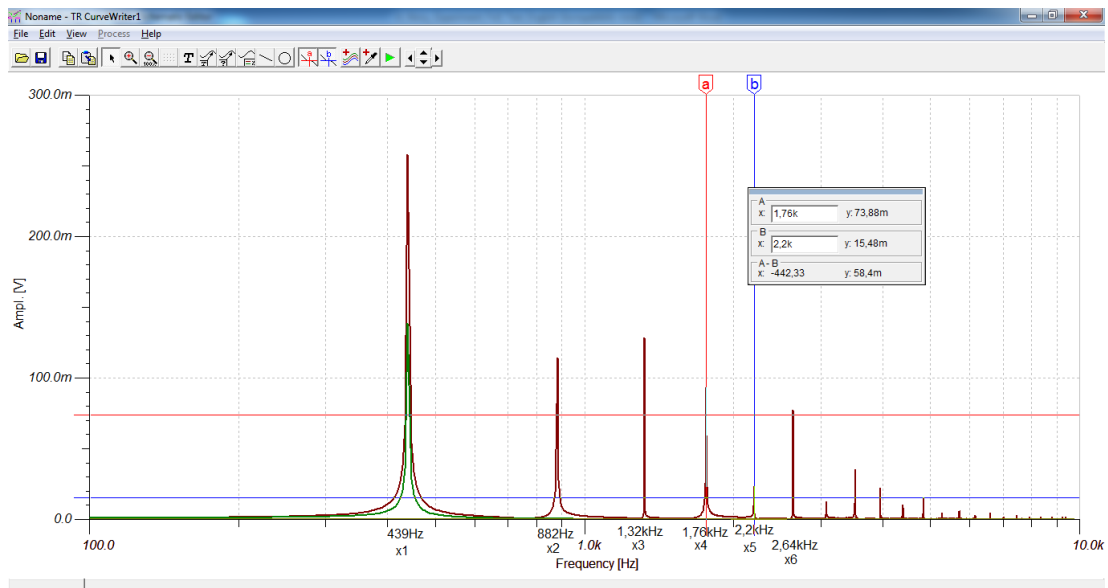
4.2. ábra: Glen T. Snoddy és a Gibson cég 1965-ös szabadalma hang-módosító eljárásra, és a különféle mérőpontokon megfigyelhető hullámformák [23]

A fenti áramkör megépítése után lehetségessé vált annak tesztelése, valamint az általa létrehozott felharmonikus tartalom elemzése (4.3. ábra). A megépítés viszonylag egyszerű volt, viszont a speciális germánium tranzisztorok beszerzése nem volt hétköznapi feladat (AC125, AC128 típusú válogatott Tungstam típusokat használtunk). A germánium tranzisztorok nagy mértékű szivárgási árama, és komoly hőmérséklet-érzékenysége nehezítette a tranzisztorok áramerősítési tényező szerinti válogatását. Emiatt ezt két lépésben kellett megoldanunk, első lépésben a szivárgási áramot, a második lépésben az erősítési tényezőt mértünk egy speciálisan erre a célra létrehozott próbapanel és tranzisztor csatlakozó aljzat segítségével. Átlagosan 10 tranzisztorból egy teljesítette a specifikációban foglalt feltételeket.



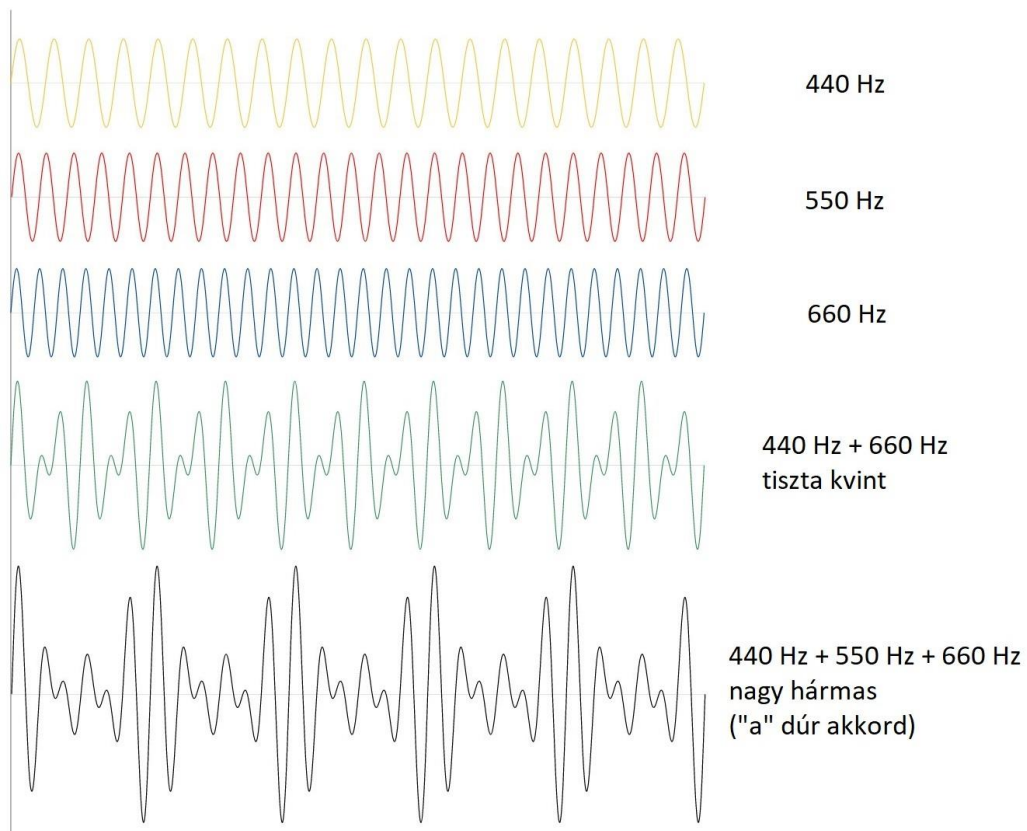
4.3. ábra: A Gibson FuzzTone áramkörének saját megvalósítása, a jelenleg már szabadon felhasználható szabadalom alapján (saját fotó, 2013)

A következő lépés az áramkör felharmonikus tartomány szerinti vizsgálata volt, amelyben egy áramkörszimulációs programot is segítségül hívtuk (TINA, Toolkit for Interactive Network Analysis). Első lépésként egy zenei „a” hangot adtuk bemenetként, amely 440 Hz-es alulfrekvenciának felel meg. Mivel a hang gitárból érkezett, az alulfrekvencián túl már a bemenő jel is tartalmazott felhangokat. A szoftver lehetőséget biztosított spektrumanalízisre. A kimeneti, torzított jelben páros és páratlan rendszámú felharmonikusok szerepelnek, enyhe többlettel a páros rendszámú felharmonikusok felé, a mérőpontok alapján (4.4. ábra).



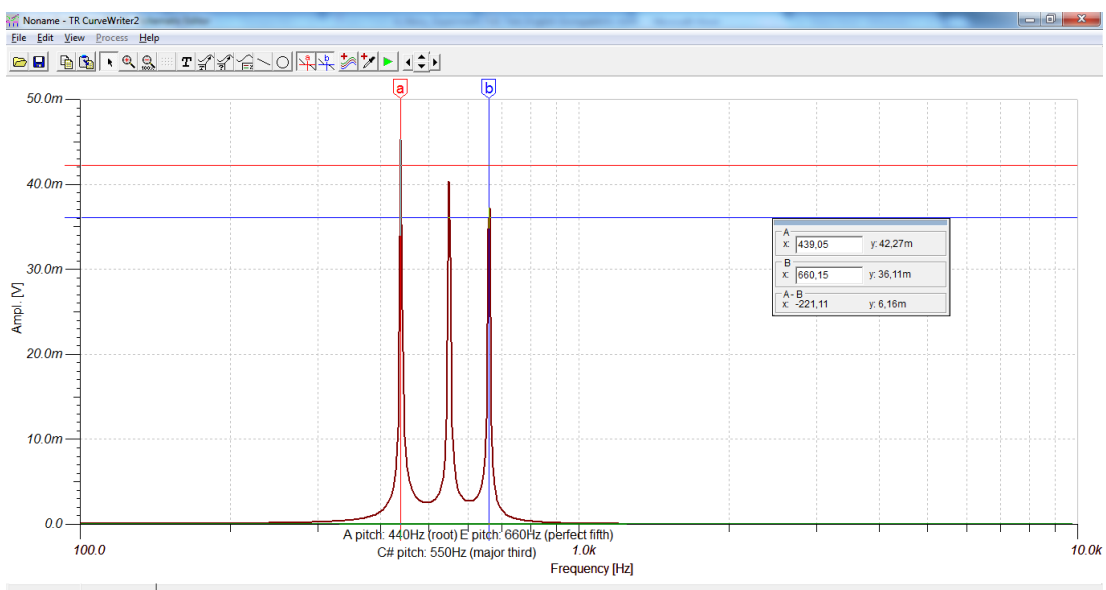
4.4. ábra: A Fuzztone áramkör spektrum-analízise, a bemeneten „a” hang esetén (zöld). A kimenet (piros) enyhén páros rendszámú dominanciát mutat a felharmonikus tartományban (saját ábra, 2013).

Ezt követően összetettebb bemenet, egy hármashangzat hatásait vizsgáltuk. A bemeneti jel egy nagy hármashangzat volt (A-dúr akkord), amely az alaphangon túl nagy tercből, és tiszta kvintből áll. Az alaphang frekvenciája az előző kísérlethez hasonlóan 440 Hz, a nagy tercé 550 Hz, a tiszta kvinté 660 Hz. A tiszta kvint frekvenciája  $3/2$  arányban áll az alaphanggal, a tiszta akusztikus nagy terc frekvenciája pedig  $5/4$  arányú, vagyis a három hang frekvencia aránya:  $4/5/6$  (4.5. ábra).



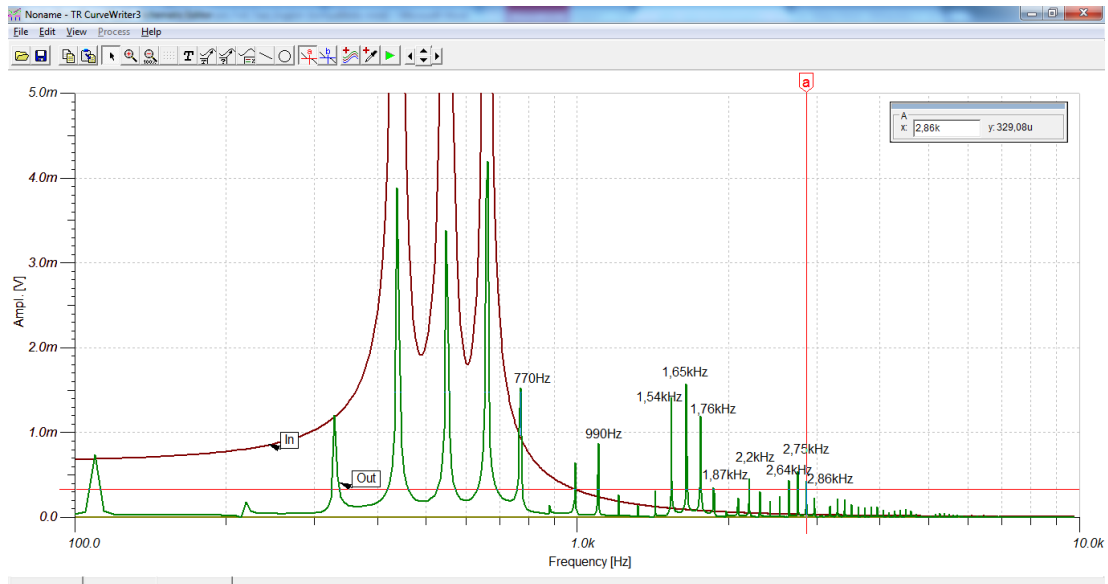
4.5. ábra: nagy hármás („a” dúr akkord) felépítése, Jeff Dahl (2008) nyomán. A görbék a következő matematikai egyenletekkel írhatók le:  $4\sin(2x)$ ,  $4\sin(2.5x)$ ,  $4\sin(3x)$ ,  $4\sin(2x)+4\sin(3x)$ ,  $4\sin(2x)+4\sin(2.5x)+4\sin(3x)$  [24]

A fenti hármashangzat frekvencia spektruma TINA szoftver segítségével a következőképpen néz ki (4.6. ábra):



4.6. ábra: „a” dúr hármashangzat frekvencia spektruma (saját ábra, 2013)

A kimeneti, torzított hangképben ismét felfedezhetők a páros és páratlan rendszámú felharmonikusok, melynek frekvenciaspektruma látható a következő, 4.7. ábrán:



4.7. ábra: „a” dír hármashangzat kimeneti frekvenciaspektruma (zöld), és a torzításmentes bemenet (piros), (saját ábra, 2013)

A példa szerinti 4/5/6 frekvencia arány kellemes az emberi fülnek, és ez az arány valószínűleg a felhangokra is igaz. A páros rendszámú felharmonikus dominancia az oktávjellege miatt kellemesebb, mint a páratlan rendszámú többlet. Ebben az esetben mindkét típus megjelenik, és a feltételezés szerint a megfelelő arányok érzékelhetők az emberi hallás számára elfogadhatónak, természetesnek. A következő táblázatban összesítettem a fellelt felharmonikusok alaphanghoz képest számított arányát, a fenti példából kiindulva (4.8. ábra):

Base harmonics	Overtone1	Overtone2	Overtone3	Overtone4	Overtone5	Overtone6	Overtone7	Overtone8	Overtone9	Overtone10	
	1650	770	1540	1760	990	2750	2200	2640	2860	1870	Hz
Root	440	3,75	1,75	3,5	4	2,25	6,25	5	6	6,5	x
Major third	550	3	1,4	2,8	3,2	1,8	5	4	4,8	5,2	3,4 x
Perfect fifth	660	2,5	1,1666667	2,3333333	2,6666667	1,5	4,1666667	3,3333333	4	4,3333333	2,8333333 x
	Hz										

4.8. ábra: a torzított kimenetben szereplő felharmonikusok amplitúdó szerint csökkenő sorrendben, és ezek aránya az alaphang frekvenciájához (saját ábra, 2013)

A megfelelő arány értékek becslése miatt szükségessé vált különböző típusú hangerősítő berendezések felharmonikus tartományának elemzése.

### 4.3. Hangerősítők felharmonikus tartományának elemzése

A mai világban különféle lehetőségek közül választhatunk, ha a hang erősítése a cél. Az elektronikus úton működő hangerősítők gyártásának kezdetén csak a vákuumcsöves, vagy más szóval elektroncsöves technológia állt rendelkezésre, jelenleg azonban választhatunk többféle félvezető technológiát is. A különféle elrendezéseknek vannak előnyös és hátrányos tulajdonságaik, és a környezettudatos gondolkodás miatt jelenleg elsősorban az alacsony fogyasztás és hatékony működés szempontjai kerülnek előtérbe. Az energiahatékony működés szempontja különösen előtérbe kerül, ha figyelembe vesszük, hogy gyakorlatilag minden háztartásban megtalálhatóak a különféle hangerősítő berendezések, és szórakoztató elektronikai eszközök. A korábban említett D-osztályú erősítők megoldják ezt a problémát, azonban egyéb olyan nemkívánatos tulajdonságokkal rendelkeznek, ami miatt magas minőségű rendszerekben nem, vagy csak ritkán használják őket. A megfelelő torzítási jelleg feltérképezéséhez olyan hangerősítő berendezéseket választottam, amelyeket világszerte, több évtizede használnak és keresnek a zenészek. Ezen elismert berendezések kapcsolási rajzai, összeszerelési útmutatói rendelkezésre álltak, így lehetőség adódott a hiányzó erősítő berendezések megépítésére. A vizsgálat célja az volt, hogy ezen hangerősítő berendezések működési elv szerinti csoportosítása után fény derüljön a

torzítási jellegük eltéréseire, ezzel lehetséges iránymutatásul szolgálva arra, hogy az emberi hallás számára elfogadott, vagy kifejezetten kellemes torzítási jelleg behatárolható legyen.

