

TARTALOMJEGYZÉK

1. Kivonat.....	1
1.1 Abstract	2
2. Bevezetés	3
3. Irodalmi háttér	4
3.1 Akusztikai alapismeretek	4
3.1.1 Frekvencia és oktáv	4
3.1.2 Intenzitás.....	5
3.1.3 A decibel skála.....	5
3.1.4 Hangosság és az intenzitás kapcsolata	7
3.2 Anatómiai áttekintés	8
3.2.1 A külső fül	9
3.2.2. A középfül.....	9
3.2.3 A belső fül.....	9
3.3 A hallás fiziológiája	11
4. Audiometriai módszerek, eszközök	12
4.1 Vizsgálati környezet	12
4.1.1 Egyszemélyes vizsgálati fülke.....	12
4.1.2 Több személyes vizsgálati szoba	13
4.2 Vizsgálati eszközök	13
4.2.1 Fejhallgató	13
4.2.2 Vizsgálati berendezés	13
4.3 Manuális audiometria.....	14
4.3.1 Mérőeszköz.....	14
4.3.2 Mérési módszerek.....	14
4.3.3 A manuális audiometria módszere bővebben	15
4.3.4 A manuális audiométerrel végzett vizsgálat.....	16
4.3.5 Az eredmények rögzítése és megjelenítése	17
4.4 Félautomata audiometria	18
4.4.1 Mérőeszköz.....	18
4.4.2 Mérési módszer	18
4.4.3 Az eredmények rögzítése és megjelenítése	19
4.5 A manuális és a félautomata audiometria összehasonlítása	19
4.5.1 A manuális audiometria előnyei	19
4.5.2 A félautomata audiometria előnyei.....	20

4.6 Mikrokontroller vagy számítógép vezérelt audiometria	20
5. A munka részletes ismertetése	22
5.1 Az előzmények	22
5.2 A fejlesztés	22
5.2.1 A hibák javítása	22
5.2.3 A hanggenerátor modul	23
5.2.3 A kalibrációs modul	24
5.2.4 Az audiometriai modul	25
5.2.5 Eszközigények	27
5.3 Audiológiai vizsgálat végrehajtása	28
5.4 Tesztelés, kísérleti eredmények	29
6. Összegzés, további célok.....	32
7. Köszönetnyilvánítás.....	33
8. Irodalomjegyzék.....	34
9. Ábrajegyzék.....	35

1. KIVONAT

A hallás a legfontosabb érzékeink egyike és csak úgy, mint a látás, különösen fontos a veszélyek érzékelésében és a kommunikációban: figyelmeztetésre vagy pedig az öröm, félelem átadására épp úgy alkalmas. A hangok érzékelésében a fül játssza a legnagyobb szerepet, ugyanis átalakítja a fizikai rezgéseket idegi impulzusokká – úgy lehet rá tekinteni, mint egy biológiai mikrofon. És akár csak a mikrofonnak, a fülünknek is elég érzékenynek kell ahhoz lennie, hogy felfogja a körülöttünk hallható hangokat.

Ez is a szűrővizsgálatok közül az audiológiai tesztek fontosságát hangsúlyozza, mivel a nem teljesen ép hallás nem csak zavaró, hanem veszélyes is lehet. A halláskárosodás az életünk minden területére kihat: telefonos vagy személyes beszélgetések, TV nézés, zenehallgatás, egy egyszerű utcai séta (figyelni kell az autókra), stb. A tisztahangokkal végzett audiometria során a hallás érzékenységét lehet megmérni és ez alapján megállapítani a halláskárosodás mértékét. Az audiométer segítségével, ami különböző frekvenciájú hangokat mutat meg a páciensnek, felrajzolható egy audiogram. Ez képet ad arról, hogy az adott helyen, adott időben és adott körülmények közt milyen az illető hallása. Ezáltal felhasználható arra, hogy a halláskárosodás mértékét megállapítsuk, valamint segít abban, hogy a halláskárosodás okára is fényt derítsünk.

Az audiométerek szabványos klinikai eszközök, ezért általában nagyon specifikusak, kevésbé hordozhatóak és kifejezetten drágák. Ezért volt a célom az, hogy egy olyan audiométert alkossak, ami ezeknek a tulajdonságoknak egyikével sem rendelkezik: nagymértékben testre szabható, hordozható és olcsóbb, mint a jelenlegi termékek. Ezek elérése egy egyedileg fejlesztett számítógépes programmal a legegyszerűbb, mivel laptopja vagy asztali számítógépe mindenkinek van, ezért azt nem kell külön megvenni. Programozási környezetként a National Instruments LabView szoftverét választottam, mivel benne megtalálható minden, ami alapvetően szükséges egy audiométerhez: hanggenerátor, memóriakezelés, és felhasználóbarát, testre szabható kezelői felületek. Ezen kívül nagy előnye még, hogy a legtöbb Microsoft Windows alapú számítógépen futtatható. A munka során rá kellett jönnöm, hogy a szoftver nem elég, mivel a jelenlegi számítógépek beépített hangkártyái nem tudnak olyan minőségű hangot produkálni, ami ehhez a vizsgálathoz kell. Egy külső digitális-analóg átalakítóra és egy jó minőségű fejhallgatóra van szükség, amely passzív zajcsökkentéssel is rendelkezik.

Az elmúlt hónapokban elkészítettem a végső termék prototípusát, amivel el lehet érni azt, amit egy professzionális audiométerrel: meg lehet határozni a hallásküszöböt különböző frekvenciákon. Ezen túl a frekvenciák teljesen testre szabhatóak, a kezelői felület felhasználóbarát és a mérést nagymértékben automatizáltam, ezáltal a használata is könnyebb.

1.1 Abstract

Hearing is one of the major senses and like vision is important for distant warning and communication, it can be used to alert or to communicate pleasure and fear. The function of the ear is to convert physical vibration into an encoded nervous impulse, so it can be thought of as a biological microphone. Like a microphone the ear has to be sensitive enough to perceive everything around us.

That's why the audiological tests are an important part of the screening tests, because it's not just disturbing, if we can't hear everything around us, it can be even dangerous. The hearing loss affects everything in our lives: talking with somebody in live or on the phone, listening to the tv or some music, walking on the street (watching for the cars), etc. Pure-tone audiometry is a behavioral test used to measure hearing sensitivity and determine the level of hearing loss. The audiometer is used to obtain an audiogram, by showing different sounds to the patient. So the audiogram shows a picture of how a person hears at a given place and time under given conditions. It may be used to calculate the amount of hearing handicap a person has and it may be used as a tool to determine the cause of a person's hearing loss.

These audiometers are standard clinical equipments, so in most cases they are very specific, hardly portable and very expensive. That's why my goal was to make an audiometer with none of these properties: it should be very customizable, portable and cheaper than the products offered by the others. These properties could be achieved by a computer program, that runs on every laptop, that a user already has. I've chosen the LabView software from National Instruments, as programming language, because it has everything, what an audiometer needs: sound generator, memory handling, and user friendly, customizable program interfaces; and it can be run on most Microsoft Windows based computers too. But I had to realize, that the software is not enough, because the sound cards in most computers are not enough good for the perfect sound generating. An external digital to analog converter has to be used with an excellent headphone, that has a passive noise reduction. This makes this software audiometer a bit more expensive, but it's still much more cheaper, than the other products.

In the last months I've made a prototype of the final product, which nearly does the same like a professional audiometer: it can be used to determine thresholds on the given frequencies. But the frequencies can be totally customized, it has an intuitive, user friendly interface and has a higher degree of automatization, what makes it lot more easy to use.

2. BEVEZETÉS

A hallás a legfontosabb érzékeink egyike és csak úgy, mint a látás, különösen fontos a veszélyek érzékelésében és a kommunikációban: figyelmeztetésre vagy pedig az öröm, félelem átadására épp úgy alkalmas. A hangok érzékelésében a fül játssza a legnagyobb szerepet, ugyanis átalakítja a fizikai rezgéseket idegi impulzusokká – úgy lehet rá tekinteni, mint egy biológiai mikrofon. És akár csak a mikrofonnak, a fülünknek is elég érzékenynek kell ahhoz lennie, hogy felfogja a körülöttünk hallható hangokat.

A hallás folyamatos szűrővizsgálatával megelőzhető a halláskárosodás – ami nagyban megváltoztatja életünket. A mindennapi tevékenységek során rengetegszer támaszkodunk hallásunkra, sokszor nem is vesszük észre. A veszély érzékelésében betöltött szerepe miatt különösen fontos az, hogy mindig tisztában legyünk azzal, hogy károsodott-e a hallásunk. Éppen ezért a hallásvizsgálat az alapvető klinikai tesztek része, a vizsgálat elvégzéséhez audiométre van szükség. Ennek segítségével a páciensnek különböző frekvenciájú hangokat tudunk mutatni, aki jelzi, hogy ezeket hallotta-e vagy sem. A frekvencián kívül a hangok intenzitását is változtatják, egészen addig, amíg meg nem lehet állapítani azt a küszöbértéket, ahol már éppen hallja a beteg az adott hangot. Ez az érték lesz a hallásküszöb. Ezt egy korábbi tesztekben meghatározott, általánosan elfogadott görbéhez hasonlítják, ami a normál hallást reprezentálja. Amennyiben nincs szignifikáns eltérés, akkor az illető megnyugodhat, viszont ha eltérést találnak, akkor meg kell határozni a halláskárosodás mértékét, amit később egy megfelelő hallókészülék vagy más eszköz segítségével korrigálni lehet.

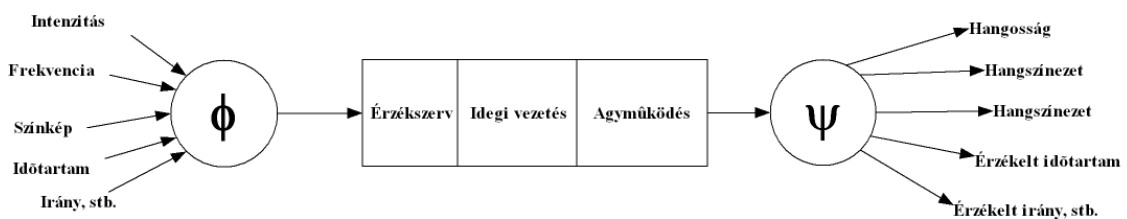
Mivel a jó hallás és így a hallásvizsgálat is létfontosságú, ezért fontos lenne, hogy minden rendelőben a legkisebb gyanú esetén ezt azonnal el lehessen végezni. Ennek ugyan akadálya az, hogy nem lehet mindenhol olyan körülményeket teremteni, ahol a vizsgálat releváns eredményt hoz – azaz ahol a környezeti zajok nem befolyásolják a tesztet. A legtöbb rendelő azonban elég csendes ahhoz, hogy a normál hallású betegeknél az audióméter segítségével megállapíthassák a normális hallásküszöböt. A károsodott hallás így legalább erőteljesebb gyanú szintjén kideríthető lenne azonnal, nem kellene szakorvoshoz küldeni a beteget, aki így a várakozási idők miatt további veszélyeknek van kitéve. A nagyobb gond az az audiológiai vizsgálatokhoz szükséges speciális felszerelések anyagi vonzata. Ezeknek az eszközöknek az ára ugyanis akár egy kisebb rendelő féléves költségvetését is elérheti. A drága felszerelésen kívül a szaktudás sem mindig áll rendelkezésre arra, hogy a vizsgálatot megfelelően végezzék el és az audiogramot megfelelően vegyék fel.

Ezen problémák megoldására vállalkoztam a szakdolgozat keretén belül. A célom olyan eszközt alkotni, ami olcsó, hordozható, egyszerűen kezelhető és nagymértékben automatizált. Ha sikerül ezt létrehozni, akkor az audiológiai vizsgálat még jobban a rutin vizsgálatok részévé tud válni, ezáltal bővítve a gyorsan, sok helyen végrehajtható szűrővizsgálatok körét.

3. IRODALMI HÁTTÉR

3.1 Akusztikai alapismeretek

A hangot nem lehet egyértelműen definiálni, tekinthetjük úgy, mint fizikai jelenség, érzékszerveinkkel felfogható külső inger, vagy pedig egy érzelmi, esztétikai hatás kiváltója. [1] Emberi szemszögből a hang legfontosabb jelentéstartalma a hangélmény, de ennek megértéséhez a fizikai jelenség természetével is meg kell ismerkednünk. Az alábbi ábra jól szemlélteti, hogy mik a fizikailag mérhető paraméterek és mik azok a szubjektív tulajdonságok, amik az érzékelés során az agyunkban alakulnak ki.



1. ábra: A hang fizikai jellemzői és szubjektív tulajdonságai [1]

Az audiometriai vizsgálatok szempontjából a frekvencia és az intenzitás a legfontosabb objektív (fizikai), a hangosság pedig a legfontosabb szubjektív (érezékes) tulajdonság.

