

Cochlearis implantátumok különböző, előre görbített elektródasorainak elhelyezkedése a cochlea tengelyéhez viszonyítva

Radiológiai vizsgálat a perimodiolaritás mértékének megállapítására

Perényi Ádám dr. ■ Nagy Roland ■ Dimák Balázs
Csanády Miklós dr. ■ Jóri József dr.
Kiss József Géza dr. ■ Rovó László dr.

Szegedi Tudományegyetem, Általános Orvostudományi Kar, Fül-Orr-Gégészeti és Fej-Nyaksebészeti Klinika,
Szeged

Bevezetés: A cochlearis implantátumok elektródái gyártótól és modelltől függően különböznek hosszukban, vastagságukban és implantációt követően a csiga tengelyéhez (modiolushoz) viszonyított elhelyezkedésükben. Az előre görbített elektródasorok közelebb kerülnek a stimulálandó ganglion spirale sejtekhez, mint az egyenes elektródasorok, ami a stimulációban tapasztalt elektrofiziológiai különbségek mellett előnyös lehet a hangélmény minőségének szempontjából.

Céltűzés: Előzetes elektrofiziológiai vizsgálataink eredménye szerint ugyanannak a termékcsaládnak (Cochlear™ Nucleus® Profile) a vastagabb (Contour Advance) és vékonyabb (Slim Modiolar) perimodiolaris elektródasorai közül a vékonyabbnak az elektródái hasonló töltésmennyiség átadása mellett is képesek hasonló idegi választ kiváltani, mint a vastagabbnak az elektródái. Vizsgálatunkkal arra kerestük a választ, hogy milyen jelenség áll az elektrofiziológiai eredmények hátterében.

Módszer: Betegcsoportonként 54, Contour Advance és Slim Modiolar típusú elektródasorral implantáltakat vontunk be. Az elektródasor bevezetése minden esetben a kerek ablakon keresztül történt, a kerek ablak elülső-alsó csontszélének elfúrását követően vagy a nélkül. A műtét másnapján készült, Stenvers-féle röntgenfelvételeken megmértük az elektródasorok által leírt hurok cochleán belüli legnagyobb átmérőjét. A beültetés után két hónappal megbecsültük a kétféle perimodiolaris elektródasorral felszerelt implantátum energiafelhasználási mutatóit.

Eredmények: A posztoperatív röntgenfelvételeken a vékonyabb perimodiolaris elektródasorral implantált csoportban az elektródasorok által leírt hurok cochleán belüli átlagos átmérője $4,2 \pm 0,5$ mm, míg a vastagabb perimodiolaris elektródasorral implantált csoportban $4,9 \pm 1,1$ mm értéknek adódott. Az 'Auto power' a CI532-csoportban $44,81 \pm 5,05\%$, a CI512-csoportban $50,85 \pm 8,35\%$ volt, tehát alacsonyabb energiafogyasztást tapasztaltunk a CI532-csoportban.

Következtetés: Képi diagnosztikai módszerrel, viszonylag nagy esetszám bevonásával arra következtettünk, hogy a vékonyabb perimodiolaris elektródasor még a vastagabbnál is szignifikánsan közelebb kerül a modiolushoz, ami elfogadható magyarázatot ad előzetes elektrofiziológiai mérési eredményeinkre.

Orv Hetil. 2019; 160(31): 1216–1222.

Kulcsszavak: siketség, cochlearis implantátum, elektródapozíció, modiolus, perimodiolaris

The distance from the modiolus of perimodiolar electrode arrays of cochlear implants

A radiological study to evaluate the difference in perimodiolar properties

Introduction: The cochlear implants vary in electrodes in terms of length, width and proximity to the modiolus. The precurved electrode arrays could be placed closer to the modiolus and the ganglion cells compared to straight electrodes. The two types of electrode arrays provide different electrophysiological characteristics; however, proximity to the modiolus may lead to better hearing performance.