Végső célunk viszont egy olyan berendezés megalkotása, amely magasabb érzékelt hangosságot hoz létre, a mérhető hangnyomási szint alacsony értéken tartása mellett. Emiatt a felhasznált energia is alacsonyabb, hiszen az elektronikus úton mérhető teljesítmény is alacsonyabb szinten marad.

A vizsgálathoz a hangerősítő berendezéseken túl szükség volt speciális kalibrált mikrofonra, valós idejű Fourier-transzformációt végrehajtani képes mérőműszerre, alacsony torzítással rendelkező jelgenerátorra, és egy kalibrált helysége, ahol ezek a vizsgálatok elvégezhetők.

#### **4.3.1. Anyag és módszer**

Kilenc különböző elven működő hangerősítő berendezést vontuk vizsgálat alá. Ebből öt félvezetős technológiával, és négy elektroncsöves technológiával működik. A félvezetős (ebben az esetben bipoláris tranzisztoros) erősítők a következők:

- 35RG hangszer (gitár) erősítő (35W),
- FISHER CA-55 Hi-Fi hangerősítő (35W),
- Solton HOT 30 hangszer (gitár) erősítő (30W),
- ISU elemről működő hangszer (gitár) erősítő (1,5W),
- Regent R222 hangszer (gitár) erősítő (20W).

Az elektroncsöves erősítők ismert és előszeretettel használt típusok voltak:

- 300B Hi-Fi hangerősítő (10W),
- Deluxe Rev. AB763 hangszer (gitár) erősítő (35W),
- Tweed Champ 5F1 hangszer (gitár) erősítő (4W),
- Tweed Deluxe 5E3 hangszer (gitár) erősítő (25W).

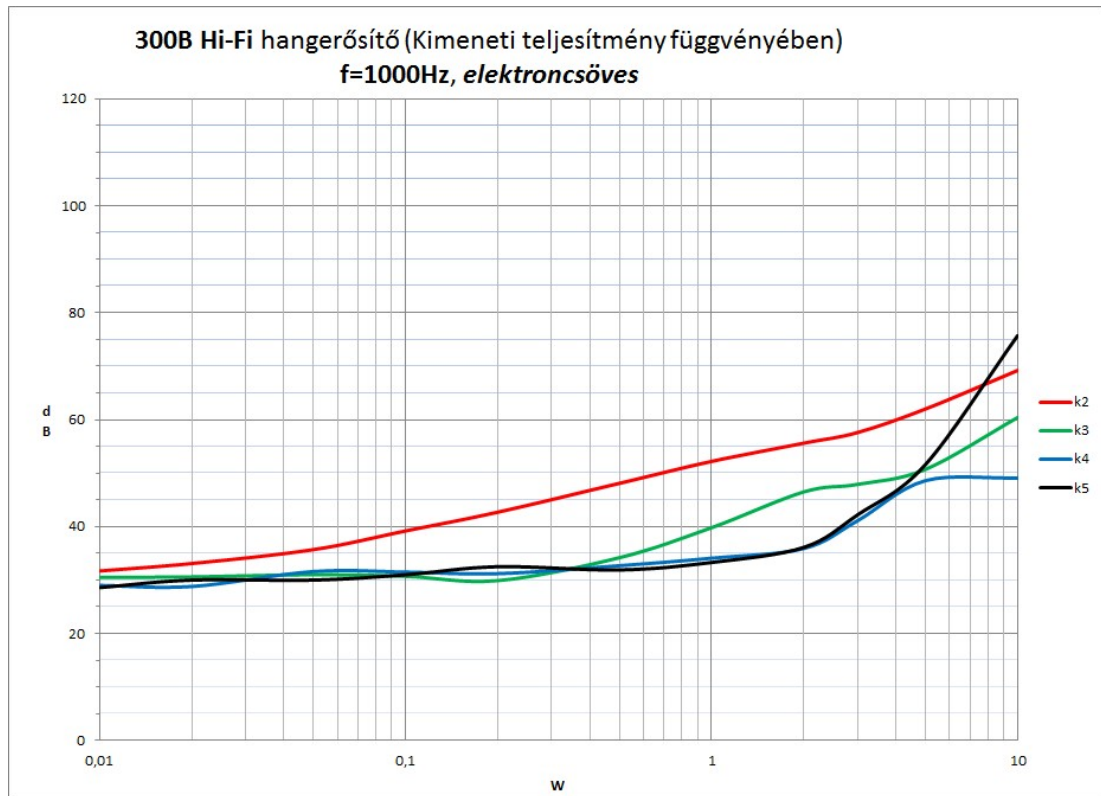
A 300B és az 5F1 erősítők Single-Ended (SE), a többi pedig ellenütemű (Push-Pull, PP) típusok. A méréseket speciális mérőkabinban végeztük, ahol a hangerősítők és a mérőmikrofon egy kalibrált mérőszobában, a vizsgálatot végző személy pedig ettől akusztikusan elválasztva foglalt helyet. Az elválasztást az is indokoltta, hogy minden erősítőnél a teljesítményhatárig kellett mérni, amely túlzott mértékű hangnyomási szintet eredményezett volna, ezzel kockáztatva a vizsgálatot végző személy hallását. Az akusztikailag elválasztott helységben egy kábellel összekötött, kalibrált kézi mérőműszert használtunk, amely képes többek között valós idejű Fourier-transzformáció (FFT) végzésére (NTi Audio XL2 Acoustic és Audio Analyzer). A műszerre kábellel kapcsolódott a kalibrált kondenzátor mérőmikrofon (NTi MA220 ½”). A bemeneti jel minden esetben három különböző frekvenciájú szinuszos hullámforma volt. Egy mély, egy közép, és egy magasabb frekvencia:

- 40 Hz,
- 1 kHz,
- 4 kHz.

A hangerősítők bemenetére kábellel csatlakozott egy alacsony torzítással rendelkező jelgenerátor, amely a bemenő jelet szolgáltatva minden esetben (HAMEG HM8037 Low distortion generator). A kimeneti jel a kalibrált mikrofonból érkezett. A kondenzátor mikrofon egy méter távolságban volt a hangszórótól, és egy mikrofonállványon foglalt helyet. A kimeneti mikrofon jel speciális kalibrált kábelen a kézi FFT műszerbe csatlakozott, de ezzel párhuzamosan az erősítő hangszóró jele elektronikus úton kapcsolva volt egy oszcilloszkópra (Tektronix TDS210 Two channel digital real-time oscilloscope, 60MHz, 1GS/s), a kimeneti jel feszültségének csúcstól-csúcsig történő méréséhez. A méréseket 10 mW teljesítményen kezdtük el, és mindenhol az adott erősítő adatlapján szereplő teljesítmény határig növeltük lépésenként. Minden mérési pont lejegyzésre került, és ezek eredményeképp egy karakterisztika vált rajzolhatóvá, melynek horizontális tengelyén a kimeneti teljesítmény, vertikális tengelyén pedig decibelszintek láthatók. A



megjelenített görbesereg a második, harmadik, negyedik és ötödik felharmonikusai az adott bemeneti jelnek, különböző színekkel feltüntetve. Ennek egy példája, a 300B erősítő esetén (4.9. ábra):

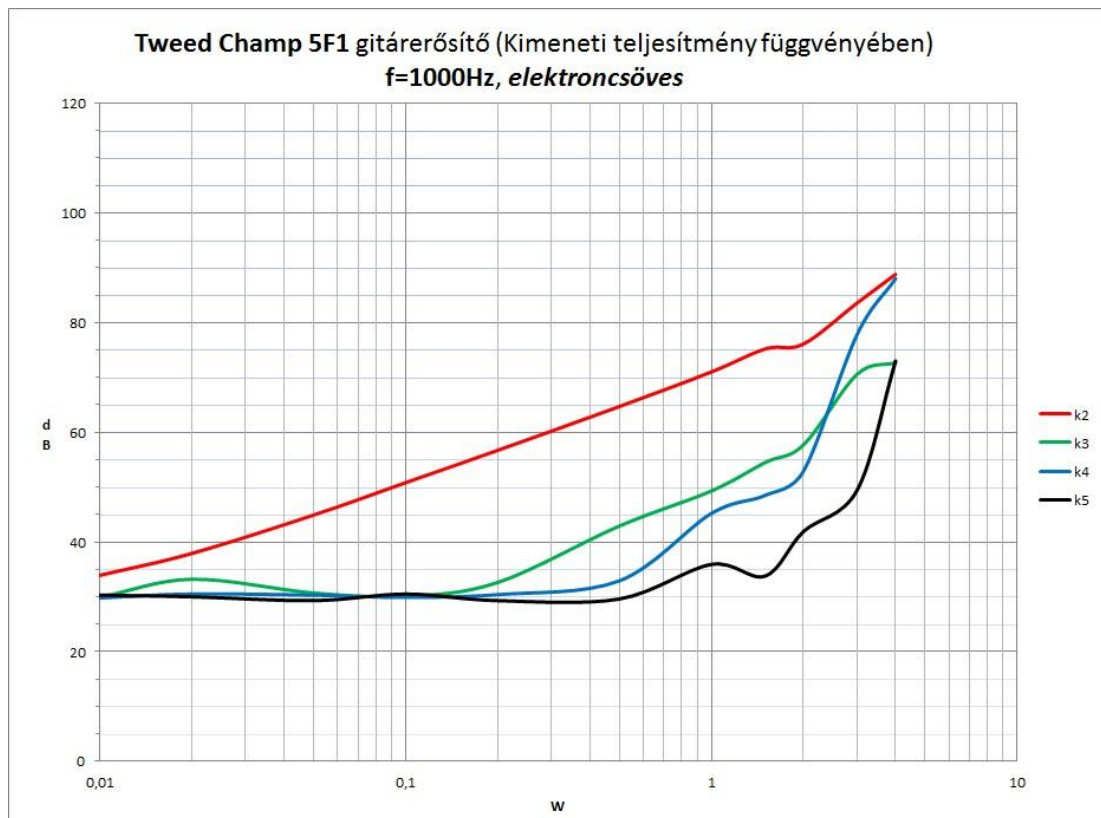


4.9. ábra: A 300B típusú elektroncsöves egy-ütemű (Single Ended, SE) hangerősítő k2 (piros), k3 (zöld), k4 (kék) és k5 (fekete) harmonikusai a kimeneti teljesítmény függvényében,  $f = 1000 \text{ Hz}$  szinuszos bemeneti jel esetén (saját ábra, 2014).

### 4.3.2. Eredmények

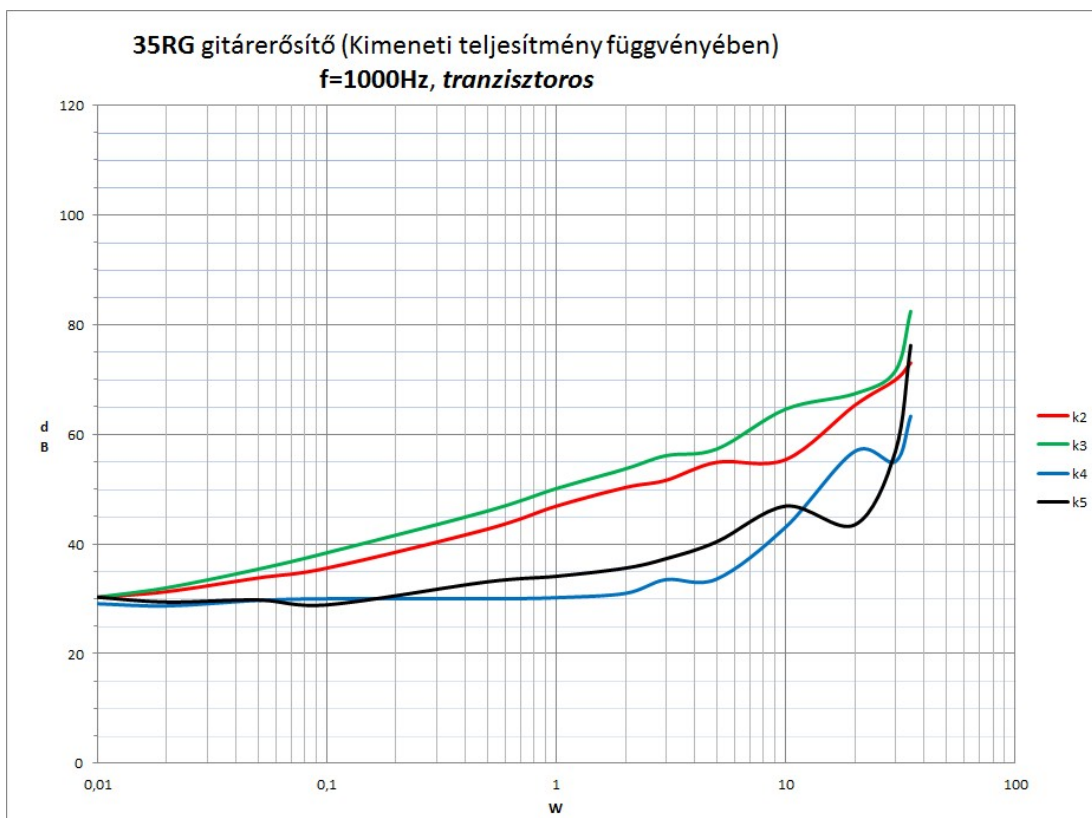
Mind a kilenc hangerősítő esetében elkészítettük a három különböző bemeneti frekvencián (40 Hz, 1 kHz és 4 kHz) mért adatokból a karakterisztika együtteseket. Tehát 27 darab, az előző ábrán láthatóhoz hasonló karakterisztika jött létre. A karakterisztikák létrehozásához, a kézi műszerből a teljes FFT adatcsomagokat használtuk fel. Minden mért teljesítmény esetén, a teljes FFT adatcsomagból, minden karakterisztikához ki kellett válogatni a megfelelő harmonikust.

A triódás (elektroncsöves) erősítők a második harmonikust jobban erősítik a mérések alapján, mint a harmadikat. Az elektroncsöves erősítők eredményeinél a második harmonikus közel egyenes (az X tengely logaritmikus) és a harmadik harmonikus vonala felett foglal helyet, egészen a teljesítményhatárig, ahol hirtelen növekszik a torzítás. Az elektroncsöves csoportnál tehát a k2 vonal közel egyenes a teljes spektrumban a legkisebb mért teljesítménytől a teljesítményhatárig, de a k3 rendelkezik egy törésponttal, és amikor az erősítő teljesítménye eléri ezt, a k3 torzítás nőni kezd. Erre egy tipikus példa a következő, 4.10. ábrán látható.



4.10. ábra: A k3 töréspont tipikus példája elektroncsöves erősítőknél (saját ábra, 2014).

Félvezetős, bipoláris tranzistoros erősítők esetében viszont ez a k3 töréspont hiányzik (4.11. ábra).



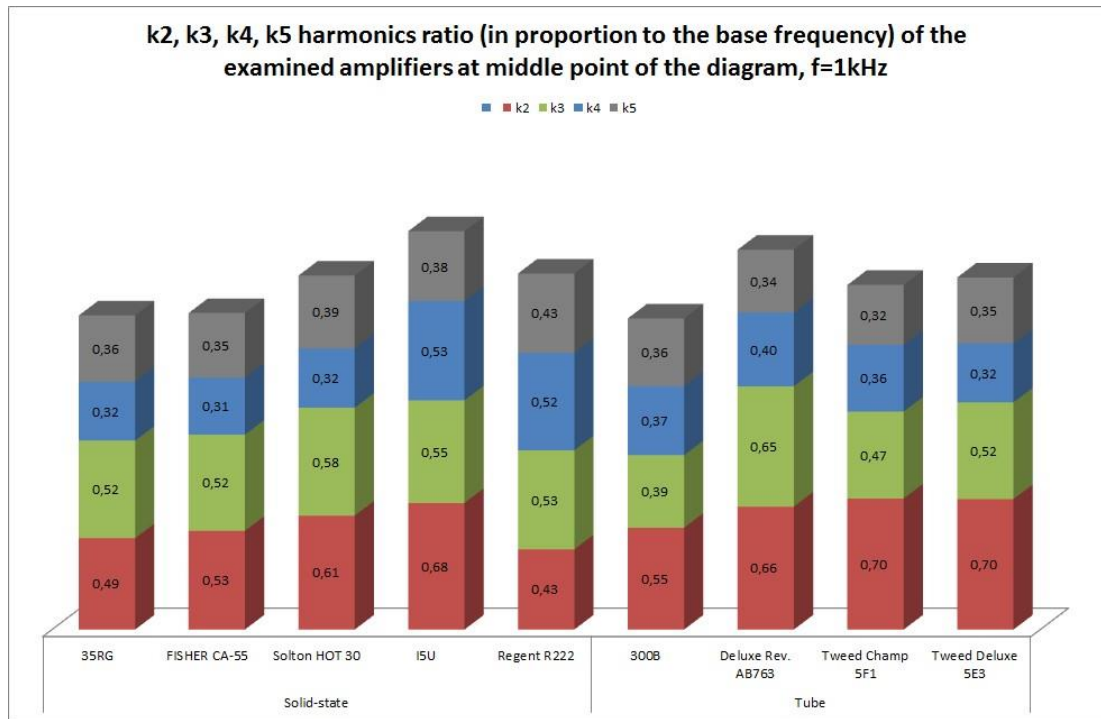
4.11.ábra: A k3 töréspont hiánya félvezető erősítőknél (saját ábra, 2014).