3.1.1 Frekvencia és oktáv

A frekvencia a hangforrás elsődleges fizikai jellemzője. Ezt úgy értelmezhetjük, hogy a frekvencia az a tulajdonság, ami alapvetően meghatározza a hangot, mivel ez sem terjedés közben, sem más közegbe áthatoláskor, sem pedig elnyeléskor nem változik meg. Frekvenciája (pontosabban egyetlen frekvenciája) csak a szinuszosan változó, ún. tisztahangnak van. Ekkor a frekvencia definíciója: egy teljes periódus idejének reciprok értéke, egysége: az 1 másodperc alatti rezgésszám, jele: Hz (Hertz nevének rövidítéséből). A periódusos jellegű („zenei”) hangok azonban egyszerre több frekvenciával rendelkeznek, amelyek egymással egész számú viszonyban vannak. [1]

A különböző frekvencia alapú analízisekhez szükség van arra, hogy a frekvenciatartományt valamilyen módon felosszuk. Az egyik felosztási mód: az oktáv sávokra osztás. Eszerint minden sáv alsó és felső határa közt egy oktávnyi távolság van, azaz a felső határ az alsó kétszerese. Az analízisek szempontjából különösen fontos a sávok középfrekvenciája, amit a két határfrekvencia mértani közepeként állíthatunk elő. [6]

A 2. ábrán látható, hogy nem minden középfrekvencia-érték egyezik meg pontosan a mértani közép értékével. Mivel ez egy megállapodás szerinti felosztás, ezért a középfrekvenciákat úgy módosították, hogy azok egy logaritmikus skálára illeszkedjenek: ha kiszámoljuk a középfrekvenciák tízes alapú logaritmusát, akkor látható, hogy az egyes értékek közt 0,3 a különbség. Ez a módosítás a későbbi számolásokat hivatott megkönnyíteni. [6]

Alsó határ (Hz)	Középfrekvencia (Hz)	Felső határ (Hz)
11	16	22
22	31,5	44
44	63	88
88	125	177
177	250	355
355	500	710
710	1000	1420
1420	2000	2840
2840	4000	5680
5680	8000	11360
11360	16000	22720

2. ábra: Az oktávsávok frekvenciái

Használatos még az oktávsávok harmadokra bontása is, a harmad sávok középfrekvenciáinak tízes alapú logaritmusát kiszámolva láthatjuk, hogy az értékek közti különbség 0,1. Így egy finomabb felbontású skálát kapunk. [6]

3.1.2 Intenzitás

Az intenzitás meghatározásához először tisztában kell lennünk a hangnyomás fogalmával: a hangnyomás az az adott környezeti nyomástól való lokális eltérés, amit a hanghullám okoz. Jele: p , mértékegysége: pascal. Ennek segítségével kifejezve, a hangintenzitás (I):

$$I = \frac{p^2}{\rho \cdot c}$$

Ahol ρ a hang terjedési közegének sűrűsége, c pedig a hang sebessége. Az intenzitás kifejezhető a hangteljesítményből is, ugyanis az intenzitás a hang terjedési irányára merőleges, egységnyi felületre jutó teljesítmény:

$$P_{acoustic} = I \cdot A \Rightarrow I = \frac{P_{ac}}{A}$$

3.1.3 A decibel skála

Mivel a természetes (és a mesterséges) hangforrások hangteljesítménye 12-13 nagyságrendet fog át, ezért célszerű a lineáris skála helyett egy logaritmikus skálát bevezetni. A logaritmikus skála értékeit szintnek nevezzük és ezek mindig egy adott viszonyítási ponttól való eltérést mutatják. Két teljesítményjellegű mennyiség hányadosának tízes alapú logaritmusá éppen a nagyságrendi különbséget adja, mivel:

$$\lg \frac{W_1}{W_2} = \lg W_1 - \lg W_2$$

Ennek a skálának az egységét belnek nevezzük. Azonban a gyakorlatban ez a skála nem elég finom felbontású, ezért a tizedes elkerülése céljából az akusztikában tízszer kisebb egységet használunk. Ez az egységének a decibel, jele: dB, kiszámítási módja:

$$10 \cdot \lg \frac{W_1}{W_2} = 10 \cdot \lg W_1 - 10 \cdot \lg W_2$$

A hangnyomás, a hangteljesítmény és a hangintenzitás decibelben kifejezett értékei közt az alábbi összefüggés figyelhető meg:

$$10 \cdot \lg \frac{P_{ac1}}{P_{ac2}} = 10 \cdot \lg \frac{I_1}{I_2} = 20 \cdot \lg \frac{p_1}{p_2}$$

Ebből láthatjuk, hogy intenzitásban és teljesítményben 2 érték közti különbség kétszer akkor nagyságrendet fog át, mint az adott intenzitás és teljesítmény értékekhez tartozó hangnyomás. Mindez azért van így, mert a hangnyomás négyzete arányos a hangteljesítménnyel és a hangintenzitással. [1]

Az audiometriai mérések során a decibel skálának 2 módosított változata is használatos: a dB HL (Hearing Level) és a dB SL (Sensation Level). Mindegyik a dB SPL (Sound Pressure Level) skálára alapul, ami a hangnyomásbeli nagyságrendi különbségeket fejezi ki. A különbség mindössze a 0 dB viszonyítási pont megválasztása:

- a dB SPL esetén ez egy fix érték: 20 micropascal
- a dB HL esetén frekvenciánként különböző az eltolás a dB SPL skálához képest: minden frekvencián a hozzá tartozó átlagos hallásküszöb dB SPL értéke lesz a 0 dB
- a dB SL esetén is frekvenciánként különböző az eltolás a dB SPL skálához képest: minden frekvencián az adott személynek az adott frekvenciához tartozó személyes hallásküszöbének dB SPL értéke lesz a 0 dB

A hallásvizsgálatok összehasonlíthatósága érdekében, valamint a megjelenítés praktikussága szempontjából (az átlagos hallásúak audiogramja ezzel a skálával egy egyenes vonal) a dB HL skálát alkalmazzák. A dB SPL értékektől való eltéréseket ISO szabványban rögzítették, amik a következő ábrán is láthatóak:

Frekvencia (Hz)	dB SPL	dB HL
250	12	0
500	5	0
1000	2	0
2000	-2	0
4000	-5	0
8000	13	0

3. ábra: A dB HL és a dB SPL skála közti átváltás (ISO, 2003) [9]

3.1.4 Hangosság és az intenzitás kapcsolata

Az intenzitástól (objektív, fizikai jellemző) megkülönböztetendő a hangosság (szubjektív, pszichofizikai jellemző) – az első az inger, míg a második az érzet erősségét jelzi. A hangosság függ az intenzitástól és a frekvenciától is, azonos intenzitás-változásokhoz viszont nem azonos hangérzet-változások kötődnek. Sokáig volt érvényben az a nézet, hogy az intenzitás változására a fül logaritmikus választ ad (Weber-Fechner törvény). A szubjektív hangérzet erősségének (hangosság) intenzitásfüggése azonban későbbi mérések alapján hatványfüggvény jellegűnek adódott (son skála, 1933). [10]

Az első méréseket Fletcher és Munson végezték 1927-ben, fiatal, normális hallású személyeken. 2 hanggenerátort alkalmaztak:

- az egyiket előre beállított intenzitásszinten az etalon hangot (1000 Hz) sugározták
- a másikon különböző frekvenciájú hangokat sugároztak és a kísérleti személy állíthatta be a hang intenzitását

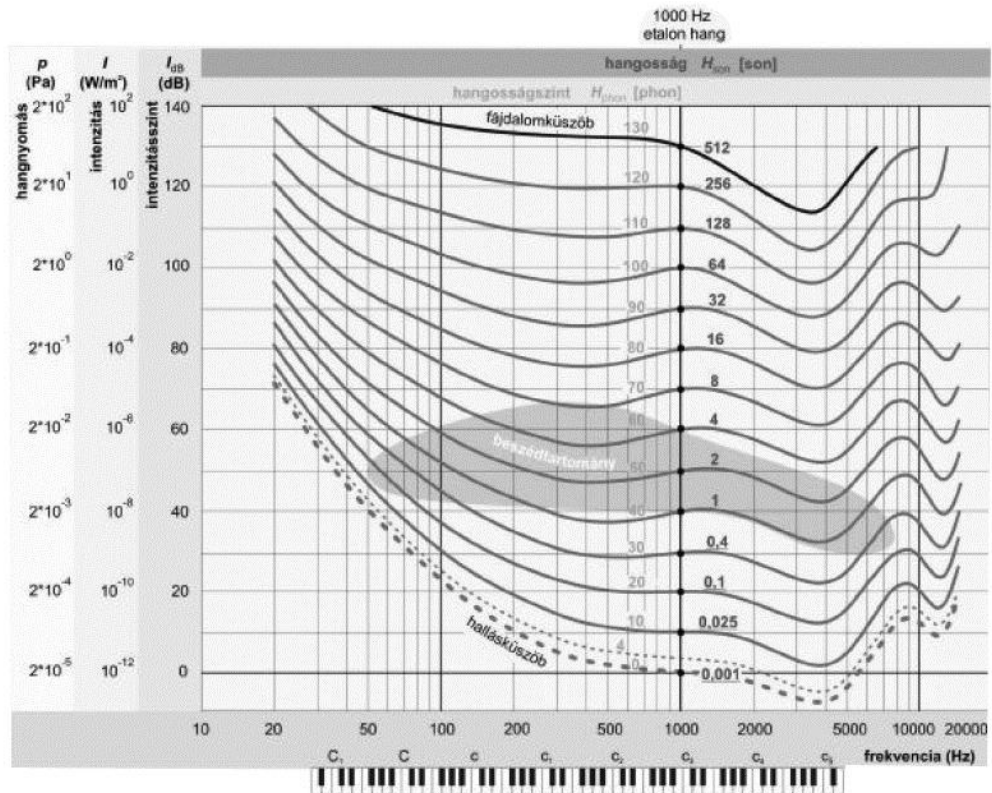
A második generátort addig állították, amíg azonos hangosságúnak nem hallották a 2 hanggenerátor által sugárzott hangot. Így az etalon hanghoz kötődően fel tudtak venni egyenlő hangosságú gőrbéket. A különböző frekvenciákhoz tartozó hallásküszöbök decibel értékeit összekötő görbét **0 phon** hangosságú gőrbéket nevezük. Az etalon hang 10, 20, 30, stb. dB intenzitásszintjéhez tartozó más frekvenciájú, de egyenlő hangosságú hangok dB értékeit is kimérték, ezek alkotják a 10, 20, 30, stb. phon hangosságú gőrbéket. A hangosságú mértékét tehát az etalon hang intenzitásszintjével fejezzük ki [10]:

$$H_{phon} = I_{dB_{1000\text{ Hz}}}$$

Megállapították, hogy 10 phon hangosságú növekedés kb. kétszer olyan hangos hangérzetnek felel meg, 20 phon négyszeresnek, 30 phon nyolcszorosnak és így tovább. Amint láthatjuk, a phon skála mérőszámai nem fejezik ki lineárisan a hangosságérzetünk változásait: kétszer, háromszor olyan hangos hanghoz, kétszer, háromszor akkora mérőszámnak kellene társulnia. A görbék változatlanul hagyásával a phon értékek alapján minden görbéhez egy **son** értéket rendeltek (Fletcher és Munson, 1933). A son skála alappontját az etalon hang 40 dB intenzitásszintjében határozták meg, ez lett az 1 son. A további értékek az alábbi hatványfüggvényből számolhatóak [10]:

$$H_{son} = \frac{1}{16} \cdot \left(\frac{I}{I_0}\right)^{0,3} \quad (1 \text{ son} = 40 \text{ phon})$$

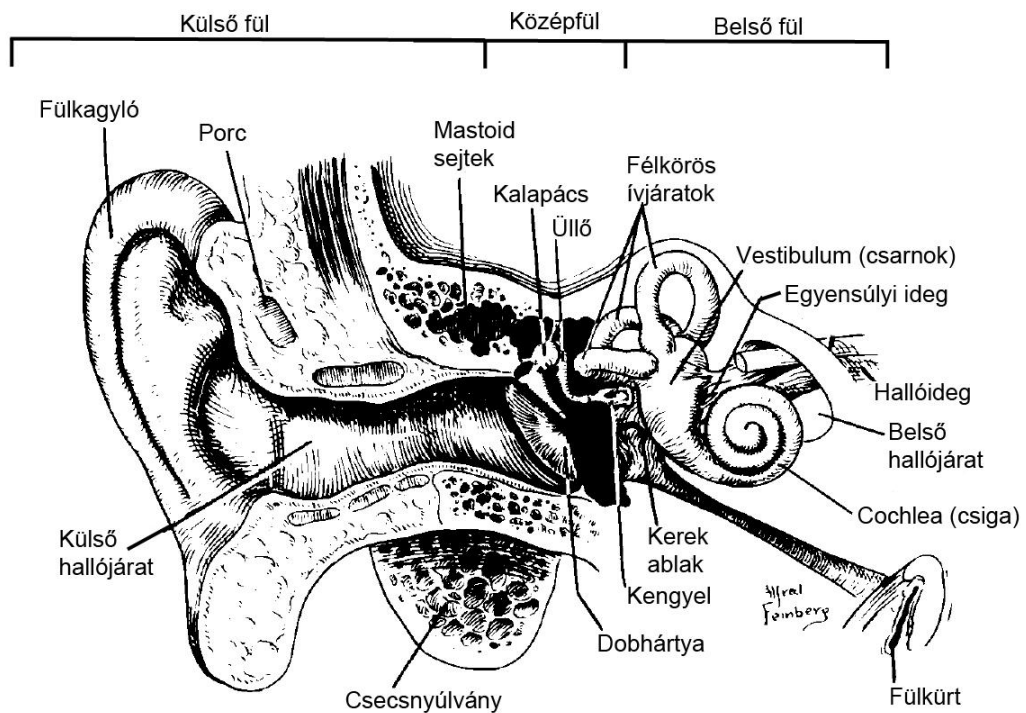
Sajnos a mért adatok 1 son alatt már eltérnek a Stevens törvénytől, mivel úgy látszik, hogy a fülünk az egészen halk hangok azonos intenzitásváltozásait erősebb hangosságú változásoknak hallja, mint 1 son felett. Az 1 son feletti értékek kiszámításához azonban megfelel a képlet. Az egyenlő hangosságú gőrbék jellemzőit az alábbi ábráról olvashatjuk le. [10]



4. ábra: Egyenlő hangosság szintek görbéi [10]

3.2 Anatómiai áttekintés

A hallórendszer első állomása a fül, ami 3 részre osztható: külső fül, középfül és belfül. A felosztást és a fül részeit az alábbi ábra szemlélteti.



