

Önálló laboratórium I.

**Hallásjavító elektronikus implantátumok
(Cochleáris Implantátum) optimális beállítási
lehetőségeinek vizsgálata, eljárások
tesztelése**

-

***Cochleáris implantátumok felépítése,
működése***

Báthory Eszter

2019.

TARTALOM

1. Bevezetés.....	3
2. Irodalmi áttekintés.....	4
2.1. Halláskárosulások fajtái.....	4
2.2. Hallásjavító készülékek	5
3. Cochleáris implantátumok	6
3.1. Működés és felépítés	6
3.2. Beszédprocesszor.....	9
4. Mérésfajták.....	13
5. Elvégzett feladatok	15
6. Összegzés	19
7. Irodalomjegyzék.....	20

1. BEVEZETÉS

Egyre nagyobb problémát jelent a világon az érzékszerveink működésének csökkent működése, vagy akár teljes kiesése, mivel ezek alapján tájékozódunk a világban. Ezek egyike a hallás, melyet a technológiának köszönhetően, már képesek vagyunk visszaadni bizonyos esetekben a szerzett, vagy örökölt hallásvesztésben szenvedőknek.

Az érintettek számának növekedését alátámasztja a közelmúltban végzett statisztika, miszerint megközelítőleg 466 millió halláskárosult él a világon, amelyből 34 millió gyermek (World Health Organisation, 2019. márciusi adat). Ez világszinten, a népesség több, mint 6%-a. Ez egyes vélemények szerint 2050-re megduplázódik [1].



1.1. Ábra: Az említett statisztikai adatokból készített diagram.

Magyarországon egy 2011-es felmérés szerint a halláskárosultak száma 63014 fő, melyből 1596 (2,5%) gyermek [2]. Az ő esetükben a hallás sérülése szellemi lemaradáshoz, valamint szociális nehézségekhez vezet a későbbiek folyamán. Különösen azok körében, akiknek a hallásvesztése a prelingvális-, vagy perilingvális korban következett be. Az ő esetükben a hallás visszaállításával fejlődhet a nyelvi tudásuk. Ennek még tinédzser kor előtt kell megtörténnie, mivel később más funkciókat töltenek be az ebben szerepet játszó agyi pályák. Ezért fontos a mielőbbi implantáció elvégzése és a megfelelő rehabilitáció megkezdése.

A halláskárosodás számos okra visszavezethető. Ezek között lehetnek vele született, genetikai eredetűek, születési komplikációra visszavezethető, valamint szerzett okok, mint a túlzott zajártalomnak való kitétel, krónikus fülfertőzés, bizonyos gyógyszerkészítmények használata, fertőző betegségek szövődménye, vagy az öregedés [1, 3].

2. IRODALMI ÁTTEKINTÉS

2.1. Halláskárosulások fajtái:

A halláscsökkenést különböző szempontok alapján lehet csoportosítani.

Az egyik lehetőség a halláskárosulás a károsodás fajtája, típusa szerinti csoportosítás. Ezek lehetnek:

- ❖ Vezetékes halláskárosodás: Külső- és középfül eredetű probléma is lehet. A hanginger vezetése szenved károsodást valamilyen formában.
- ❖ Szenzorineurális halláskárosodás: Belsőfül eredetű rendellenességre, károsodásra utal. Általában a hallószőrök nem képesek a funkciójukat betölteni, ezáltal nem lesz ingerből ingerületképzés.
- ❖ Vegyes halláskárosodás: Vezetékes és szenzorineurális problémák is fennállnak ebben az esetben.

A különböző esetekben, eltérő módon, más eszközökkel tudunk segíteni a pácienseknek.

Másik csoportosítási mód, a bekövetkezésének időpontja szerinti besorolás az anyanyelv kialakulásához képest [4]. Ez jelentős befolyásoló szereppel bírhat az egyén fejlődésére. Ennek fajtái:

- ❖ Prelingvális: Amikor a sükettség vagy halláscsökkenés a beszéd kialakulása előtt, jellemzően 3 éves kor előtt következett be. Esetükben hangingerek hiányában elmarad a hallópályák érése. Jellemzően kevesebb szókinccsel rendelkeznek, nehéz a beszédmegértés és a beszédprodukció számukra.
- ❖ Perilingvális: A károsodás a beszéd kialakulásának ideje alatt, 3-5 éves kor között történt meg.
- ❖ Posztlingvális: A sükettség a beszéd kialakulását követően, 5 éves kor felett alakult ki. Ők megtanultak beszélni, de ez idővel, a halláskárosodás miatt torzulhat. Nehezebben tartják a kapcsolatot a külvilággal.

Csoportosíthatjuk továbbá a belsőfül-eredetű nagyothallás okait a károsodás időpontja és az egyedfejlődés függvényében: prenatális, perinatális, postnatális.

Egy harmadik felosztás szerint a hallásvesztés mértékét jellemezve, is különbséget tehetünk.

2.1.Táblázat: Össze gyűjtöttem az egyes súlyossági fokozatokra jellemző, normálistól eltérő, a halláshoz szükséges többlet hangerősség értékeket.

Súlyosság	[dB]
Nem jelentős	25 alatt
Kisfokú	25-40
Közepesfokú	40-60
Nagyfokú	60-80
Súlyos	80-90
Süketséggel határos	90 felett
Teljes hallásvesztés	Nincs kimutatható hallás

2.2. Hallásjavító készülékek:

A halláskárosodás mértékétől függően kivehető és beültethető hallásjavító eszközöket használhatunk. Jelen esetben az implantálható, azon belül is a cochleáris implantátumokkal fogunk majd bővebben foglalkozni.

Lehetőség van azonban a vezetékes károsodások tüneteinek mérséklésére csontvezetések hallókészülék alkalmazásával. Ilyen készülék a Cochlear által forgalmazott BAHA (Bone Anchored Hearing Aid), vagy az Oticon által eladott Ponto rendszerek.

Cochleáris implantátumot abban az esetben alkalmazhatunk, ha nem történik megfelelő ingerületképzés, viszont épek az idegpályák.