Egy összefoglaló táblázathoz minden karakterisztika esetében a teljesítmény-középponti értéket vettünk alapul. Így jött létre a következő összefoglaló (4.12. ábra).

<b>k2, k3, k4, k5 harmonics of the examined amplifiers at middle point of the diagram, f=1kHz</b>									
Harmonics	Solid-state					Tube			
	35RG	FISHER CA-55	Solton HOT 30	I5U	Regent R222	300B	Deluxe Rev. AB763	Tweed Champ 5F1	Tweed Deluxe 5E3
<b>k2 [dB]</b>	46,9	54,3	59,9	65,9	41,8	48,1	64,2	64,7	68,1
<b>k3 [dB]</b>	50,1	52,9	56,7	53,4	51,7	34,2	62,8	42,9	50,5
<b>k4 [dB]</b>	30,2	31,3	31,2	51,6	50,7	32,7	38,4	32,9	30,7
<b>k5 [dB]</b>	34,1	35,6	38,3	36,4	41,5	31,9	32,9	29,6	34,5

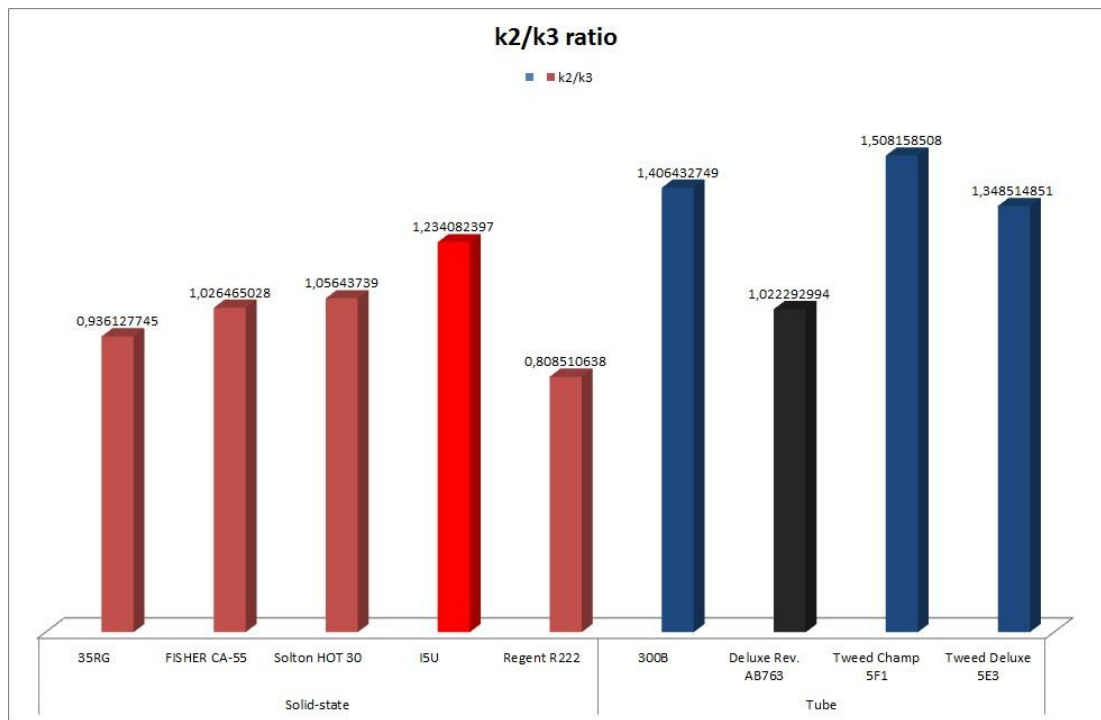
4.12.ábra: A vizsgált hangerősítők k2, k3, k4 és k5 harmonikusai a teljesítmény középpontban, f=1kHz bemeneti frekvencia esetén (saját ábra, 2014).

A következő, 4.13. ábra a k<sub>2</sub>, k<sub>3</sub>, k<sub>4</sub> és k<sub>5</sub> harmonikusok arányait mutatja, az alapfrekvenciához viszonyítva. A bemeneti adatok a diagramok teljesítmény-középponti értékeiből származnak.



4.13.ábra: k<sub>2</sub>, k<sub>3</sub>, k<sub>4</sub>, k<sub>5</sub> harmonikus arány eloszlása (saját ábra, 2014).

Az összes feldolgozott adatból érdekes érték a k<sub>2</sub>/k<sub>3</sub> aránya, amely információként szolgálhat az adott berendezés minőségét, megfelelő torzítási karakterisztikáját illetően (4.14. ábra). A következő ábra ezt az értéket mutatja, minden vizsgálatba vont félvezetős és elektroncsöves erősítő esetén. Majdnem minden esetben, az elektroncsöves erősítők k<sub>2</sub>/k<sub>3</sub> arányszáma magasabb volt a félvezetős erősítők értékeinél, de voltak kivételek is (pirossal és feketével jelölve).



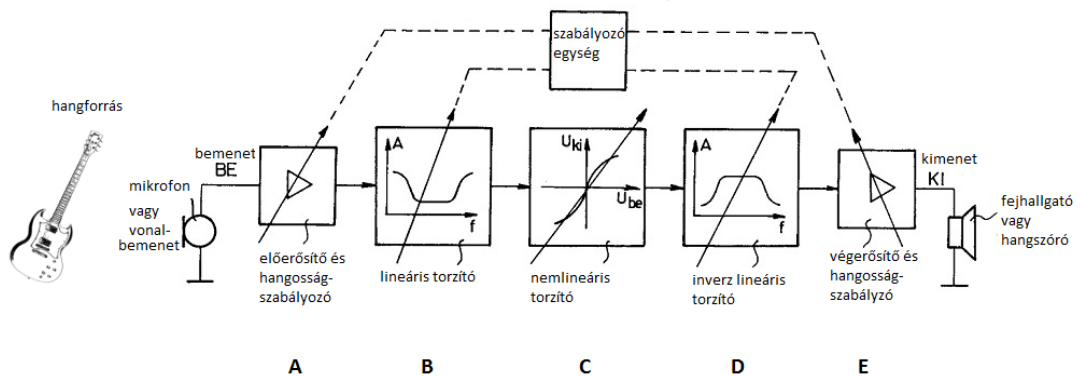
4.14. ábra:  $k_2/k_3$  arányok (saját ábra, 2014).

Tapasztalatok alapján, zenészek és a minőségi zenehallgatás iránt érdeklők körében népszerűek az alacsony torzítással és kiegyenlített hangképpel rendelkező elektroncsöves hangerősítők. Ezen erősítők harmonikus torzítási karaktere a mérések alapján eltér a félvezetős berendezésektől.

## 5. Szabadalom: Emberi fül torzítását modellező eszköz, valamint eljárás hangjel feldolgozására

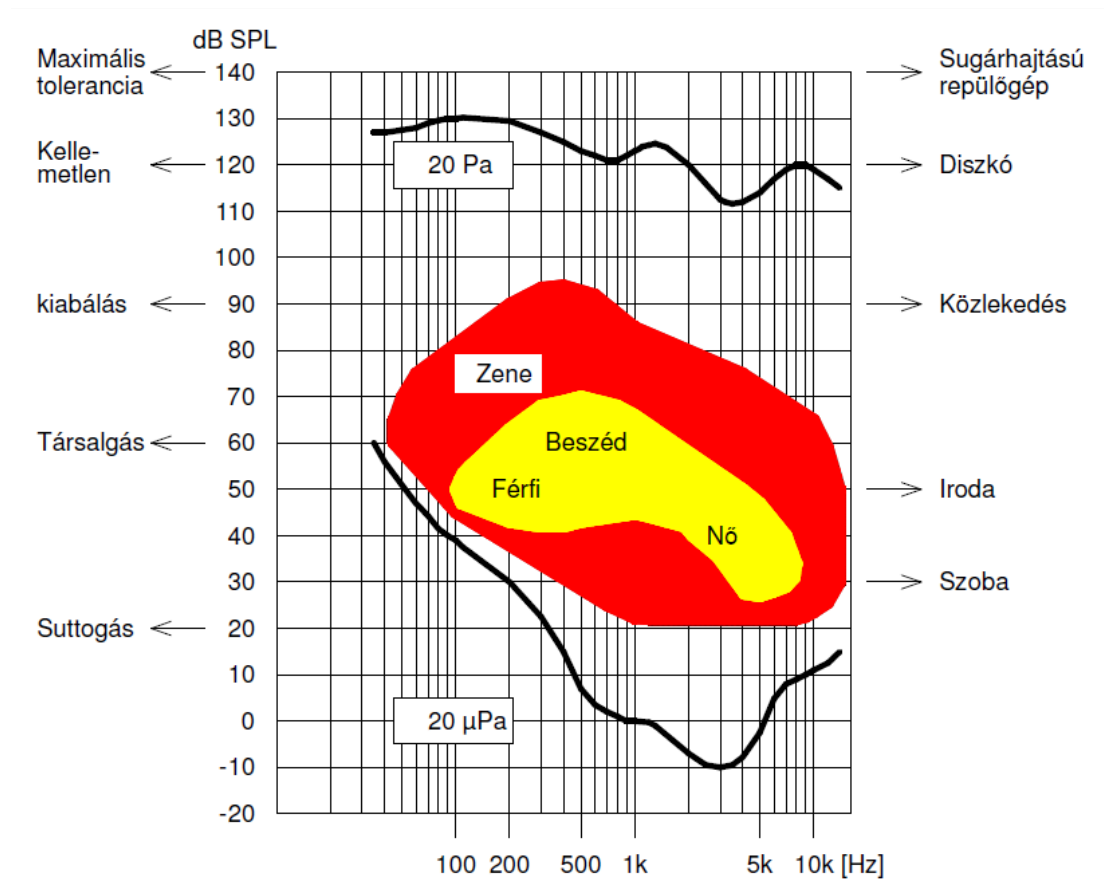
### 5.1. Saját hangjel feldolgozó eljárásunk

A kutatócsoportunk által fejlesztett eszköz, és eljárás szabadalmi oltalmat kapott [25]. A következő, 5.1. ábrán az eljárás működési blokkvázlata látható.



5.1. ábra: A szabadalmaztatott eljárás blokkvázlata. A beszéd és énekhang közepes frekvencia tartományában a legérzékenyebb a fül és legkisebb a torzítása. Ezt a tartományt modellezzük a „B” lineáris torzítóval, majd a „C” torzítóval dúsítjuk a hangot megfelelő páros és páratlan harmónikusokkal. Végül a „D” modullal visszaállítjuk az eredeti hangszintet. Az „A” és „E” erősítőkkel az optimális jelszintet állíthatjuk be [25].

A szabadalmaztatott módszerrel jól utánozható a fül torzítása, nemlineáris viselkedése. Bármely nemlineáris torzító hangosságérzet növekedést okoz, de az így módosított hang akkor válik élethűvé, ha minél jobban közelítjük fülünk torzítását. Az emberi hang vagy ének frekvenciaspektrumának a közepén a legalacsonyabb a hallásküszöb, és a torzításokra is itt a legérzékenyebb az emberi fül. Ezt a tartományt modellezzük a „B” lineáris torzító modullal. A következő, 5.2. ábrán nemcsak a hallásküszöb, de a kellemetlenségi küszöb frekvenciafüggése is megfigyelhető.



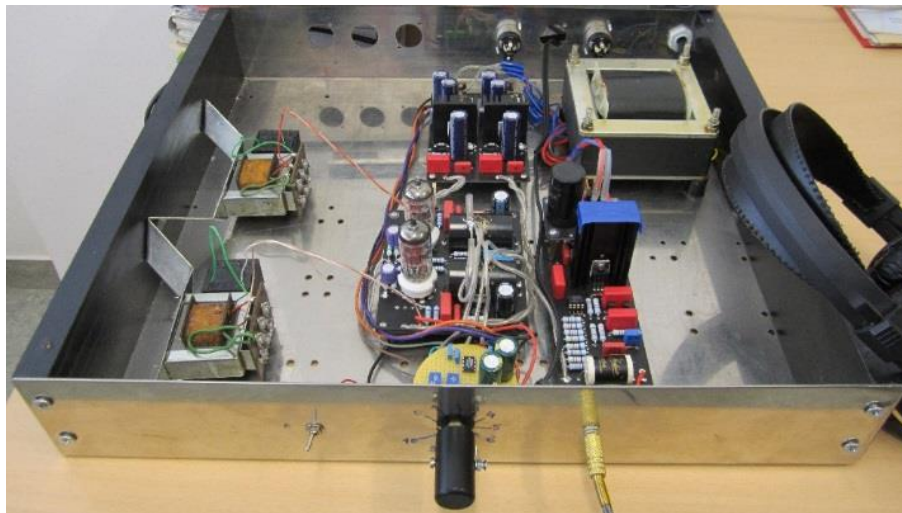
5.2. ábra: Az emberi fül érzékenysége. Az alsó határvonal a hallásküszöböt, a felső határvonal a kellemetlenségi küszöböt mutatja a különböző frekvenciákon [4].

A „C” nemlineáris torzító modullal dúsítjuk a hangot a megfelelő arányú páros és páratlan rendszámú felharmonikusokkal. Végül a „D” inverz lineáris torzító modullal visszaállítjuk az eredeti hangszínt. Az „A” és „E” modulok segítségével az optimális jelszintet állíthatjuk be.