5. ábra: A fül felépítése [4]

3.2.1 A külső fül

A külső fület tekinthetjük egy tölcsernek, ami a dobhártya irányába tereli a hangot. Tovább bonthatjuk 2 részre: a fülkagylóra és a külső hallójáratra. A fülkagyló többszörösen görbült, porcból és az azt borító bőrből áll, méretei miatt a 3000 és 4000 Hz közti hangokat erősíti legjobban. A hátulról jövő hangokat kevésbé, az előlről jövőeket pedig jobban felfogja, így a hang forrásának lokalizálásában van nagy szerepe. Az általa felfogott hangokat a kb. 2,5 cm hosszú és 8 mm átmérőjű külső hallójáratba irányítja, amin keresztül eljutnak a külső fül és a középfül határáig, a dobhártyáig. [3], [7], [8]

3.2.2. A középfül

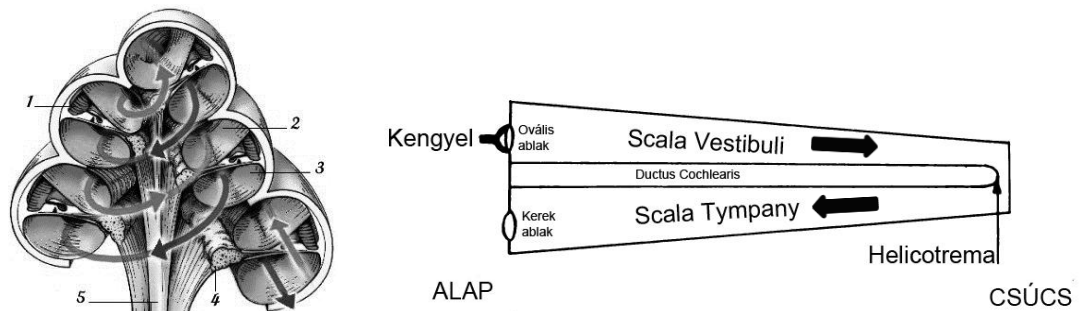
A középfül nagy része a dobüreg, amit a külső fül felől a dobhártya, a belső fül felül pedig az ovális ablak határol. A dobüregen belül található a 3 hallócsont: a kalapács (malleus), az üllő (incus) és a kengyel (stapes), valamint az ezeket feszítő izmok. A kalapács egyik vége a dobhártyába be van ágyazódva, másik pedig az üllőhöz csatlakozik, az üllő a kalapács mozgását vezeti át a kengyelre, a kengyel pedig az ovális ablak hártájára. A külső fülből bejövő hang által a dobhártyán keltett rezgés így áttevéődik a hallócsontokon keresztül a belső fülbe. A dobhártya és a kengyel talpának méretkülönbsége valamint a kifeszített csontok hatására a külső fülből érkező rezgések kb. 30 dB erősítéssel kerülnek a belső fülbe. A dobüregben található izmok képesek a dobhártyát jobban megfeszítve a kengyel talpát az ovális ablaktól elhúzni, így tudják a belső fület megvédeni a hirtelen jelentkező nagy intenzitású hangok roncsoló hatásától. Az egész rendszer megfelelő működéséhez az szükséges, hogy a dobüregen belül és a külső hallójáratban lévő nyomás megegyezzen. Ez a fülkürt segítségével valósul meg, ami összeköti a dobüreget és az orrüreget, ezáltal (ha az orrüregben szabad a levegő áramlása) kiegyenlíti a nyomást. [1], [3], [8]

3.2.3 A belső fül

A belső fül a csontos és az abban helyet foglaló hártás labirintusból áll. A labirintus részei a tér három síkjában fekvő félkörös ívjáratok, amelyekben az egyensúlyozási idegi végkészülékei foglalnak helyet. A hallás szempontjából fontosabb részei azonban a csarnok (vestibulum) és a csiga (cochlea), ezek képzik a csontos labirintus legnagyobb térfogatú terét. A cochleában található a Corti-féle szerv, ami a hangok idegi érzékeléséért felelős. Szintén a belső fülből indul ki a VIII. agyideg, amely a hallás és egyensúlyozás ingereit továbbítja az agy megfelelő részeihez.

A hallás szempontjából a cochlea működésének megértése alapvető fontosságú. A hallócsontok által az ovális ablak hártáján keltett rezgések a csigában terjedő folyadék hullámot indítanak el. A hullám terjedésének mértéke a frekvenciájától függ: minél kisebb frekvenciájú, annál messzebb jut el. Ennek megfelelően a mély hangok a spirális

érzékszerv csúcsánál lévő, a magas hangok pedig a csiga alapjához közel lévő idegsejteket fogják ingerelni. A folyadék mozgását az alábbi ábrák szemléltetik:

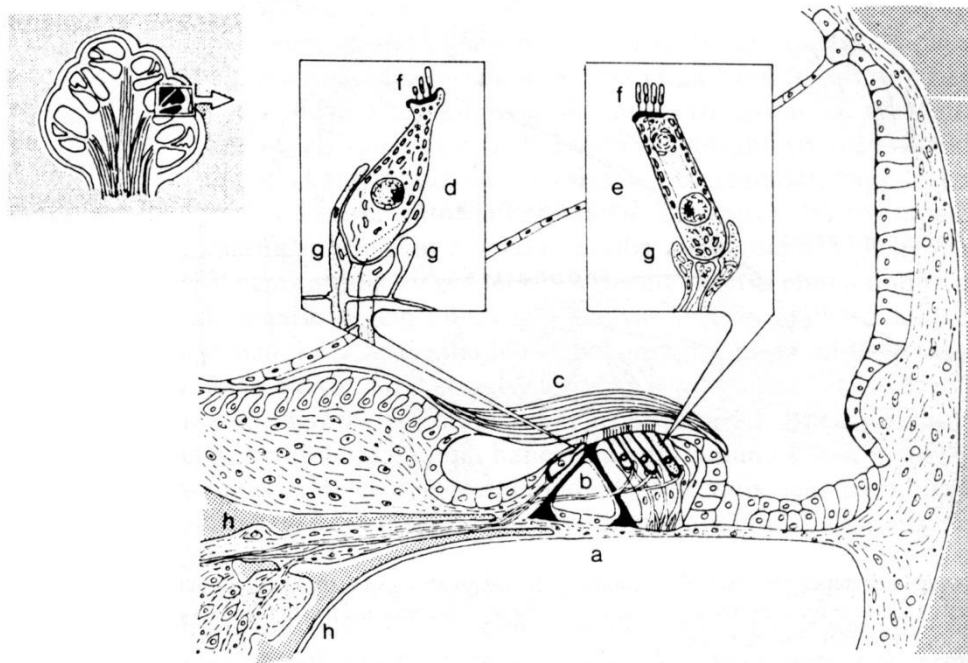


6. ábra: A folyadék áramlása a cochleaban [3], [5]

(1: ductus cochlearis, 2: scala vestibuli, 3: scala tympany, 4: ganglion spirale, 5: nervus acusticus)

A folyadék először végig áramlik a csiga felső terében (scala vestibuli) majd a helicotreman keresztül tovább áramlik az alsó térben (scala tympany) egészen a kerek ablakig. Mivel a csigában lévő folyadék gyakorlatilag összenyomhatatlan, ezért a kerek ablak hárttyája az ovális ablak hárttyájával ellentétes irányú kimozdulást tesz. [8]

A ductus cochlearisban találhatóak a hallás szempontjából legfontosabb sejtek: a külső és a belső szőrsejtek. A cochleaban 1 sor belső szőrsejt (összesen kb. 3.500 db) és 3 sor külső szőrsejt (összesen kb. 14-15.000 db) helyezkedik el egymás mellett. A külső szőrsejtek tulajdonképpen egy erősítő funkciót, a belső szőrsejtek pedig szenzoros funkciót látnak el.



7. ábra: A ductus cochlearis felépítése [1]

(a: alaphártya – membrana basilaris, b: Corti-féle alagút, c: fedőhártya – membrana tectorialis, d: belső szőrsejtek, e: külső szőrsejtek, f: csillócskák, g: tapadó idegvégződések, h: idegkivezetés)

De hogyan lesz a hanghullámból ingerület? A hanghullámok hatására létrejött folyadékáramlás mozgásba hozza a baziláris membránt, amely ettől elkezd függőlegesen mozogni. Ez a mozgás áttevődik a külső szőrsejtekre, így a tektoriális membránhoz érő csillócskáik elhajolnak, melynek következtében megváltozik a sejt potenciálja. Található egy speciális fehérje a külső szőrsejtek membránjában, a prestin, ami a potenciálváltozás hatására összehúzódik. Ekkor jelentkezik a külső szőrsejtek mintegy 50 dB-es erősítő hatása, ugyanis az összehúzódásuktól a baziláris membrán még jobban kitér. Így a tektoriális membrán már hozzáér a belső szőrsejtek csillóhoz, amik ennek hatására idegingerület küldenek a hallóidegen át az agyba, így hallásérzet keletkezik.

3.3 A hallás fiziológiája

Az emberi hallás a 16 Hz és 20.000 Hz közti tartományt fogja át, ez 10 oktávnak felel meg. A fül érzékenysége változó: egyrészt a frekvencia, másrészt az életkor függvényében. A 128 Hz alatti, ill. a 4.000 Hz feletti frekvenciákra sokkal kevésbé érzékeny, mint a két érték közöttiekre. De ez a tartomány és az érzékenység maximuma az életkor előrehaladásával egyre szűkül ill. csökken. Mint már korábban is említésre került, a fülkagyló a 3.000 Hz és a 4.000 Hz közti hangokat erősíti, ezzel is hozzájárulva ebben a tartományban az érzékenység növeléséhez. Az érzékenységet viszont nagyban befolyásolja a cochlea maszkolási hatása. [3]

Ahogy a fül anatómiájánál is olvashattuk, a baziláris membránon minden frekvenciának megvan a maga „helye”, a mélyeknek a cochlea csúcsához közel, a magasnak pedig a cochlea alapjánál. De mivel minden hang akár több komponensből is állhat, ezért a hangok által keltett hullámok a baziláris membránt több helyen is rezgésbe hozzák, mire kioltódnak. Az alacsonyabb frekvenciájú hangok által keltett hullámok csak a cochlea csúcsában oltódnak ki, és addig végig mozgatják a baziláris membránt. Ezzel szemben a magasabb frekvenciájú hangok által keltett hullámok már jóval korábban kioltódnak, ott, ahol az alacsonyabb frekvenciákhoz tartozó hullámok is mozgatják a membránt. Ilyenkor az agyunk hajlamos a csiga aljáról érkező idegingerületeket figyelmen kívül hagyni, azért, hogy a mély hangok ne keltsenek hibásan olyan információt az agyban, hogy magas hang érkezett a fülbe. Így viszont az agyunk a ténylegesen beérkezett magas hangok egy részét nem érzékeli, ez nevezzük az alacsonyabb frekvenciájú hangok maszkoló hatásának. A mindennapi életben tapasztalhatjuk ezt a hatást, ha pl. forgalmas utcán próbálunk telefonálni. Az utca alacsony frekvenciás zaja még a kisebb forgalom esetén is megnehezíti a beszéd megértését. [3]

A hallásnak fontos szerepe van a különböző veszélyek jelzésében is. Vannak külön agyi sejtek, amik a változást képesek nagyon gyorsan érzékelni, így figyelmeztetve minket. Normál körülmények közt is megfigyelhető ez az aktivitás: ha pl. egy szobában vagyunk, akkor halljuk azt, ahogyan bekapcsol a légkondicionáló, de egy idő után a ventilátor zaját már nem érzékeljük. Amint kikapcsol, akkor viszont rögtön észrevesszük, hogy valami változott. [3]

4. AUDIOMETRIAI MÓDSZEREK, ESZKÖZÖK

Az audiológiai vizsgálat egy személy adott időben, helyen és körülmények között mérhető hallásáról ad képet, különböző frekvenciákkal kiadott hangokkal történő tesztelés segítségével. Használható a halláskárosodás mértékének ill. a hallás küszöbértékének meghatározásához. Az audiometria a legszokatlanabb orvosi vizsgálat, gyakran hibásan a látásvizsgálathoz hasonlítják. A látásvizsgálat során azt kell meghatározni, hogy a vizsgált személy számára melyik az a legkisebb, nyomtatott szövegméret, melyet még tisztán képes kiolvasni, ugyanez az audiometriai vizsgálat során megfelelne a játszott hangok közti legkisebb eltérés felismerésének. Ezzel szemben a hallásvizsgálat során olyan alacsony intenzitású hangokat kell érzékelni, amilyenekkel a hétköznapi életben nem sűrűn találkozunk. Ennek a látásvizsgálati megfelelője lehetne az, ha egy teljesen elsötétített szobában próbálnánk meghatározni a különböző hullámhosszú fények közül azt, amely a legkisebb intenzitású és még érzékelhető. Most már látható, hogy a két vizsgálat nem hasonlít egymásra. [2]

A legegyszerűbb audiológiai vizsgálat során a pácienssel meghatározott intenzitású hangokat hallgattatunk, és ő jelzi, melyiket hallja. Ezeket az intenzitásokat a normál hallás alapján határozták meg, így aki mindegyiket érzékeli, további vizsgálatra nem szorul. Aki viszont egy adott hangot nem hall, annak további vizsgálatra van szüksége: az érintett frekvencián több különböző intenzitású hangot is megszólaltatunk, hogy kiderüljön a halláskárosodás mértéke. Az adott intenzitások közt minimum 5 dB különbségnek kell lenni, mivel az ennél kisebb különbséget az emberek zöme nem képes érzékelni. [2]

4.1 Vizsgálati környezet

Mivel az audiológiai vizsgálatok során a legalacsonyabb intenzitású hallott jel kiderítése a cél, ezért a megfelelő környezet kialakítása nem elhanyagolható. Figyelni kell a vizsgálati szoba elhelyezkedésén kívül a vizsgálati eszközökre, azok akusztikai és elektromos zajkibocsátására is. Az optimális környezet csendes és visszhangoktól mentes. A vizsgálati helyiségen kívüli tevékenységeket a vizsgált személy nem láthatja és nem hallhatja, hogy ezek ne befolyásolják a válaszadáskor. Erre azért van szükség, mert az emberi beszéd a fülhallgatón keresztül hallható hangokkal vegyül, és ezzel az egyébként is nehéz tesztet még nehezebbé teszi. Természetesen teljesen zajmentes szoba nem létezik, de a tervezés során a külső zajok minél magasabb szinten történő kiszűrése a cél, mert ez a vizsgálat pontosságának alapja. [2]

4.1.1 Egyszemélyes vizsgálati fülke

A leggyakoribb vizsgálati környezet az, amikor a vizsgált személy egy kisméretű, hangszigetelt fülkében ül, amiben éppen csak akkora a hely, hogy kényelmesen elférjen benne. A fülkének egy ajtaja és egy olyan ablaka van, amelyen át ő megfigyelhető, de a külső környezetet ő maga nem látja. Létezik helyhez kötött valamint mobil változatú fülke is, amit a

vizsgálati helyszínre szállíthatunk. (A fülke legnagyobb erénye a falvastagság, mely lehetőségeinkhez mérten maximalizálja a zajszűrési képességet, ezzel biztosítva a még tisztább eredményt.) [2]