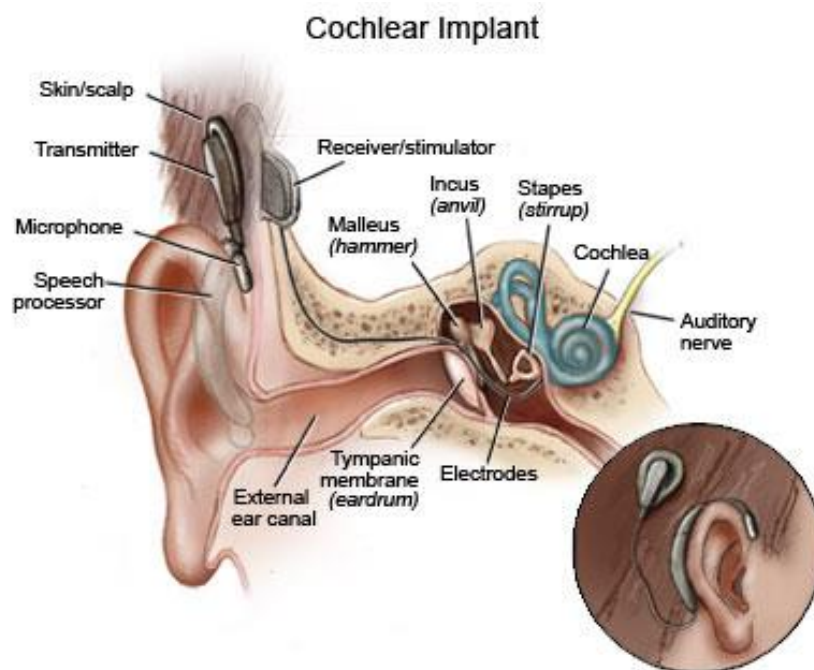
Agytörzsi implantátumok is léteznek, azonban ezek még nem terjedtek el nagy számban. Ez azok segítségére van kifejlesztve, akiknek a hallóidegnek sérültek. Ilyenkor az elektróda a hallóközponthoz kerül.

3. COCHLEÁRIS IMPLANTÁTUMOK

3.1. MŰKÖDÉSE ÉS FELÉPÍTÉSE

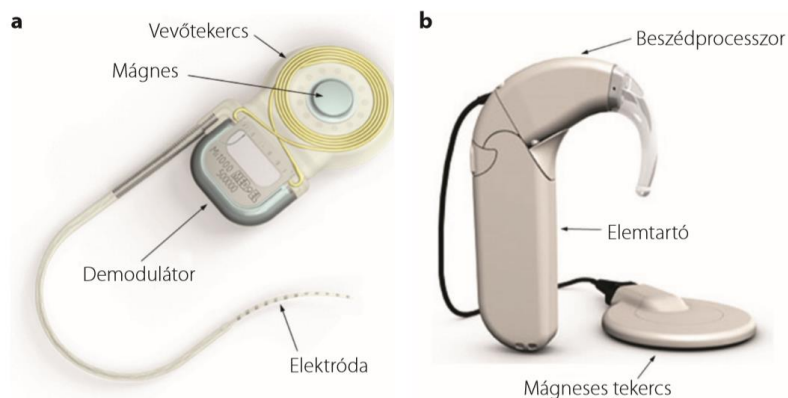
A cochleáris implantátumok olyan belfülbe ültethető hallásjavító készülékek, amelyek azon páciensek segítésére szolgálnak, akiknek a szőrsejtjei súlyos károsodást szenvedtek vagy elpusztultak, míg az agytörzsi idegpályák, a ganglion spinale, valamint a nucleus cochlearis is sértetlenek és funkciójukat képesek betölteni. Ezen betegek esetén a szőrsejtek működését lehet kiváltani az implantátum alkalmazásával. Normális esetben, a kintről érkező mechanikus rezgések a külső hallójáraton át a középfülbe kerülnek, ahol a hallócsontokon felerősödnek, végül megérkeznek a belfülbe. A csigában, vagyis a cochleában a szőrsejtek átalakítják az ingert ingerületté, amely ezután beérkezik a hallóközpontokba. Az implantáltak esetében az ingerületképzést maga az implantátum végzi úgy, hogy a fizikai rezgéseket elektromos jellé alakítja át. Az a hallóidegekhez, először a ganglion spinalehoz ér, majd halad tovább a neurális központok felé [5].

A külső hanghullámok felvétele mikrofonnal történik. Tehát a készülék felveszi a külső, fizikai ingereket, elektromos jellé alakítja, majd megfelelő szoftverek segítségével az implantátumon keresztül megfelelő elektromos impulzust küld a hallóidegek irányába.



3.1.1. Ábra: Az implantátum elhelyezkedése a páciensben [6].

A cochleáris készülékek két főbb részből tevődnek össze: A külső egységből, valamint egy belső, implantálandó egységből. Előbbi magába foglalja a mikrofont, amely felveszi a kintről érkező hangingereket, analóg jelből digitális adatot állítva elő, illetve a beszédprocesszort, amely szűri a környezeti zajokat, analizálja, majd digitalizálja a hangokat a választott beszédkódolási stratégia szerint. Ezen szoftveres beállítással lehet módosítani, hogy az adott páciens számára a hallás szubjektív élménye a lehető legmegfelelőbbé váljon.



3.1.2. Ábra: A MED-EL által forgalmazott cochleáris implantátum „a”-belső, illetve „b”-külső egysége a hozzá tartozó elemtartóval [7].