## 5.2. Emberi fül torzítását modellező eszköz prototípusa

A prototípus a szabadalomban szereplő elvek alapján épült, a minőségi hangosítás területén hozott előrelépést. A kutatásunkhoz használt eszköz olyan elektronikus berendezés, amely a bejövő hangfrekvenciás jel 20 Hz és 50 kHz közötti frekvenciaspektrumát változatlanul hagyja, azonban a felhangokat módosítja. A találmány a minőségi hangosítás területére esik. Közelebbről

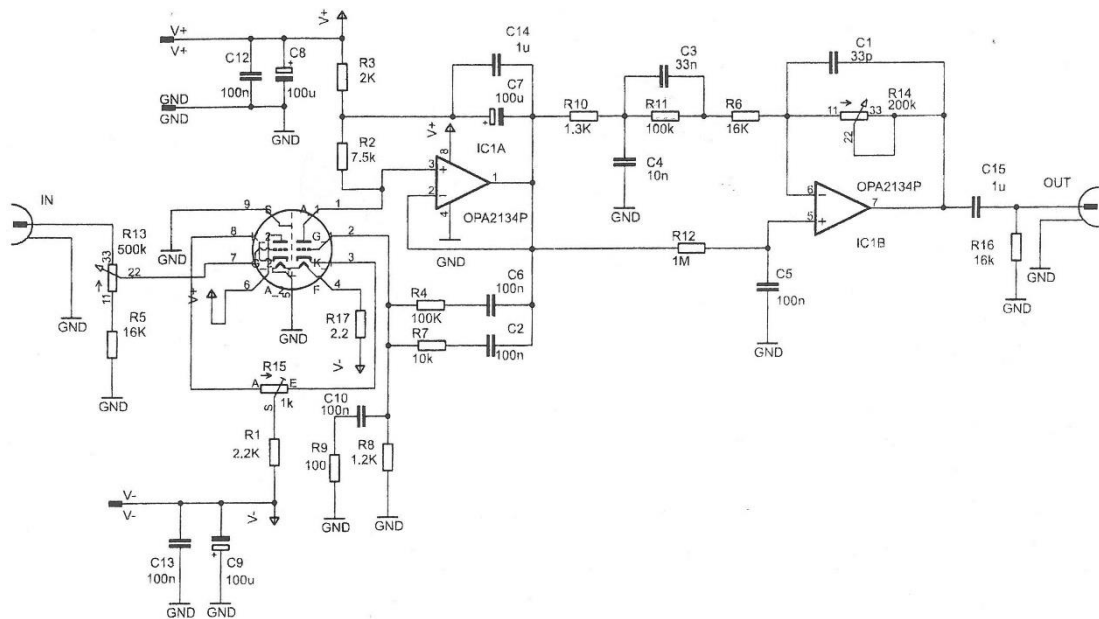
tekintve a találmány egy olyan elektronikus eszköz a hangjel feldolgozására, amely alacsonyabb hangnyomás szintek mellett is tökéletesen élethű hangélményt biztosít [26]. Vizsgálataink során arra a következtetésre jutottunk, hogy az emberi fül torzításához hasonló felharmonikus tartomány beállításával, illetve „leutánzásával” a teljes hallható frekvenciaspektrumon hangosságérzet növelés érhető el a hangminőség romlása nélkül. Amennyiben egy hangjel feldolgozására szolgáló eszköz a benne alkalmazott különféle elektronikai egységek együtteseként képes lenne ilyen felharmonikus tartomány mesterséges létrehozására, úgy hangosító berendezésekben történő használata elkerülhetővé tenné a feleslegesen nagy és káros hangnyomás szintek használatát. Az eljárásunk működését ellenőrző prototípust (Proof Of Concept Prototype, PoC) úgy készítettük el, hogy szubjektív összehasonlító hangosságérzet tesztet lehessen vele végezni (5.3. ábra).



5.3. ábra: Emberi fül torzítását modellező eszköz prototípusa (saját fotó, 2014)

A prototípus egy hibrid áramkör, amely elektroncsöveket (duál-triódákat) és műveleti erősítőket is tartalmaz. Az elvi kapcsolási rajz a következő, 5.4. ábrán látható.





5.4. ábra: Az eljárás működését ellenőrző prototípus elvi kapcsolási rajza [26].

Egy kapcsoló segítségével választhatunk, hogy a felharmonikusokban módosított vagy a változatlan hangot szeretnénk-e hallgatni. A módosított ágon a bemenet és a kimenet amplitúdója megegyezik, a változatlan ágon pedig az erősítés egy potenciométerrel változtatható. Ezzel elérhető, hogy fejhallgatók teszt közben a kapcsolót átváltva be tudjuk állítani a potenciométerrel azt a szintet, amely a szubjektív vizsgálat során érzékelt hangerőnek felel meg. A teszt elvégzése után a potenciométer állásából vissza lehet következtetni a hangosságérzet növekedésére és ez kifejezhető decibelben.

### 5.3. A koncepció ellenőrzése

#### 5.3.1. Szubjektív összehasonlító hangosságérzet-teszt

A teszthez nagyfelbontású, kompresszió- és tömörítés-mentes, alacsony torzítással rendelkező zenei anyagot alkalmaztunk. SACD (Super Audio CD) hordozón klasszikus jazz hanganyagot használtunk, amely minden esetben ugyanaz volt, és a hangminta hossza 2 perc (Kenny Drew: Undercurrent). Az

SACD nagyfelbontású audio formátum, 2,8224 MHz mintavételezési frekvenciával, 1 bites audio kódolással és az optikai hordozó (diszk) kapacitása 4,7 GB. A vizsgálatot mobil csendes kamrában végeztük, amelyben a tesztet irányító kutató és az önkéntes jelentkező ültek, valamint a kamrában kapott helyet a prototípus is. A tesztet fejhallgatóval végeztük (Sennheiser HD 430), de az akusztikus hangnyomásszint ellenőrzése miatt a fejhallgató jelét párhuzamosan aktív hangfalakra is rávezettük a hangnyomásszint ellenőrzése miatt. A hangnyomásszint ellenőrzésére hitelesített műszert használtunk (SVAN-979 zaj- és rezgésmérő/analizátor kézi műszer), amelyre kábellel külső mikrofon csatlakoztatható (G.R.A.S 1/2" mérőmikrofon). A hangnyomásszint mérése a kamrán kívül történt harmadik személy által. A mérőmikrofon az aktív hangfalak által keltett hangnyomás szintet mérte. Az egyenértékű hangnyomásszintet mérve (logaritmikusan átlagolt szint) biztosítottuk, hogy a módosítás nélküli és a módosított hangok hangnyomásszintjei megegyezzenek. A módszer segítségével a prototípus előlapján lévő potenciométer minden állása skálázhatóvá vált decibel szintekben kifejezve. Az érzékelt hangerő növekményhez tartozó decibel szint növekmény az ezzel egyenlő hangosságúnak érzékelt torzítás-mentes csatorna decibel szintjével vált meghatározhatóvá. A torzítás-mentes csatorna erősítéséhez tartozó minden egyes potenciométer állás decibelszintje ellenőrizve lett egy hitelesített hangnyomásszint-mérő műszer segítségével (SVAN-979).

### **5.3.2. Kérdőívek**

Az adatokat egyénenként kérdőív segítségével gyűjtöttük, és a válaszokból számtani átlagot számolva, az eredményt decibel értékben adtuk meg (5.5. ábra – kérdőív). A kérdések arra is irányultak, hogy van-e diagnosztizált halláskárosodása a résztvevőnek, illetve volt-e zajos környezetben a teszt megkezdése előtti időszakban. A készüléket 66 érdeklődő

és egyetemista próbálta ki és mind sikeresen kitöltötte a kérdőívet. A teszt és a kérdőív az objektív audiometria szempontjainak figyelembevételével került kialakításra [4].

A tesztet elvégzők átlag életkora: 33,1 év, szórás: 12,1, medián: 32 év, minimum: 14 év, maximum: 68 év. A kitöltők 36%-a nő, 64%-a férfi. A vizsgálatban való részvétel önkéntes volt és feltételként a hallás szempontjából panaszmentességet szabtuk.

<p><b>Kérdőív: A fül nemlineáris torzítási viselkedésének megismerése</b>  PTE Egészségtudományi Kar  Egészségtudományi Doktori Iskola  2019. február  <b>A válaszadás önkéntes és névtelen!</b></p>	
<p>Kedves Válaszadó!</p> <p>A következő kérdőív az emberi hallás jelenleg még nem ismert paramétereinek megismerésére szolgál. A kutatás céljáról és az adatok kiértékelése után az eredményekről, igény esetén, szívesen tájékoztatom. Ezért, vagy bármilyen felmerült kérdéssel kapcsolatban forduljon hozzám bizalommal a <a href="mailto:bagdan.viktor@mik.pte.com">bagdan.viktor@mik.pte.com</a> e-mail címen.</p> <p><b>TÜRELMIÉRT ÉS SEGÍTSÉGÉRT ELŐRE IS KÖSZÖNÖM!</b></p> <p style="text-align: right;"><i>Bagdán Viktor</i> PhD doktorjelölt, PTE ETK Doktori Iskola</p>	
<p><b>FELADAT:</b> Kérem, hallgassa meg a hanganyagot, és közben végezze el az alábbi tesztet:  A prototípus kétféle módon továbbítja a hangot, és a két út között a váltó kapcsolóval át lehet kapcsolni (ezt többször is megteheti zenehallgatás közben).  <b>Állítsa be a több állású hangerő szabályzóval azt a legmagasabb állást, amelyen az átváltó kapcsolóval azonos hangerőnek ítéli meg a kétféle úton továbbított hangot!</b></p>	
<p>1. Kérem, írja ide a teszt során azonos hangerő szintnek érzékelt legmagasabb állást: ____</p> <p style="text-align: center;"><b>KÉREM, VÁLASZOLJON AZ ALÁBBI KÉRDÉSEKRE IS</b></p> <p>2. Az Ön neve:  <input type="checkbox"/> Férfi  <input type="checkbox"/> Nő</p> <p>3. Életkora: _____ éves</p> <p>4. Kedvence zenei stílus (több válasz is lehetséges):  <input type="checkbox"/> Klasszikus  <input type="checkbox"/> Jazz  <input type="checkbox"/> Rock  <input type="checkbox"/> Blues  <input type="checkbox"/> Pop  <input type="checkbox"/> Techno</p> <p><small>Folytatás a lap háttoldalán!</small></p>	<p>5. Van-e valamilyen halláskárosodása?  <input type="checkbox"/> Van  <input type="checkbox"/> Nincs</p> <p>6. Zajos helyen dolgozik-e, vagy szokott-e tartózkodni hosszabb ideig (pl.: diszkó)?  <input type="checkbox"/> Igen  <input type="checkbox"/> Nem</p> <p>7. Szokott-e zúgni a füle?  <input type="checkbox"/> Igen, ebben az esetben:  <input type="checkbox"/> egyoldali fülzúgás  <input type="checkbox"/> kétoldali fülzúgás  <input type="checkbox"/> Nem</p> <p>8. A teszt megkezdése előtt volt-e erőteljes zajban?  <input type="checkbox"/> Igen  <input type="checkbox"/> Nem</p> <p>9. Szokott-e fejhallgatóval vagy fülhallgatóval zenét hallgatni (MP3, Mp4, iPod, iPhone, mobiltelefon, stb.)?  <input type="checkbox"/> Igen  <input type="checkbox"/> Nem</p> <p>10. Kíván-e kapni plusz anyagokat a találmányról, kutatásról?  <input type="checkbox"/> Igen  <input type="checkbox"/> Nem</p> <p style="text-align: right;">Ha igen, az Ön elérhetősége: _____</p> <p style="text-align: right;">Köszönöm, hogy részt vett a kísérletben, és kitöltötte a kérdőívet!</p> <p style="text-align: right;"><i>Bagdán Viktor</i> PhD doktorjelölt, PTE ETK Doktori Iskola</p>

5.5. ábra: Kérdőív szubjektív összehasonlító hangosságérzet-teszthez és a zenei stílusok, halláskárosodás felméréséhez (saját kép, 2019)

### 5.3.3. Eredmények és következtetések

Átlagosan 2,73 dB növekmény mérhető elektronikusan mérve (szórás: 2,19, minimum: -1,5dB, maximum: 6,5dB, median: 2,5dB), a 66 kitöltött kérdőív alapján, amelyet a triódás prototípussal használtunk [27]. Ez teljesítményváltozásban kifejezve 87,5%-os növekményt jelent. A teljesítmény növekmény az alábbiak szerint számolható. Ha a bemeneti teljesítményt 1 W értékűnek vesszük, akkor:

$$P_0 = 1 \text{ W}, \dots\dots\dots (5.1)$$

$$L_p = 2,73 \text{ dB}, \dots\dots\dots (5.2)$$

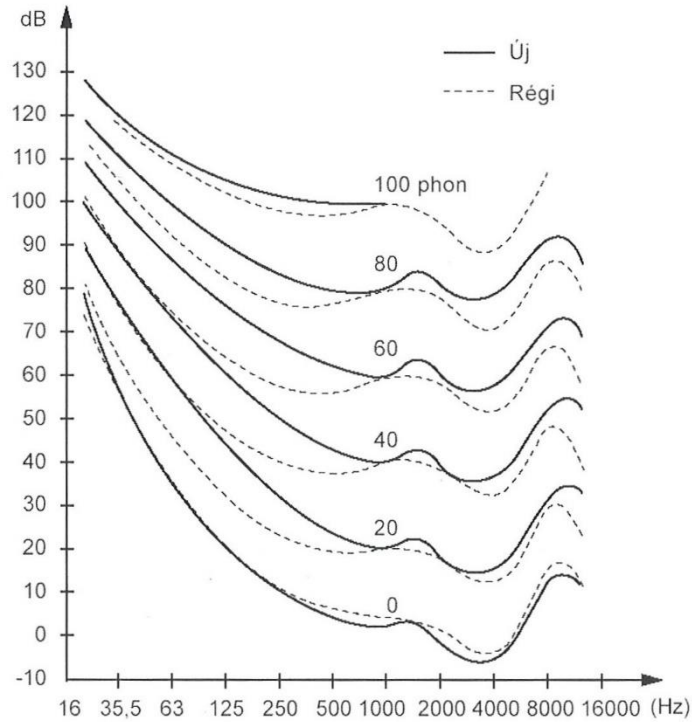
$$P_1 = P_0 * 10^{\frac{L_p}{10}} \text{ W} = 1 \text{ W} * 10^{0,273} = 1,875 \text{ W}, \dots\dots\dots (5.3)$$

$$\frac{P_1}{P_0} = \frac{1,875 \text{ W}}{1 \text{ W}} = 1,875. \dots\dots\dots (5.4)$$

Ez 87,5%-os teljesítmény növekményt jelent. (A 3dB-es növekmény definíció szerint pont 100%-os teljesítmény növekményt, azaz dupla teljesítményt jelent.) Ez azt jelenti, hogy a felhangokat megfelelően módosítva átlagosan ennyivel magasabb az érzékelt hangerő a módosítás nélkülihez képest, a mérhető hangnyomásszint változása nélkül.

A mért 2,73 decibeles növekmény felette van az éppen érzékelhető amplitúdó különbségnek (JND, just noticeable difference). Jesteadt és munkatársai 1977-ben az amplitúdó szelektivitást, azaz az éppen érzékelhető különbséget 0,5 decibeles értékben határozták meg, 80 decibeles hangnyomásszint mellett mérve [28]. Ezt alapul véve a méréseink igazolták a szabadalmaztatott eljárásunk működőképességét.

Léteznek olyan eljárások, amelyek segítségével növelhető a hangosság érzete a fizikai, mérhető hangnyomásszint (SPL) emelése nélkül. Az *azonos hangerősségű görbéket* használó eljárások másként erősítenek fel különböző frekvenciákat. A két ismert és gyakran egymással összekevert görbesereg egyike a Fletcher-Munson [5], a másik pedig a Robinson-Dadson [29]. Az előbbit szinuszos hanggal veszik fel fejhallgatón át, míg a Robinson-Dadson izofóniás görbéket szemben elhelyezett hangszórókkal, süketszobában. A két görbesereg hasonló, de nem teljesen azonos. Az ISO-szabvány 2003-as, jelenleg is érvényben lévő változata ezek egyikét sem követi teljesen (5.6. ábra, [30]).



5.6. ábra: Az ISO 2003-as szabványa, módosított görbékkel. Sem a régi, sem az új ISO-görbék nem egyeznek meg a Fletcher-féle vagy a Robinson-féle görbékkel [30].

Az izofóniás görbéket használják például a hirtelen hangosabbnak tűnő TV reklámoknál, melyeknél a mérhető hangnyomásszint a törvényben előírt értéken belül marad, azonban sokkal hangosabbnak halljuk a többi műsorszámhoz képest. A dinamika kompressziót a görbék figyelembevételével állítják be. Kutatásunk azonban nem ezt az irányvonalat célozta meg. El szeretnénk kerülni a különböző frekvenciák eltérő erősítéséből és a dinamika kompresszióból fakadó kellemetlen hangképek kialakulását. Az eredmények rámutattak arra, hogy nem csak az azonos hangerősségű görbéket használó eljárásokkal érhető el hangosság szint emelkedés, hanem a tanulmányunkban szereplő eljárás segítségével is. Olyan eszköz megalkotása volt a célunk, amely segítségével a kívánt hangosság-érzet elérhető, de a fül nem szenved károsodást, mert a hangnyomásszint továbbra is alacsonyabb értéken marad. Célunk volt továbbá, hogy az eszköz ne színeze a hangot és a zenei információt, és ne torzítsa hallhatóan. A

módszer használatával elkerülhető a hangnyomásiszint emelkedés, tehát anélkül növelhetjük a szubjektív hangosságérzetet, hogy a fület kitenne a magasabb hangnyomásiszint káros következményeinek.

