

A cochlearis implantátumok fejlesztési iránya a perimodiolaris diszkriminációs elhelyezkedés korrekciójára

Nagy Roland dr.^{*1, 2} ■ Rovó László dr.^{*1, 2} ■ Bere Zsófia dr.^{1, 2}
Molnár Fiona dr.¹ ■ Perényi Ádám dr.¹ ■ Posta Bálint dr.¹
Tóbiás Zoltán dr.¹ ■ Beinschroth Ninett¹ ■ Csanády Miklós dr.¹

¹Szegedi Tudományegyetem, Szent-Györgyi Albert Orvostudományi Kar,
Fül-Orr-Gégészeti és Fej-Nyaksebészeti Klinika, Szeged

²Szegedi Tudományegyetem, Interdiszciplináris Kutatásfejlesztési és Innovációs Kiválósági Központ, Szeged

*N. R. és R. L. megosztott első szerzőként jegyzik a kéziratot.

Bevezetés: A cochlearis implantátum egy hallásjavító eszköz, amely elektromos impulzusokkal közvetlenül stimulálja az idegsejteket. A beültetett elektródasor ideális elhelyezése elengedhetetlen a készüléket viselők számára. Számos hazai és nemzetközi vizsgálat igazolt szignifikáns összefüggést a műtét után helyreállított elektromos hallás minőségével. Az optimális beültetés során az elektródákat a lehető legközelebb helyezük el a ganglion spirale sejtjeihez, így az összpontosított stimuláció javíthatja a beszédértést és a beszédképességet.

Célkitűzés: Célunk az elektródasor elhelyezkedésének vizsgálata és a cochlea középtengelyéhez mért legkisebb távolságának optimalizálása, mindemellett a kedvezőbb pozíció virtuális elemzése és a behelyezett elektródák alakjának digitalizált újratervezése.

Módszer: Kutatásunkhoz 10 perimodiolaris beültetett elektródasor pozicionálási eredményét dolgoztuk fel. Az intraoperatív képalkotó eljárások eredményeit elektrofiziológiai módszerekkel (impedancia, idegíválás-telemetriai vizsgálat) vetettük össze.

Eredmények: Méréseink alapján virtuálisan megalkotott elektródasorokat vetettünk össze, amelyek különböző szögben deformált (0°, 15°, 30°, 45°) bazális szakasszal rendelkeznek. Az elektrofiziológiai és a képalkotó technikák megerősítik, hogy az elektródasor kedvezőbb helyzetbe kerül, amennyiben az közelebb tud helyezkedni a cochlea középtengelyéhez.

Következtetés: Az újrafarmált elektródasorok pozicionálása drasztikus hatással lehet a későbbi beszédértésre, a beszéd minőségére és a készülék energiafogyasztására.

Orv Hetil. 2024; 165(37): 1452–1460.

Kulcsszavak: cochlearis implantátum, modiolus, perimodiolaris elektróda, elektródatervezés

Direction of cochlear implant developments used for the correction of perimodiolar discrimination location

Introduction: Cochlear implant is a hearing enhancement device that directly stimulates nerve cells with electrical impulses. The optimal placement of the implanted electrode array is crucial for device wearers. Numerous domestic and international studies have confirmed a significant correlation between the quality of restored electrical hearing after surgery. During optimal implantation, electrodes are placed as close as possible to the spiral ganglion cells, allowing for more focused stimulation to improve speech perception and speech intelligibility.

Objective: Our aim is to investigate the positioning of the electrode array and optimize the smallest distance to the cochlear midline. Additionally, we analyze the favourable position virtually and digitally redesign the shape of the inserted electrodes.

Method: For our research, we analyzed the positioning results of 10 perimodiolar implanted electrode arrays. The results of intraoperative imaging procedures were compared with electrophysiological methods (impedance, neural response telemetry examination).

Results: Based on our measurements, we compared virtually created electrode arrays with differentially deformed basal segments (0°, 15°, 30° and 45°). Electrophysiological and imaging techniques confirm that the electrode array is in a more favourable position when it is closer to the cochlear midline.

Conclusion: The repositioning of the reshaped electrode array can have a drastic impact on future speech perception, speech quality, and device energy consumption.

Keywords: cochlear implant, modiolus, perimodiolar electrode array, reshaped electrode array

Nagy R, Rovó L, Bere Zs, Molnár F, Perényi Á, Posta B, Tóbiás Z, Beinschroth N, Csanády M. [Direction of cochlear implant developments used for the correction of perimodiolar discrimination location]. *Orv Hetil.* 2024; 165(37): 1452–1460.

(Beérkezett: 2024. június 12.; elfogadva: 2024. július 8.)

Rövidítések

ANOVA = (analysis of variance) varianciaanalízis; CE = (Conformité Européenne) európai megfelelés; CG = (common ground) közös test; CT = (computed tomography) komputer-tomográfia; MP = monopoláris; MR = mágneses rezonancia; NRT = (neural response telemetry) idegválasz-telemetria; SD = standard deviáció; TICI = (totally implantable cochlear implant) teljesen beültethető cochlearis implantátum

A jelenlegi cochlearis implantátumok állandó fejlesztési folyamat eredményeképpen váltak a súlyos hallásvesztés legmegfelelőbb és meghatározó kezelési módszerévé. A fő fejlesztési irányvonalakat a stimuláló elektródák száma, az elektródasorok hossza, vastagsága és alakja adja. Az implantátumgyártó vállalatok ezáltal széles portfólióval rendelkeznek, amelyből a beültetést végző munkacsoport megalapozott döntéssel kiválaszthatja a páciens számára legmegfelelőbb típust. Az elektródaválasztás egyik domináns tényezője, hogy az adott páciens esetében várhatóan inkább az egyenes vagy az előgörbített elektródasor beültetése az előnyösebb. Mindkét típusnak megvannak a hangsúlyos előnyei és hátrányai is: Az egyenes elektródák természetüknél fogva inkább a cochlea scala tympani laterális falához simulnak hozzá. A cochlea külső fala biztonsággal vezeti behelyezéskor az elektródasort, így az kisebb eséllyel akad fenn valamiben, vagy deformálódik a belső struktúrák miatt. Az implantáció végeztével a készülék stimulálópontjai a cochlea spirális csatornájának külső ívén, laterálisan helyezkednek. A biztonságos behelyezés előnytelen pozicionálása miatt az elektródák távolabb kerülnek az ingerlést váró ideg-elemekről, amelyek a cochlea függőleges középtengelyében, a modiolusban található. A stimulálópontok és a modiolus közötti nagyobb távolság miatt megnő a környezet elektromos ellenállása, csökken az ingerlő jel intenzitása, így nagyobb energiájú ingerlés szükséges ezek kompenzálására. Előgörbített (ún. perimodiolaris) elektródák esetében a bevezetéshez segédeszközt alkalmaznak, amely mindaddig egyenesen tartja az eszközt, amíg annak csúcsi elektródái a scala tympaniba nem kerülnek. A továbbiakban a modiolus falához simulva

irányul a cochlea apicalis szakaszára, végezetül azt körbe-ölelve helyezkedik el. Végző pozíciójukat elfoglalva a perimodiolaris elektródák közelebb helyezkednek a stimulálandó idegvégződésekhöz. A jel kisebb szóródása miatt kisebb intenzitás mellett képesek fókuszáltabb ingerlésre [1–17].