Aim: To investigate our preliminary electrophysiological results that suggest that the Slim Modiolar (SM) electrode array has the potential to elicit similar neural responses as the thicker perimodiolar (Contour Advance, CA) electrode from the same generation of implants.

Method: Subjects that were implanted either with CA or SM electrodes were enrolled, 54 consecutive subjects in each group. All electrodes were introduced into the cochlea *via* the round window. The diameter of the largest turn of the electrode arrays within the cochlea was measured through postoperative radiography. The energy consumption parameters were estimated 2 months after implantation.

Results: The mean of the largest turns of the arrays within the cochlea was 4.2 ± 0.5 mm in the SM group and 4.9 ± 1.1 mm in the CA group. 'Auto power' was $44.81 \pm 5.05\%$ and $50.85 \pm 8.35\%$ with SM and CA, respectively. Estimated energy consumption was lower with SM. The differences were statistically significant.

Conclusion: Our measurements for a large cohort in each group suggest that the SM electrode array takes a significantly closer position to the modiolus than the CA. This finding supports our earlier electrophysiological result and indicates better performance abilities.

Keywords: deafness, cochlear implant, electrode position, modiolus, perimodiolar

Perényi Á, Nagy R, Dimák B, Csanády M, Jóri J, Kiss JG, Rovó L. [The distance from the modiolus of perimodiolar electrode arrays of cochlear implants. A radiological study to evaluate the difference in perimodiolar properties]. *Orv Hetil.* 2019; 160(31): 1216–1222.

(Beérkezett: 2019. február 21.; elfogadva: 2019. március 25.)

Súlyos fokú sensorineuralis halláscsökkenés esetében, amikor nagy teljesítményű hallókészülékkel sem valósítható meg kielégítő hallás(re)habilitáció, cochlearis implantátum beültetése lehet indokolt. Több gyártó kínál belsőfül-implantátumot és többféle beszédprocesszort, és egyazon gyártótól is több konfiguráció áll rendelkezésre. A konfigurációk különböznek az elektródasorok típusában (például egyenes vagy előre görbített, teljes hosszúságú vagy rövid, vékony vagy vastag), ezáltal lehetőséget biztosítanak a páciensek egyéni anatómiai tulajdonságaira és igényeire szabott eszköz megválasztására. A variációk ugyanakkor megnehezítik a klinikai vizsgálatok eredményeinek összehasonlítását, értékelését. Több kutatócsoport végzett célzott vizsgálatokat a különböző elektródasorok tulajdonságaiból adódó gyakorlati következmények felmérésére, így például a stimuláló elektródasornak a cochlea tengelyéhez, azaz a modiolushoz viszonyított távolságára [1, 2] és ennek elektrofiziológiai hatásaira [3], az energiafogyasztásra, az endocochlearis struktúrák sérülésének mértékére [4], a lehető legkisebb traumával járó sebészeti technikákra [2, 5–7], a kombinált elektroakusztikus stimulációra [8, 9] és a hallásmaradvány megőrzésére [10–14] vonatkozóan. A megfelelő hangélmény biztosítását a tudományos közlemények szerzői elsősorban az elektródasor tulajdonságaiban, az elektródasor kíméletel bevezetésében és a beszédprocessz-