Moore, Glasberg, és Stone 2003-as mérései alapján a szokásos dinamika kompresszió segítségével elérhető hangosságnövekmény hozzávetőlegesen 58%-os lehet, rögzített csúcértékekkel számolva [31]. Ez magasabb érték, mint amennyit mi a jelenlegi prototípusunkkal el tudunk érni, ellenben eljárásunkban az alapharmonikus erősítése lineáris és csak a felhangok erősítése történik nemlineáris módszer szerint. Kirchberger és Russo 2016-os tanulmánya alapján, a sokak által „loudness war” (hangosság-háború) –ként is aposztrofált dinamika kompresszió nemkívánatos jelenség, különösen az olyan felhasználók számára, akik egyébként is dinamika kompressziót használó hallásjavító készüléket hordanak [32]. Ajánlásuk szerint lineáris beállításokat (erősítést) kellene alkalmazni, a nemkívánatos hangképek elkerülése miatt. Kutatási eredményünk emiatt is fontos, hiszen a szabadalomban szereplő eljárással megtarthatók a lineáris erősítési beállítások és dinamika kompresszió nélkül elérhető a hangosság emelkedés. Ugyan további vizsgálatok és fejlesztések szükségesek, de a módszer használhatósága előrevetíti ennek gyakorlati alkalmazhatóságát is. Ilyenek lehetnek a különféle elektronikus hangerősítő berendezések, ahol a metódust effekt-szerűen használni lehetne. Az eljárás legfontosabb felhasználási módja azonban a médialejátszók területe, hiszen ezen eszközöket elterjedten használják a fiatalok. Az újdonság tárgyát képező berendezés legnagyobb haszna tehát a fejhallgatós zenehallgatások elterjedése miatt megnövekedett halláskárosodások csökkentése lehet. A prototípus jelenleg egyszerű analóg felépítésű triódás áramkör, további cél a digitális változat elkészítése, a különféle digitális eszközökhöz, például hallásjavító készülékekhez való illeszthetőség miatt. A prototípus továbbfejlesztésével, a fül nemlineáris viselkedésének mérésével szeretnénk elérni, hogy a torzított hangok egy

nagyságrenddel alacsonyabb teljesítményen is azonos hangerőérzetet okoznak, mint a felhangjaiban torzításmentes hangok.

#### 5.4. Újabb megközelítés: harmonikus dúsítás szorzó áramkörrel

Egy újabb megközelítés szerint, a kívánt felhangokat speciális szorzó áramkörök segítségével, direkt módon is létrehozhatjuk. Ez azt jelenti, hogy a harmonikusok erősségét szabályozhatjuk egyenként, illetve együttesen is. A korábbi elektroncsöves erősítővel végzett tesztek alapján, főleg a második, harmadik és negyedik harmonikusoknak van számottevő hatása a kialakult hangkép szempontjából, a magasabb rendű felharmonikusoknak kevésbé. A következő egyenletek a felharmonikusok matematikai előállítását mutatják be [33]. Fontos megjegyezni, hogy a felhangokkal együtt nemkívánatos komponensek is előálltak, konstansok és visszatérő alapharmonikus formájában, ezeket kompenzálni kellett.

$$f(t) = \sin(\omega t), \dots\dots\dots (5.5)$$

$$f^2(t) = \frac{1}{2} - \frac{\cos(2\omega t)}{2}, \dots\dots\dots (5.6)$$

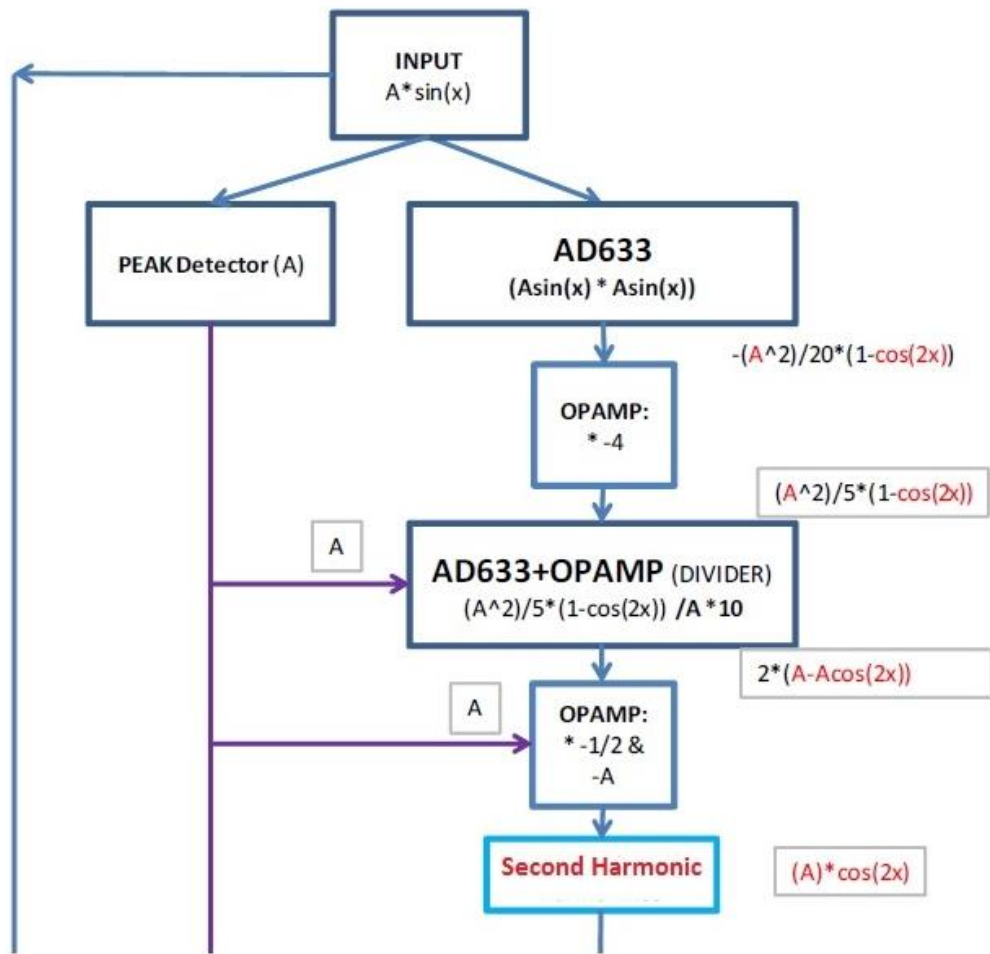
$$f^3(t) = \frac{3 \sin(\omega t)}{4} - \frac{\sin(3\omega t)}{4}, \dots\dots\dots (5.7)$$

$$f^4(t) = -\frac{\cos(2\omega t)}{2} + \frac{\cos(4\omega t)}{8} + \frac{3}{8}, \dots\dots\dots (5.8)$$

$$f^5(t) = \frac{10 \sin(\omega t)}{16} - \frac{5 \sin(3\omega t)}{16} + \frac{\sin(5\omega t)}{16}, \dots\dots\dots (5.9)$$

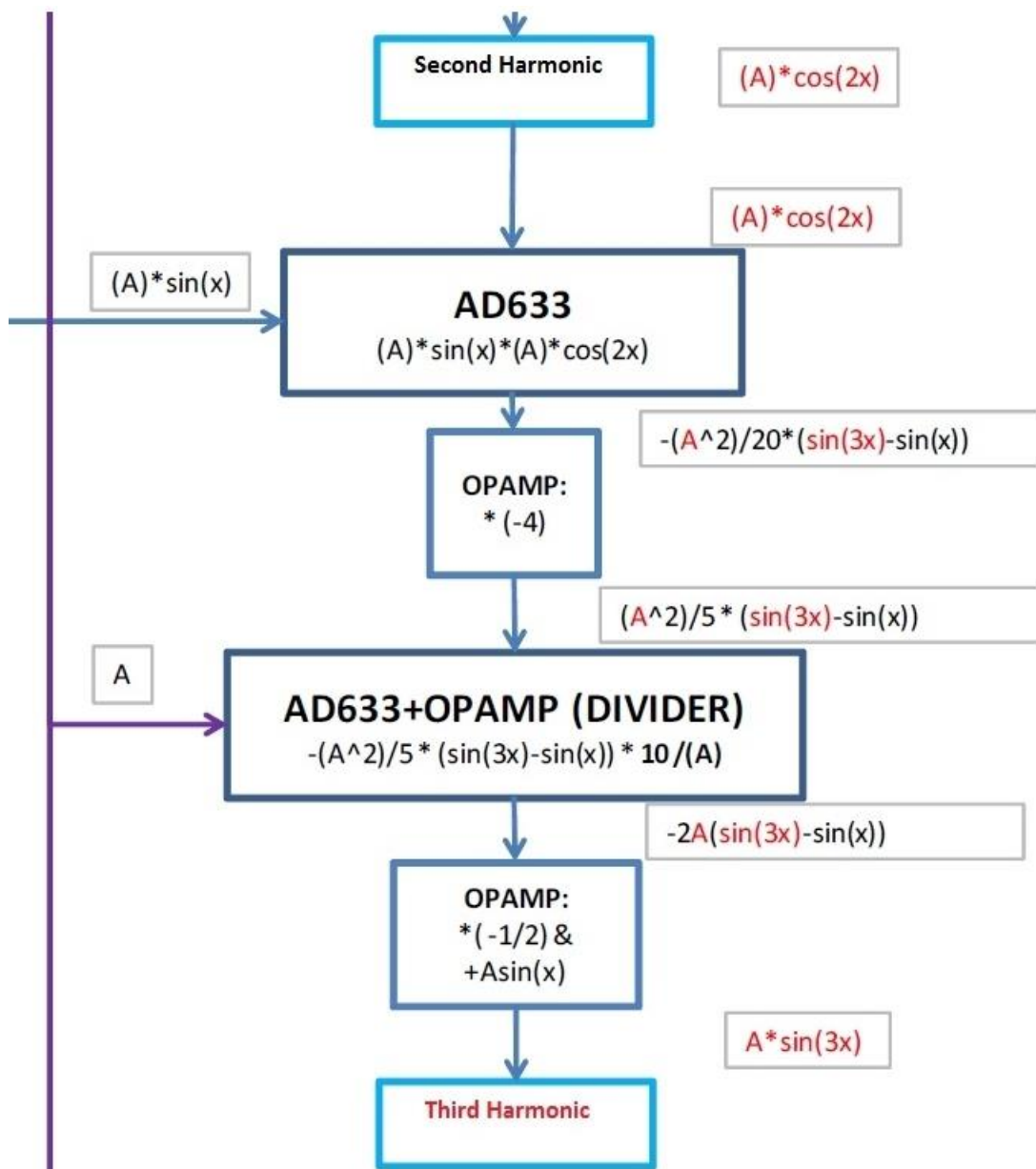
$$f^6(t) = -\frac{15 \cos(2\omega t)}{32} + \frac{6 \cos(4\omega t)}{32} - \frac{\cos(6\omega t)}{32} + \frac{10}{32}, \dots\dots\dots (5.10)$$

A szorzó funkció megvalósítása az Analog Devices AD633 típusú integrált áramkörével, míg az erősítés a Texas Instruments NE5534 típusú műveleti erősítőjével történt. A végleges modellben korrekciós áramköröket és invertereket is alkalmaztunk. A következő három blokk-diagram (5.7., 5.8., 5.9. ábrák) az áramkör működését mutatják be a matematikai transzformációk végrehajtása alapján.

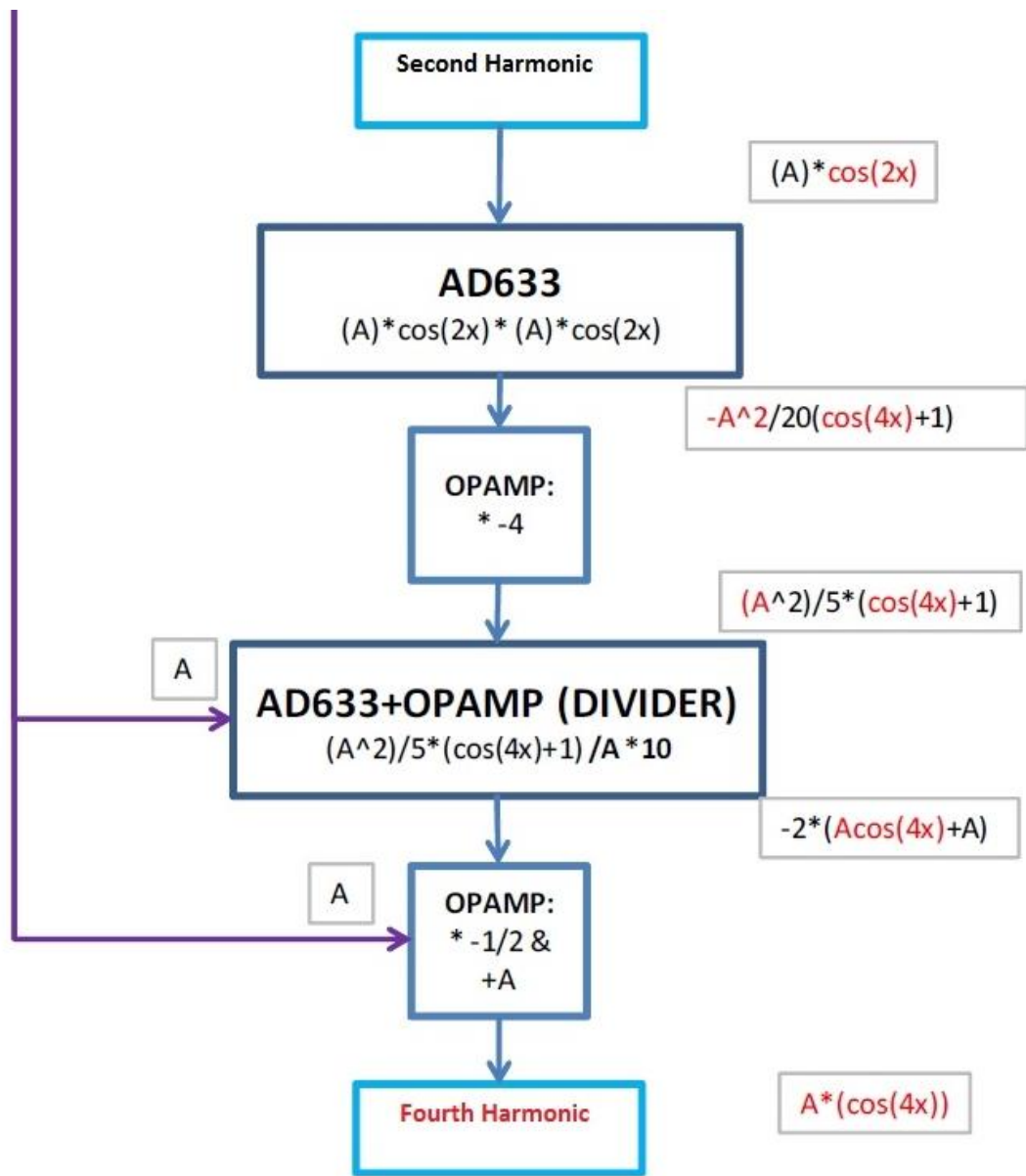


5.7. ábra: A második felharmonikus létrehozásának blokk-diagramja [33]