Tanulmányok taglalják, hogy a kereskedelmi forgalomban elérhető előgörbített elektródasorok konkrét típustól függetlenül igen eredményesek a modulus közvetlen közelébe pozicionálásakor, amit videofluoroszkópos képalkotással és számítógépes morfometriás mérésekkel igazoltak. Az átlagos távolság mindhárom vizsgált perimodiolaris elektródátípus esetében $\leq 0,5$ mm. Így nem kétséges, hogy az előgörbített kialakítás hatékonynak bizonyult az elektródák perimodiolaris orientációját tekintve [18].

Az elektródátípusonkénti töltésátadás hatásával foglalkozó legfrissebb szakirodalmi adatok alátámasztják, hogy a stimulálópontok modiolushoz közeli elhelyezése csökkenti a szükséges töltésmennyiséget az egyenértékű stimulációért felelős hallásküszöb és a küszöb feletti komfortszint esetében [6, 19, 20].

Célkitűzés

A cochlearis implantációt magabiztos rutineljárásként kezelhetjük, emiatt az elektródasor kontrollált konvencionális behelyezése preoperatív CT-felvételek alapján történik, illetve intraoperatív fluoroszkópiás és objektív elektrofiziológiai eljárások használatával. Célunk az elektródasor elhelyezkedésének vizsgálata és a cochlea középtengelyéhez mért legkisebb távolságának optimalizálása, mindemellett a kedvezőbb pozíció virtuális elemzése és a behelyezett elektródák alakjának digitalizált újratervezése.

Betegek és módszerek

Klinikai protokollunknak megfelelően a műtét előtt minden beteget radiológiai képalkotó módszerekkel vizsgáltunk meg. Elvégeztük a halántékcsonst nagy felbontású

(0,4–6,25 mm szeletvastagságú) CT-vizsgálatát és a koponya MR-vizsgálatát az ún. belsőfül-protokoll szerint, amelyben a belső fülről nagy felbontású, T2-súlyozott szekvenciás vizsgálat is készül [2].

Betegcsoport

A vizsgálatban objektív elektrofiziológiás vizsgálatokat végeztünk 6 személyen (n = 10 fül). A páciensek nemét, korát, az implantáció oldalát és az implantátum típusát az 1. táblázatban foglaltuk össze. 4 nő és 2 férfi objektív eredményeit dolgoztuk fel (átlagéletkoruk $2,46 \pm 1,66$ év SD). Ezek közül 4 esetben ugyanazon műtéti ülésben mindkét oldalra beültettünk cochlearis implantátumot (ún. szimultán implantáció). Minden esetben történt impedancia és idegíválasz-telemetria (NRT). Mindegyik esetben vékony perimodiolaris elektródasorral rendelkező készüléket (Nucleus CI632 Slim Modiolar, Cochlear Ltd., Sydney, Ausztrália) ültettünk be [21–23].

A jelenlegi nemzetközi gyakorlatnak megfelelően az elektródasor bevezetése a cochleába általában ún. posterior tympanotomiás behatolásból, a kerek ablakon keresztül történik. Amennyiben a kerek ablak nem hozzáférhető, az elektródasor bevezetése történhet a cochlea bazális kanyarulatán művileg kialakított nyíláson (ún. cochleostomán) keresztül [3, 8, 20, 24–26].

1. táblázat | Cochlearisan implantáltak vizsgálati csoportja

Sorszám	Nem	Kor (év)	Oldal	Az implantátum típusa
1.	Férfi	2,73	B	CI632
2.			J	CI632
3.	Nő	1,16	B	CI632
4.			J	CI632
5.	Férfi	1,99	J	CI632
6.			J	CI632
7.	Nő	2,09	J	CI632
8.			B	CI632
9.	Nő	6,94	J	CI632
10.	Nő	1,73	B	CI632
Átlag	4 nő, 2 férfi (4 bilaterális)	$2,46 \pm 1,66$ SD	4 bal 6 jobb	10 db CI632 Slim Modiolar

SD = standard deviáció

Intraoperatív képalkotás

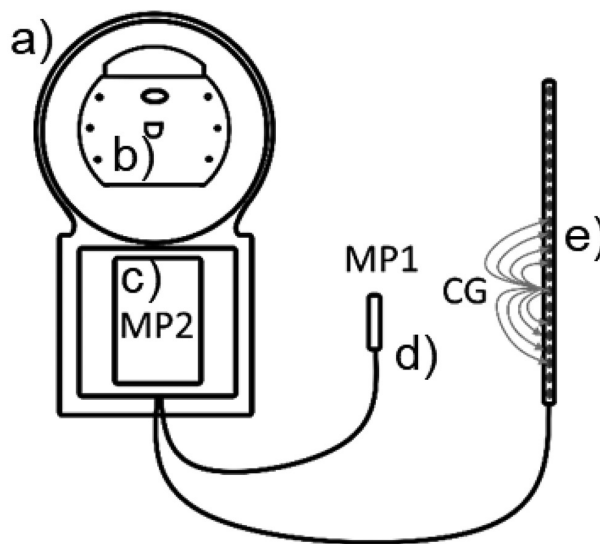
Az intraoperatív röntgenátvilágítás (fluoroszkópia) a leggyakrabban az angiográfiás, bizonyos idegebészeti és ortopédiai műtétekhez használatos C-karos kialakítással rendelkező röntgenátvilágító készülékkel történik. A cochlearis implantációs gyakorlatban a fluoroszkópot a leggyakrabban a belső fül fejlődési rendellenessége

esetén az elektródának a cochleába történő bevezetése során alkalmazzák.

Készülékünkkel (Siemens Cios Spin, Siemens GmbH, Erfurt, Németország) tapasztalatunk szerint általában az ortopédiai eljárásokhoz használt, előre installált beállítások biztosítják a legjobb képminőséget. A vizsgálati helyzetet és a sugárnyaláb jellemzőit úgy állítjuk be, hogy a belső fül jól látható legyen a szomszédos koponyaszerkezetek és a műszerek által okozott minimális interferencia mellett is.

A páciens a cochlearis implantátum beültetésekor szokásos pozícióban fektetjük a speciális, sugáráteresztő anyagból készült műtőasztalra: hanyatt fekvő helyzetben, fejjel elfordítva az operáló sebésztől. A C-kar sugár-generátora a műtőasztal alatt helyezkedik el, míg a detektor a beteg feje fölé kerül. Ezzel a beállítással Stenvers-nézethez hasonló felvétel készül.

A képalkotók adta képanyagot a 3D Slicer szoftverrel elemeztük. Az applikáció segítségével virtuálisan három dimenzióban reprezentálhatók a felvételek, melyek a CT által skálázott méretekké válnak. Ennek köszönhetően a szoftver pontos, egységes mérési lehetőségeket biztosít. A metodikát tekintve a 3D Slicer programmal létrehoztunk a cochlea középtengelyén egy virtuális középpontot, mely a távolság rögzítésének szolgál alapjául. Ehhez a virtuális ponthoz kijelöltük a behelyezett elektródasor stimulálópontjait, majd a skálázott képpontokon felvettük a disztancia értékét kéttizedes pontossággal milliméteres nagyságrendben.