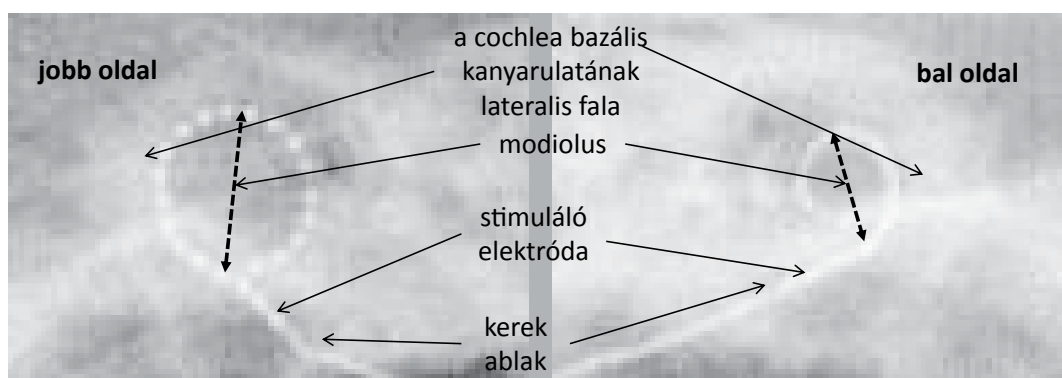
szor jó beprogramozásában látják. Egyes szerzők az előre hajlított elektródasorok modiolushoz közeli helyzetével, míg mások a cochlea hosszú elektródasor általi teljes lefedettségével tapasztaltak jobb eredményeket a hallásélményben [15–18].

Az elektródasorok a cochleán belül, típusától függően két „szélső pozícióba” kerülhetnek: az egyenes elektródasorok a modiolustól távoli, ún. *laterális fali* helyzetet, míg az előre görbített elektródasorok modiolushoz közeli, ún. *perimodioláris* helyzetet foglalnak el (1. ábra). Létezik még az úgynevezett *midscala* elhelyezkedésű elektródasor, amely a scala tympaniba vezetve „köztes” pozíciót vehet fel.

Bár vitatott dolog, hogy az egyenes vagy az előre görbített elektródasorokkal érhető el jobb hallásélmény, a stimuláló elektródák és a modiolus viszonyának fontosságára mutat rá az a vizsgálati eredmény, amely szerint a hangélmény és a beszédértés minőségében szignifikáns javulást eredményezhet, ha az elektródák közelebb kerülnek a modiolushoz, előre görbített elektródasorok esetében [15]. Az előre görbített elektródasorok előnye az egyenesekkel szemben az, hogy kialakított tulajdonságuknak köszönhetően az egyes elektródák közelebb kerülhetnek a modiolushoz, ezáltal az elektromosan stimulálandó ganglion spirale sejtekhez is. Következésképpen a leadott töltésmennyiség – a kisebb távolság miatt – ki-