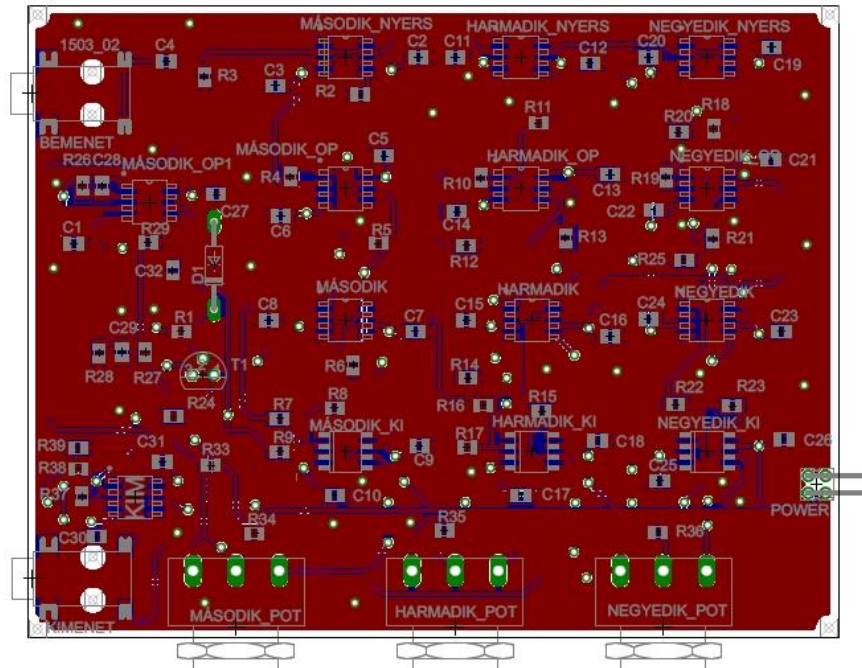


5.8. ábra: A harmadik felharmonikus létrehozásának blokk-diagramja [33]

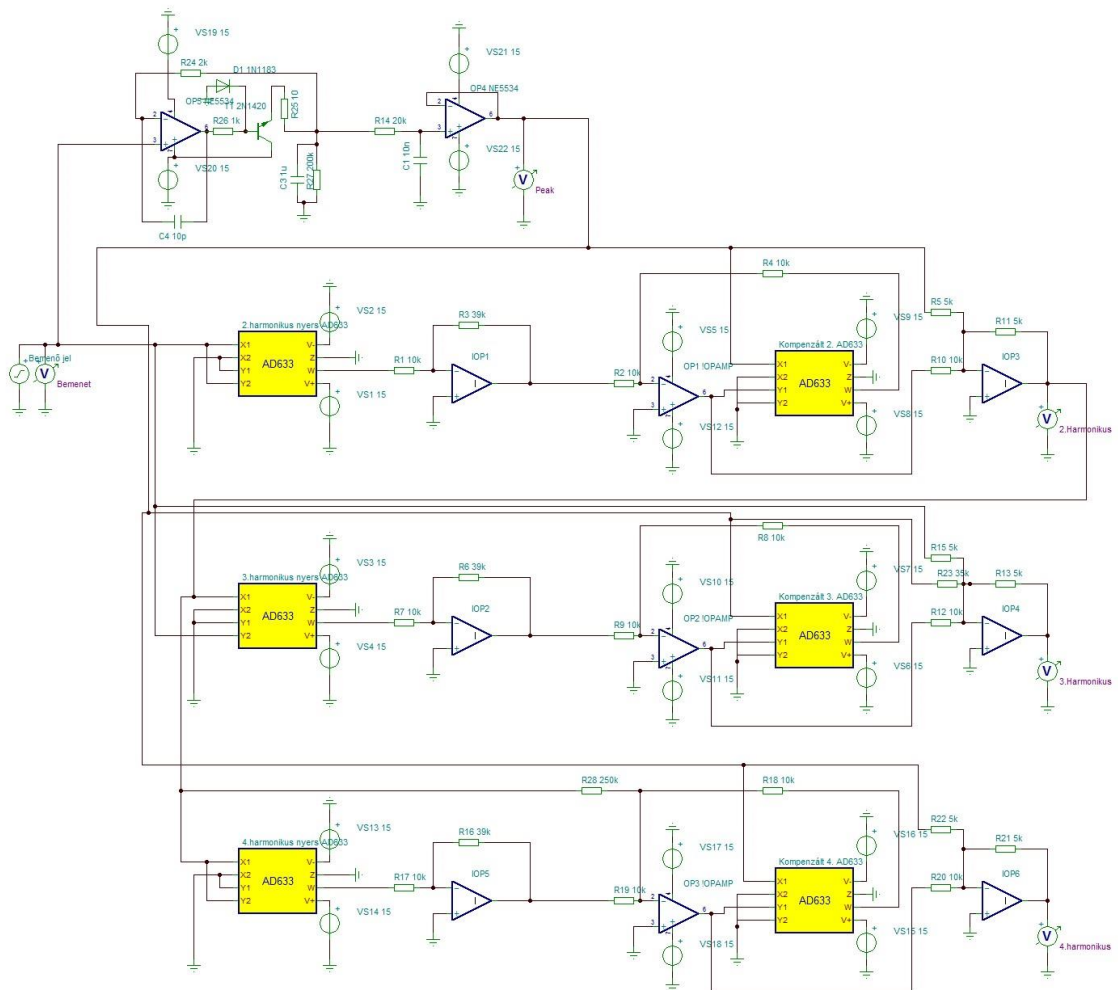


5.9. ábra: A negyedik felharmonikus létrehozásának blokk-diagramja [33]

A következő, 5.10. és 5.11. ábrákon az áramkör beültetési rajza és kapcsolási rajza láthatók. Az áramkör amplitúdó tesztelése sikeresen lezajlott, különböző frekvenciákon.



5.10. ábra: A harmonikus dúsító áramkör beültetési rajza [33]



5.11. ábra: A harmonikus dúsító áramkör kapcsolási rajza [33]

A fenti harmonikus dúsító elrendezéssel tehát művi úton avatkozhatunk be a felharmonikus tartományba, és ezzel lehetőség adódik a kívánt hangosságérzet kialakítására. Az áramkör még további tesztelés alatt áll.

## **6. Az ultrahang tartományú zaj, és ennek egészségügyi vonatkozásai**

Az eddigi vizsgálataink nagy része a felharmonikus tartományra vonatkozott. Ezen hangok frekvenciája sok esetben az alacsonyabb ultrahang tartományba esik és magasabb 20 kHz-nél. Beszélhetünk hasznos, információt is hordozó ultrahang tartományba eső hangokról, illetve zajokról, amelyek negatív egészségügyi hatásai mára bizonyítást nyertek.

### **6.1. Érzékelés az ultrahang tartományban**

Wegel 1932-es kutatásai alapján a hallható frekvenciatartomány 16 Hz és 24 kHz között van [34]. Rosen és Stuart 2011-es eredményei alapján viszont az általánosan is elfogadott 20 Hz és 20 kHz közötti tartományról beszélhetünk [35]. Ennek megfelelően tehát 20°C-on a hullámhossz 17 m és 1,7 cm közötti értéket mutat. A zajméréseknél általánosan használt, A-súlyozó görbe (2.6. ábra) azonban folyamatosan csökkenő súlyozással veszi figyelembe a magasabb frekvenciájú hangokat, zajokat, valamelyest követve ezzel az emberi fül nemlinearitását a frekvencia skálán.

Dieroff és Ertel tanulmányukban a 120 kHz-es szinuszos hang észlelését is leírták [36]. Kétféle elterjedt teória is van az ultrahang tartományú hangok észlelésével kapcsolatban. Az első szerint a cochlea alaphártyáján lévő belső szőrsejtek érzékelik a hangokat [37], a második szerint viszont az agyat hozza rezgésbe ez a magas frekvenciájú hang, és ezt modulálja le hallható frekvencia spektrumra, amelyet aztán a cochlea érzékelné tud [38].

Tsutomu Oohashi és munkatársai 2000-ben publikált vitatott tanulmányukban elnevezték az ultrahang tartományú hallást „hypersonic effect” néven. Vizsgálatukban 22 kHz alatti (LFC) és feletti (HFC) részre bontották a magas frekvenciás komponensekben dús zenei anyagot. A HFC önmagában nem volt érzékelhető, de amikor LFC és HFC együtt jelen volt, az

Alfa-elektroencefalográfia (alpha-EEG) jelek statisztikai növekedését tapasztalták, összehasonlítva a pusztán csak LFC műsoranyag mérési eredményeivel. Positron emission tomography (PET) méréseik az agyműködésről kimutatták, hogyha LFC és HFC is együtt jelen van, agyi aktiváció és vér átáramlás (regional cerebral blood flow, rCBF) mutatható ki a bal talamuszban [39].

Deatherage és munkatársai már 1954-ben kimutatták, hogy a beszéd hangot ultrahang vivőfrekvenciával modulálva, érthető beszéd mutatható ki, nagyfokú pontossággal, különösen zajos háttér esetén [40].

Lenhardt és kutatócsoportja 1991-ben a Science-ben publikált eredményei szerint a 108 kHz frekvenciájú jel még érzékelhető volt. Méréseket végeztek 90 kHz-ig, 82 – 112 dB hangnyomásszinten. 30 dB-el a küszöbszint felett már kellemetlen volt az érzékelt ultrahang tartományú zaj. 2 kHz-es ugrásokkal végeztek kísérleteket, melyben a frekvenciát felfelé, illetve lefelé módosították. Az alanyok átlag 90%-os pontossággal detektálták a megfelelő lépcsőket az ultrahang-tartományban [41].

## **6.2. Egészségügyi vonatkozások**

Jelenleg több országban is korlátozzák jogszabályi úton az ultrahang tartományú zajok megengedhető szintjét. Mivel a műszaki fejlődéssel több területen is megjelent az ultrahang szennyezettség, néhány országban korlátozásokat léptettek életbe. Ultrahangot használnak a víz alatti helymeghatározásban, az iparban (20 kHz-től), vagy az orvosi diagnosztika területén (10 MHz-ig). Ide tartoznak a különféle otthoni eszközök is, amelyek a teljesség igénye nélkül lehetnek különféle betörésjelzők, kutya-sípok, madár- és rágcsáló riasztók, párasítók, inhalátorok, vagy gépjárműre szerelhető vadriasztók. Már az 1940-1950 –es évektől jelezték az ultrahang káros hatását az ipari területen, melyek tünetei lehetnek halláskárok, termikus hatás, szubjektív tünetek és funkcionális kiesések [42]. Grzesik és Pluta 1986-ban

NIHL-t mutattak ki 13–17 kHz-en olyan munkásokon, akik ultrahangos mosónál, vagy hegesztőnél dolgoztak évekig, melyek az ultrahang hangnyomási szintje meghaladta a 80 decibelt. Tanulmányukban leírták azt is, hogy a magasfrekvenciás hallásromlás mértéke évente egy decibel az ilyen ultrahang zajban dolgozó munkások esetében [43]. Smagowska és kutatócsoportja 2013-ban publikált tanulmánya több olyan negatív egészségügyi hatást is ismertet, amelyek felhívják a figyelmet az ultrahang tartományú zajok káros hatásaira és a jogszabályi értékek felülvizsgálatára [44]. A teljesség igénye nélkül ilyen hatások lehetnek a fogorvosi fűrök (25 - 42 kHz) által keltett zajok, melyek enyhe hallásromlást (csipkét) okoztak 3kHz-en, vagy egyéb ultrahang források által okozott kellemetlen hatások, mint túlzott fáradtság, émelygés, felteltség, fejfájás, diszkomfort, irritáció, idegi ingerlékenység, memóriaproblémák, valamint a koncentráció és a tanulás nehézségei. Nagyobb hangnyomási szinten komolyabb hatásokat detektáltak, 21 kHz-en 110 decibeles hangnyomásszinten, napi 3 óra kitettség következtében, 10-15 napon át, funkcionális változásokat okozott a kardiovaszkuláris és a központi idegrendszerben [45]. A különböző országokban érvényben lévő és a Lengyelországban 2001-től bevezetett értékeket ismerteti Smagowska a következő táblázatokban (6.1. és 6.2. ábra).

**TABLE 1. Admissible Values of the Noise Parameter for Assessing Exposure to Ultrasonic Noise [41]**

<b>f (kHz)</b>	<b>Japan (1971)</b>	<b>Australia (1981)</b>	<b>France (1985)</b>	<b>Poland (1986)</b>	<b>USSR (1989)</b>	<b>Canada (1991)</b>	<b>Sweden (1992)</b>	<b>Poland (2001)</b>
6.3	90							
8	90							
10	90	75	75	80				80
12.5	90	110	75	80	80			80
16	90	110	75	80	80	75		80
20	110	110	75	90	100	75	105	90
25	110	110	110	105	105	110	115	105
31.5	110		110	110	110	110	115	110
40	110		110	110	110	110	115	110
50	110		110	110	110	110	115	
63				110	110		115	
80				110	110		115	
100				110	110		115	
125							115	
150							115	
160							115	
200							115	

Notes.  $f$  = middle frequency one-third-octave frequency bands.

6.1. ábra: ultrahang zajok megengedett értékei különböző országokban [44]

**TABLE 2. Admissible Values of Equivalent and Maximum Sound Pressure Level for Ultrasonic Noise at a Workstation [3]**

<b>f (kHz)</b>	<b><math>L_{f,eq,8h,adm}</math> (dB)</b>			<b><math>L_{f,max,adm}</math> (dB)</b>
	<b>Workers in General</b>	<b>Pregnant Women</b>	<b>Young People</b>	
10, 12.5, 16	80	77	75	100
20	90	87	85	110
25	105	102	100	125
31.5, 40	110	107	105	130

Notes.  $f$  = middle frequency one-third-octave frequency bands,  $L_{f,eq,8h,adm}$  = admissible values of equivalent sound pressure level,  $L_{f,max,adm}$  = admissible values of maximum sound pressure level.

6.2. ábra: 2001-től életbe lépett előírások Lengyelországban munkaállomások esetén [44]

Napjainkban előszeretettel használják, főleg hordozható eszközökben a különféle DC-DC konvertereket, amelyek nagyfrekvenciás kapcsolójelekkel működnek, igen nagy hatékonysággal. A Pécsi Tudományegyetem Műszaki és Informatikai Karán lévő GTEM cellával, és a hozzá kapcsolt nagyfrekvenciás spektrum analizátorral igazoltuk is ezen zavarjelek meglétét [46].



A fenti tanulmányok tehát felhívják a figyelmet arra, hogy az ultrahang tartományban lévő zajok, vagy felharmonikusok is számottevő mértékben hatnak az az emberi kognitív funkciókra, így ezek negatív (vagy pozitív) hatást is okozhatnak.

## 7. Megbeszélés

Kutatásunk során egy olyan módszer létrehozásán dolgoztunk, amely segítségével potenciálisan csökkenthető a zaj okozta halláskárosodás. Kutatócsoportunk minden tagja érdeklődik a zene iránt és minden olyan elektronikai berendezés iránt is, amely a hangforrást megfelelő módon erősíti. A közös érdeklődés formálta kutatócsoporttá a tagokat, és ennek eredményeként egy közös szabadalmunk is született a témában. A különféle elektronikus berendezések, elektroncsövek, félvezetős berendezések eltérő karakterisztikái, valamint a több évtizedes szakmai tapasztalat alapján olyan hipotéziseket tudunk felállítani, amelyek többnyire igazolhatók is voltak a különféle mérésekkel, kutatásokkal. Célunk volt az is, hogy a jelenleg még nem tisztázott változókat azonosítsuk, amelyek felelősek az emberi hallásnál a hangosságérzet kialakulásakor. Fontos volt számunkra, hogy ne a szokásos úton induljunk el, ne egy újabb olyan eszközt hozzunk létre, amely dinamika kompressziót alkalmaz, vagy „beleszól” a műsoranyag, illetve a beszéd frekvenciamenetébe.

Előzetes kutatásaink során ellenőriztük, hogy a torzított hangok hangosságérzete magasabb-e, mint a módosításmentes hangoké, illetve egy hosszú vizsgálat során megállapítottuk, hogy a különféle erősítési elv szerint működő hangerősítő berendezések eltérő torzítási karakterisztikával rendelkeznek. Ezen adatok bemenetként is szolgáltak a szabadalmunkhoz.

A szabadalommal is védett eljárásunk bemutat egy olyan eszközt, illetve hangmódosítási eljárást, amellyel növelhető a hangosság érzete anélkül, hogy beavatkoznánk a jel alapharmonikusába, illetve módosulna a hangnyomásszint. Méréseink során bizonyítást nyert az eljárás működőképessége és több lehetséges megvalósítási módszert is ismertettünk.

Az ultrahang tartományú zajok területén végzett irodalmi kutatásaink alapján megállapítható, hogy a felharmonikusok és zajok még akkor is

jelentőséggel bírnak, ha azok frekvenciája jóval nagyobb, mint az általánosan is elfogadott legmagasabb érzékelhető frekvencia (20 kHz).