1. ábra

Cochlearis implantátum sematikus rajza referenciapontokkal. A CI-rendszerek belső egysége transzmittertekeresből (a), mágnesből (b), implantátumtestből a belső elektronikával (c), a referencielektrodából (d) és az elektródasorból (e) áll. Impedanciameérések során az algoritmus különböző referenciapontokat használ. 'Common ground' (CG) esetében egy elektródasoron elhelyezkedő elektróda a referencia (e), amihez a többi viszonyít. Monopolar1 (MP1) impedanciavizsgálatkor az implantátum referencielektrodája (d), míg Monopolar2 (MP2) esetében az implantátumtest (c) a viszonyítási pont. Monopolar1 + 2 (MP1 + 2) mérésekor a két MP-referenciapont egységiesen vállal szerepet

Intraoperatív audiológiai mérések

Az implantátumgyártók két fő mérési módszer elvégzését javasolják, amelyeket minden esetben ajánlott alkalmazni. Az első módszer az impedancia (változóáram-ellenállás) ellenőrzése, amelyet az elektródasor minden elektródájánál külön mérnek, hogy összehasonlítsák a különböző referenciapontokat és a meghatározott ellenállásértékeket. Az impedanciaértékek információt adnak az elektródasor állapotáról, és felhasználhatók annak igazolására, hogy nincs szakadás, és stabil az impulzusvezetés. Az impedanciavizsgálatok típusa referenciapontként eltérő lehet: common ground (CG) = egy ingerlésre használt elektróda szolgál referenciapontként, a többi elektróda a referenciapont nyugalmi potenciáljához viszonyít; Monopolar1 (MP1) = az implantátum külön ágon kivezetett referenciaelektródájához viszonyít a rendszer; Monopolar2 (MP2) = az implantátumtest a referenciapont; Monopolar1 + 2 (MP1 + 2) = paralel az implantátumtest és a referenciaelektróda a viszonyítási pont (1. ábra) [6, 12, 13, 15].

Egy másik módszer az NRT, amely a stimulálandó neuronokról szolgáltat információt. Ennél a technikánál egy időben két elektródapont aktív. Az egyik elektróda az intracochlearis környezetet stimulálja, amely akciós potenciált vált ki a környező neuronokban. A másik aktív elektróda képes a kiváltott akciós potenciál regisztrálására, így képet kaphatunk a hallóidegpálya cochlearis végének aktivitásáról. Ezek a regisztrált NRT-értékek igen jó becslést adnak az elektromosan kiváltott küszöbértékek

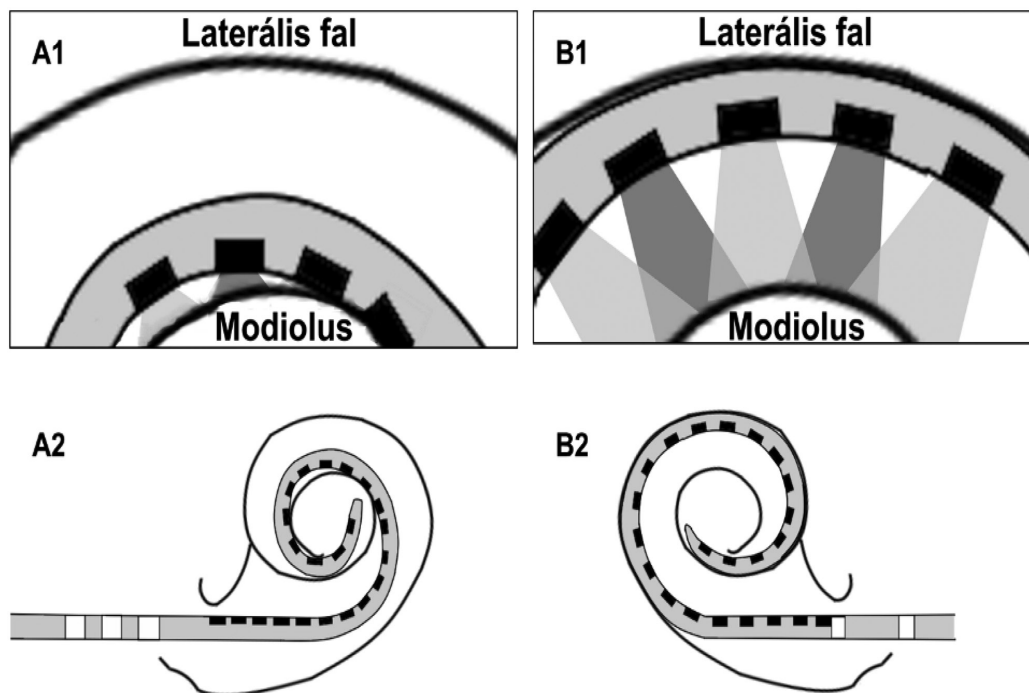
(például hallás- és komfortküszöb) készüléken keresztüli beállításához [3, 6, 11, 27–29].

Az intraoperatív elektrofiziológiai méréseket (impedancia, NRT) a Cochlear Custom Sound EP 6.1 szoftverrel (Cochlear Ltd.) végeztük, melyeknek statisztikai vizsgálatára átlagszámítást, szórásanalízist alkalmaztunk.

Nucleus Slim elektródasorok

Az elektródasorok a modiolustól való távolságuk alapján két fő kategóriába sorolhatók: perimodiolaris és egyenes elektródasor. A Nucleus Slim Modiolar elektródasor jelenleg az egyik legvékonyabb, CE-engedéllyel rendelkező perimodiolaris elektródasor (bazális szakaszán 0,475 mm és apicalis szakaszán 0,350 mm átmérőjű). Kialakítása lehetővé teszi, hogy szorosan illeszkedjen a modiolushoz, közel a lamina spiralis ossea eredéséhez, ezáltal biztosítva, hogy az elektróda stimulálópontjai a ganglion spirale közelében legyenek. Az elektróda atraumatikus tulajdonságai azt is biztosítják, hogy megőrizzük az endocochlearis finomszerkezetet, amelyet a behelyezés során egy speciális újratölthető elektródasor-vezető eszköz is segít. A minimálisan invazív műtétek során a vezetőeszköz segíti a sebészt az elektródabevezetés megfelelő szögének kiválasztásában, így biztosítva az akadálytalan bevezetést (2/A ábra).

Hasonló dimenzióban (0,60 mm bazális és 0,30 mm apicalis átmérő) alakították ki az egyenes (Slim Straight) elektródátípust. Méreteinek köszönhetően atraumatikus jellege és könnyű behelyezhetősége miatt méltán vált



2. ábra

A cochlearis implantátum cochleába helyezett elektródasorának sematikus felépítése. A Slim Modiolar (A2) elektródasor a kerek ablakon bejutva körbeöleli a modiolust. Pozíciójának köszönhetően fókuszáltan éri a ganglion spirale sejteket az elektródasor által leadott stimulus (A1). A Slim Straight (B2) elektródátípus a beillesztést követően a laterális falra simulva helyezkedik el. Az így pozicionált elektródáktól érkező stimulus szórta, akár átfedéssel éri az idegelemeket (B1)

népszerűvé. Fizikai jellemzői miatt behelyezéskor a cochlea laterális falán halad, majd felveszi a külső fal ívét. Pozicionálása miatt a cochlea középtengelyéhez képest távol fekszik, így szórta és átfedő stimulációs képesség jellemzi. (2/B ábra) [4–52].