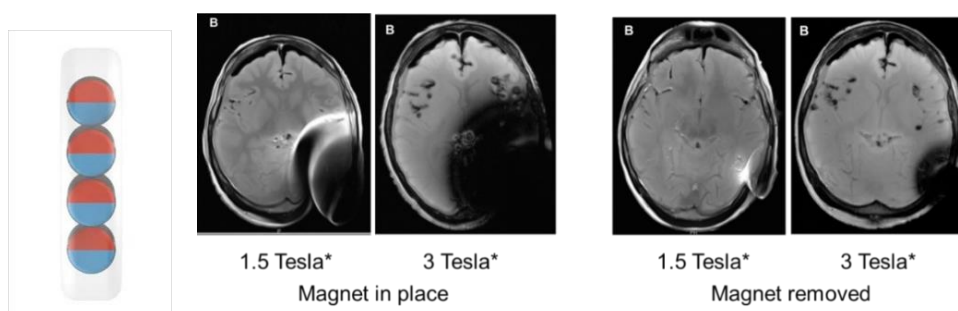
Az átvivő, (vagy transzmitter) tekercsen keresztül kerülnek át a már csontágyba implantált vevőegységhez (másnéven antennához), FM rádiójelek formájában. A jelek a belső egységben dekódolásra kerülnek majd aktiválódnak a cochleába helyezett elektródasor megfelelő elemei. A készülék, típusától függően eltérő számú, sorszámozott elektródát tartalmazhat. Ezeket a csigában lévő elhelyezkedésük alapján három csoportba szokták sorolni: bazális, mediális és apikális pozíciókba.

Az elektromos impulzusok elérik a ganglion spinalet, akciós potenciált generálnak, így az ingerület továbbíthat a hallóidegen keresztül a hallóközpontokba.

Különbség azonban, hogy a hallóideg tüzelési frekvenciája eltér a természetes, akusztikus inger által keltett frekvenciától, mivel a beszédprocesszor négyzetes jelet képes továbbítani.

A gyártók különböző kiegészítő funkciókat is fejlesztenek, hogy tovább könnyítsék a páciensek életét. A klinikai diagnosztikában fontos szereppel bíró MR készülékek mágneses tere korábban nagy problémát jelentett. Azonban a készülékbe épített apró, forgómozgásra

képes mágnesek miatt, lehetővé vált a vizsgálat elvégzése 1.5, vagy akár 3T-ás készülék esetében is, sebészeti beavatkozás szüksége nélkül.



3.1.3. Ábra: Az Advanced Bionics által alkalmazott mágnesek sematikus ábrája [8], valamint MRI felvételek cochleárisan implantált pácienseknél, eltérő erősségű mágneses terekben mágnessel és mágnes nélkül [9].

További kiegészítésként megjelentek a víz és bizonyos mértékig nyomásálló audio processzorok is, amelyekkel akár még a búvárkodás is lehetővé válik. Van, amelyekkel 42 m mélységig, vagy 413kPa nyomásig le lehet merülni. Mind édes, sós és klórozott víz esetén is igénybe vehetőek [10]. Ilyenek például a MED-EL által forgalmazott Sonnet 2, Rondo 2 és Samba készülékek.

Megjelentek vezeték nélküli technológiát alkalmazó mikrofonok, amelyek segítségével a cochleáris implantátummal élők számára jelentősen megnövekszik a kapott hangélmény minősége filmnézés, illetve telefonálás közben. Azonos időben tudnak hatékonyan részt venni a helységben folytatott társalgásban, miközben a hallgatott televízióadás is egyenesen a csigába kerül ezen mikrofon által. Így szükségtelenné válik, hogy abnormális hangerővel kelljen nézniük a filmet és a környezeti zajok is jobban kiszűrhetők.

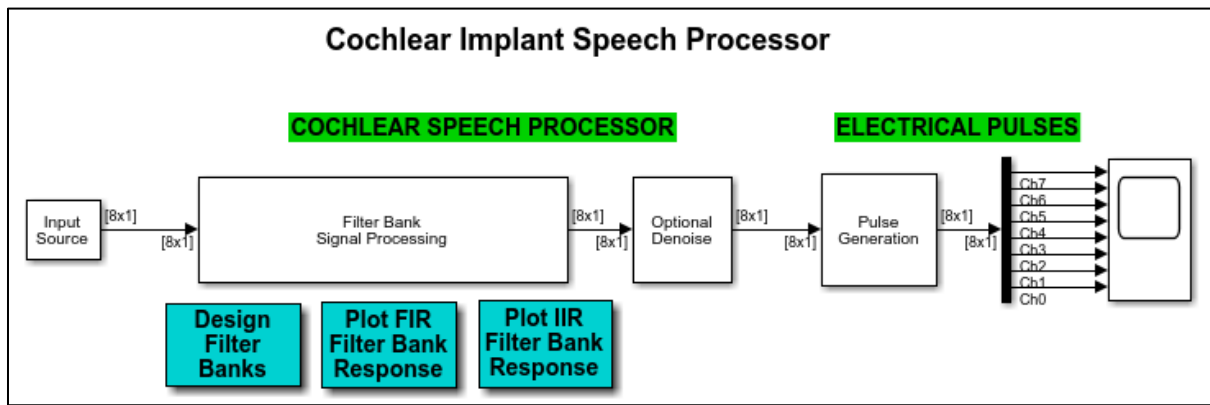


3.1.4.Ábra: A Cochlear által forgalmazott vezeték nélküli hangfelvevők: Vezeték nélküli, ruházatra csipthető mikrofon (bal oldalon), Iphone Clip (középen), TV Streamer (jobb oldalon) [11].

3.2. BESZÉDPROCESSZOR

A cochleáris implantátum elektromos stimulusokkal váltja ki a cochleában lévő szőrsejtek működését.

A beszédprocesszor a cochleában lévő bazális membrán működéséhez hasonlóan oldja meg a hanghullámok frekvenciaelemzését. A komponensekre bontott akusztikus hangok megfelelő frekvenciáit juttatja a páciens belső fülébe implantált elektródasor megfelelő elemeire. A magasfrekvenciás jeleket a bazális, míg az alacsony frekvenciásakat az apikális elektródák adják le. Ezek hatására a környező idegsejtekben ingerület képződik, ami eljut az agyba. Adott helyen lévő idegsejt egy adott frekvenciáért felelős. A hangos akusztikai produktumok által keltett nagy amplitúdójú impulzusok gyakran ingerületbe hoznak több idegszálat is, míg a halkabbak kevesebbet gerjesztenek. Ily módon válik lehetővé a hallását veszített ember számára a hangok frekvenciájának és hangerősségének a tudatosodása.