További kutatások szükségesek, hogy az eljárást digitalizálni lehessen, és illeszthető legyen digitális hordozható médialejátszókhöz, illetve hallásjavító berendezésekhez. Mivel a hordozható média-lejátszók elterjedt használata nagy veszélyt jelent a fiatalabb generációra, az ezekkel való kompatibilitás kiemelt fontosságú.

## 7.1. Tézisek értékelése

- I. *A nemlineáris erősítés hangosságérzet emelkedést okoz;*

Az első tézist sikerült igazolni, a különféle torzításokkal végzett kísérletek eredménye rámutatott arra, hogy a nemlineáris erősítés, torzítás, érzékelt hangerő növekedést eredményez.

- II. *Lehetséges olyan eljárást, eszközt létrehozni, amely képes az érzékelt hangerő-szintet magasabb értéken tartani, a mérhető hangnyomási szint megváltoztatása nélkül;*

Kutatócsoportunk létrehozott egy olyan új, szabadalommal védett eljárást és eszközt, amely képes az érzékelt hangerő-szintet emelni a mérhető hangnyomási szint emelése nélkül.

- III. *Az érzékelt hangerő növelése megvalósítható az alapharmonikus megváltoztatása nélkül;*

A kutatócsoportunk által létrehozott új eljárás változatlan formában jeleníti meg az alapharmonikust a kimeneten.

- IV. *Az érzékelt hangerő növelése nem okoz hallható torzítást;*

Az általunk kifejlesztett új eszköz a tesztek alapján nem okozott hallható torzítást.

- V. *Az érzékelt hangerő növelése nem dinamika-kompresszió elven működik;*

A dolgozatban több olyan eljárás is ismertetésre került, amely dinamika kompresszióval, vagy a zenei anyag felosztásának megfelelő eltérő erősítéssel manipulálja az eredeti hanganyagot, ezáltal módosítja annak információ-tartalmát, zenei élvezhetőségét, illetve némely esetben információ-vesztést is okoz. Az általunk kifejlesztett eljárás újdonságtartalma éppen abban áll, hogy nem a már hosszú ideje ismert, és elterjedten alkalmazott módszereket használtuk, hanem a felharmonikus-tartományba avatkoztunk be. A tézist sikerült igazolni.

VI. *A létrehozott új eljárás, eszköz implementálható digitális eszközökbe;*

Ezen tézis igazolása a dolgozatban nem történt meg, hiszen az elért eredmények szerint az eljárás működőképes analóg formában, azonban a digitalizálás még nem történt meg. A digitalizálás során alkalmazott mintavételezés és kvantálás jelentősen csökkenti a felhangok jelenlétét, így az eljárás hatékonyságát is. További tesztek és fejlesztések szükségesek ahhoz, hogy ezen tézist igazolni lehessen.

VII. *Az eljárás segítségével a zaj okozta halláskárosodás megelőzhető.*

További tesztek szükségesek ahhoz, hogy ezen tézist igazolni tudjuk. Az elért eredmények alapján a növekmény jelentős, azonban a manapság elterjedt digitális eszközök okozzák a fiatalok körében a legnagyobb számban a zaj okozta halláskárokat. A digitális változat nagyszámú tesztelése szükséges ezen tézis igazolásához.

## 8. Köszönetnyilvánítás

Szeretnék köszönetet mondani témavezetőimnek, Prof. Dr. Pytel Józsefnek, és Dr. Lujber Lászlónak, akik kitartóan ösztönztek a tudományos munkám során, és tanácsokkal láttak el a szakmai cikkeim publikálásakor és a mérések kivitelezésekor.

Köszönettel tartozom továbbá kutatótársaimnak, Máthé Kálmánnak és Czimerman Lászlónak, akik nélkül nem jöhetett volna létre ez a kutatás. Szabadalmunk ötletgazdája és a prototípus megalkotója Máthé Kálmán volt. Nélküle nem valósulhatott volna meg ez a kutatás.

Köszönettel tartozom továbbá a Pécsi Tudományegyetem Egészségtudományi Kar Doktori Iskolájának, Prof. Dr. Bódis Józsefnek, Prof. Dr. Sulyok Endrének a kutatásaim támogatásában, és a tudományos munkám elindításában.

Köszönettel tartozom továbbá Prémusz Viktóriának és Szabó Petrának, akik a hosszú évek alatt nagyon sok hasznos tanáccsal láttak el, mindig segítőkészek voltak egy adott probléma megoldásánál.

Köszönettel tartozom továbbá a Pécsi Tudományegyetem Műszaki és Informatikai Karának, ahol oktatóként és kutatóként is továbbvihettem a kutatásaimat. Köszönöm a tudományos közleményünk megjelenésében nyújtott támogatást is.

Köszönettel tartozom továbbá Prof. Dr. Ásványi Józsefnek, aki nélkül nem jelenhetett volna meg a legutolsó közleményünk.

Köszönöm a biztatást, segítséget és türelmet feleségemnek, Juhász Ágnesnek, és két kisfiamnak, Bagdán Mihálynak és Mártonnak, akik átérték velem ezeket az éveket.

Első sorban azonban köszönöm Uramnak és Istenemnek, aki megtartott mindezidáig, és akarata szerint eljuttatott a Ph.D fokozatszerzés lehetőségéig.

## 9. Irodalomjegyzék

- [1]. Tarnóczy, T. (1984) Hangnyomás, hangosság, Zajosság, *Akadémiai Kiadó*, Budapest.
- [2]. Békésy, Gy. (1974) Introduction in Handbook of Sensory Physiology, *Volume V/1, Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York*.
- [3]. Wersényi, Gy. (2012) Pszichoakusztika és az emberi térhallás alapjai – A 3D akusztikai információ átvitele és feldolgozása, *Universitas-Győr Nonprofit Kft. Győr*.
- [4]. Pytel, J. (1996) Audiológia, *Victoria, Pécs*.
- [5]. Fletcher, H., & Munson, W. A. (1933). Loudness, its definition, measurement and calculation. *Journal of the Acoustical Society of America*, 5, 82-108.
- [6]. Stevens, Stanley Smith; Volkman; John & Newman, Edwin B. (1937). "[A scale for the measurement of the psychological magnitude pitch](#)". *Journal of the Acoustical Society of America*. 8 (3): 185–190.
- [7]. Kopcsányi, G., Vincze, O., **Bagdán, V.**, & Pytel, J. (2015). Retrospective analysis of tympanoplasty in children with cleft palate: A 24-year experience. II. cholesteatomatous cases. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 79(5), 698-706. doi:10.1016/j.ijporl.2015.02.020, **IF: 1,125**
- [8]. Committee on Hearing and Equilibrium guidelines for the evaluation of results of treatment of conductive hearing loss. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1995;113(3):186-7.

- [9]. Durrant J D., & Lovrinic J H. (1984). *Bases of hearing sciences. Second edition*. United States of America: Williams & Wilkins
- [10]. Doheny, K. (2010 August 17). Hearing loss in teens is on the rise. *WebMD*, Retrieved from <https://www.webmd.com/>
- [11]. Révész P., Gerlinger I. (2011). A fiatalság és az mp3 lejátszók – fokozott kockázat, kevés óvintézkedés. *Otorhinolaryngologia Hungarica*. 57, 182-185
- [12]. APPLICATION NOTE 3977, (2007) Class D Amplifiers: Fundamentals of Operation and Recent Developments, *Maxim Integrated Products, Inc.*
- [13]. Widen, S. E., Båsjö, S., Möller, C., & Kähäri, K. (2017). Headphone listening habits and hearing thresholds in swedish adolescents. *Noise & health*, 19(88), 125-132.
- [14]. Lutman, M. E. (2000) What is the risk of noise-induced hearing loss at 80, 85, 90 dB(A) and above? *Occup. Med.* 50 (4), 274-275
- [15]. Fligor, B. & Clarke Cox, L. (2005). Output levels of commercially available portable compact disc players and the potential risk to hearing. *Ear and Hearing*. 25 (6), 513-27.
- [16]. Meyer J., Dentel L., & Meunier F. (2013). Speech recognition in natural background noise. *PLoS ONE* 8(11): e79279. DOI: 10.1371/journal.pone.0079279
- [17]. Kryter, K.D., (1994) The handbook of hearing and effects of noise: physiology, psychology and public health. *Academic Press*, Boston.
- [18]. Bielefeld, E.C. (2012) Effects of early noise exposure on subsequent age-related changes in hearing - Noise-Induced Hearing Loss – Scientific Advances, *Springer*, pp. 205-221



- [19]. Nia Hadi T., Jain Ankita D., Liu Yuming, Alam Mohammad-Reza, Barnas Roman and Makris Nicholas C. (2015) The evolution of air resonance power efficiency in the violin and its ancestors. 471. *Proc. R. Soc. A* , <http://doi.org/10.1098/rspa.2014.0905>
- [20]. Okabe, D. & Nakatoh, Y. (2018). Study on headphone hearing loss prevention methods based on the melody structure of music on portable music player. *2018 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE)*, Las Vegas, NV, 2018, 1-2. DOI: 10.1109/ICCE.2018.8326297
- [21]. Zou, Z., Hao, Y. & Panahi, I. (2018). Design of compensated multi-channel dynamic-range compressor for hearing aid devices using polyphase implementation. *2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Honolulu, HI, 2018, 429-432. DOI: 10.1109/EMBC.2018.8512441
- [22]. Juli Thanki and Nancy DeGennaro (2019) Glenn Snoddy, credited with inventing 'fuzz-tone' sound, dies at Murfreesboro home, *Murfreesboro Daily News Journal*, Updated 11:02 AM EST Dec 10, 2019
- [23]. US3213181A Tone modifier for electrically amplified electro-mechanically produced musical tones, <https://worldwide.espacenet.com/patent/search/family/022708668/publication/US3213181A?q=pn%3DUS3213181A> (amerikai szabadalom)
- [24]. Jeff Dahl (2008), A major triad, using just intonation, 15 April 2008, 04:47 (UTC), [https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Major\\_triad.svg](https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Major_triad.svg)
- [25]. **Bagdan, V.**, Czimerman, L., Mathe, K., & Pytel J. (2014) *European Patent No. WO2014041385*. Retrieved from <https://worldwide.espacenet.com/publicationDetails/biblio?II=0&ND=3>

[&adjacent=true&locale=en EP&FT=D&date=20140320&CC=WO&NR=2014041385A2&KC=A2 \(európai szabadalom\)](#)

- [26]. **Bagdan, V.**, Mathe, K., Czimerman, L., & Pytel J. (2014) Pszichoakusztikai eljárás halláskárosodás megelőzésére. *Otorhinolaryngologia Hungarica*, 60 (2): 44-46
- [27]. **Bagdán, V.**, Máthé, K., Czimerman, L. & Pytel, J. (2020). Non-linear Distortion against Hearing Loss. *Tehnički vjesnik*, 27 (1), 53-57. <https://doi.org/10.17559/TV-20180412145630>, IF: 0,67
- [28]. Jesteadt, W., Weir, C. C., & Green, D. M. (1977). Intensity discrimination as a function of frequency and sensation level. *JASA*, 61. 169-177.
- [29]. Robinson, D. W., Dadson, R. S. (1956) A re-determination of the equal-loudness relations for pure tones" in *Br. J. Appl. Phys.* 7, 166-181.
- [30]. ISO 226:2003
- [31]. Moore, B., Glasberg, B., & Stone, M.A. (2003). Why are commercials so loud? - Perception and modeling of the loudness of amplitude-compressed speech. *AES: Journal of the Audio Engineering Society*. 51. 1123-1132.
- [32]. Kirchberger, M., & Russo, F. A. (2016). Dynamic range across music genres and the perception of dynamic compression in hearing-impaired listeners. *Trends in Hearing*. DOI: 10.1177/2331216516630549
- [33]. Gardánfalvi A. (2016). *Harmonikus dúsitó áramkör tervezése a fül nemlineáris viselkedésének tanulmányozásához* (degree thesis). Retrieved from University Of Pécs, Faculty of Engineering and Information Technology Database.

- [34]. Wegel, R.P. (1932) Physical data and physiology of excitation of the auditory nerve, *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, 41, pp. 740-799
- [35]. Rosen, Stuart (2011). For auditory signals and human listeners, the accepted range is 20Hz to 20kHz, the limits of human hearing, *Signals and Systems for Speech and Hearing (2nd ed.)*. BRILL. p. 163.
- [36]. Dieroff, H.G., Ertel, H. (1975) Some thoughts on the perception of ultrasonics by man, *Arch. Oto-Rhino-Laryngol.*, 209, pp. 277-299
- [37]. Nishimura, T.; Nakagawa, S.; Sakaguchi, T. (2003). Ultrasonic masker clarifies ultrasonic perception in man. *Hearing Research*. 175 (1–2): 171–177. doi:10.1016/S0378-5955(02)00735-9
- [38]. Lenhardt, M. (2003). Ultrasonic hearing in humans: applications for tinnitus treatment. *Int. Tinnitus J.* 9 (2): 69–75.
- [39]. Oohashi, T., Nishina, E., Honda, M., Yonekura, Y., Fuwamoto, Y., Kawai, N., Maekawa, T., Nakamura, S., Fukuyama, H. and Shibasaki H. (2000) Inaudible high-frequency sounds affect brain activity: Hypersonic effect. *Journal of Neurophysiology*, 83(6):3548–3558.
- [40]. Deatherage, B.; Jeffress, L.; Blodgett, H. (1954). A Note on the Audibility of Intense Ultrasonic Sound. *J. Acoust. Soc. Am.* 26 (582): 582.
- [41]. Lenhardt, M., Skellett, R., Wang, P., & Clarke, A. (1991). Human Ultrasonic Speech Perception. *Science*, 253(5015), 82-85. Retrieved January 29, 2020, from [www.jstor.org/stable/2876207](http://www.jstor.org/stable/2876207)
- [42]. Davis H. (1948) Biological and psychological effects of ultrasonic. *J Acoust Soc Am.* ;20(5):605–7.

- [43]. Grzesik J, Pluta E. (1986) Dynamics of highfrequency hearing loss of operators of industrial ultrasonic devices. *Int Arch Occup Environ Health.*; 57(2):137–42.
- [44]. Smagowska, Bożena & Pawlaczyk-Łuszczynska, Małgorzata. (2013). Effects of Ultrasonic Noise on the Human Body—A Bibliographic Review. *International journal of occupational safety and ergonomics* : JOSE. 19. 195-202. 10.1080/10803548.2013.11076978.
- [45]. Il'nitskaia AV, Pal'tsev IuP. (1973) Combined action of ultrasonics and noise of standard parameters. *Gig Sanit.* ;(5):50–3. In Russian.
- [46]. Kvasznicza, Z., Gyurcsek, I., Elmer, Gy., **Bagdán, V.** & Horváth, I. (2021). Mathability of EMC Emission Testing for Mission Crucial Devices in GTEM Waveguide, *ACTA POLYTECHNICA HUNGARICA* (1785-8860 ): 15 p. **IF: 1,219**
- [47]. Ryan, A. (2000). Protection of auditory receptors and neurons: Evidence for interactive damage. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America.* 97. 6939-40. 10.1073/pnas.97.13.6939.

## 10. Munkásság

*Magyar Tudományos Művek Tára alapján, 2021. március 10.*

### 10.1. Az értekezés alapjául szolgáló közlemények

1.

[Z, Kvasznicza](#) ; [I, Gyurcsek](#) ; [Gy, Elmer](#) ; [V, Bagdán](#) ; [I, Horváth](#)  
[Mathability of EMC Emission Testing for Mission Crucial Devices in GTEM Waveguide](#)

ACTA POLYTECHNICA HUNGARICA , 15 p. (2021)

Nyelv: Angol

Folyóiratcikk/Szakcikk

(Folyóiratcikk)/Tudományos[31904254] [Nyilvános]

2.

[Bagdán, V. ✉](#) ; [Máthé, K.](#) ; Czimmerman, L. ; [Pytel, J.](#)  
[Non-linear distortion against hearing loss](#)

TEHNICKI VJESNIK-TECHNICAL GAZETTE 27 : 1 pp. 53-57. , 5 p. (2020)

[DOI WoS Scopus](#)

Nyelv: Angol

Folyóiratcikk/Szakcikk (Folyóiratcikk)/Tudományos

*Megjegyzés: Export Date: 2 March 2020*

[31202401] [Egyeztetett]

3.