Eredmények

Intraoperatív képpalkotás

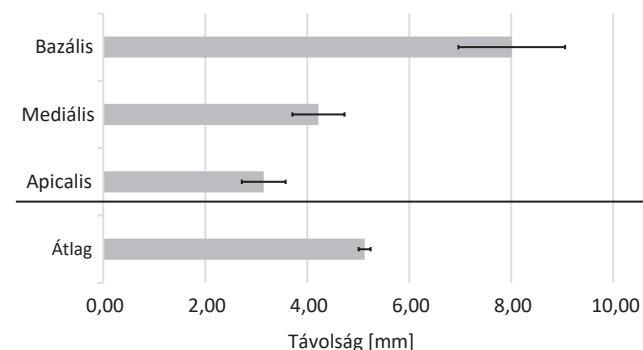
Műtét során a cochlearis implantáció sikerességét valós idejű röntgenátvilágítás támogatja. Az elektródasor a behelyezéskor követhetővé válik, így elkerülhető annak visszatekeredése vagy abnormalis elhelyezkedése. Ezeknek a képanyagoknak köszönhetően vált láthatóvá, hogy a perimodiolaris elektródák előgörbített tulajdonsága a kerek ablakhoz közeli bazális szakaszon nem érvényesül. Az eszköz az apicalis szakaszon felsimul a modiulus felszínére, amelyet a mediális régióban követ, majd a kerek ablakhoz közel már eltávolodik. A távolságot feltehetőleg a kerek ablak fala, az emberi cochlea strukturális sajátossága adja.

Méréseink alapján a bazális szakaszon a cochlea középpontjához viszonyítva a távolság átlaga több mint kétszeres (60%-kal nagyobb) az apicalis régióhoz képest, míg a mediális szakaszon mért átlagérték csak annak 47%-a (3. ábra).

Intraoperatív elektrofiziológia

A Slim Modiolar típusú implantátum elektródasorán 22 végpontot helyeztek el. Minden pont méréstől függően lehet rögzítő vagy stimuláló elektróda. Ezt a tulajdonságát kihasználva a műtét során, az elektródasor behelyezését követően minden esetben impedanciatesztet végeztünk.

A vizsgált esetek impedancia-analízis átlagértékeit áttekintve hasonló képet kapunk, mint amelyet a képpalkotók eredményei szemléltetnek. Az elektródasor utolsó



3. ábra | Távolság a cochlea középpontjától. Az elektródasor bazális szakaszán a cochlea középpontjához viszonyítva a távolság átlaga $8,01 \pm 1,04$ mm, amely 60%-kal nagyobb az apicalis (3,15 mm) régióhoz képest. A mediális szakaszon mért átlagérték $4,22 \pm 0,51$ mm, amely a bazálison mért 47%-a

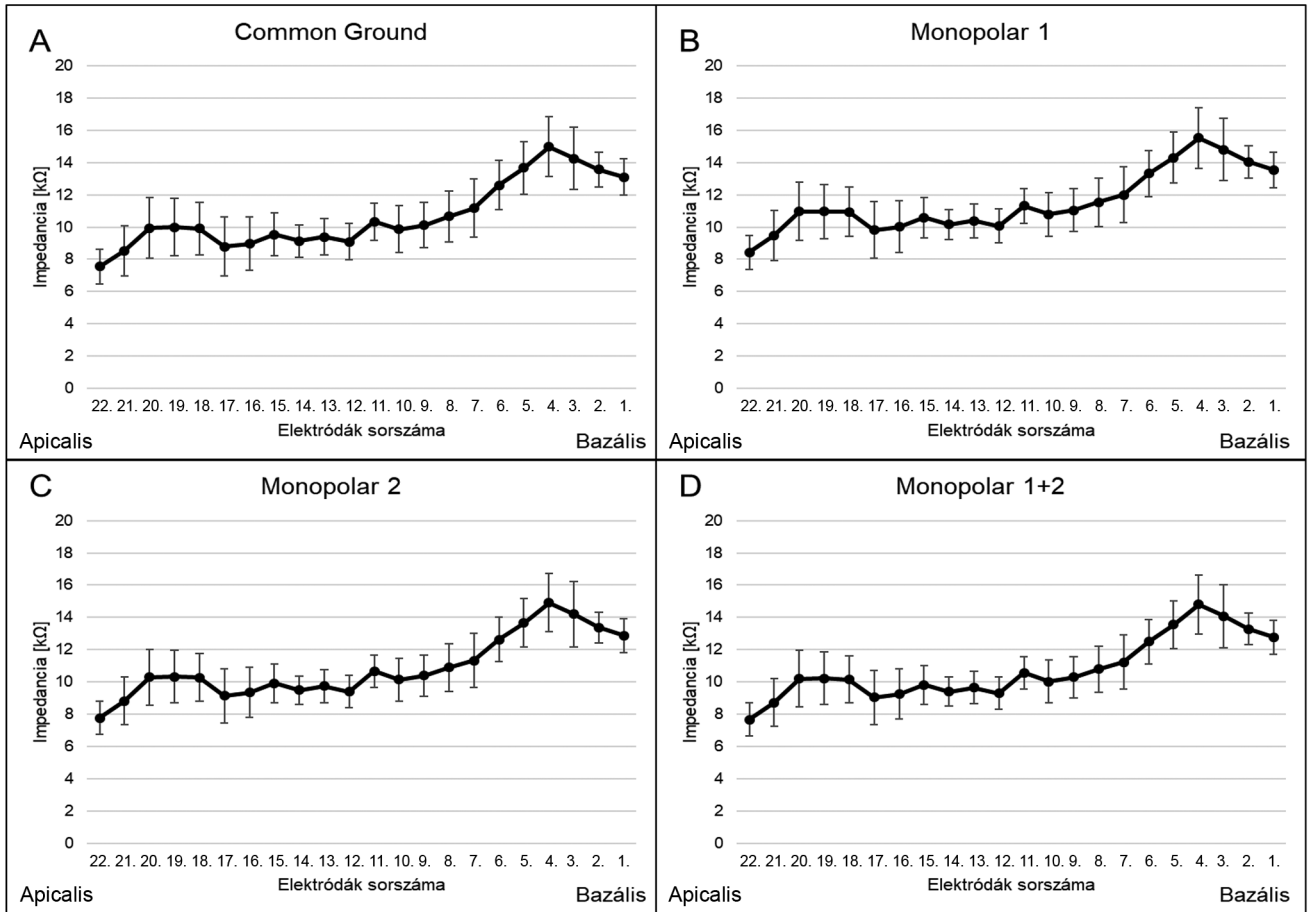
harmada (1–7. elektróda), amely a cochlea bazális szakaszán helyezkedik el, megemelkedett impedanciaértéket mutat. A csúcsi (21. és 22.) elektródák az átlagértéket tekintve $8 \text{ k}\Omega$ alatti értéket vesznek fel, míg a további köztes (8–20.) elektródák esetében $10 \text{ k}\Omega$ érték közelében mérhető az elektródák impedanciája (4. ábra).