4.1.2 Több személyes vizsgálati szoba

Gyakran szükséges egy időben több személy vizsgálata, ekkor vagy több egyszemélyes fülkét használnak, vagy egyetlen nagyobb vizsgálati teremben mérnek fel 6-8 embert. A több személyes mérés előnye mindössze a vizsgálatra fordított idő mennyiségében mérhető, hátránya azonban ennél sokkal nagyobb, többek között a páciensek egymást zavarhatják, a vizsgálatot vezető személynek pedig meg kell osztania figyelmét. Ezen felül könnyen lehetőséget ad a vizsgálati eredmény meghamisítására, hiszen egy térben helyezkednek el jól és rosszabbul halló személyek, így egymás reakciót megfigyelhetik. [2]

4.2 Vizsgálati eszközök

4.2.1 Fejhallgató

A vizsgálatok során kizárólag zárt, szupraaurális fejhallgató használható, ez a fülcimpa körül legteljesebben zár, ezzel optimális mértékben szűri a környezeti zajokat. Létezik aktív zajcsökkentő változata is, amikor a fülhallgatóba épített mikrofon segítségével az 1000 Hz-nél kisebb frekvenciájú zajok nagyobb mértékben kizárhatók. [2]

4.2.2 Vizsgálati berendezés

A szinuszos, ún. tisztahanggal végzett légvezetéses audiológiai vizsgálattal meghatározhatóak azok a legkisebb hangerősség szintek, amelyen a vizsgált személy még hallja az adott frekvenciájú hangot. Ezek meghatározására többféle módszer és eszköz is létezik, de mindegyik arra épül, hogy az éppen hallható és az éppen már nem hallható szintet meghatározza, ugyanis a hallásküszöb valahol ezen két szint közt van. [2]

Három vizsgálati eljárás létezik:

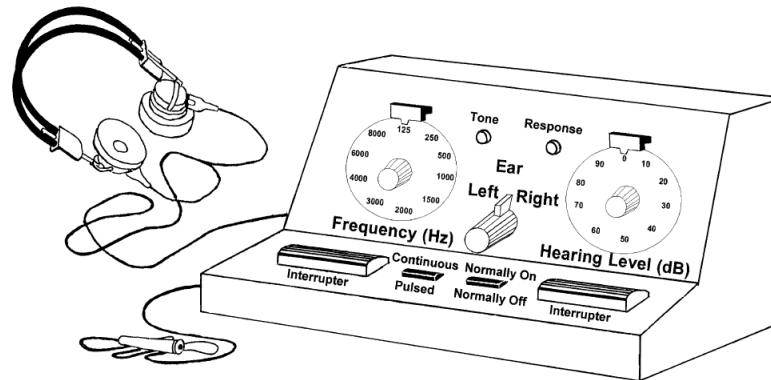
- manuális audiometria
- félautomata audiometria
- mikrokontroller vagy számítógép által vezérelt audiometria

Mindegyik eljáráshoz külön eszközök és vizsgálati módszerek tartoznak, ezeket nem lehet vegyíteni (pl. egy manuális audiometria vizsgálati módszere nem alkalmazható az félautomata audiometriához tartozó eszközzel). Mivel a vizsgálati eljárások nem pontosan ugyanazt az eredményt hozhatják egy adott beteg esetén, ezért fontos, hogy ha választottunk egyet közülük, akkor a beteget mindig azzal vizsgáljuk, így nyomon követhetővé válik a hallás esetleges romlása. [2]

4.3 Manuális audiometria

A manuális audiometria a legelterjedtebb klinikai hallásvizsgálati eljárás. Az adott tisztahang frekvenciáját, intenzitását és megszólalását a vizsgálatot végző személy állítja be, egy előre meghatározott rendszer alapján. Megfigyeli, hogy a páciens melyik hangokat érzékeli és melyiket nem, ez alapján meghatározza a hallásküszöböt és ezt az audiogramon rögzíti. [2]

4.3.1 MÉRŐESZKÖZ



8. ábra: Manuális audiométer [2]

Egy tipikus audiométer (x. ábra) felépítése:

- frekvenciaválasztó: a vizsgálati módszer adott frekvenciái beállíthatóak
- hangerősségválasztó: 0-90 dB-ig beállítható hangerősség, a felső határ változhat típustól függően, valamint a beállítható pontosság is (5 vagy 10 dB)
- folyamatos vagy szakaszos hangadás beállító: beállítható hogy az adott hang folyamatosan szóljon vagy rövid szakaszokban, szünetekkel
- jobb vagy bal fül beállító: kiválasztható, hogy az adott hang a fejhallgató melyik hangszóróján szóljon
- hangadás visszajelző: világít, amikor az audiométer hangot ad ki
- válaszjelző (opcionális): amennyiben az eszközhöz tartozik egy gomb is, amit a páciens meg tud nyomni, amikor hallja a hangot, akkor a gomb megnyomásakor ez a jelzőfény világít
- ki/bekapcsoló gomb

4.3.2 MÉRÉSI MÓDSZEREK

A hallás vizsgálatára 3 módszer létezik:

- állandó ingerlés
- határok megállapítása
- hangerősség beállítása

Az állandó ingerlés módszere során az alanyt minden vizsgálandó tisztahangot minden intenzitással többször megszólaltatunk, és azt rögzítjük, hogy az adott ingerek hány százalékát hallotta. Az a hangerősség lesz a hallásküszöb, amin az ingerek 50%-át hallotta. [2]

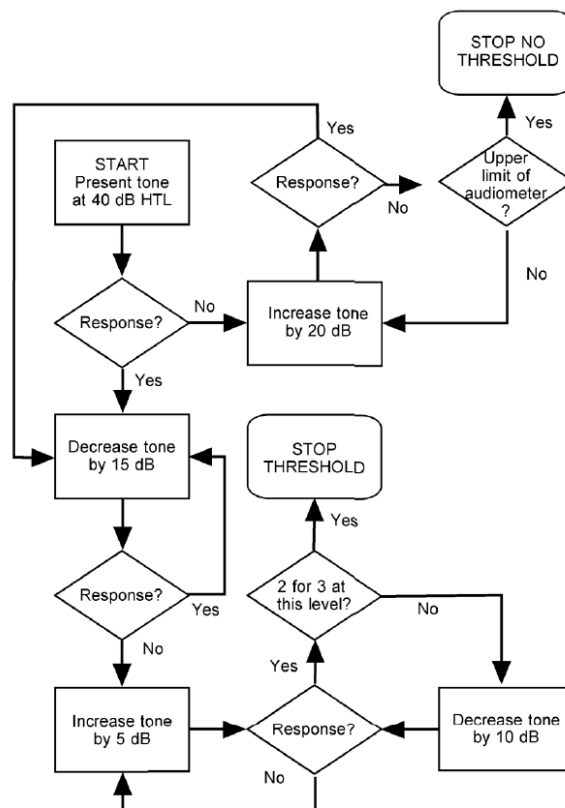
A határok megállapításánál a hangerősséget egyre alacsonyabb értékre állítjuk, a páciens reakciói alapján, egészen addig, amíg még az ingerek legalább felét hallja. Ez a legalacsonyabb hangerősség lesz a hallásküszöb. [2]

A hangerősség beállítása során a vizsgálandó személy állítja be azt a hangerőt, amin a hangot még éppen hallja, de annál kisebb hangerőn már nem hallaná. Ezt a beállított hangerőt tekintjük hallásküszöbnek. [2]

A különböző módszerek különböző időigényűek és pontosságúak. Az állandó ingerlés módszere adja a legpontosabb képet az adott személy hallásáról, de a vizsgálat ebben az esetben hosszú ideig tart. Ezzel szemben a hangerősség beállítása egy gyors vizsgálati módszer, de sokkal kevésbé pontos. Így a manuális audiometria alapjául a határok megállapításának módszere fog szolgálni, mint arany középút.

4.3.3 A manuális audiometria módszere bővebben

A manuális audiometria során használt módszer a módosított Hughson-Westlake procedúra, ami az alábbi folyamatábrán jó követhető:



9. ábra: A módosított Hughson-Westlake procedúra [2]

Ennek során a hangot először egy magasabb intenzitáson szólaltatjuk meg, amit a páciensek zömében hallanak. Ha pozitív választ kaptunk, akkor ezután nagy léptékben csökkentjük a hangerőt, egészen addig, míg a vizsgált személy reagál az ingerre. Amikor már nem, akkor kisebb léptékben kezdjük el emelni a hangerőt, addig amíg az alany újra reagálni nem kezd az ingerre. Amint reagál csökkentjük a hangerőt addig, amíg már nem reagál, utána pedig növeljük addig amíg ismét reagál. Az az intenzitás lesz a hallásküszöb, amit egy hangerőemelés után kaptunk és amin 3 ingerből 2 pozitív választ váltott ki. [2]

A módszert alkalmazhatnánk úgy is, hogy nem hallható intenzitásról indulunk és emeljük a hangerőt, így ugyan alacsonyabb hallásküszöb is adódhat, de ez a változat sokkal nehezebb a vizsgált személy számára és több ideig is tartana. Arra is figyelniünk kell, hogy a hallásküszöbhez tartozó intenzitásérték mindig csak olyan érték lehet, amit a hangerő növelése után állítottunk be, különben a mért értékek inkonzisztensek lesznek. [2]

A tesztelt frekvenciák országonként és a teszt céljától függően változhatnak, de a leggyakrabban az oktávsávok középfrekvenciái 125-8000 Hz-ig, azaz: 125 Hz, 250 Hz, 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 4000 Hz és 8000 Hz használatosak. Néha azonban a fél-oktávsáv középfrekvenciái, azaz a 750 Hz, 1500 Hz, 3000 Hz és 6000 Hz közül is néhány szerepel a tesztelendő frekvenciák közt. [2]

4.3.4 A manuális audiométerrel végzett vizsgálat

A hallásvizsgálatot mindig azzal a füllel kell kezdeni, amivel a korábbi vizsgálatok vagy a beteg véleménye szerint ő jobban hall. Ha nincsenek korábbi leletek ill. a páciens nem érzékel különbséget a két fülének hallása közt, akkor a vizsgálatot a jobb füllel kezdjük. [2]

Mivel a decibel skála 0 értékét az 1.000 Hz-en mért átlagos hallásküszöbként definiáltuk, ezért a mérést ezen a frekvencián kezdjük. Miután megállapítottuk a páciens által még éppen hallott legkisebb intenzitású hangot, folytathatjuk a vizsgálatot a legkisebb mérendő oktávsáv-középfrekvencián, növekvő sorrendben haladva felfelé a mérendő frekvenciákon. Amikor ismét az 1.000 Hz-es frekvencia hallásküszöbét határozzuk meg, akkor ezt össze kell hasonlítani a vizsgálat elején mért értékkel. Ha a két érték közti eltérés maximum 5 dB, akkor a vizsgálat folytatható. Ellenben ha ennél nagyobb mértékben tér el a két mért érték, akkor a tesztelést meg kell szakítani, ellenőrizni kell a fejhallgató csatlakozását és elhelyezkedését (nem csúszott-e félre, rendesen fedi-e mindkét fület, stb.). Ezek után az egész folyamatot előlről kell kezdeni, ismét az 1.000 Hz-es frekvencián, majd pedig az összes többi frekvencián. Amennyiben most nem tér el az először és a másodszor mért hallásküszöb-érték a referencia frekvencián, akkor a vizsgálat most már folytatható, de ha megint eltérő értékeket kapunk, akkor az adott páciens esetében ez a módszer nem megfelelő a hallásküszöb megállapítására. [2]

Ha a jobb füllel minden frekvencián megállapítottuk a hallásküszöböt, akkor áttérhetünk a másik fülre. Ha nem változtak a körülmények, akkor ennél a fülnél már nem kell kétszer megállapítani az 1.000 Hz-es frekvenciához tartozó hallásküszöböt, mivel az csak azt a célt szolgálta, hogy kiderüljön az, hogy a páciens konzisztensen jelez-e illetve a fejhallgató jó helyen van, nem mozdult-e el. [2]

Az ingerlés során figyelni kell arra, hogy milyen hosszan adunk ki hangot és mennyi szünetet tartunk két hangadás közt. Fontos, hogy az adott inger és a szünet is legalább 200 ms hosszú legyen, hogy érzékelhetőek és elkülöníthetőek legyenek az adott hangok. [2]

4.3.5 Az eredmények rögzítése és megjelenítése

A hallásvizsgálat során minden frekvenciához rögzítenünk kell a hallásküszöb decibel értékét. Ábrázolni jól összehasonlítható módon kell, ennek 2 elterjedt változata van.

A **grafikonos ábrázolási mód**hoz egy koordinátarendszert kell felvennünk, az alábbi tengelyekkel:

- *x tengely*: a frekvencia értékeket ábrázoljuk rajta, 2-es logaritmus alapú skálán, ahol az oktávsvá-középfrekvencia értékek közt egyenlő távolság van
- *y tengely*: a decibel értékeket ábrázoljuk rajta, lineáris skálán, melynek maximum értéke 120, minimum értéke -20. 20 decibelnyi távolság megegyezik az x tengelyen két oktávsvá-középfrekvencia távolságával. A skálát fordítva vesszük fel, fentről lefelé növekszik.

Ebben a koordinátarendszerben kell bejelölnünk a hallásküszöbhez tartozó értékeket, a jobb fül esetén O-val, míg a bal fül esetén X-el. A vizsgálat végén a pontokat fülenként össze kell kötni. Amennyiben színeket is tudunk használni, akkor a jobb fülhöz tartozó adatokat pirossal, míg a bal fülhöz tartozókat késsel jelöljük. [2]

Ezt az ábrázolási módot hívják audiogramnak. Hasznos, ha a betegnek ilyen formában mutatjuk meg az eredményeket, mert ő is rögtön látja, hogy melyik esetben van gond a hallásával.