3.2.1.Ábra: A beszédprocesszor működésének blokkdiagramja.

A 3.2.1. ábra a beszédprocesszor működését mutatja be a mikrofonon keresztül történő hangfelvételtől (Input Source) az elektródák által leadott elektromos impulzusok generálásáig. A legalacsonyabb frekvenciák átvitelért a 0. csatorna a felelős, míg az egyre növekvő frekvenciákat a magasabb sorszámú csatornák viszik át. Szimulátor segítségével lefuttatható, hogy adott bemeneti jel esetén milyen kimeneti jelet kapunk a cochleáris implantátum beszédprocesszorának működése során. Rengeteg változtatást lehet elvégezni a modellen ahhoz, hogy megállapítsuk, hogy a különböző változók hogyan befolyásolják a beszédprocesszor kimenő jelét [12].

BEÁLLÍTÁSOK:

A különböző gyártók által forgalmazott készülékek egymástól eltérő kódolási struktúrákat használnak, melyek titkosak.

A külső egységhez tartozó beszédprocesszor programozásakor fontos paraméterek kerülnek beállításra.

Ilyen a stimulációs mód és paraméterei. Ennek kiválasztása a készülék referenciaelektrodjának helye alapján történik. Abban az esetben, ha a csigán kívül található, egyenletesebb komfort- és hallásküszöb érhető el. Ez a monopoláris mód. Az ettől eltérő a bipoláris. Ennél a referenciaelektrod a cochleában van.

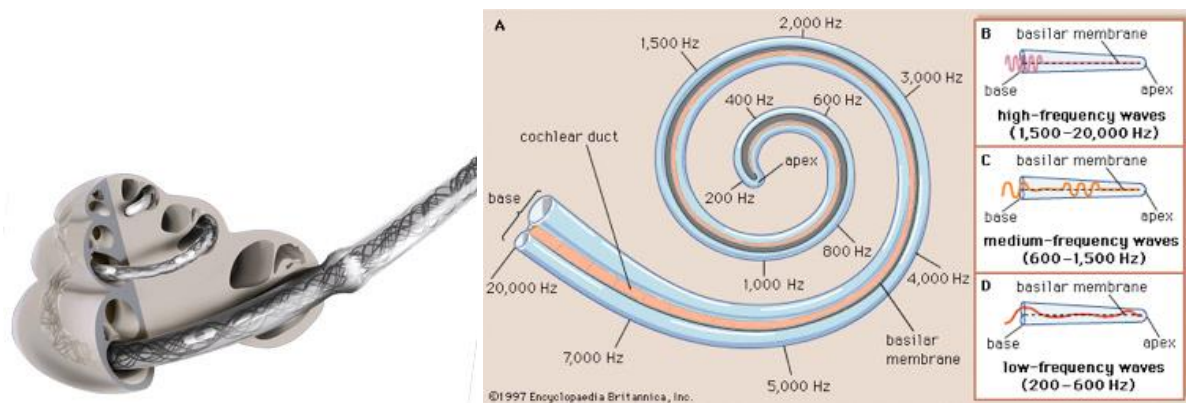
A beszédkódolási stratégiákat az implantátum felépítése nagyban meghatározza. Ez elektródaszámtól függően is változhat. Megkülönböztetünk nagy időbeli-, valamint spektrális felbontású stratégiákat, de a két tulajdonság egyesítésére is van már kifejlesztett változat. A felhasználóktól függ, hogy az esetükben melyik lesz az optimális.

Ezen kódolási stratégiák számossága és gyártónkénti variabilitása miatt, csak egy kiválasztott forgalmazó cég, a Med-el által alkalmazott beszédkódolási fajták kerülnek ismertetésre:

- ❖ SPEAK: Spectral Peak Processing Strategy, a beérkező hangspektrumot sávokra osztja (maximum 20-ra), majd kiválaszt 6-10 csúcsot. Ezekhez rendeli hozzá az elektródasor elemeiből néhányat. Ezek a legnagyobb energiájú, domináns frekvenciához tartozó elektródok. Egy ciklus alatt ez a 6-10 elektródára fog jelet stimulálni, változó, 180-300 pulzus/sec rátával.
Jó spektrális felbontás jellemzi.
- ❖ CIS: Continous Interleaved Sampling, az előzőhöz képest jobb az időbeli felbontása, viszont kevés, maximum 12 elektróda esetén alkalmazható. Alapja, hogy a frekvenciasávok, amikkel dolgozik, előre meg vannak határozva és elektródákhoz vannak kapcsolva. Minden ciklus során az összes elektróda stimulálva van, viszont nincs mindegyik használatban. Minden elektródát időben eltolva működtet a beszédprocesszor. Nagy stimulációs rátával rendelkezik [13].
- ❖ ACE: Advanced Combination Encoders, mind a jobb spektrális- és időbeli felbontást igyekszik magába foglalni. Előre meghatározott spektrális csúcsokat és szűrőket (érzékeny a zajra) lehet beállítani. A SPEAK stratégiájához hasonló, viszont a stimulációs rátája magasabb [14].

Meg kell határozni elektromos hallás- és komfortküszöböt. Ezt T-, illetve C-level-nek szokás nevezni. A T-level a hallásküszöb, amely alatt nem váltható ki elektromosan hallás. A legmagasabb intenzitást, amely még nem kellemetlen a betegnek, C-level-nek hívjuk. Ezek az értékek minden frekvenciatartományra eltérhetnek és a használat során gyakran változhatnak a megváltozott impedanciák, vagy a különböző rehabilitációs fázisok miatt. Az implantálást követően a két szint általában egymástól távolodik, így nagyobb intenzitás-tartományban váltható ki hallás. Az adaptációs fázison túl beáll egy közel állandónak mondható érték, majd ismét közelíteni fognak a kezdeti értékekhez.

Valamint meg kell határozni a frekvenciatáblákat. A cochleában elhelyezett elektródsor elemei keltik a különböző frekvenciatartományokba tartozó impulzusokat.