Betegcsoportunk NRT-vizsgálat során kapott eredményei alapján hasonló képet kapunk az elektródasor helyzetéről. A telemetria esetében egy kiválasztott aktív stimuláló elektróda meghatározott intenzitású jelet küld a környezete felé. A stimulus közelében elhelyezkedő idegelemekben kellő intenzitás mellett akciós potenciált vált ki a generált inger. A kiváltott összegzett akciós potenciál a környező rögzítő szerepben aktív elektródákon mérhetővé válik. A szerepek felcserélődnek, így a teljes elektródasor környezetéről kapunk képet. Hasonló eredményt kaptunk, mint impedanciavizsgálat során, a bazális szakaszon (1–7. elektróda) elhelyezkedő elektródák esetében nagyobb intenzitás szükséges az összegzett akciós potenciál kiváltásához, mint a mediális (8–15. elektróda) vagy az apicalis (16–22. elektróda) régióban. Méréseink szerint a mediális szakasz bazálisához közeli (8–10.) „határ” elektródái esetében is nagyobb intenzitás szükséges az idegelemek ingerléséhez. A szakaszok határan lévő elektródák esetében mért nagy intenzitás abból adódhat, hogy nem az aktív elektróda közvetlen szomszédos elektródái regisztrálják az összegzett akciós potenciált, hanem a tőle 2–3 elektródával távolabbiak. A közvetlen szomszédos elektródák fals eredménnyel zárnák a vizsgálatot, ugyanis az ingerlő jel is rögzítésre kerülne (5. ábra).

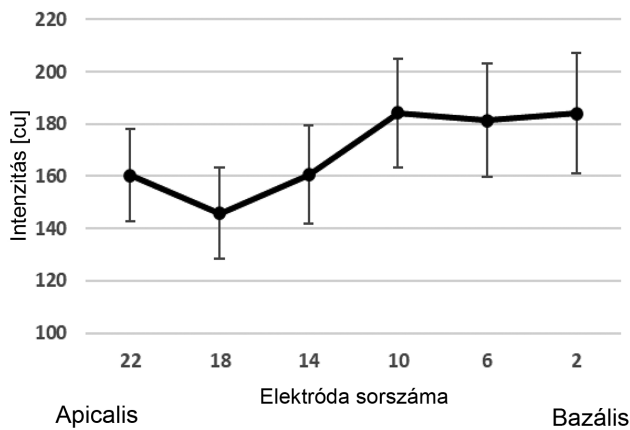
Korábbi tanulmányunkban már vizsgáltuk az intraoperatív NRT-értékeket három különböző elektródatípus esetében (vékony perimodiolaris – 532, vékony egyenes – 522, perimodiolaris – 512). Az ANOVA szignifikáns ($p < 0,05$) különbséget mutatott ki a három csoport között. A szignifikancia páronkénti vizsgálatok az találtak, hogy az átlagos NRT-k alacsonyabbnak bizonyultak az 532-es csoport minden elektródájában az egyes kontrollcsoportokhoz képest. A különbség 5 mért elektródánál volt szignifikáns az 522-vel és 3 mért elektródán az 512-vel összehasonlítva (t -próba: $p < 0,05$). A nagy átlag (összes elektróda) statisztikai számítása (Grand T532–512 és Grand T532–522) szignifikánsan alacsonyabb NRT-értékeket mutatott az 532-es csoportban a két kontrollcsoporthoz képest ($p < 0,05$) [10].

Virtuális elektródatervezés

Méréseink alapján a cochlearis implantátum elektródasorának bazális elektródái távol helyezkednek el a modiulus falától. Ezekre az eredményekre és a gyártó által közzétett méretekre alapozva virtuálisan rekonstruáltuk a Slim Modiolar elektródasort. Elképzelésünk szerint az elektródasor megfelelő pozicionálásához az előgörbítés irányával ellentétes irányban szükséges kialakítani egy megfelelő alakváltozást.

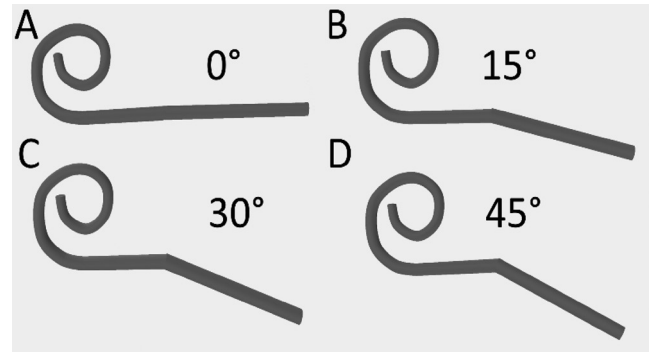


4. ábra | Intraoperatív impedanciaértékek. A műtét során minden esetben impedanciavizsgálat történik az elektródasor állapotának felmérésére. Az elektródasor bazális szakaszán a referenciapontoktól függetlenül az összes impedanciavizsgálat (A–D) esetében emelkedett impedanciaértékek mérhetők az elektróda további szakaszához képest



5. ábra | Idegíválasz-telemetria (NRT). A vékony perimodiolaris elektródák segítségével mért NRT-vizsgálat eredményeit tekintve a bazális szakaszon nagyobb intenzitás volt mérhető, mint az elektróda további szakaszán. Nagyobb intenzitás szükséges a környező idegelemekben az akcióspotenciál-válasz kiváltásához, ami az elektródának a modiolustól való távolabb elhelyezkedésére utal

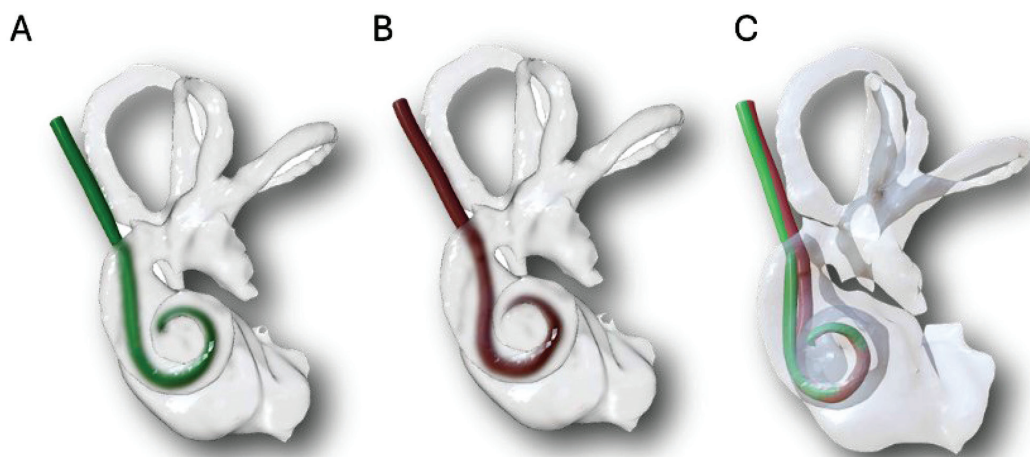
Az alakváltozás helyzete az első elektróda és az első markergyűrű közé kell hogy essen. Ennek köszönhetően a kerek ablak kevésbé befolyásolja az elektródasor elhe-



6. ábra | Háromdimenziós elektródasor formatervezett módosításai. A) Hagyományos perimodiolaris elektródasor, B) 15°-ban megtört perimodiolaris elektródasor, C) 30°-ban megtört perimodiolaris elektródasor, D) 45°-ban megtört perimodiolaris elektródasor

lyezkedését, ugyanis nem a kerek ablak helyzete és strukturális kialakítása pozicionálja az elektródákat.