Slim Straight elektródasor

Slim Modiolar elektródasor

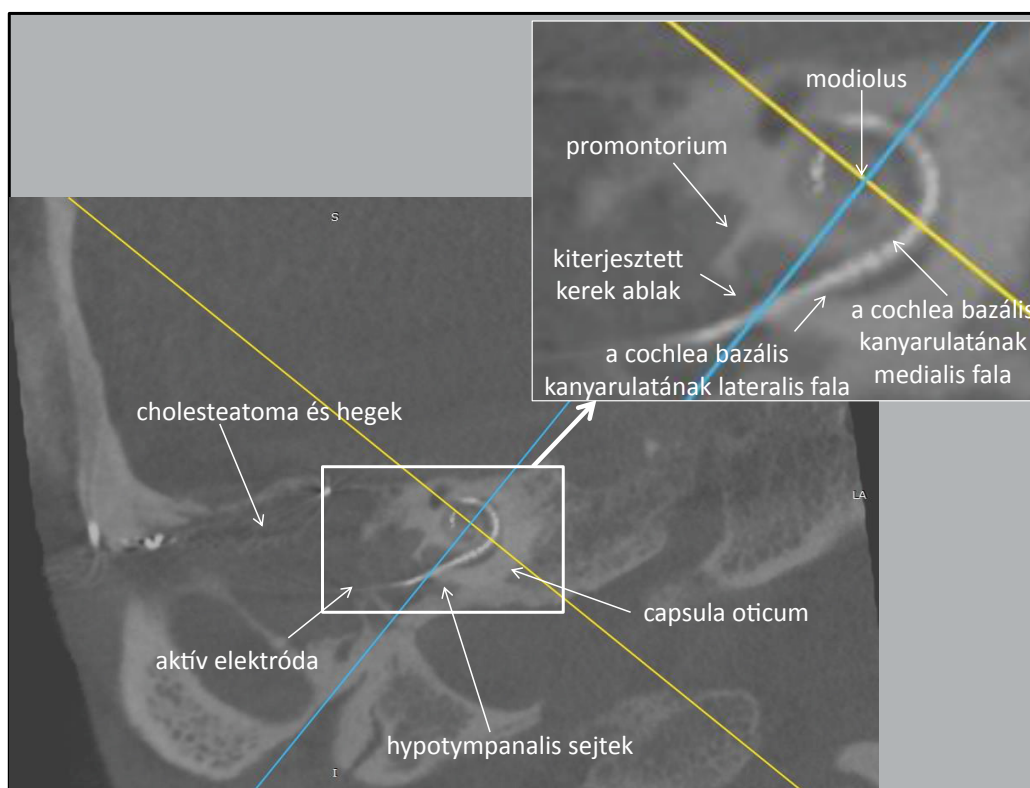


1. ábra

Az egyenes és a perimodioláris elhelyezkedésű elektródasorok cochleán belüli helyzetének szemléltetése ugyanannál a páciensnél, szekvenciális cochlearis implantációt követően, Stenvers-szerinti röntgenfelvételeken. A jobb és a bal oldali cochlea szabályos alakú és azonos méretű, amit az implantációkat megelőzően készült komputertomográfias felvételen, méréssel ellenőriztünk. A jobb cochleába vékony, egyenes stimuláló elektróda (Cochlear™ Slim Straight), a bal cochleába vékony, előre görbített stimuláló elektróda (Cochlear™ Slim Modiolar) került. A szaggatott fekete kettős nyilak az elektródasorok által a cochleán belül leírt hurok legnagyobb átmérőjét mutatják

sebb mértékben szóródik szét a cochlea folyadékterében, így kisebb áramerősségű impulzusok elegendőek a ganglion spirale sejtjeinek ingerléséhez [14, 19, 20]. Emiatt szélesebb a hallásküszöb és a komfortküszöb közötti dinamikai tartomány, csökken az energiafogyasztás, és nő az elem/akkumulátor élettideje [1, 21].

Cochlearis implantátum beültetését követően rutin-szerűen röntgenfelvételt készítünk. A Stenvers-féle felvételen nagy biztonsággal állapíthatók meg azok a komplikációk, amelyek az elektródasor eltávolítását és újbóli pozicionálását teszik szükségessé, így például ha az elektródasor rendellenes, cochleán kívüli helyzetbe került



2. ábra

Cochlearis implantációt követően 15 évvel, recidiváló cholesteatoma gyanúja miatt készített cone-beam komputertomográfias vizsgálat, modiolusra centrált, rá merőleges síkú, a cochlea bazális kanyarulatát ábrázoló rekonstrukciója. A cochleában kiterjesztett kerek ablaki behatolásból bevezetett Contour Advance elektródasor látható. A dobüregben – hipodenz megjelenésű levegő helyett – lágyrésznek megfelelő fedettséget (műtétileletünk alapján recidív cholesteatomát és hegeket) találunk. Elkülöníthető a csontos cochleán belül a hártás cochlea, és látható, hogy az előre görbített elektródasor nagy része a hártás cochlea belső falához közel helyezkedik el

vagy a vékony, előre görbített elektródasorok esetében gyakran észlelt 'tip fold-over' (az elektródasor csúcsi részének visszahajlása) [22, 23]. A szummációs röntgenképeken a csigán belüli részletek (scala tympani, scala vestibuli) nem különülnek el. Komplikáció gyanújakor, a részletgazdagabb képi megjelenítés érdekében szóba jön a sziklacsont vékony szeletes komputertomográfias (CT-) vizsgálata vagy még inkább cone-beam (kúpsugaras) CT-vizsgálata, amely szignifikánsan alacsonyabb effektív sugárdózissal elvégezhető, és kevesebb műterméket okoznak rajra a fémelektrodák (2. ábra) [24–26].