3.2.2. Ábra (bal oldalt): Cochleába helyezett elektródsor [15]; 3.2.3. Ábra (jobb oldalt): A különböző lokációjú elektródok által kelthető ingerületek frekvenciatartalma [16].

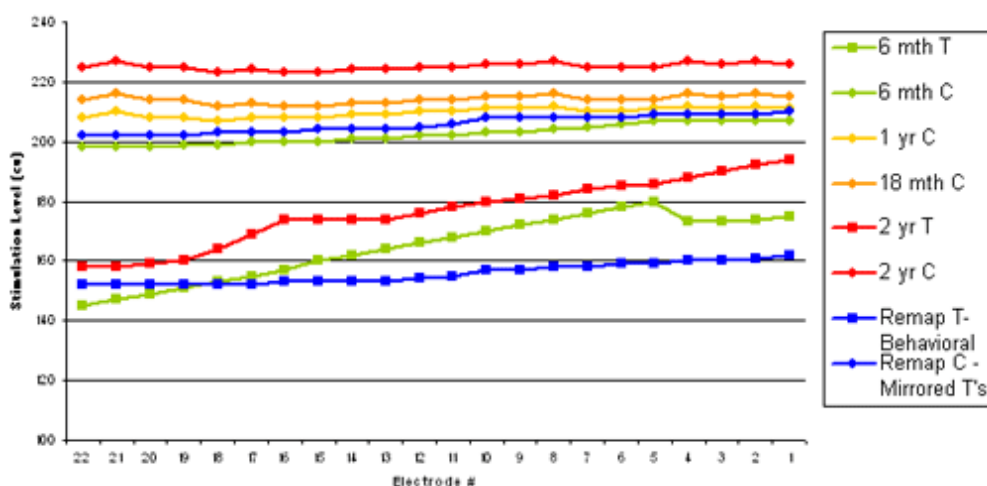
Az elektródákat a bazális helyzetben lévőktől kezdve számozzák. Például egy 22 elektródás készülék esetén (1-8) számokat kapják a legkülső, vagy bazális elemek, (9-15) számokat a mediális, középső elektródok, majd (16-22) sorszámokat az apikális, vagy más néven a csiga csúcsához közel eső elemek. Tehát a frekvenciafelbontást az elektródsor elemeinek helyzete valósítja meg. A készülék által megvalósítható tartomány jó közelítéssel lefedi a beszédet jellemző 80-8000 Hz-es tartományt. A bazális elektródok által keltett ingerek szolgáltatják a felhasználónak a magasabb frekvenciájú hangok, míg az apikális részen pozícionáltak a mélyfrekvenciás hangok ingereit. Ez a csiga anatómiai kialakítása miatt történik így.

A felsorolt beállítási lehetőségek paramétereit a beszédprocesszor számára MAP-okban szokás tárolni. Mivel a T-, illetve C-szintek folyamatosan változnak időben, ezért ezen paraméterek újra állítására van szükség, amit jelenleg időszakosan tudunk megtenni. A hangolás során akár több MAP is létrehozható, amelyek között a felhasználó saját maga is át tud váltani igény szerint, hogy megfelelőbb hallást érjen el a segítségével.

A hangolások során korrigáljuk az előző állítás óta megváltozott impedanciák miatt megváltozott értékeket. Ezt okozhatja az implantátumot körbevevő kötőszövet kialakulása, amely hatására nagyobb impulzusokkal érhető el a korábban beállított jelerősség. Fejet ért trauma, vagy a folytonos stimuláció hatására bekövetkezett hallóideg regenerálódása. Valamint a már korábban megemlített rehabilitációs fázisok.

Ezen fázisok és jellemzőik:

- ❖ Adaptációs fázis: A műtétet követő hetek időszaka tartozik ide, ezalatt bekövetkeznek hallás- és komfortküszöb-változások. A dinamikus tartomány szélesedése figyelhető meg.
- ❖ Stabilizáció: Az adaptációt követő, stagnáló értékeket mutató fázis.
- ❖ Regeneráció: Az értékek idővel ismét számottevőbb változásokat mutatnak, amelyek a kezdeti állapotokhoz hasonlóak.



3.3.3. Ábra: A különböző frekvenciatartományban stimuláló elektródok és az általuk leadott impulzusok nagyságának függvényei C-, és T-szintekre vonatkoztatva a műtét utáni 6. hónapban, 1 év, másfél, illetve 2 év után [17].

4. MÉRÉSFAJTÁK

A cochleáris implantálás indikációjára több különböző mérés eredményét figyelembe véve következtethetünk. Ezek között vannak szubjektív, a páciens közreműködésével végzendő, valamint objektív, a páciens hozzáállásától független mérési módszerek. Kisgyermekek esetében leginkább ezeknek a méréseknek az eredményeire támaszkodhatunk. Közülük néhány akár altatásban is végezhető.

Az implantációs műtétet megelőzően számos preoperatív vizsgálaton kell részt venni a pácienseknek, többek között pszichológiai teszteken, hallásvizsgálatokon, képalkotó vizsgálatokon (CT, MR), sebészi alkalmassági vizsgálaton.

Az elvégzendő objektív hallásvizsgálatok:

❖ OAE: Otoakusztikus Emisszió [18]. Ép cochlea és külső hallószőrsejtek jelenléte esetén, a külső szőrsejtek aktív működése miatt kis intenzitású hangjelenség verődik vissza, amely az ép hallócsontláncon és dobhártyán át retrográd a hallójáratba verődik, ahol ezt mérni lehet rendkívül érzékeny mikrofon segítségével, széles spektrumú hangsugárzó szondákkal.

❖ BERA: Brainstem Electric Response Audiometry, másnéven agytörzsi kiváltott potenciál audiometria. Non-invazív, altatásban is végezhető. Ag/AgCl, zsírtalanított bőrfelületre rögzített elektród segítségével történik a mérés, 80 dB-es intenzitástól 20 dB-es ugrásokkal csökkentve az értéket, amíg a click ingerre válaszreakciót lehet detektálni.