[Bagdán, Viktor](#)

[Halljuk-e az elektromágneses zavarjeleket? \(2020\)](#)

Pollack Expo 2020.02.27-28, Villamosipari és informatikai szakmai előadások,

Nyelv: Magyar

Egyéb/Nem besorolt

(Egyéb)/Tudományos[31257071] [Egyeztetett]

4.

[Kopcsányi, Gábor ; Vincze, Olga ; Bagdán, Viktor ; Pytel, József](#)  
[Retrospective analysis of tympanoplasty in children with cleft palate:  
A 24-year experience. II. Cholesteatomatous cases](#)

INTERNATIONAL JOURNAL OF PEDIATRIC

OTORHINOLARYNGOLOGY 79 : 5 pp. 698-706. , 9 p. (2015)

[DOI WoS Scopus PubMed](#)

Nyelv: Angol

Folyóiratcikk/Szakcikk (Folyóiratcikk)/Tudományos

*Megjegyzés: Department of Pediatrics, University of Pécs Medical  
School, Pécs, Hungary*

*Pollack Mihaly Faculty of Engineering and Information  
Technology, University of Pécs, Hungary*

*Department of Otorhinolaryngology, Head and Neck  
Surgery, University of Pécs Medical School, Pécs, Hungary*

*Cited By :3*

*Export Date: 19 November 2019*

*CODEN: IPOTD*

*Correspondence Address: Kopcsányi, G.; Department of  
Pediatrics, University of Pécs Medical School, 7 József Attila  
Street, Hungary*

*Export Date: 17 August 2020*

*CODEN: IPOTD*

[2852122] [Admin láttamozott]

Nyilvános idéző összesen: 4, Független: 4, Független: 0, Nem jelölt: 0

5.

[Bagdán, V ; Máthé, K. ; Czimerman, L. ; Pytel, J.](#)

[Pszicho-akusztikai eljárás halláskárosodás megelőzésére / Psycho-  
acoustic method for preventing hearing-loss](#)

In: Kósa, Balázs; Springó, Zsolt (szerk.) [III. Interdiszciplináris  
Doktorandusz Konferencia 2014 : Abstract](#)

Pécs, Magyarország : Pécsi Tudományegyetem Doktorandusz  
Önkormányzat, (2014) pp. 28-29. Paper: O2.4 , 2 p.

Nyelv: Magyar, Angol

Könyvrészlet/Absztrakt / Kivonat

(Könyvrészlet)/Tudományos[2713401] [Nyilvános]

6.

[Bagdán, Viktor](#)

[\*Harmonic Distortion Character of Amplifier Types\*](#)

In: [32nd International Conference Science in Practice \(SiP 2014\)](#)

Eszék, Horvátország (2014) Paper: Section 8/1.

Nyelv: Angol

Egyéb konferenciaközlemény/Konferenciaközlemény (Egyéb konferenciaközlemény)/Tudományos[2819468] [Nyilvános]

7.

[Bagdán, Viktor](#) ; Máthé, Kálmán ; Czimerman, László ; Pytel, József dr.

[\*Pszicho-akusztikai eljárás halláskárosodás megelőzésére\*](#)

FÜL-ORR-GÉGEGYÓGYÁSZAT 2014 : 60 (2) pp. 44-46. , 3 p. (2014)

Nyelv: Magyar, Angol

Folyóiratcikk/Szakcikk

(Folyóiratcikk)/Tudományos[2713459] [Nyilvános]

8.

[Bagdán, Viktor](#) ; Máthé, Kálmán ; Czimerman, László ; Pytel, József dr.

[\*Pszichoakusztikai eljárás halláskárosodás megelőzésére\*](#)

In: [A Magyar Fül-, Orr-, Gége és Fej-, Nyaksebész Orvosok Egyesülete Audiológiai Szekciójának 51. Vándorgyűlése](#)

Győr, Magyarország (2014) Paper: 2. , 12 p.

Nyelv: Magyar

Egyéb konferenciaközlemény/Konferenciaközlemény (Egyéb konferenciaközlemény)/Tudományos[2713434] [Nyilvános]

9.

[Bagdán, Viktor](#)

[\*Halláskárosodást megelőző elektronikai eszköz: TV interjú \(2014\)\*](#)

Kutatói portré, Pécsi Tudományegyetem,

Tudománykommunikáció a "Z

generációnak", <http://www.zgeneracio.hu/>, [http://www.zgeneracio.hu/profil/bagdán\\_viktor\\_2](http://www.zgeneracio.hu/profil/bagdán_viktor_2),

<http://www.zgeneracio.hu/profil/sze>

[relem](http://www.zgeneracio.hu/profil/zene), <http://www.zgeneracio.hu/profil/zene>,

Nyelv: Magyar  
Egyéb/Rádió műsor, TV műsor, film  
(Egyéb)/Tudományos[2507682] [Nyilvános]

10.

Máthé, Kálmán ; Prof., Dr. Pytel József ; Czimerman,  
László ; [Bagdán, Viktor](#)

[\*Emberi fül torzítását modellező eszköz, valamint eljárás hangjel  
feldolgozására\*](#)

110798-13773E/SZT , Benyújtás éve (szabadalom):

2012 , Benyújtás száma: 110798-13773E/SZT , Benyújtás országa:

Magyarország

Nyelv: Magyar

Oltalmi formák/Magyar szabadalom (Oltalmi  
formák)/Tudományos

*Megjegyzés: Bejelentő: Pécsi Tudományegyetem*

*Képviselő: DANUBIA Szabadalmi és Jogi Iroda Kft.*

*Benyújtás napja: 2012.09.14.*

[2351587] [Nyilvános]

11.

[Bagdán, V.](#) ; Máthé, K. ; Czimerman, L. ; Pytel, J.

[\*Elektronikus eszköz halláskárosodás megelőzésére: Electronic Device  
for Preventing Hearing-Loss\*](#)

In: [II. Interdisciplinary Doctoral Conference](#)

Pécs, Magyarország (2013) pp. 138-141. , 4 p.

Nyelv: Magyar, Angol

Egyéb konferenciaközlemény/Absztrakt / Kivonat (Egyéb  
konferenciaközlemény)/Tudományos

*Megjegyzés: 013.5*

[2351518] [Nyilvános]



12.

[Bagdán, Viktor](#) ; Máthé, Kálmán ; Czimerman, László ; [Pytel, József](#)  
[Egy zajos kísérlet – Megelőzhetjük-e a halláskárosodást?](#)

EGÉSZSÉG-AKADÉMIA 4 : 3 pp. 195-198. , 4 p. (2013)

Nyelv: Magyar

Folyóiratcikk/Rövid közlemény (Folyóiratcikk)/Tudományos

*Megjegyzés: TT: [A noisy experiment – Can we prevent hearing-loss?]*

[2713468] [Nyilvános]

13.

[Bagdán, Viktor](#) ; Máthé, Kálmán ; Czimerman, László

[Innovációs díjat kapott a Természetes Hangtorzítás elnevezésű](#)

[Pollackos fejlesztésű találmány.: TV interjú \(2013\)](#)

Pécsi Tudományegyetem, Universitas Televízió

(UnivTv), Megjelenés: 2013. október

30., <http://www.univtv.pte.hu/hirek/692>,

Nyelv: Magyar

Egyéb/Rádió műsor, TV műsor, film

(Egyéb)/Tudományos[2507643] [Nyilvános]

14.

[Bagdán, Viktor](#) ; Máthé, Kálmán ; Czimerman, László ; [Pytel, József](#)

[A Noisy Experiment: Can we prevent hearing-loss?](#)

In: [PTE ETK Egészségtudományi Doktori Iskola III. Tudományos Fóruma](#)

(2013) Paper: 15:45-15:55

Nyelv: Magyar, Angol

Egyéb konferenciaközlemény/Konferenciaközlemény (Egyéb konferenciaközlemény)/Tudományos[2507439] [Nyilvános]

15.

[Bagdán, Viktor](#) ; Máthé, Kálmán ; Czimerman, László ; [Pytel, József](#)  
[Természetes Hang Torzítás: Natural Sound Distortion \(NaSDi\)](#)

In: [„Középpontban az INNOVÁCIÓ”](#)

(2013) Paper: 2. 9:00-9:15

Nyelv: Magyar

Egyéb konferenciaközlemény/Konferenciaközlemény (Egyéb konferenciaközlemény)/Tudományos

*Megjegyzés: Magyar nyelvű előadás tartása, prototípus bemutatása.*

[2507396] [Nyilvános]

16.

[Bagdán, Viktor](#)

[Megelőzhetjük-e a halláskárosodást?: Előadás nem csak fesztivál-függőknek](#)

In: [Kutatók Éjszakája 2013](#)

(2013) Paper: E78, 20:00-21:00

Nyelv: Magyar

Egyéb konferenciaközlemény/Konferenciaközlemény (Egyéb konferenciaközlemény)/Tudományos

*Megjegyzés: Magyar nyelvű előadás tartása, interaktív stand a prototípus*

*bemutatása céljából*

[2507366] [Nyilvános]

17.

Máthé, Kálmán ; Czimerman, László ; [Bagdán, Viktor](#) ; Pytel, József  
[NaSDi: Natural Sound Distortion, Természetes Hang Torzítás \(2013\)](#)

Rádió interjú a Kossuth Rádióban, Adás: 2013. június 25. 16:00-16:30,

Nyelv: Magyar

Egyéb/Rádió műsor, TV műsor, film

(Egyéb)/Tudományos[2507497] [Nyilvános]

18.

[Viktor, Bagdán](#) ; Kálmán, Máthé ; László, Czimerman ; József, Pytel  
[A Noisy Experiment: Can we prevent hearing-loss?](#)

In: [SIP 2013 : 31st International Conference Science in Practice](#)

(2013) Paper: sip\_2a2

Nyelv: Angol

Egyéb konferenciaközlemény/Konferenciaközlemény (Egyéb konferenciaközlemény)/Tudományos[2507417] [Nyilvános]

19.

[Viktor, Bagdán](#) ; Kálmán, Máthé ; László, Czimerman ; József, Pytel  
*[Electronic Device for Preventing Hearing-Loss: Poster and Prototype stand showing / prototípus és poszter stand](#)*

In: Dobay, Kata (szerk.) [PÉCSI TUDOMÁNYEGYETEM INNOVÁCIÓS NAP 2013](#)

(2013) pp. 9:00-15:00.

Nyelv: Magyar, Angol

Egyéb konferenciaközlemény/Nem besorolt (Egyéb konferenciaközlemény)/Tudományos

*Megjegyzés: Innovatív kutatások és találmányok a Pécsi Tudományegyetemen -*

*interaktív kiállítás*

[2351534] [Nyilvános]

20.

[Viktor, Bagdán](#)

*[Electronic Device for Preventing Hearing-Loss: Innovation Forum, University of Debrecen](#)*

In: Dr. Bene, Tamás (szerk.) [A Debreceni Egyetem Napja : Innovációs Fórum](#)

(2013) Paper: 1.

Nyelv: Angol

Egyéb konferenciaközlemény/Konferenciaközlemény (Egyéb konferenciaközlemény)/Tudományos[2351476] [Nyilvános]

21.

[Viktor, Bagdán](#) ; Kálmán, Máthé ; László, Czimerman ; József, Pytel  
*[Electronic Device for Preventing Hearing-Loss](#)*

In: Zoltán, Kvasznicza PhD (szerk.) [Science in Practice 2012 : Scientific Electrotechnical Conference](#)

Pécs, Magyarország : Pécsi Tudományegyetem, Pollack Mihály  
Műszaki és Informatikai Kar, (2012) Paper: A202-O2  
Nyelv: Angol  
Egyéb konferenciaközlemény/Konferenciaközlemény (Egyéb  
konferenciaközlemény)/Tudományos[2351528] [Nyilvános]

22.

[Viktor, Bagdán](#) ; Kálmán, Máthé ; László, Czimerman ; József, Pytel  
MD.

[\*Electronic Device for Preventing Hearing-Loss\*](#)

In: János, Szentágothai Scholastic Honorary Society

(szerk.) [Abstracts of the János Szentágothai Memorial Conference  
and Student Competition](#)

Pécs, Magyarország : János Szentágothai Scholastic Honorary  
Society, Faculty of Sciences, University of Pécs, (2012) pp. 25-25. ,  
1 p.

Nyelv: Angol

Könyvrészlet/Absztrakt / Kivonat

(Könyvrészlet)/Tudományos[2351519] [Nyilvános]

23.

[Viktor, Bagdán](#) ; Kálmán, Máthé ; László, Czimerman ; József, Pytel  
[\*Electronic device for preventing hearing-loss\*](#)

In: Szabó, István (szerk.) [1st International Doctoral Workshop on  
Natural Sciences, University of Pécs](#)

Pécs, Magyarország : University of Pécs, (2012) pp. 15-16. Paper:  
O-02 , 2 p.

Nyelv: Angol

Egyéb konferenciaközlemény/Absztrakt / Kivonat (Egyéb  
konferenciaközlemény)/Tudományos[2351467] [Nyilvános]

## 10.2. További közlemények

1.

[Bagdán, Viktor](#)

[\*Design and Production Viewpoints of Electronic Products\*](#)

Pécs, Magyarország : University of Pécs Pollack Mihály Faculty of Engineering and Information Technology (2019) , 115 p.

ISBN: [9789634294887](#) [Teljes dokumentum](#)

Nyelv: Angol

Könyv/Oktatási anyag (Könyv)/Oktatási[31752132] [Nyilvános]

2.

[Bagdán, Viktor](#)

[\*Új hálózati technológia bevezetési lehetőségeinek felmérése a Videoton Slider vállalatnál: Diplomadolgozat \(2002\)\*](#)

Veszprémi Egyetem, Műszaki Informatikai és Villamosmérnöki Önálló Intézet, Információs Rendszerek Tanszék, Témavezető: Dr. Tarnay Katalin, Konzulens: Drozdik Béla, Veszprém,

Nyelv: Magyar

Egyéb/Diplomamunka, szakdolgozat, TDK dolgozat (Egyéb)/Tudományos[2351463] [Nyilvános]

7. sz. melléklet

**DOKTORI ÉRTEKEZÉS BENYÚJTÁSA ÉS NYILATKOZAT A DOLGOZAT  
EREDETISÉGÉRŐL**

Alulírott

név: Bagdán Viktor  
születési név: Bagdán Viktor  
anyja neve: Burján Erzsébet Ilona  
születési hely, idő: Mezőtúr, 1979. január 8.

*A fül nemlineáris torzításának vizsgálata* című doktori értekezésemet a mai napon benyújtom a Pécsi Tudományegyetem Egészségtudományi Kar Egészségtudományi Doktori Iskola

1. program / PR-1 / E-45 Programjához/témacsoportjához

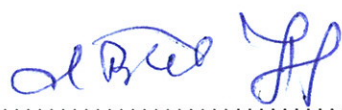
Témavezető(k) neve: Prof. Dr. Pytel József, Dr. Lujber László

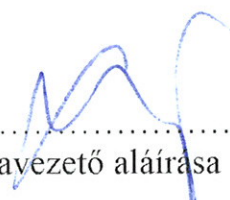
Egyúttal nyilatkozom, hogy jelen eljárás során benyújtott doktori értekezésemet

- korábban más doktori iskolába (sem hazai, sem külföldi egyetemen) nem nyújtottam be,
- fokozatszerzési eljárásra jelentkezésemet két éven belül nem utasították el,
- az elmúlt két esztendőben nem volt sikertelen doktori eljárásom,
- öt éven belül doktori fokozatom visszavonására nem került sor,
- értekezésem önálló munka, más szellemi alkotását sajátomként nem mutattam be, az irodalmi hivatkozások egyértelműek és teljeseek, az értekezés elkészítésénél hamis vagy hamisított adatokat nem használtam.

Dátum: 2021. 09. 15. , Pécs

  
.....  
doktorjelölt aláírása

  
.....  
témavezető aláírása

  
.....  
társtémavezető aláírása