Az alakváltozás mértékét fokban határoztuk meg. A kerek ablaktól vett első elektródát megelőzően 15°-ban, 30°-ban és 45°-ban törtük meg az elektródasor egyenes alakját (6. ábra). Az e töréspontokkal rendelkező virtuális elektródákat egy virtualizált belső fülbe iga-



7. ábra | Virtualizált elektróda pozicionálása formatervezett elektródasorral. Az A) jelű ábrán egy konvencionális implantáció utáni hagyományos, vékony perimodiolaris (zöld színű) elektródasor szimulált helyzete van, ahol az elektródasor a bazális szakaszon eltávolodik a cochlea középtengelyétől. Ennek módosított formája, 45°-ban megtört (vörös színű) elektródasor pozicionálódik a B) ábrán, melyen a deformált állapotnak köszönhetően közelebb került a modiolushoz. A C) jelöléssel ellátott mesterséges cochleában a két típusú elektróda egymásra vetítve látható. Jól megfigyelhető az elektródasorok bazális szakaszának módosítása miatti különbség

zítottuk. A behelyezett elektródasor-modellek már kisebb töréspont (15°, 30°) esetében is közelebbi pozíciókat vettek fel a modiolushoz. A hagyományos, a 15°-os és a 30°-os elektródákhoz viszonyítva viszont lényegesen jobb helyzetbe került a 45°-osan megtört elektródamodell. Ekkor a deformációnak köszönhetően a kerek ablak nem toltta el a modulustól az elektródákat, ehelyett az elektródák felfeküdtek a középtengely falára (7. ábra).

Megbeszélés

A legkorszerűbb eszközöknek, így a cochlearis implantátumnak az alkalmazásával jelentősen hozzájárulhatunk a hallásvesztett személyek megfelelő integrálásához, ami a népegészségügyi mutatókat pozitív irányba lendíti. A cochlearis implantátum elektródái helyzetének igazolása a szokásos vizsgálatok: radiológiai képalkotó technikák, például CT vagy röntgen, esetenként fluoroszkópia segítségével történik. Az intraoperatív CT-vizsgálatok vagy fluoroszkópiás képanyag készítése előnyös lehet a betegek számára, növeli az intraoperatív objektív mérések megbízhatóságát, segíti az elektródasor elektromos természetének megfelelő eredmények igazolását.

A modern cochlearis implantációs rendszerek elektrotechnikai adottságai lehetővé teszik, hogy az elektródák különböző szerepeket töltsenek be. Minden egyes aktív elektróda stimulációátadási képessége átkonfigurálható a környezeti tényezők adta elektromos jelek regisztrálására. Az utóbbi hatékony pontossággal rögzíti a perifériás hallóideg biológiai válaszát ($\pm 0,1$ mV), de különböző elektrofiziológiai módszerek esetében az implantátum képes mérni a sokkal nagyobb elektromos stimulációs mezőt is (± 1 V) [1–15].

Összetett vizsgálatunk alapján mind vizuális, mind elektrofiziológiai eredményeink azt igazolják, hogy az ún. perimodiolaris elektródák előgörbített tulajdonsá-

guknak köszönhetően közel kerülnek a belső fül középtengelyéhez, így fókuszált stimulációt közvetítenek környezetük felé. A pontosabb ingerlés hatékonysága az energiateljesítmény szempontjából sem elhanyagolható. Amennyiben a vékony perimodiolaris elektróda kellő közelségbe kerül a modiolushoz, kisebb intenzitáson képes hallásélményt kiváltani viselője számára. A készülék egyik kritikus pontja a külső egység mérete, melynek nagy részét annak áramforrása adja. A technika fejlődésével évről évre kisebb készülékek válnak elérhetővé, ám az áramforrás térfogata csak kompromisszumokkal csökkenthető, úgymint a napi használati élettartam megrövidülése vagy az alkalmazott intenzitás csökkentése. Ezek a kompromisszumok igen nehezen fogadhatók el, ha azok kockázati ténye egy érzékszerv ideiglenes kiesése az akkumulátorok feltöltésének idejére vagy a fokozott koncentráció szükségessége a hangerősség volumenének elvesztése miatt.

A modiolust körbeölelő elektródátípus kisebb energiafelhasználást biztosít, de a kerek ablakhoz közeli szakaszon elveszti előgörbített jellegét a cochlea strukturális viszonya miatt. A bazális régióban a perimodiolaris típusok hasonlóan viselkednek, mint az egyenes elektródák, ami rontja az elektróda energetikai statisztikáját. Ennek a hátránynak a megoldása az elektróda formájának újratervezése lehet. Amennyiben a bazális szakaszon az elektróda kialakításába megközelítőleg 45°-os deformitás tervezhető, úgy lehetőség nyílik az elektródasort oly módon behelyezni a cochleába, hogy az a kerek ablak közelében is közelebb kerüljön a modiolushoz.

Következtetés

A cochlearis implantáció során alapvető szerep jut a minimálisan invazív technikák mellett az individuális igényeket figyelembe vevő, hosszú távon is biztonságos atraumati-

kus elektródasorok alkalmazásának. Mindemellett szem előtt kell tartani az elektródasorok hosszú távú felhasználására vonatkozó igények kiszolgálását [20, 24–26].

Eredményeink alapján, amennyiben a kezdeti tapasztalatoknak megfelelően és kellő hatékonysággal válik pozícionálhatóvá a népszerű előgörbített elektródátípus, úgy az drasztikusan megváltoztathatja az elektródagyártás alapkonceptióját. Az új forma nagyban elősegítheti a hosszú távú kis intenzitási igényt, így a rehabilitáció során olyan programozott készülékek válhatnak elérhetővé, amelyek alacsony energiafogyasztással bírnak, emellett fókuszáltabb stimulációra képesek, ami a beszédértés funkcionalitását javíthatja. A hatékonyabb fogyasztás új trendeket indíthat el a külső beszédprocesszorok gyártásának területén, ugyanis kisebb áramforrás is elegendő lehet, ami a teljes készülék térfogatcsökkenését eredményezi.

Korunkban a cochlearis implantátumok gyártásának idővonalán megjelentek a teljesen beültethető belsőfüll-implantátumok (totally implantable cochlear implant – TICI), melyek számára a szükséges energiaforrás, a beszédfeldolgozó egység és a mikrofon is a készüléktest részeként van integrálva és mindez a bőr alá ültetve. A koncepció egyik gyenge pontja szintén az áramforrás, mivel a kellő energiaellátás érdekében szükségszerű a nagy méret. A másik lehetőség a naponta többszöri újratöltés. Az új elektródátípus megfelelő megoldást jelenthet a hatékony energiafelhasználásra, s ezzel az úttörő TICI-rendszerek a hallásvesztettek általános kezelési eszközévé válhatnak [52].