❖ ASSR: Auditory Steady-State Response, frekvencia specifikus objektív hallásküszöb meghatározás. Folyamatos akusztikus ingerre létrejött folyamatos agyi választ monitorozható EEG segítségével.

❖ MEMR: Middle Ear Tympanometry, vagy dobúri nyomásmérés. A középfül állapotát, a dobhártya mobilitását és a hallócsontok által generált, váltakozó nyomásváltozásokat vizsgálja a hallójáratban. A középfül energiaátvitelét mérik vele. Segítségével kimutatható, a konduktív halláscsökkenés, valamint középfülgyulladás esetén felgyülemelő, középfülben jelen lévő folyadék.

A műtét során folyamatosan elektródákkal figyelik a facialis ideget, hogy ne okozzanak kárt benne. Valamint mikroszkópot a kis méretek és a jobb láthatóság miatt. Az elektróda

bevezetése után intraoperatív méréseket hajtanak végre: Megméri az egyes elektródák elektromos impedanciájának értékét, egy elektromos stapedius reflexet, valamint egy idegi válasz telemetriát.

❖ Impedancia telemetria: Elektromos impedancia vizsgálat, amely az elektródák elhelyezkedéséről és működéséről ad információt. Általában a kezdeti impedancia értékek növekednek a későbbiekben, a kötőszövetesedés miatt. Ennél a vizsgálatnál gyakori a negatív eredmény, amely a gyakorlatok szerint nem feltétlenül párosul működésképtelen elektródákkal.

❖ ESRT: Electrical Stapedial Reflex Threshold. A stapedius-reflex a musculus stapedius reflexszerű összehúzódása a hallószerv védelme érdekében, túlzott zajártalom esetén. Az izom a stapest az ovális ablakba feszíti, amely eredményeként nagyjából 20 dB-es hangtompítás valósul meg. Beszéd frekvenciákon nagyjából 90 dB-es hangerősség esetén, 10 ms alatt végigfut a jelenség az acustico-facialis reflexíven. Ez alapján következtethetünk a páciens komfortküszöb értékére az adott frekvencián.

❖ NRT: Neural Response Telemetry, vagy idegi válasz telemetria. Elektrofiziológiás módszer, amely a perifériás auditoros rendszert vizsgálja, valamint a cochleán belüli idegvégződésének elhelyezkedését. A vizsgálat során a beszédprocesszor által ingerlünk egy elektródát, amely a környező idegelemekben akciós potenciált vált ki, amely áterjed a környező elektródákra is. Ezeken keresztül valósul meg a mérés. Így feltérképezhetővé válik az aktivált elektródák környezetében lévő idegek állapota. A kapott potenciálértékek alapján következtethetünk a páciens hallásküszöbére.

❖ AuroART: Az NRT méréssel egyenértékű vizsgálat. Egy automatizált változat, amelyet a Med-el készülékek beállításért felelős szoftver ismer. Előre beállított (általában 0 cu-tól) értéktartományon belül, megadott gyorsasággal növeljük a bevezetett jelet. A program megkeresi azokat az értékeket, ahol már észlelt idegi választ. Ezek lesznek azok a pontok, ahol az elektróda által az adott helyeken már stimulálható a hallóideg.

5. ELVÉGZETT FELADATOK

BETEGKÖVETÉS:

Egy kiválasztott páciens állapotának nyomon követését kaptam feladatként.

Az alany egy hétéves kisfiú, aki ismeretlen okok miatt veszítette el a hallását 3,5 éves kora körül. Mellékesen figyelemhiányos hiperaktivitás-zavart diagnosztizáltak nála. Most kapott először cochleáris implantátumot. A műtétet követően egy hónap elteltével megtörtént az első beállítás, melyen részt vettem.

Implantátum: Med-el által forgalmazott, 12 csatornás implantátum.

Mérési eredmények:

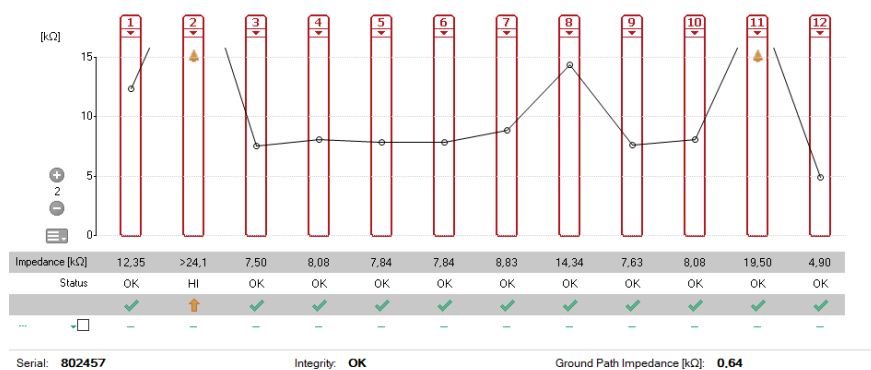
Az implantációs műtét során a behelyezést követően impedancia telemetria és AutoART mérés történt. Ezeket az első beállítás alkalmával megismételtük. Ekkor kapta meg a páciens a beszédprocesszort, amely segítségével már elkezdett hallani.

A következőkben a két alkalommal kapott mérési eredményeket fogom értékelni a hangolás ismertetése mellett.

Impedancia telemetria:

A műtéti mérés során kapott impedancia értékek helyenként jelentős változást mutatnak az első beállításhoz képest viszonyítva. Kezdetben a 2. és a 11. elektróda esetén a mért impedanciák értéke az ábrán látható tartomány felé esett, ezért a görbén szakadás látható. Ennek oka, az elektródák közvetlen környezetében lévő apró légbuborékok, melyek a behelyezés során keletkeztek. Az idő múlásával és a seb gyógyulásának megkezdésével azonban ezek a légbuborékok megszűntek és ezekre a csatornákra is a kívánt értéktartományon belüli számadatokat mértünk, az impedanciák értéke csökkent. Az első beállításra a mért impedancia értékek 5,00 és 8,47 közé estek.