A **táblázatos megjelenítési mód** ezzel szemben nem a legalkalmasabb mód az eredmények közérthető megjelenítésére. Ennek során az adott ingerekhez tartozó frekvenciaértékeket és az ezekhez tartozó hallásküszöb értékeket soronként, fülenként egymás alá írjuk. Így ugyan ránézésre nem látszik azonnal, hogy hol van a gond, viszont az adatok összehasonlítása így sokkal egyszerűbb. Egy lapra egymás alá írhatjuk a korábbi eredményeket és megfigyelhetjük, hogy melyik frekvenciához tartozó értékek hogyan változtak. Tendenciákat figyelhetünk meg és így láthatjuk előre, hogy valószínűleg melyik fül esetén lesz szükség hallókészülékre vagy egyéb hallás segítő eszközre. [2]

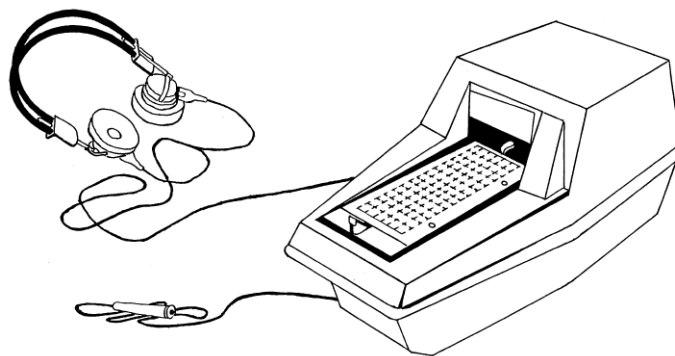
Természetesen az eredmények rögzítéséhez az is hozzá tartozik, hogy a mérőeszköz modellje, gyártási száma szerepeljen, valamint az utolsó kalibrálás dátuma, és a tesztet végző

személy neve. Ugyanis csak akkor lehet igazán összehasonlítni az eredményeket, ha ugyanazzal a mérőeszközzel végezzük mindig a vizsgálatokat és lehetőleg ugyanabban a helyiségben. [2]

4.4 Félautomata audiometria

A félautomata vagy más néven önkontrollált, ill. Békésy-féle audiometria először 1947-ben jelent meg, a manuális audiometria leváltását jelölve ki célul. A Békésy-féle audiométer a frekvenciákat és az intenzitást automatikusan változtatja, miközben a páciens egy gomb segítségével jelzi, hogy hallja-e az adott hangot és a gép ennek alapján állítja a hangerősséget.

4.4.1 Mérőeszköz



10. ábra: Békésy-féle audiométer [2]

A Békésy-féle audiométer az alábbi egységekből áll:

- nyomógomb: amivel jelezni tudja a páciens, hogy hallja-e a hangot
- mozgó írófej: az intenzitás változásának megfelelően mozdul el, így azt rögzíti a kártyán
- előre nyomtatott kártya: a gép méreteinek megfelelően felrajzolt koordináta-rendszer van rajta, amin jelölve vannak a frekvenciák és az intenzitások
- mozgató motor: az írófej mozgását és a frekvencia változásának megfelelően a kártya elmozdulását szabályozza

4.4.2 Mérési módszer

A mérőeszköz az előre beállított frekvenciákon (500 Hz, 1.000 Hz, 2.000 Hz, 4.000 Hz, 8.000 Hz) megy sorban végig, mindegyik frekvencián adott ideig (általában 30 másodperc) ad hangot. A gép váltakozva ad ki ingereket: 200 ms hosszan hangot ad, utána pedig 200 ms szünet következik. A hang intenzitása egy előre beállított mértékben (általában 5 dB/sec) nő ill. csökken, annak megfelelően, hogy a vizsgált személy hallja-e a hangot. A nyomógomb segítségével ugyanis a páciens jelezheti, hogy érzékeli az adott ingert és a hang intenzitása ennek megfelelően változik. Ameddig hallja a hangot, addig nyomva kell tartania a gombot, amint nem, akkor el kell engednie, és amikor ismét hallja, akkor ismét meg kell nyomnia.

Ez alapján láthatjuk, hogy hol van az a pont, ahol még éppen hall, és hol van az, ahol már éppen nem. A határértékekből egy átlagot vonva meghatározhatjuk a középértéket és ez lesz a hallásküszöb. [2]

A manuális audiometria esetén mindig az 1.000 Hz-es frekvencián kezdődik a teszt és később ezen a frekvencián újra mérünk, hogy lássuk, hogy konzisztens-e a válaszadás. Az 1.000 Hz-es frekvencia újra tesztelése itt sem marad el, csak a szekvencia eleje helyett a végén tesztelünk újra ezen a frekvencián.

A teszt alatt az írófej és a kártya is mozog: az írófej a kártyán felfelé mozdul el, ha csökken az intenzitás és lefelé, ha nő, a kártya pedig úgy mozog, hogy az írófej mindig azon a részen legyen amilyen frekvenciájú hangot ad ki a gép.

4.4.3 Az eredmények rögzítése és megjelenítése

Mivel a gép csak a teszt folyamán adott hangok intenzitását rögzíti, ezért a vizsgálat után a tényleges hallásküszöb meghatározása a vizsgálatot végző személy feladata. A grafikonon látható torlódási helyeknél a csúcsok és a völgyek átlagértékét meghatározva kaphatjuk meg a frekvenciákhoz tartozó küszöbértéket. Mivel általában 5 dB-es pontossággal adják meg ezeket az értékeket, ezért itt is kerekíteni kell 5 dB-re.

A későbbi összehasonlítások céljából érdemes az eredményeket a manuális audiometriánál is használatos táblázatos megjelenítési módon is rögzíteni. Fontos azonban az, hogy odaírjuk, hogy ezek az eredmények félautomata audiométerrel végzett vizsgálat során születtek, ugyanis a manuális és a félautomata módszerrel nem feltétlenül azonos eredmények születnek. Klinikai prognózis felállításánál minden eredmény mindig csak ugyanazzal az eszközzel és ugyanazzal a módszerrel végzett vizsgálati eredménnyel hasonlítható össze.

4.5 A manuális és a félautomata audiometria összehasonlítása

A megfelelő módszer kiválasztásához fontos, hogy egyben lássuk, hogy melyik módszernek milyen előnye ill. hátránya van, így az adott vizsgálati környezethez és célhoz megfelelő módszert és eszközt tudjuk kiválasztani.

4.5.1 A manuális audiometria előnyei

A manuális audiometria legnagyobb előnye az azonnali kontrollálhatóság. Nem kell a vizsgálat végéig várni arra, hogy kiderüljön minden megfelelően van-e beállítva, a vizsgált személy értette-e a feladatot. A páciensnek a vizsgálatot végző személy határozza meg az adott hangot, rögtön lehet látni, hogy pozitív-e a válasz, oda lehet figyelni arra, hogy a vizsgálaton minden megfelelően menjen. Nincs szükség arra, hogy a beteg megtanulja a tesztelő eszköz működését, elég csak jeleznie, ha hangot hall. Ezen kívül a meghatározott értékek jobban tükrözik a valós hallásküszöböt, szemléltetném ezt egy példával.

Ha Békésy-féle audiométerrel mérve az éppen hallott hang 9 dB intenzitású, az éppen nem hallott hang 3 dB intenzitású, akkor ennek átlaga 6 dB, azaz kerekítve 5 dB fog az adott frekvencia hallásküszöbértékéhez kerülni a táblázatban. Mivel a gomb lenyomása és elengedése nem azonnal történik, amint megszűnik, ill. amint újra halljuk a hangot, ezért a hallásküszöb lehet valóban 6 dB. Így ha manuális audiométerrel mérjük, akkor 5 dB esetén nem kapunk választ, 10 dB esetén viszont már igen, ezért 10 dB kerül a táblázatba. Láthatjuk, hogy ha Békésy-féle audiométerrel mérünk, akkor lehet, hogy nem jó irányba kerekítünk, de lehet az is, hogy nem egyforma a reakcióideje a gomb elengedésének ill. megnyomásának, és így mégis helyes a kerekítés. Az, hogy ebben a példában 10 vagy 5 dB a tényleges hallásküszöb, csak manuális audiométerrel határozható meg.

További előnye még a manuális audiometriának, hogy kiküszöbölhető a csalás illetve a hibázás azáltal, hogy ha irreális értékeket látunk, akkor a problémás frekvenciát újra ellenőrizzük – Békésy-féle audiométerrel csak az egész vizsgálat megismétlésére van mód.

Ezen kívül nincs szükség fogyóeszközökre és nehezen beszerezhető alkatrészekre: nem kell beszerezni vagy legyártani a kártyát, amire rögzít a gép, és nem kell cserélni a kártyára író tű fejét sem.

4.5.2 A félautomata audiometria előnyei

A félautomata audiometria egyik legnagyobb hátránya (a vizsgáló személy hiánya) az egyik legnagyobb előnye is. Így, hogy nem kell külön odafigyelni a páciensre és nem kell az audiométert állítani, nincs szükség kezelő személyzetre a vizsgálat elvégzésekor, elég csak a kiértékeléskor jelen lennie a szakértőnek. Ez rögtön ki is küszöböli a manuális audiometria legnagyobb hibalehetőségét: azt, hogy a kezelő rossz frekvenciát vagy rossz hangerősséget esetleg rossz tesztelendő fület állít be, vagy nem azt az értéket írja le, amit kellene.

A félautomata audiometria tömeges tesztelésre sokkal jobban alkalmas, akár több ember egy szobában, egyszerre elvégezheti a hallástesztet, mivel az pontosan 7,5 percig tart. Nem fog senki előbb vagy később végezni, így nem zavarja a többieket és őt sem zavarja senki. Manuális audiometriával órákig is tarthat sok ember vizsgálata, ezzel azonban csak a csendes terem mérete szab határt annak, hogy 7,5 perc alatt hány ember vizsgálata legyen kész.

4.6 Mikrokontroller vagy számítógép vezérelt audiometria

A mikrokontroller vagy számítógép által vezérelt audiometriás vizsgálat nem egy teljesen más módszer, alapja a manuális vagy félautomata audiometria. Ez a módszer is tulajdonképpen egy félautomata megoldás, viszont merőben eltér a klasszikus audiométer megoldásoktól, ezért nem is hívjuk így. Tulajdonképpen a manuális vagy a Békésy-féle audiometria számítógép által vezérelt változatáról van szó. Mivel szakdolgozatom témája a számítógépes megoldás, ezért az elveiben nem nagyon eltérő mikrokontroller vezérelt

eszközökre nem térek ki. A megoldás lényege ott is ugyanaz: a minél nagyobb fokú automatizálás és a mért adatok digitális rögzítése.

A félautomata megoldás számítógépre implementálása nem okoz nagy változást: a módszer ugyanaz, a páciens a gombot nyomva és elengedve szabályozza a hangerősség változtatását. A különbség annyi, hogy az adatok rögzítéséhez nem kell papír és az írófej, az adatok digitális formában tárolódnak. Ezáltal a hallásküszöbök kiszámítása is egyszerűbb, a vezérlő program rögtön ki tudja írni az eredményt, nem kell a vizsgálat után azokat kiszámolni. Szintén előny, hogy bármelyik ponton megszakítható a vizsgálat, ha látjuk, hogy valami nincs rendben. Ha több nyomógombot és több fejhallgatót tudunk egy gépre kötni, akkor az is megoldható, hogy több embert vizsgáljunk egyszerre, szintén azonnal látva az eredményeket. Ezek alapján látható, hogy kihasználhatóvá válik a Békésy-féle audiometria minden előnye úgy, hogy a hátrányok jó részét kiküszöböltük.

Az igazi előrelépés a manuális audiometria módszerének számítógépes megvalósítása. Így a manuális audiometria előnyeit kihasználva az egész folyamat automatizálható. A programot meg tudjuk úgy alkotni, hogy a módosított Hughson-Westlake procedúra alapján a különböző frekvenciákon megállapítsa a hallásküszöböt, anélkül, hogy a vizsgálatot végző személynek állítgatni kellene bármit is. Ezáltal a manuális módszer egyik legnagyobb hibalehetősége kiküszöbölhető. A páciens a kezébe adott nyomógomb(ok) segítségével rögtön jelezni tudja, ha hangot érzékel, így a felgyorsul a vizsgálat folyamata. Ha a vizsgált személy egészséges vagy minimális halláskárosodással él, akkor ráadásul az egész vizsgálat kevesebb mint 7,5 perc alatt is elvégezhető, ezáltal a félautomata módszer egyik legnagyobb előnyét is megdönthetjük. Ezt a fajta számítógépes-manuális audiometriát ugyanolyan vizsgálati összeállításban is használhatjuk, mint a félautomata számítógépes vagy klasszikus megoldásokat, mivel a számítógép segítségével a manuális audiometria módszere is félautomatává alakítható. A mért értékek szintén digitálisan tárolható, így nem csak egyszerűbben megoszthatóak, hanem könnyebben elemezhetőek és összehasonlíthatóak.

A számítógépes megoldások további előnye, hogy nem csak az egyik vagy a másik módszerrel tudják végrehajtani az audiológiai vizsgálatot, hanem akár mindkettő beprogramozható. Így nem szükséges két készülék megvásárolni, csak mindig a célnak megfelelő programot kell betölteni. A piacon jelenleg több gyártó is jelen van mikrokontroller vezérlésű termékkel, amely képes a programok közt váltani, akár több beteg adatait is tárolni, valamint ezeket számítógépre exportálni. Ezek a készülékek viszont aránylag drágák a klasszikus készülékekhez képest. Számítógép alapú megoldásokkal nem igazán lehet találkozni, pedig az anyagi vonzata (a számítógépet leszámítva, de még akár beleszámítva is) lényegesen alacsonyabb, mint a mikrokontroller alapú mérőkészülékeknek.

5. A MUNKA RÉSZLETES ISMERTETÉSE

A féléves munkám során egy a cél egy olyan hanggenerátor létrehozása volt, amivel állati vagy emberi kísérletekben ki lehet váltani a meglévő, de nagyon drága eszközparkot. Ezáltal a kísérletek a laborból bármilyen másik kísérleti helyiségbe áthelyezhetővé válnak. A kezdeti általános hanggenerátor célja azonban átalakult a félév során: audiometriás vizsgálatok során használható, a professzionális audiométereket kiváltó eszközt szeretnénk volna alkotni.

5.1 Az előzmények

Egy korábbi diplomamunkából rendelkezésre állt egy kezdetleges hanggenerátor, ami a National Instruments LabView programjával készült. Néhány hibától eltekintve alkalmas volt arra, hogy különböző frekvenciájú és intenzitású hangokat adjunk ki a számítógép hangkártyájával. Tesztelve ez a program még nem volt, ezért a kezdeti céloknak megfelelően először kipróbáltam, hogy lássuk milyen irányban kell továbbfejleszteni. A tesztelés során azonban fény derült arra, hogy néhány funkció javításra szorul és olyan funkciók is kimaradtak a korábbi fejlesztésből, amire az állatkísérletek során szükség van. Ennek megfelelően nekiláttam a javításnak és a bővítésnek.