Anyagi támogatás: A közlemény megírása, illetve a kapcsolódó kutatómunka anyagi támogatásban nem részesült.

Szerzői munkamegosztás: N. R. és R. L. megosztott első szerzőként jegyzik a kéziratot. N. R.: Elektrofiziológiai mérések elvégzése és kiértékelése; ábrák, megszerkesztése, a kézirat elkészítése. R. L.: Az implantációs team vezetője; a cochlearis implantáció elvégzése; a beteg posztoperatív gondozása; a végleges kézirat lektorálása; a publikáció folyamatának nyomon követése, irányítása. B. Zs.: A cochlearis implantációs kivizsgálás megszervezése; részvétel a műtét folyamatában. M. F.: Elektrofiziológiai mérések kiértékelése; az ábrák megszerkesztése, a kézirat elkészítése. P. Á.: A cochlearis implantációs kivizsgálás megszervezése; részvétel a műtét folyamatában, az ábrák és a kézirat véleményezése. P. B.: A cochlearis implantációs kivizsgálás megszervezése; részvétel a műtét folyamatában. T. Z.: Grafikai elemek megtervezése és elkészítése. B. N.: A képanyag feldolgozása, struktúrák dimenziójának mérése. Cs. M.: A cochlearis implantáció elvégzése, a kézirat lektorálása, publikációra való felkészítése. A cikk végleges változatát valamennyi szerző elolvasta és jóváhagyta.

Érdekltségek: A szerzőknek nincsenek érdekltségeik.

Irodalom

- [1] Chakravorti S, Noble JH, Gifford RH, et al. Further evidence of the relationship between cochlear implant electrode positioning and hearing outcomes. *Otol Neurotol.* 2019; 40, 617–624.
- [2] Cuda D, Murri A. Assessment of cochlear trauma and telemetry measures after cochlear implantation. A comparative study between Nucleus® CI512 and CI532 electrode arrays. *Audiol Res.* 2019; 9: 223.
- [3] Greisiger R, Heldahl MG, Myhrum M, et al. Effect of proximity to the modiolus for the cochlear CI532 Slim Modiolar electrode array on evoked compound action potentials and programming levels. *Audiol Neurotol.* 2022; 27: 397–405.
- [4] Aschendorff A, Briggs R, Brademann G, et al. Clinical investigation of the Nucleus Slim Modiolar electrode. *Audiol Neurotol.* 2017; 22: 169–179.
- [5] Huang TC, Reitzen SD, Marrinan MS, et al. Modiolar coiling, electrical thresholds, and speech perception after cochlear implantation using the nucleus contour advance electrode with the advance off stylet technique. *Otol Neurotol.* 2006; 27: 159–166.
- [6] Hughes ML, Abbas PJ. Electrophysiological channel interaction, electrode pitch ranking, and behavioral threshold in straight versus perimodiolar cochlear implant electrode arrays. *J Acoust Soc Am.* 2006; 119: 1538–1547.
- [7] Jeong J, Kim M, Heo JH, et al. Intraindividual comparison of psychophysical parameters between perimodiolar and lateral-type electrode arrays in patients with bilateral cochlear implants. *Otol Neurotol.* 2015; 36: 228–234.
- [8] Nagy R, Perényi Á, Dimák B, et al. Detection of “tip fold-over” of the cochlear implant electrode array with transimpedance matrix (TIM) measurement. [Az elektródasor visszatekerésének kimutatása transzimpedanciamátrix (TIM)-vizsgálattal cochlearis implantátumban.] *Orv Hetil.* 2021; 162: 988–996. [Hungarian]
- [9] Parkinson AJ, Arcaroli J, Staller SJ, et al. The nucleus 24 contour cochlear implant system: adult clinical trial results. *Ear Hear.* 2002; 23(Suppl): 41S–48S.
- [10] Perényi A, Toth F, Dimák B, et al. Electrophysiological measurements with electrode types of different perimodiolar properties and the same cochlear implant electronics – a retrospective comparison study. *J Otolaryngol Head Neck Surg.* 2019; 48: 46.
- [11] Videhult Pierre P, Eklöf M, Smeds H, et al. Cochlear implantation with the CI512 and CI532 precurved electrode arrays: one-year speech recognition and intraoperative thresholds of electrically evoked compound action potentials. *Audiol Neurotol.* 2019; 24: 299–308.
- [12] Saunders E, Cohen L, Aschendorff A, et al. Threshold, comfortable level and impedance changes as a function of electrode-modiolar distance. *Ear Hear.* 2002; 23(Suppl): 28S–40S.
- [13] Shaul C, Bester CW, Weder S, et al. Electrical impedance as a biomarker for inner ear pathology following lateral wall and perimodiolar cochlear implantation. *Otol Neurotol.* 2019; 40: e518–e526.
- [14] Todt I, Basta D, Ernst A. Helix electrode pull back: electrophysiology and surgical results. *Cochlear Implants Int.* 2011; 12(Suppl 1): S73–S75.
- [15] Todt I, Basta D, Seidl R, et al. Electrophysiological effects of electrode pull-back in cochlear implant surgery. *Acta Otolaryngol.* 2008; 128: 1314–1321.
- [16] Kecskeméti N, Tamás L, Répássy G, et al. Hearing rehabilitation in postmeningitis deafness in the context of the time factor. [Agyhártagyulladás okozta súlyos fokú sensorineurális halláscsökkenés rehabilitációs esélyei az időfaktor tekintetében.] *Orv Hetil.* 2023; 164: 729–738. [Hungarian]
- [17] Gerlinger I, Szabó É, Szanyi I, et al. Use of bone pate and bioactive glass granules for mastoid obliteration in cholesteatoma surgery. [Mastoidobliterációhoz használt csontpor és bioaktív üvegranulátum a cholesteatoma sebészetiében.] *Orv Hetil.* 2022; 163: 838–845. [Hungarian]