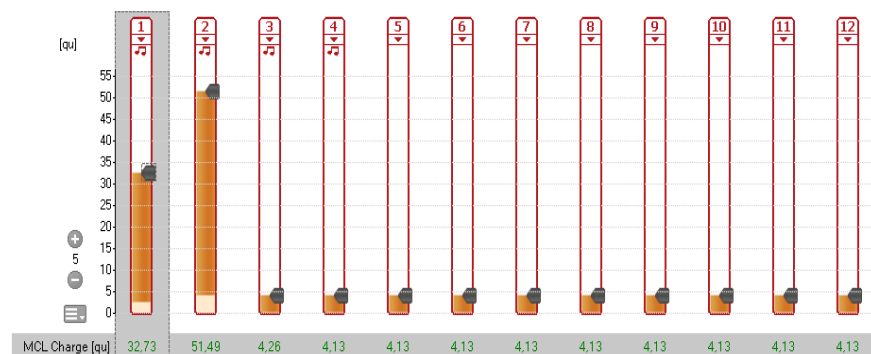
Ez azt jelenti, hogy az összes elektróda működőképes.



7.1. Ábra: Intraoperatív impedancia telemetria mérés (fent), valamint 1 hónap elteltével megismételve (lent).

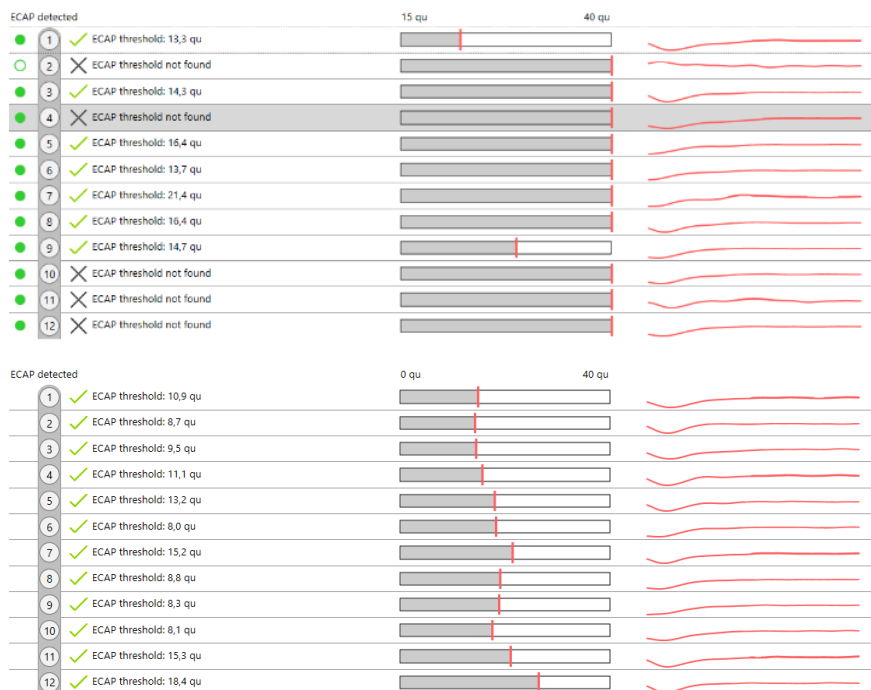
Hangolás:

A következőkben megpróbáltuk meghatározni a gyermek hallás és komfortküszöbét. Ehhez kis lépésközökben haladva emeltük az elektródák által leadott impulzusok nagyságát. A maximális érték, amely a komfort-küszöböt jelöli ki, nem szokott 35-40 qu felé menni. Azonban látszólag a páciens nem jelzett vissza, hogy zavarják az erős impulzusok.



6.2.Ábra: Hallás- és komfortküszöb keresése a Med-el által forgalomba hozott szoftver segítségével, kísérleti úton.

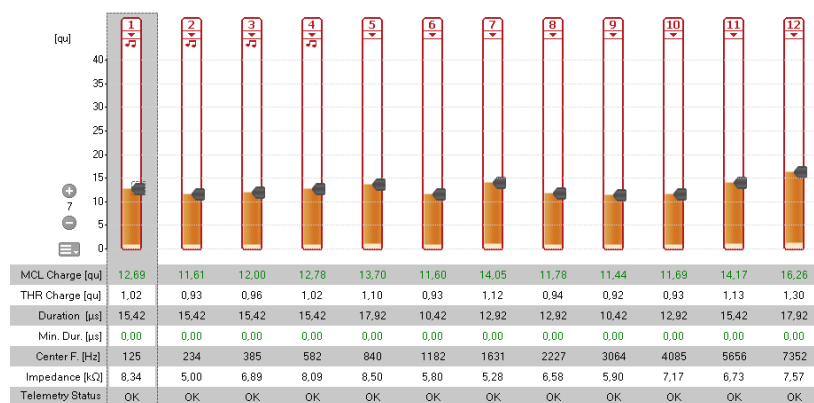
Azért, hogy ne okozunk a gyermeknek további károsodást az erős impulzusok miatt, mértünk ismét egy AutoART-t, amely meghatározta a hallásküszöb értékeket az adott csatornákon, aszerint, hogy van-e mérhető idegi válasz.



6.3.Ábra: Az intraoperatív AutoART mérés eredménye a követett páciens esetében (fent), valamint az első beállítás alkalmával kapott AutoART eredmény (lent).