5.2 A fejlesztés

Mivel volt egy kezdeti program, ezért a fejlesztést továbbra is LabViewban folytattam, nem volt érdemes áttérni másik programozási nyelvre a későbbiekben sem. A változtatások viszont olyan mértékűek, hogy az általam alkotott új modulok egy önálló programként működnek, a korábbiakban létrehozott elemek nélkül is működőképesek.

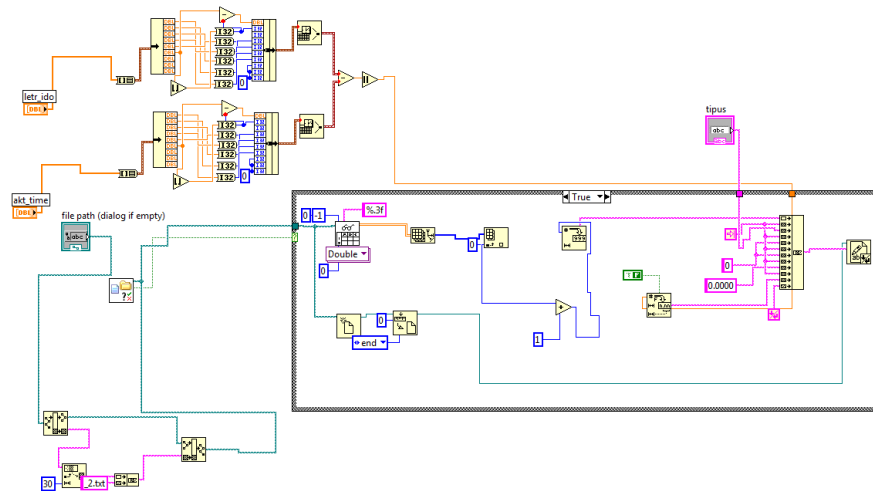
5.2.1 A hibák javítása

A legnagyobb gond az volt, hogy a generált események információinak automatikus tárolását egy külső MATLAB script látta el. Ez több szempontból okozott gondot:

- egyrészt minden gépen fel kellett telepíteni a MATLAB programot, amin a hanggenerátort használni szeretnénk volna
- másrészt a script gyakran leállt, ezáltal pedig a program is

Első körben ezt a funkciót kiiktattam, és más módot próbáltam meg keresni az események tárolására. Mivel a későbbi elektrofiziológiai kísérleteknél az adott inger és a válasz szinkronizálásához fontos az események pontos idejének és az esemény típusának rögzítése, ezért a funkciót mindenképpen implementálni kellett. A MATLAB script áttanulmányozása során végül arra jutottam, hogy a struktúra, amit fájlba kiír nem túl bonyolult, ezért azt akkor LabViewban használható eszközök segítségével is létre lehet hozni. A script ugyan táblázatos formában, de egyszerűen egy szöveges fájlba tárolta le az eseményfájl létrehozásához szükséges adatokat, ezért egy subVI (azaz a LabViewban a beépített eszközökhöz hasonló,

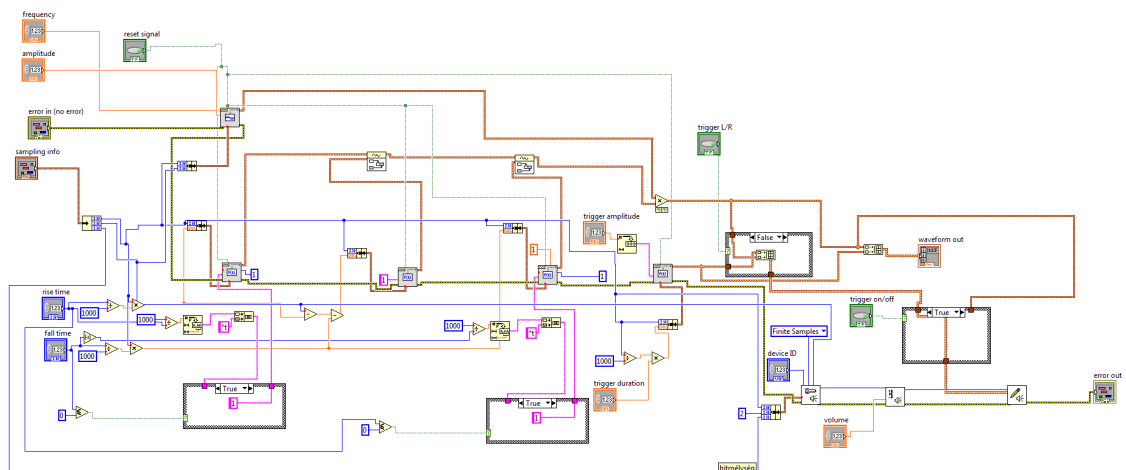
önálló fejlesztésű eszköz) segítségével egyszerűen ki lehetett váltani a funkcióját. A bemeneti paraméterek megegyeznek a korábbi szkript bemeneti értékeivel.



11. ábra: Az .ev2 fájlt generáló subVI

A másik, nagyobb hiba viszont az volt, hogy a hanggenerátor nem megfelelően működött. Ahhoz ugyanis, hogy a hang kiadása előtt ne jelenjen meg egy kattánós hang, a hangerőnek a 0 szintről fokozatosan kell érni a 100%-ot, és ugyanilyen fokozatosan kell elhalkulnia is. Ennek megvalósítására egy újabb subVI-t hoztam létre. Ebben a hanggenerálás függvénye két függvény szorzata alapján generálódik: egyrészt az adott frekvenciájú hullám szinusz függvénye, másrészt egy trapéz alakú görbe alapján. Így az adott hang fokozatosan hangosodik majd pedig elhalkul. A subVI bemenetei közé bekerült az adandó hang ideje és a fel-, ill. lefutás ideje, ezáltal ezek a generáláskor szükséges értékekre beállíthatóak. A többi bemenet a hang alapvető jellemzőinek beállítására szolgál: a frekvencia, az amplitúdó, valamint a digitális jel analóggá alakításakor alkalmazott mintavételezési frekvencia és bitmélység.

5.2.3 A hanggenerátor modul



12. ábra: A hanggenerátor modul blokk diagramja

A hibajavítás során létrehozott subVI kimenete egy függvény volt, amit az eredeti program hanggenerátor moduljához kötöttem bemenetként. A működés viszont nem volt mindig kifogástalan, ezért úgy döntöttem, hogy a hang generálását is beépítem a subVI-ba. Ami ezt még inkább előmozdította, az a további módosítások, amiket meg kellett tennem.

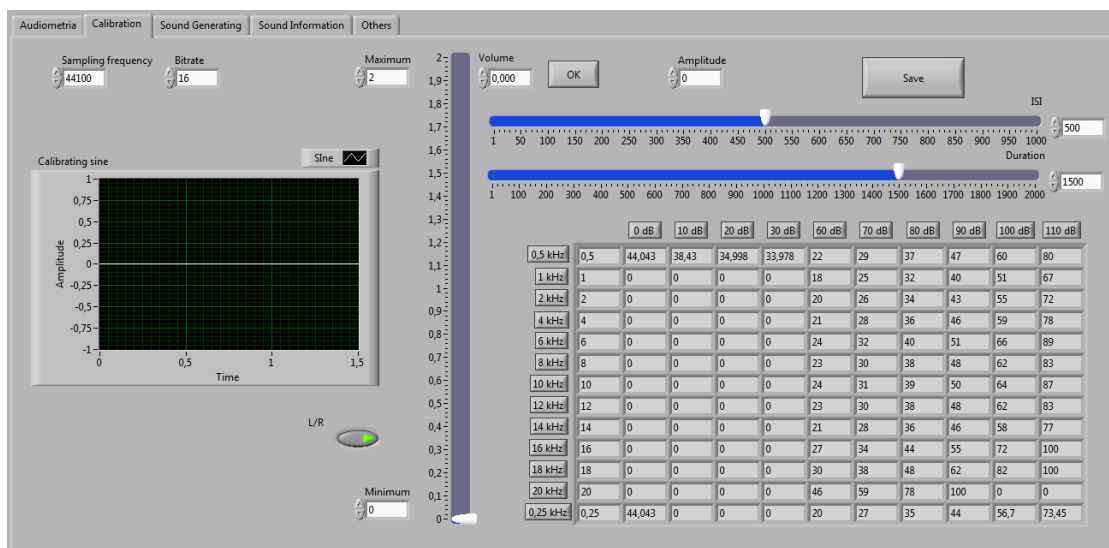
Ugyanis az eredeti program nem volt képes arra, hogy a hangok helyét jelző, ún. trigger jeleket adjon ki. A cél tehát az volt, hogy a sztereo rendszer egyik csatornáján a beállított frekvenciájú és intenzitású szinuszos hang szólaljon meg, míg a másik csatornán egy gyors fel és lefutású négyszögjel jelenjen meg. Ehhez a hang generálását új alapokra kellett helyezni: szét kellett bontanom csatornákra a generálandó hangot. Azért, hogy a jel mindenképp a megfelelő csatornán szólaljon meg, szükség volt arra, hogy a trigger csatornája állítható legyen, így egy választó kapcsolót is beiktattam. A trigger tulajdonságai kezdetben fixen beállítottak voltak, de kiderült, hogy jobb lenne, ha ez egyszerűen a kezelő panelről beállítható lenne. Valamint olyan helyzetek is lehetnek, amikor nem kell trigger jelet adnunk, ezért ennek beállítására is beépítettem egy kapcsolót. A subVI bemenetei közé így újként bekerült a trigger hossza, ill. amplitúdója, valamint két választó kapcsoló: legyen-e trigger és ha igen, akkor melyik csatornán.

A későbbi tesztelések során kiderült, hogy a hangerő szabályzására nem megfelelő mód az, ha az amplitúdót változtatjuk – ugyanis az volt a cél, hogy kevés konfigurálással megfelelően beállítható legyen a rendszer minden frekvenciára. Az amplitúdó változtatásával azonban a kvantálás során mindig más értékeket kap az analóg jel, így nehezebb pontosan kiszámolni a beállítandó amplitúdót és nagy eltérések keletkeztek. Így az amplitúdó fix értéken (1) hagyása mellett csak a csillapítást, azaz a hangerőt szabályozóvá alakítottam át a modult, ami így ismét egy újabb bemenetet – a hangerőt – kapott.

5.2.3 A kalibrációs modul

Az előző programból teljes egészében hiányzott ez a rész, így ennek a fejlesztése az alapoktól indult. A cél az volt, hogy a konfigurációs fájl, ami adott frekvenciaértékekhez és intenzitás szintekhez amplitúdó ill. hangerő szinteket rendel, ne bonyolult módon kelljen létrehozni, mivel minden hangkeltő eszközhöz és hangkártyához más konfiguráció tartozik.

A modul tervezése során figyeltem arra, hogy a kezelőfelületen a kalibrációhoz szükséges minden beállítás elérhető legyen és a működés során kizárja a téves beállítást. Ennek megfelelően felkerültek a panelre a hangerő, a mintavételezési frekvencia, a bitmélység, az amplitúdó beállítására szolgáló modulok és a csatornaválasztó (bal-jobb) gombja. A kalibrációnál fontos még az adott hang idejét és a hangok közti időt (ISI érték) beállító csúszka is, mivel a kalibráló eszköz függvényében ezeket állítani kell – ha gyors kalibrálásra alkalmas, akkor ezek az értékek lehetnek kicsik, így gyorsabban lehet végezni, ha viszont erre nem, akkor megfelelően magas értékeket kell tudnunk beállítani.



13. ábra: A kalibrációs modul kezelőpanelje

A kalibráció további egyszerűsítésére és felgyorsítására létrehoztam külön gombokat minden kalibráló frekvenciára és intenzitásszintre, úgy, hogy egyszerre két különböző frekvencia vagy két különböző intenzitásszint ne legyen beállítható, elkerülendő a hibás kalibrációt. A hang kiadása is automatikusan történik: amint kiválasztjuk a frekvenciát és az intenzitásszintet, rögtön hallható a hang, a beállított időnek megfelelő hosszban és folyamatosan ismételve az ISI értéknek megfelelően. Amint a hangerőt beállítottuk arra az értékre amin a kiadott hang intenzitásszintje megegyezik a bejelölt intenzitásszinttel, csak rá kell kattintanunk az OK gombra és a kalibrációs érték rögtön bekerül a táblázat megfelelő helyére, valamint megszűnik a hang generálása.

A táblázat mentése kalibráció közben automatikusan megtörténik, a program mappájában lévő **configuration.csv** fájlba. A program indulásakor ez a fájl automatikusan be is töltődik, így ha más kalibrációval szeretnénk használni ezt kell kicserélni. A kalibráció végén a kalibrációs fájlt lementhetjük másik mappába vagy külső helyre is.

5.2.4 Az audiometriai modul

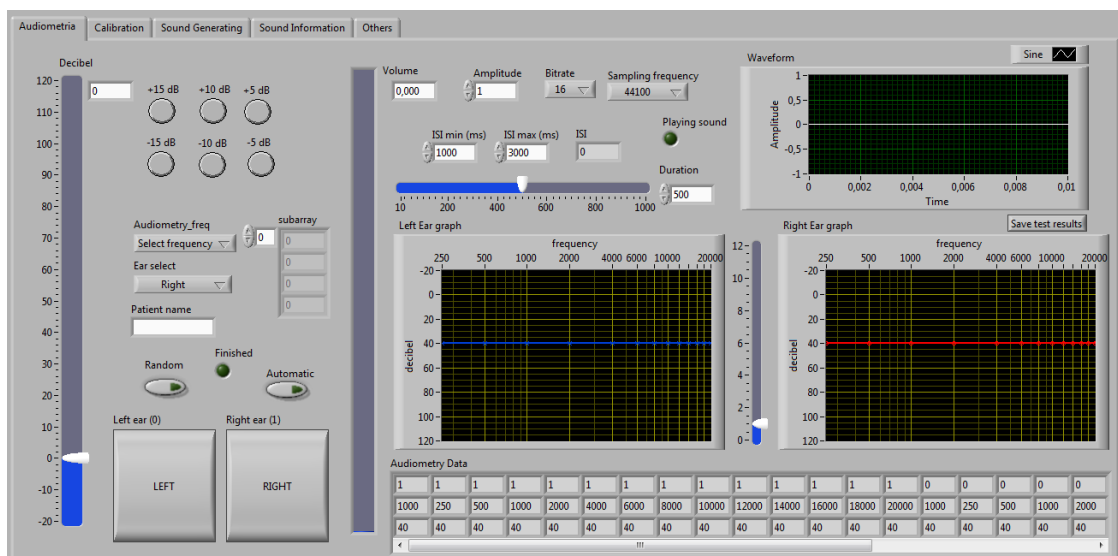
A félév során a munka hangsúlya egyre inkább áttevődött az emberi kísérletekre, ezen belül is az audiometriai vizsgálatokra. Az állatkísérletekhez ugyanis már létezik a korábban említett eszköz, ami ugyan drága, csak egy van belőle a laborban és nem is mozgatható, de már működőképes, ezért a laborban nem szükséges teljesen kiváltani. Olyan eszköz viszont, amivel az audiológiai teszteknel szokásos vizsgálatokat el lehet végezni, még nincs. Ezen kívül az orvostársadalom részéről is megvan az igény egy olyan olcsó eszközre, ami megkönnyítené a hallásvizsgálatokat akár több száz páciens esetén is. Így a hangsúlyt a félév második részében az audiológiai vizsgálatok megismerésére és az ahhoz kapcsolódó eszközök minél nagyobb fokú pontossággal való modellezésére fordítottam. Ennek eredményeként jött létre az audiometriai modul, amely teljes mértékben alkalmas a szokásos vizsgálatok elvégzésére.