- [18] Balkany TJ, Eshraghi AA, Yang N. Modiolar proximity of three perimodiolar cochlear implant electrodes. *Acta Otolaryngol.* 2002; 122: 363–369.
- [19] Holder JT, Yawn RJ, Nassiri AM, et al. Matched cohort comparison indicates superiority of precurved electrode arrays. *Otol Neurotol.* 2019; 40: 1160–1166.
- [20] Heutink F, Verbist BM, Mens LH, et al. The evaluation of a slim perimodiolar electrode: surgical technique in relation to intra-cochlear position and cochlear implant outcomes. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2020; 277: 343–350.
- [21] Lee SY, Jung Bae Y, Carandang M, et al. Modiolar proximity of slim modiolar electrodes and cochlear duct length: Correlation for potential basis of customized cochlear implantation with perimodiolar electrodes. *Ear Hear.* 2020; 42: 323–333.
- [22] Perényi Á, Nagy R, Dimák B, et al. The distance from the modiolus of perimodiolar electrode arrays of cochlear implants. A radiological study to evaluate the difference in perimodiolar properties. [Cochlearis implantátumok különböző, előre görbített elektródáinak elhelyezkedése a cochlea tengelyéhez viszonyítva. Radiológiai vizsgálat a perimodiolaritás mértékének megállapítására.] *Orv Hetil.* 2019; 160: 1216–1222. [Hungarian]
- [23] Van Wermeskerken GK, van Olphen AF, Graamans K. Imaging of electrode position in relation to electrode functioning after cochlear implantation. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2009; 266: 1527–1531.
- [24] Friedmann DR, Kamen E, Choudhury B, et al. Surgical experience and early outcomes with a slim perimodiolar electrode. *Otol Neurotol.* 2019; 40: e304–e310.
- [25] Garaycochea O, Manrique-Huarte R, Lazaro C, et al. Comparative study of two different perimodiolar and a straight cochlear implant electrode array: surgical and audiological outcomes. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2020; 277: 69–76.
- [26] Gomez Serrano M, Patel S, Harris R, et al. Initial surgical and clinical experience with the Nucleus CI532 Slim Modiolar electrode in the UK. *Cochlear Implants Int.* 2019; 20: 207–216.
- [27] Van Weert S, Stokroos RJ, Rikers MM, et al. Effect of peri-modiolar cochlear implant positioning on auditory nerve responses: a neural response telemetry study. *Acta Otolaryngol.* 2005; 125: 725–731.
- [28] Shaul C, Weder S, Tari S, et al. Slim, modiolar cochlear implant electrode: Melbourne experience and comparison with the contour perimodiolar electrode. *Otol Neurotol.* 2020; 41: 639–643.
- [29] Runge-Samuels C, Firszt JB, Gaggl W, et al. Electrically evoked auditory brainstem responses in adults and children: effects of lateral to medial placement of the nucleus 24 contour electrode array. *Otol Neurotol.* 2009; 30: 464–470.
- [30] Davis TJ, Zhang D, Gifford RH, et al. Relationship between electrode-to-modiolus distance and current levels for adults with cochlear implants. *Otol Neurotol.* 2016; 37: 31–37.
- [31] Ramos de Miguel Á, Argudo AA, Borkoski Barreiro SA, et al. Imaging evaluation of electrode placement and effect on electrode discrimination on different cochlear implant electrode arrays. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2018; 275: 1385–1394.
- [32] Iso-Mustajärvi M, Matikka H, Risi F, et al. A new slim modiolar electrode array for cochlear implantation: a radiological and histological study. *Otol Neurotol.* 2017; 38: e327–e334.
- [33] Lee DS, Lee JS, Oh SH, et al. Cross-modal plasticity and cochlear implants. *Nature* 2001; 409: 149–150.
- [34] Esquia Medina GN, Borel S, Nguyen Y, et al. Is electrode-modiolus distance a prognostic factor for hearing performances after cochlear implant surgery? *Audiol Neurotol.* 2013; 18: 406–413.
- [35] O’Connell BP, Hunter JB, Haynes DS, et al. Insertion depth impacts speech perception and hearing preservation for lateral wall electrodes. *Laryngoscope* 2017; 127: 2352–2357.
- [36] Perényi Á, Jóri J, Csanády M, et al. Dimensions of the human temporal bone that are relevant to cochlear implantation surgery in infants and toddlers. A clinical-radiological study. [Az emberi halántéksontnak a csecsemő- és kisgyermekkorai cochlearis implantáció szempontjából kiemelkedően fontos dimenziói. Klinikoradiológiai vizsgálat.] *Orv Hetil.* 2019; 160: 936–943. [Hungarian]
- [37] Riemann C, Sudhoff H, Todt I. The pull-back technique for the 532 slim modiolar electrode. *Biomed Res Int.* 2019; 2019: 6917084.
- [38] Schurzig D, Timm ME, Batsoulis C, et al. A novel method for clinical cochlear duct length estimation toward patient-specific cochlear implant selection. *OTO Open* 2018; 2(4): 2473974X18800238.
- [39] Shaul C, Dragovic AS, Stringer AK, et al. Scalar localisation of peri-modiolar electrodes and speech perception outcomes. *J Laryngol Otol.* 2018; 132: 1000–1006.
- [40] Todt I, Basta D, Eisenschenk A, et al. The “pull-back” technique for Nucleus 24 perimodiolar electrode insertion. *Otolaryngol. Head Neck Surg.* 2005; 132: 751–754.
- [41] Todt I, Basta D, Seidl R, et al. Advances to electrode pullback in cochlear implant surgery. *Sci World J.* 2012; 2012: 126767.
- [42] Todt I, Seidl RO, Ernst A. The effect of pulling out cochlear implant electrodes on inner ear microstructures: a temporal bone study. *Int J Otolaryngol.* 2011; 2011: 107176.
- [43] Wackym PA, Firszt JB, Gaggl W, et al. Electrophysiologic effects of placing cochlear implant electrodes in a perimodiolar position in young children. *Laryngoscope* 2004; 114: 71–76.
- [44] Cuda D, Murri A. Cochlear implantation with the Nucleus Slim Modiolar electrode (CI532): a preliminary experience. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2017; 274: 4141–4148.
- [45] Hey M, Neben N, Stöver T, et al. Outcomes for a clinically representative cohort of hearing-impaired adults using the Nucleus® CI532 cochlear implant. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2020; 277: 1625–1635.
- [46] Hey M, Wesarg T, Mewes A, et al. Objective, audiological and quality of life measures with the CI532 Slim Modiolar electrode. *Cochlear Implants Int.* 2019; 20: 80–90.
- [47] Nassiri AM, Yawn RJ, Holder JT, et al. Hearing preservation outcomes using a precurved electrode array inserted with an external sheath. *Otol Neurotol.* 2020; 41: 33–38.
- [48] Ramos-Macías A, Borkoski-Barreiro SA, Falcón-González J, et al. Hearing preservation with the slim modiolar electrode Nucleus CI532® cochlear implant: a preliminary experience. *Audiol Neurotol.* 2017; 22: 317–325.
- [49] Firszt JB, Wackym PA, Gaggl W, et al. Electrically evoked auditory brain stem responses for lateral and medial placement of the Clarion HiFocus electrode. *Ear Hear.* 2003; 24: 184–190.
- [50] Park LR, Teagle HF, Brown KD, et al. Audiological outcomes and map characteristics in children with perimodiolar and slim straight array cochlear implants in opposite ears. *Otol Neurotol.* 2017; 38: e320–e326.
- [51] Lee SY, Han, JH, Carandang M, et al. Simpler and effective radiological evaluations for modiolar proximity of a slim modiolar cochlear implant electrode. *Sci Rep.* 2020; 10: 17714.
- [52] Trudel M, Morris DP. The remaining obstacles for a totally implantable cochlear implant. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.* 2022; 30: 298–302.

(Nagy Roland dr.,

Szeged, Tisza Lajos krt. 111., 6725

e-mail: nagy.roland@med.u-szeged.hu)

A cikk a Creative Commons Attribution 4.0 International License (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>) feltételei szerint publikált Open Access közlemény, melynek szellemében a cikk bármilyen médiumban szabadon felhasználható, megosztható és újraközölhető, feltéve, hogy az eredeti szerző és a közlés helye, illetve a CC License linkje és az esetlegesen végrehajtott módosítások feltüntetésre kerülnek. (SID_1)