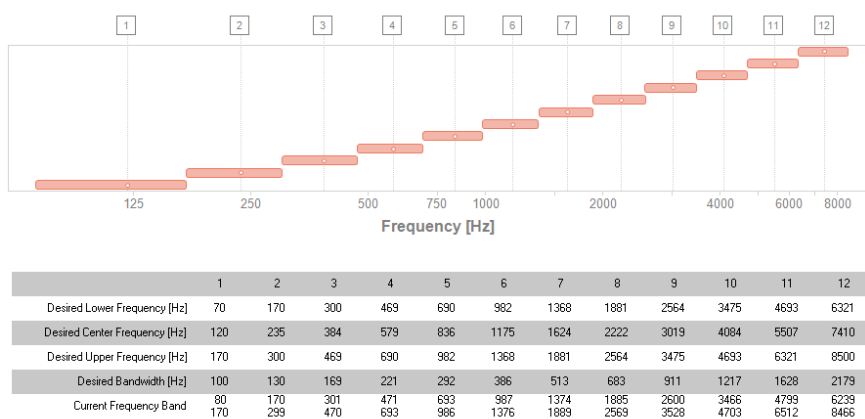
Az intraoperatív méréskor a rövid rendelkezésre álló idő miatt az elektródák által leadott impulzusok 15 qu-tól kezdtek növekedni. A program több helyen nem talált küszöbértéket, mivel az valószínűleg 15 qu alá eshetett. Azonban az első beállítás során elvégzett mérés esetén, 0 qu-ról indulva már minden csatornára meghatározható volt egy hallásküszöbérték.

A szoftver a kapott minimum értékek mellé kiszámolt minden csatornára egy adott tartományt, amely maximális értéke egy közelítő becslés az adott frekvenciatartomány komfortküszöbére. Általában ezek az értékek kisebbek, mint a valós komfortküszöbök, ezért még lehet rajtuk növelni. Azonban ennél a páciensnél még az ennél gyengébb impulzusok esetén is megfigyelhető volt, hogy bár a hangok nem kifejezetten kellemetlenek a számára, mégis hangosak. Ezért a maximális értékeket tovább csökkentettük. Majd egy optimálisnak vélt ponton megálltunk és az adott beállításokat mentettük el első programnak a beszédprocesszor memóriájába.



6.4.Ábra: A szoftver által generált dinamikus hallástartományon szükség szerint kisebb módosításokat végeztünk, amely a véglegesítéskor ezt a képet vette fel.

Egy időben, ezen processzor esetén négy programcsomag mentése lehetséges. Ezeket MAP-oknak nevezzük. Így további három változatot mentettünk el, melyek kis léptékkel, 5 %-os impulzusnövekedéssel működnek. Erre az emelésre azért van szükség, mert a kötőszövetesedés miatt egyre nőni fog az elektródák mérhető impedanciája, így azonos impulzusoknál egyre halkabb hang lesz észlelhető a készülék használatával. A felhasználónak lehetősége van a programok közötti váltásra távirányító vagy akár mobilos applikáció segítségével. Valamint az egyes MAP-okon belül is lehetséges a hangerő bizonyos keretek közötti változtatása.



6.5.Ábra: A készülék egyes elektródjainak frekvencia-sáv szélessége.

Látható, hogy az elektródák 70-8500 Hz tartományra vannak tervezve. Ez lefedi a beszéd tartományt, amely nagyjából 8 kHz-es frekvenciáig tart.

6. ÖSSZEGZÉS

A cochleáris implantátumok jelentős előrelépést jelentenek a hallás érzékszervének visszaállításában, szenzoriális-, vagy vegyes halláskárosodás esetén, amennyiben a hallóidegek és a központok épek. Világszerte egyre nagyobb a kereslet ezen készülékek iránt. Az implantátumok pontos beállítása és időszakos hangolása szükséges a páciensek megfelelő fejlődéséhez, életviteléhez, szociális beilleszkedéséhez. A tervezéskor nagy gondot fordítanak a biokompatibilitásra valamint a beszédprocesszorok fejlesztésére, hogy minél ideálisabb eredményeket érhessenek el a készüléket használók körében. Mindezt úgy, hogy további, kiegészítő funkciókat és lehetőségeket valósítanak meg, hogy megkönnyítsék a felhasználók életét.

A továbbiakban hasznos lehet a páciensek mérési eredményeinek és állapotának követése, hogy a rehabilitáció során minél hatékonyabban történjen a beállítás és a lehető legoptimálisabb programokat hozzuk létre.

7. IRODALOMJEGYZÉK

- [1] <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>
(2019. 03. 20.)
- [2] http://www.ksh.hu/nepszamlalas/tablak_fogyatekossaggal_elok_helyzete
- [3] <http://www.irisro.org/tarstud2017junius/45Lakilldiko.pdf> (2017. 06.)
- [4] <https://docplayer.hu/11116683-A-cochlearis-implantacio-napjainkban.html> (2015)
- [5] A siketség gyógyításának hazai eredményei és perspektívái: a cochlearis implantáció.
Küstel M., Ribári O., Répássy G.; LAM 2002;12(4):235-9.
- [6] <https://www.speechbuddy.com/blog/hearing-loss/cochlear-implants-what-to-expect-during-surgery/> (2012. 08. 31.)
- [7] <http://ent.pote.hu/hallokeszulekek.pdf> (2016.)
- [8] <https://advancedbionics.com/com/en/portals/professional-portal/products/hires-ultra-3d-cochlear-implant.html> (2019.)
- [9] <http://pronews.cochlearamericas.com/cochlear-nucleus-implants-gold-standard-mri-safety/> (2018. 07. 12.)
- [10] <https://www.medel.com/hearing-solutions/accessories/waterwear> (2019.)
- [11] <https://www.cochlear.com/intl/home/discover/cochlear-wireless-accessories> (2019.)
- [12] <https://www.mathworks.com/help/dsp/examples/cochlear-implant-speech-processor.html> (2019.)
- [13] Comparison of two cochlear implant coding strategies on speech perception;
Margaret T. Dillon, Emily Buss; (2016. 10. 18.)
- [14] A new sound coding strategy for suppressing noise in cochlear implants
Yi Hu, Philipos C. Loizou; J Acoust Soc Am. (2008 Júl; 124(1): 498–509.)
- [15] <https://advancedbionics.com> (2019.)
- [16] <https://cochlearimplanthelp.com/journey/choosing-a-cochlear-implant/electrodes-and-channels/> (2019.)
- [17] <https://www.pinterest.es/pin/74731675041969642/?nic=1a>
- [18] http://semmelweis.hu/fulorrgegeszet/files/2016/02/Fejezet05_3_OAE.pdf
(2016. 02.)