Első lépésben a teljesen manuális audiometria módszerét implementáltam a programba. Indításkor a program bekéri a választható frekvenciák adatait, azaz azt, hogy milyen frekvenciákon végezhetünk tesztelést és azokhoz a különböző intenzitás szinteken milyen hangerő értékek társulnak. A konfiguráció és a vizsgálat során az amplitúdó értéke mindig 1. Ennek a fájlnak a felépítése az alábbiak szerint történik:

- Az első oszlopba kerül a választó menüben kiírandó szöveg (= a frekvencia)
- A második oszlopba kerülnek a frekvenciaértékek
- A harmadik oszloptól minden oszlopba az adott decibel értékhez tartozó hangerő értéke kerül, -20-tól 120 dB-ig, minden oszlop 10 dB-el tér el az előzőtől
- Minden táblázat utolsó sorának tartalmaznia kell a 0 frekvenciát és a hozzá tartozó megjelenítendő szöveget (ez általában a „Válassz frekvenciát”)

Ezután pedig a tesztelendő frekvenciákat tartalmazó fájl betöltése következik, ennek felépítése pedig a következő:

- Az első oszlop tartalmazza a sorok leírását (Ear, Hz, dB, Status)
- A második oszloptól minden oszlop 1-1 tesztelendő frekvencia, ill. fül kerül. Az első sorba a tesztelendő fület írjuk (0=bal, 1=jobb), a második sorba kerül a tesztelendő frekvencia, a harmadik és negyedik sor pedig majd az automatikus audiometriánál lesz használatos: a harmadik sor a kezdeti dB értéket tartalmazza, míg a negyedik mindig 0



14. ábra: Az audiometriai modul kezelőpanelje

Az alapvető eszköz specifikus beállítások (mintavételezési frekvencia, bitmélység) mellett be lehet állítani az audiometriai vizsgálatához a kívánt frekvenciát, intenzitás szintet és vizsgált fület, valamint az adott ingerek hosszát és az ingerek közti időtartamot. Ha az adott ingerek közt mindig fix időtartam van, akkor a vizsgált személy számít a hangra, ezáltal a hallásküszöb eltolódhat, ezért az ingerek közti időtartamot nem fixen lehet beállítani, hanem csak egy maximum és minimum értéket lehet beadni és a program a 2 érték közt

véletlenszerűen választja ki a tényleges szünet értékét, minden hangadás után. Amint valamelyik fülhöz tartozó gombra kattintunk, akkor az aktuális intenzitásérték egy táblázatban az adott frekvenciaértékhez és fülhöz rendelve eltárolódik és a program mappájában lévő fájlba mentődik. A fájl neve a test_results_ alaptag után a Patient's name mezőbe beírt névvel bővül, így könnyen meg tudjuk találni a kívánt eredményeket.

A manuális audiometria működésének tesztelése után a Hughson-Westlake procedúra alapján egy automatikus működésű audiometriát hoztam létre, azaz a manuális audiometria eljárását a lehető legnagyobb mértékben automatizáltam. Ha ezt az automatikus módot szeretnénk használni, akkor a programot ugyanúgy kell elindítani és a kezdeti beállításokat megtenni, az automatikus módot ez után lehet kiválasztani. Lehet választani a között, hogy a klasszikus módot használjuk-e, amikor a program először az egyik, majd a másik fülön minden frekvencián egymás után megállapítja a hallásküszöböt, vagy pedig a véletlenszerű mód között. Mivel a program úgy működik, hogy az adott procedúra állapotaihoz számokat rendeltem és szabályoztam az állapot közti átmenetet (melyik állapotból melyik következik negatív ill. pozitív válasz esetén, valamint hogyan kell változtatni az intenzitásszintet), ezért akár véletlenszerűen is lehet adni a hangokat, mindegy, hogy melyik frekvencia és fül jön egymás után, mivel mindegyiknél külön regisztrálva van, hogy a tesztelés folyamata hol tart. Pozitív válasznak azt tekinti a program, amikor annak a fülnek a nyomógombját nyomjuk meg, amelyikbe a hangot adta, negatívnak pedig azt, amikor nem azt a gombot nyomjuk, vagy 2 adott hang után sem nyomtunk gombot. Ezzel az automatikus móddal, akár a szekvenciális, akár a véletlenszerű tesztelést választjuk, nagyban egyszerűsödik a vizsgáló személy munkája, mivel csak a programot kell beállítani az elején és utána csak azt kell regisztrálnia, hogy a vizsgált személy éppen melyik fülénél jelzi, hogy hangot hallott.

A vizsgálat közben a kijelzőkön folyamatosan nyomon lehet követni a hallásküszöb változását. Azért, hogy ne rosszkor nyomjunk a fülhöz tartozó gombra, egy led visszajelzőt is betettem, ami zölden világít, ha éppen hangot ad a rendszer.

5.2.5 Eszközigények

A hangok megfelelő megszólaltatásához elengedhetetlen a jó minőségű hangkártya. A hangkártyával elérhető maximális bitmélységnek legalább 24 bitnek, a mintavételezésnek 96.000 Hz-nek kell lennie. Alapvető dolog, hogy a mintavételezési frekvencia legalább kétszerese kell, hogy legyen a hang frekvenciájának, de a tapasztalat azt mutatja, hogy ez nem elég. Mivel ez a modul speciális alkalmazásokra is megfelel, ezért nem csak a szokványos 8.000 Hz-es frekvenciáig képes tesztelni, hanem a teljes emberi hallástartományban. Éppen ezért a hangkártyának olyannak kell lennie, amin a 20.000 Hz-es frekvenciájú hang sem torz, ez a 44.100 Hz és 48.000 Hz maximális mintavételezésű kártyákkal nem elérhető. Azért, hogy ne függjön a hang feldolgozása és késleltetése a számítógép teljesítményétől, valamint azért,

hogy az eszköz széles körben használható legyen, én hangkártya helyett egy USB-re csatlakoztatható digitális-analóg átalakítót használtam (ESI Dr. Dac nano). Ez abban különbözik a szokványos hangkártyáktól, hogy az adatok feldolgozását nem a számítógép végzi, ő csak a nyers adatfolyamot adja át az eszköznek, és azon belül zajlik a digitális-analóg konverzió minden része.

A rendszer működéséhez szintén elengedhetetlen kellék egy jó minőségű fejhallgató. Teljesen zártnak kell lennie, hogy minél jobban passzívan kiszűrje a környezeti zajokat. Ezen kívül 20-20.000 Hz meg kell tudnia szólaltatni a hangokat, hogy a szoftver teljes funkcionalitása kihasználható legyen. Valamint az sem utolsó szempont, hogy kényelmes legyen, ugyanis a vizsgálat legalább 5, de lehet, hogy 10 percig tart, ami során egy kényelmetlen, rosszul illeszkedő fejhallgató elmozdulhat. Az én választásom egy belépő szintű stúdió minőségű fejhallgatóra esett (AKG K-44). (Mivel az olcsó eszköz létrehozása is a célok közt szerepel, ezért megjegyzem, hogy a két eszköz együttes ára mindössze 30.000 Ft volt.)

5.3 Audiológiai vizsgálat végrehajtása

Mint már korábban is írtam, törekedtem a manuális audiometria módszerének olyan szintű automatizálására, hogy az mindenki által könnyen elvégezhető váljon. Ezért a vizsgálat leírását csak az automatikus megoldásra korlátozom, mivel a cél az, hogy ezt használjuk.

1. lépés: Indítsuk el a programot a => gombra kattintás segítségével
2. lépés: A program megkér minket a konfigurációs fájlok betöltésére. Először válasszuk ki a program és eszközök konfigurációs beállításait, kattintsunk a Megnyitásra, majd pedig válasszuk ki a végezni kívánt vizsgálathoz tartozó konfigurációs fájlt és szintén kattintsunk a Megnyitásra.
3. lépés: Írjuk be a beteg nevét és a fájlnevében megjelenítendő plusz információkat (dátum, kor, stb.) a „Patient’s name” mezőbe.
4. lépés: Döntsük el, hogy szekvenciálisan vagy véletlenszerűen szeretnénk a frekvenciavizsgálatot elvégezni. Ha a véletlenszerű mellett döntöttünk, akkor kattintsunk a „Random” gombra, hogy zölden világítson.
5. lépés: Ezek után indítsuk el a tesztet az „Automatic” gombra való kattintással.
6. lépés: Amint a páciens jelzi, hogy melyik fülében hall hangot, kattintsunk az ahhoz a fülhöz tartozó gombra (Left vagy Right). Figyeljünk arra, hogy csak akkor kattintsunk ezekre, ha a tényleges hangadás után jelez a vizsgált személy! Amikor hangot ad az eszköz, akkor a „Playing sound” feliratú LED zölden felvillan, ha a páciens ekkor vagy ennek elalvása után jelez, akkor kattinthatunk a jelzett fülnek megfelelő gombra.
7. lépés: Addig folytassuk ezt, amíg a tesztelés véget nem ér, amint vége van erről egy megjelenő ablak tájékoztat minket. A tesztelés eredménye mentésre került.

8. lépés: Az automatikusan mentett fájlt a program mappájában test_results_(Patient's name mezőbe beírt szöveg).csv néven találjuk. Ezt táblázatkezelő programmal megnyitva láthatjuk az eredményeket. Az első sor a fület jelzi (0=bal, 1=jobb), a második a frekvenciát, a harmadik a hallásküszöb dB értékét. A negyedik sorban minden oszlopban 6-nak vagy 7-nek kell szerepelnie, ha nem ezek az értékek vannak ott, akkor a vizsgálatot meg kell ismételni.

5.4 Tesztelés, kísérleti eredmények

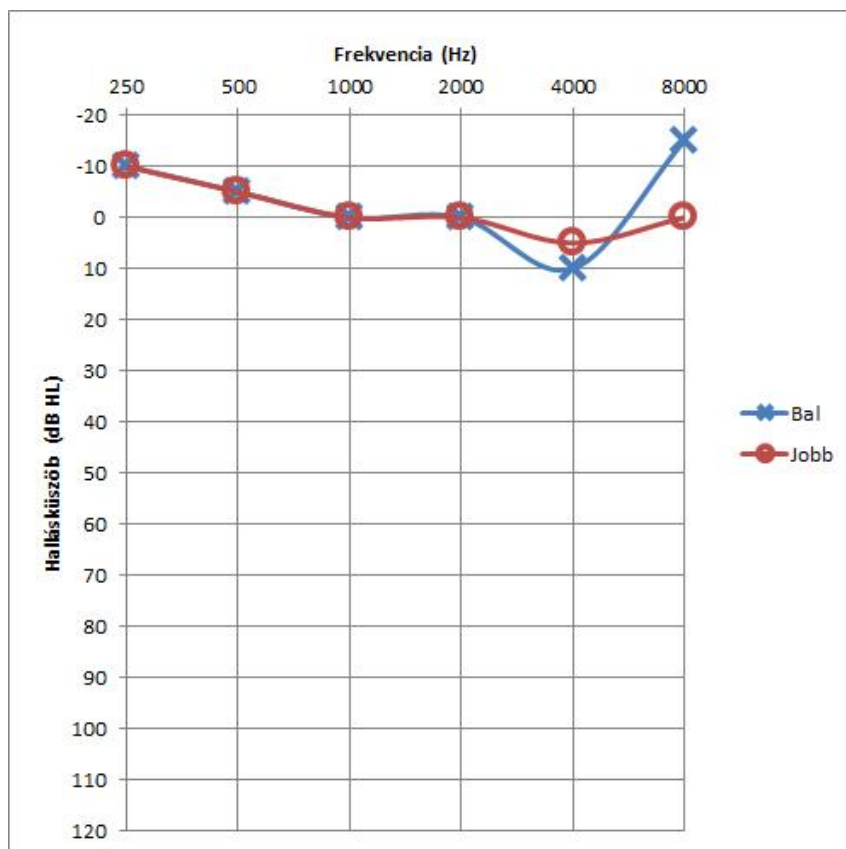
A tesztelést 4 különböző korosztályú női páciensen végeztem, a koradatok a következők: A-14 év, B-20 év, C-46 év, D-71 év. Többszöri véletlenszerű ill. szekvenciálisan végrehajtott mérést végeztem, az eredményeken látszik, hogy a szekvenciális tesztelés során valamivel magasabb a hallásküszöb, de csak néhány frekvencián és maximum 5 dB-el, ezért a véletlenszerű tesztelés adatait közlöm. Mivel egyelőre még nem tökéletesen van beállítva a program, ezért a kísérletek során mérhető értékek kb. 15-20 dB-el alacsonyabb hallásküszöböt mutattak, mint a várt értékek, így minden értéket 15 dB-el megnöveltem. Ez abból adódhat, hogy a kalibrálás során nem sikerült teljesen zárttá tenni a hangnyomásmérő és a fejhallgató közti teret, ezért csak magasabb hangerő elérésével sikerült egy adott dB értéket elérni, mint zárt esetben.