A hallásmaradvány implantációt követő megőrzésének kiemelten fontos feltétele az, hogy az elektródasor mind a bevezetésekor, mind azt követően a lehető legkisebb traumát okozza a cochleában. Ezért alkalmazunk vékony, hajlékony elektródasorokat, amelyeket az ún. *soft surgery* [27] technikával vezetünk a cochlea scala tympani járatába. A rendelkezésre álló vékony elektródasorokat az 1. táblázatban mutatjuk be [28–32].

A klinikai vizsgálatok eredményeinek értékelését megnehezítő variációk csökkentése érdekében ugyanannak a termékcsaládnak kétféle előre görbített elektródasorral rendelkező implantátumtípusát választottuk a vizsgálatunkhoz. Munkacsoportunk rendszeresen alkalmazza a Cochlear™ Nucleus® Profile termékcsaládot (Cochlear Limited, Sydney, Ausztrália), és széles körű tapasztalatra tett szert mindkét perimodioláris elektródával. A termékcsalád tagjai csupán az elektródasor típusában különböznek, az implantátumtestben elhelyezkedő elektronikai egység azonos. A Slim Modiolar a jelenleg elérhető egyik legvékonyabb elektródasor, amely 'closed-market release' (zárt piaci kibocsátás) keretében a Szegedi Tudományegyetem Fül-Orr-Gégészeti és Fej-Nyaksebészeti Klinikáján került beültetésre elsőként, 2015 novemberében. A Contour Advance® elektródasor mind az apicalis, mind a bazális átmérőjében (a: 0,5 mm, b: 0,8 mm) szignifikánsan vastagabb a Slim Modiolar elektródasor átmérőinél (a: 0,4 mm, b: 0,5 mm), és az egyes elektródák aktív felülete nagyobb, mint a Slim Modiolar elektródáké [31, 32]. Mivel az ingerlő elektródák felszíne és az ellenállás között fordított arányosság áll

fenn, valamint az ingerlő elektródák és a célzott idegelemek (modiolus, ganglion spirale) közötti távolság egyenesen arányos a közeg elektromos ellenállásával, ebből az következik, hogy ha a kisebb felszínű elektródák kisebb töltésmennyiséggel képesek lehetnek kiváltani hasonló mértékű akciós potenciált, akkor közelebb kell lenniük a stimulált struktúrához.

Munkacsoportunk korábbi, nagy esetszámon elvégzett elektrofiziológiai vizsgálatainak eredményei arra utalnak, hogy ugyanazon elektronikai egység mellett is képes idegi választ, akciós potenciált generálni, mint a Contour Advance elektródasor (CI512 típusú implantátum) [33, 34]. Vizsgálatunk célja annak megállapítása volt, hogy a fenti előnyös elektrofiziológiai tulajdonságokból levont következtetést alátámasztják-e az implantátum energiafelhasználási mutatói és a posztoperatív képalkotó vizsgálatok eredményei.

Anyag és módszer

Az első 54, CI532 és az első 54, CI512 készülékkel implantált esetünket vizsgáltuk. A betegcsoportok demográfiai jellemzőit a 2. táblázatban tüntettük fel.

A műtétet két, cochlearis implantációban jártas, tapasztalt fülsebész végezte el a nemzetközileg leginkább elfogadott és elterjedt módszerrel, posterior tympanotómias feltárásból, „soft surgery” technikával a Szegedi Tudományegyetem Szent-Györgyi Albert Klinikai Központja Fül-Orr-Gégészeti és Fej-Nyaksebészeti Klinikáján. Az elektródasorok bevezetése a kerek ablak fülkékjé (fossula fenestrae cochleae) képező csontos struktúrák elvétele után a kerek ablakon keresztül vagy járulékosan a kerek ablak elülső-alsó csontszélének elfúrását követően, ún. kiterjesztett, kerek ablaki behatolásból történt.