Megfigyelhető, hogy az 1.000 Hz-es etalon frekvencia minden páciensnél, még a legrosszabb hallás esetén is elérte a 0 dB-t, ami számomra meglepő. Éppen ezért további tesztek fogok végezni annak kiderítésére, hogy ez az anomália az emberi fül működéséből adódik-e, esetleg a kalibráció hibája-e, vagy pedig a decibel skála sajátossága miatt alakult így. A tendenciákat mindenesetre jól le lehet olvasni az ábrákról: az A páciens hallása még teljesen ép, míg a sok hangos zenét hallgató korosztályba tartozó B beteg már bizonyos szinten károsodott hallású. A C beteg bevallása szerint és az ábrán láthatóan is a bal fülével nem olyan jól érzékeli a mélyebb hangokat (autó, dörrenés, stb.). Ami érdekes jelenség, az a jobb fül többszöri mérése során adódó eltolódása a bal fülhöz képest a 4 illetve a 8 kHz-es frekvenciákon. A D beteg erőteljes időskori halláskárosodással rendelkezik, ami a fülkagyló 3-4000 Hz-es frekvenciákat erősítő hatása miatt legjobban ezeken a frekvenciákon jelentkezik.

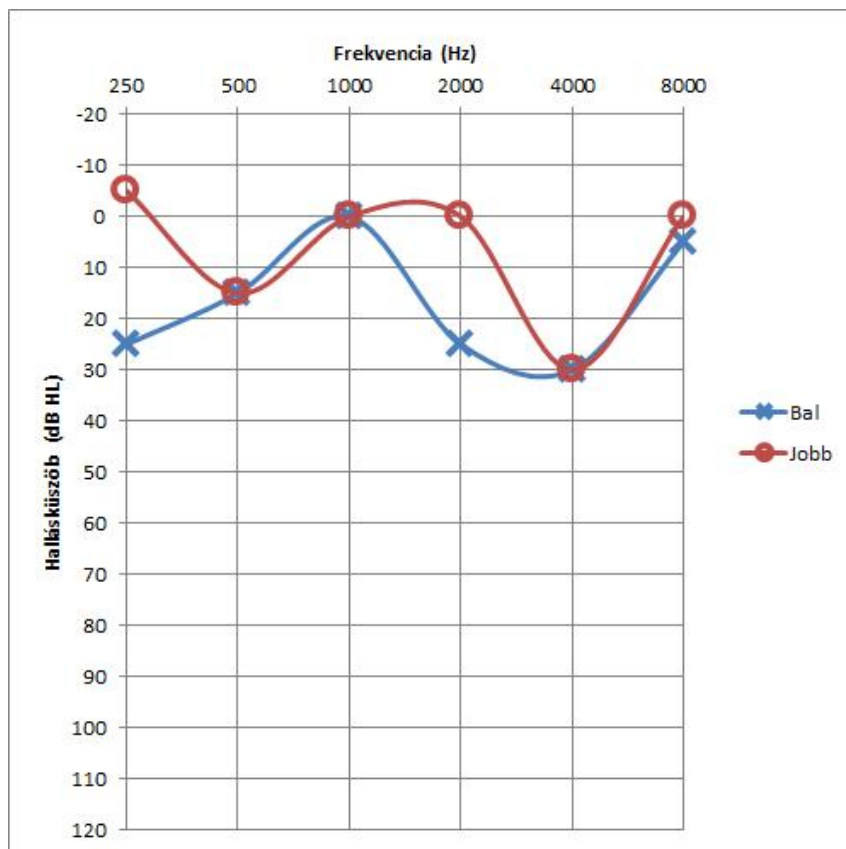
A halláskárosodás osztályozása az alábbiak szerint zajlik:

- 25 dB HL-ig nincs halláskárosodás
- 25-40 dB HL-ig enyhe halláskárosodás
- 40-65 dB HL-ig közép súlyos halláskárosodás
- 65-90 dB HL-ig erős halláskárosodás
- 90 dB HL-től súlyos halláskárosodás

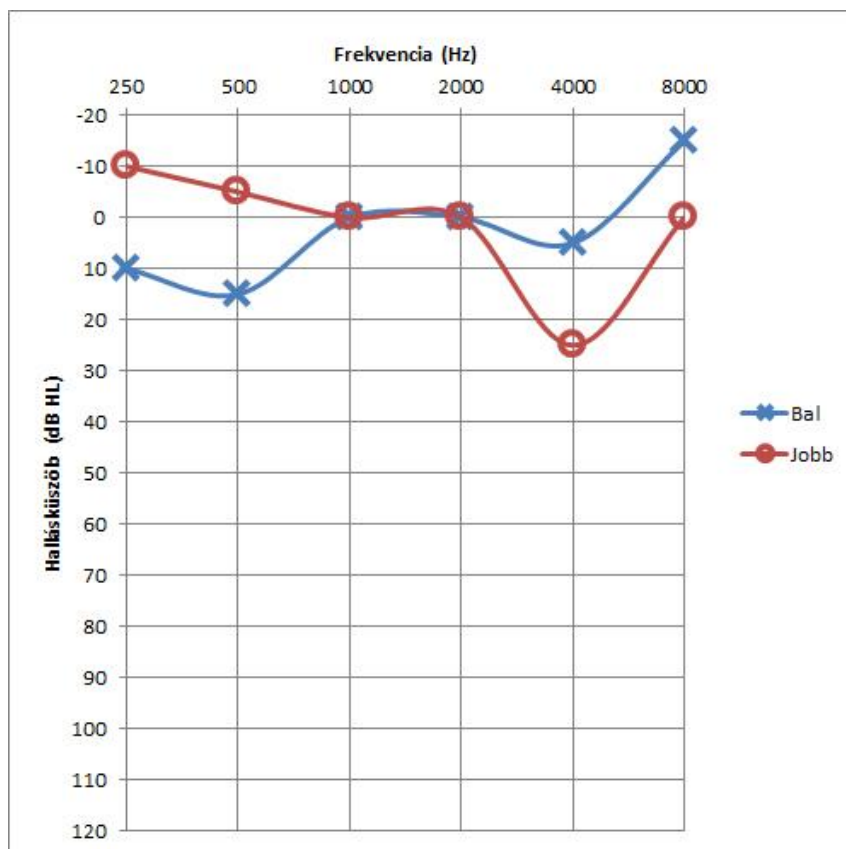
Ezek alapján az A betegnek semmilyen, a B és C betegnek enyhe, a D betegnek pedig súlyos halláskárosodása van. A mérések természetesen nem hitelesítettek.



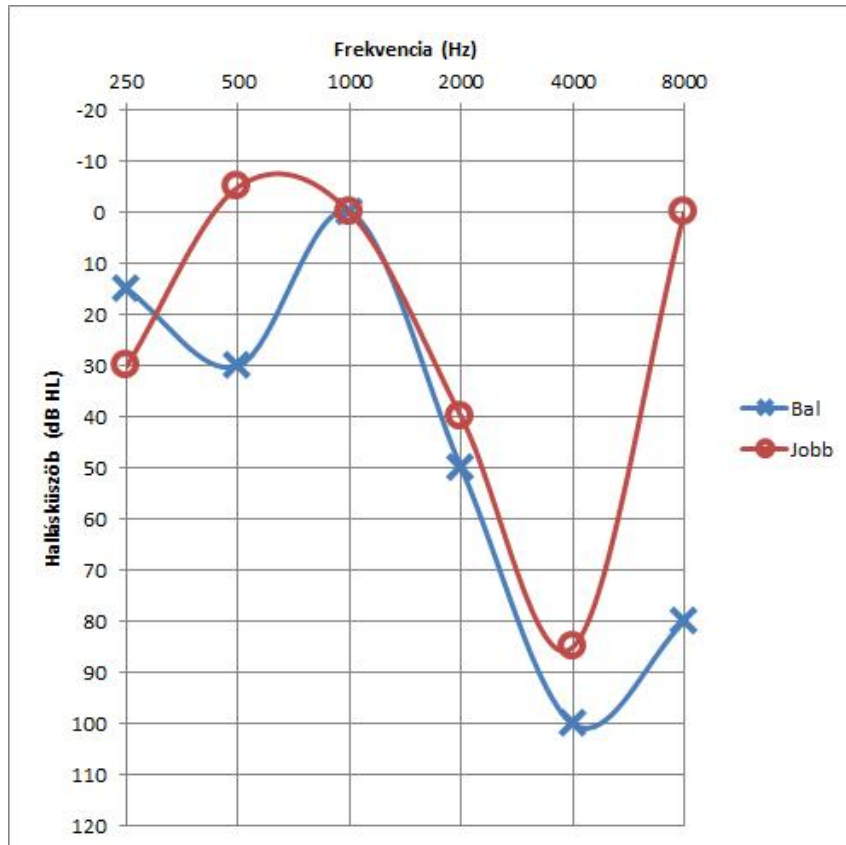
15. ábra: Az A beteg audiogramja (nő, 14 éves)



16. ábra: A B beteg audiogramja (nő, 20 éves)



17. ábra: A C beteg audiogramja (nő, 46 éves)



18. ábra: A D beteg audiogramja (nő, 71 éves)

6. ÖSSZEGZÉS, TOVÁBBI CÉLOK

A félév során sikerült elérni a kitűzött célokat: a megalkotott program alkalmas audiometriai vizsgálatok elvégzésére, szinte teljesen automatizált módon, ezáltal a manuális audiometria folyamatát lerövidíti és nagyban leegyszerűsíti. Alkalmas az eredmények megjelenítésére valamint mentésére is, így a professzionális audiométerek minden funkcióját el tudja látni – akár otthoni körülmények között is.

A jövőbeni célok közt viszont még több minden szerepel:

- a kalibrációt egy professzionálisabb eszközzel is el kell végezni, a mostani értékek egy 60-110 dB-en kimért hangerő értékekből lettek számítva
- a kalibrációt 5 dB-es léptékekben kell elvégezni a 10 dB-esek helyett, minden frekvenciára és minden dB értékre, a hangerőn kívül pedig az amplitúdót is állítani kell, hogy pontosak legyenek az eredmények (mivel így nem lesznek számított értékek, ezért az amplitúdó is változtatható a korábbiakban írtakkal ellentétben)
- implementálni kell a dB HL skálát is a programba, mivel jelenleg dB SPL értékeket mér, ezért utólag át kell számítani az értékeket
- gyártani vagy keresni kell egy olyan jelző eszközt, amit a számítógéppel összekötve a vizsgált személy önmaga jelezheti a programnak, hogy melyik fülében hall hangot, azért hogy a hibák és a reakcióidő csökkenjenek
- ki kell próbálni az eszköz hatékonyságát aktív zajcsökkentő fejhallgatóval is

Amennyiben ezeket a célokat sikerül megvalósítani, akkor a termék professzionális alkalmazása is szóba kerülhet. Mivel a hordozható audiométerek kb. 400.000 Ft-ba kerülnek, és ezek csak abszolút manuálisan működtethetőek, ezért szinte biztos, hogy jó alternatíva tud lenni a számítógépes szoftver és a hozzá kötött külső hangkártya és fejhallgató.

7. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Szeretném kifejezni köszönetemet dr. Karmos Györgynek és Horváth Domonkosnak a félév során nyújtott segítségért, Bálint Zoltánnak, a szakdolgozat kiindulási pontját képező LabViewban írt programért, valamint a Magyar Tudományos Akadémia Természettudományi Kutatóközpontjának Kognitív Idegtudományi és Pszichológiai Intézetének az anyagi támogatást a szakdolgozat elkészítéséhez szükséges eszközök beszerzéséért.

Továbbá szeretném megköszönni családomnak és lakótársaimnak a kísérletek során történő együttműködést.

8. IRODALOMJEGYZÉK

- [1] Tarnóczy Tamás: Hangnyomás, hangosság, zajosság, Budapest: Akadémiai Kiadó, 1984
- [2] John R. Franks, Ph.D.: Hearing measurement, Occupational Exposure to Noise: Evaluation, Prevention and Control, World Health Organisation, Federal Institute for Occupational Safety and Health, Dortmund, 2001
- [3] Peter W. Alberti, prof. em.: The anatomy and physiology of the ear and hearing, Occupational Exposure to Noise: Evaluation, Prevention and Control, World Health Organisation, Federal Institute for Occupational Safety and Health, Dortmund, 2001
- [4] Davis Hallowell and S. Richard Silverman: Hearing and Deafness, 3rd ed., Holt, Rinehart and Winston, 1970
- [5] <http://www.kameraarkasi.org/ses/terminoloji/kulak/cochlea.html>
- [6] Professor Colin H. Hansen: Fundamental of acoustics, Occupational Exposure to Noise: Evaluation, Prevention and Control, World Health Organisation, Federal Institute for Occupational Safety and Health, Dortmund, 2001
- [7] http://jgypk-gyp.suexid.hu/jegyzet/anat_szigo/26.doc
- [8] <http://www.fulspecialista.hu/index.php?page=content&method=static&id=58>
- [9] <http://ec.europa.eu/health/opinions/en/hearing-loss-personal-music-player-mp3/figtableboxes/table-2.htm>
- [10] Az audiometria fizikai alapjai,
http://image.hotdog.hu/_data/members2/238/15238/doksi/aoskpylxmb.pdf

9. ÁBRAJEGYZÉK

1. ábra: A hang fizikai jellemzői és szubjektív tulajdonságai [1].....	4
2. ábra: Az oktávsvok frekvenciái	5
3. ábra: A dB HL és a dB SPL skála közti átváltás (ISO, 2003) [9].....	6
4. ábra: Egyenlő hangosság szintek görbéi [10].....	8
5. ábra: A fül felépítése [4]	8
6. ábra: A folyadék áramlása a cochleában [3], [5]	10
7. ábra: A ductus cochlearis felépítése [1]	10
8. ábra: Manuális audiométer [2]	14
9. ábra: A módosított Hughson-Westlake procedúra [2]	15
10. ábra: Békésy-féle audiométer [2]	18
11. ábra: Az .ev2 fájl generáló subVI.....	23
12. ábra: A hanggenerátor modul blokk diagramja	23
13. ábra: A kalibrációs modul kezelőpanelje	25
14. ábra: Az audiometriai modul kezelőpanelje.....	26
15. ábra: Az A beteg audiogramja (nő, 14 éves).....	30
16. ábra: A B beteg audiogramja (nő, 20 éves)	30
17. ábra: A C beteg audiogramja (nő, 46 éves).....	31
18. ábra: A D beteg audiogramja (nő, 71 éves).....	31