2. táblázat | A vizsgálatba bevont betegek demográfiai adatai

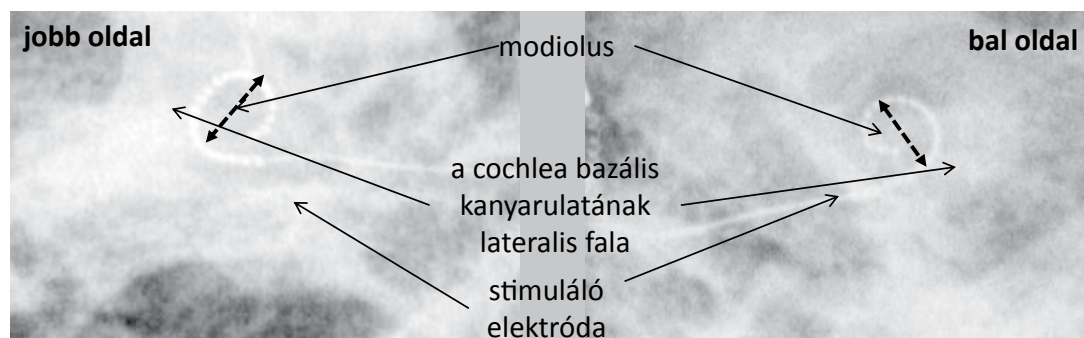
Betegcsoport	CI532	CI512
Az implantátum típusa	Cochlear Nucleus CI532	Cochlear Nucleus CI512
Az elektróda típusa	Slim Modiolar (vékony perimodioláris)	Contour Advance (vastag perimodioláris)
Betegszám	46	45
Az implantált fülek száma	54	54
Életkor (év)	25,17 ± 26,29	20,80 ± 25,87
Nem (férfi/nő)	25/29	23/31
A siketség időtartama (év)	2,94 ± 7,46	3,06 ± 9,34
A siketség oka		
veleszületett	29%	28%
progresszív	22%	26%
ismeretlen	16%	28%
egyéb	33%	17%

1. táblázat | A vékony elektródasorok típusa és átmérői [28–32]

Elektródasor megnevezése	Elektródasor típusa	Elektródasor átmérője (a: apicalis, b: bazális)
MED-EL FLEX24 és FLEX28	Egyenes	a: 0,3 × 0,5 mm b: 0,8 × 0,8 mm [28]
Advanced Bionics HiFocus™ Mid-Scala	Előre görbített	a: 0,5 mm b: 0,7 mm [29]
Oticon Medical EVO®	Egyenes	a: 0,4 × 0,4 mm b: 0,5 × 0,5 mm [30]
Cochlear™ Nucleus® Profile Slim Straight	Egyenes	a: 0,3 mm b: 0,6 mm [31]
Cochlear™ Nucleus® Profile Slim Modiolar (CI532)	Előre görbített	a: 0,35 × 0,4 mm b: 0,45 × 0,5 mm [32]

Contour Advance elektródasor

Slim Modiolar elektródasor



3. ábra

Perimodioláris elektródasorok helyzete a cochleán belül, ugyanannál a páciensnél, szekvenciális cochlearis implantációt követően, Stenvers szerinti röntgenfelvételeken. A jobb és a bal oldali cochlea szabályos alakú és azonos méretű, amit az implantációkat megelőzően készült komputertomográfias vizsgálaton ellenőriztünk. A jobb cochleába a vastagabb előre görbített stimuláló elektródasor (Contour Advance), a bal cochleába a vékonyabb előre görbített elektródasor (Slim Modiolar) került. A szaggatott fekete vonalak az elektródasor által a cochleán belül leírt hurok legnagyobb átmérőjét mutatják

Az első posztoperatív napon protokollunknak megfelelően digitális röntgenfelvétel készült Stenvers-nézetben [35] a beültetett implantátum helyzetének meghatározására. Jellemeztük az elektródasor és a modiolus viszonyát: a 3. ábrán feltüntetett módon a modiolus tengelyére állított merőleges egyenesen megmértük az elektródasor által leírt hurok cochleán belüli legnagyobb átmérőjét. Összehasonlítottuk az elektródahurok ezen átmérőit a két betegcsoportban. A statisztikai értékelést kétmintás t-próbával végeztük.

A beültetést követően két hónappal, ugyanannak a beszédprocesszornak (Cochlear™ Nucleus® CP910) az alkalmazása mellett, a készülék beprogramozása után megbecsültük a kétféle perimodioláris elektródasorral rendelkező implantátum energiafelhasználási mutatóit a Cochlear™ Custom Sound® Suite 4.4 verziójú szoftverrel.

Eredmények

A posztoperatív röntgenfelvételeken a CI532-betegcsoportban az elektródahurok cochleán belüli átlagos átmérője $4,2 \pm 0,5$ mm SD, míg a CI512-betegcsoportban $4,9 \pm 0,1$ mm SD volt (kétmintás t-próba: $p = 0,00136$) (3. ábra).

Egyik páciensünk esetében két különböző elektródasorral végeztünk szekvenciális bilaterális implantációt: jobb oldalra CI512 típusú, bal oldalra CI532 típusú implantátumot ültettünk be másfél év különbséggel. Az elektródák perimodioláris elhelyezkedését találtuk mindkét oldalon, ugyanakkor a Slim Modiolar elektródasornak kisebb a cochleán belüli hurokátméreje.

'Tip fold-over'-t a vizsgált 108 esetünkben nem találtunk.

Az 'Auto power' szint szignifikánsan alacsonyabbnak bizonyult a CI532-betegcsoportban ($44,81 \pm 5,05\%$), mint a CI512-betegcsoportban ($50,85 \pm 8,35\%$) ($p < 0,05$). Nagyobb 'maximaértékek' ($7,50 \pm 0,87$ versus

$6,56 \pm 1,02$) mellett is hosszabb az akkumulátor becült élettideje (napi élettartama) a vékonyabb perimodioláris elektródasor esetében (3. táblázat).

Megbeszélés

A nagyfokú halláscsökkenésben szenvedő páciensek (re)habilitációjára több gyártó különféle elektródasorok-

3. táblázat

Ugyanannak az implantátumcsaládnak a vékonyabb (Slim Modiolar) és vastagabb (Contour Advance) perimodioláris elektródasorával rendelkező implantátumok energiafelhasználási mutatói ugyanazzal a típusú beszédprocesszorral

Slim Modiolar elektródasor (CI532)		Contour Advance elektródasor (CI512)
$44,81 \pm 5,05\%$	<i>Auto power</i>	$50,85 \pm 8,35\%$
$7,5 \pm 0,87$	<i>Maxima</i>	$6,56 \pm 1,02$
$43,25 \pm 8,46$ h	<i>Battery</i>	$40,04 \pm 6,48$ h
$19,56 \pm 1,82$ h	<i>Standard accu</i>	$18,04 \pm 2,52$ h
$11,5 \pm 1,15$ h	<i>Compact accu</i>	$10,58 \pm 1,51$ h

Auto power: A készülékprogramozáshoz szükséges gyártói szoftver lehetővé teszi a teljesítmény automatikus vagy manuális konfigurálását minden egyes paraméterezett beállításhoz, úgynevezett MAP-hez. Ajánlott az Auto power funkció használata minden lehetséges esetben, amely hozzájárul a hangprocesszor teljesítményszintjének automatikus optimalizálásához. Miután meghatároztuk az egyes készülékbeállítás-hoz szükséges paramétereket, úgy az automatikusan számított teljesítményszint megjelenik a MAP-eken.

Maxima: A maximaérték az egyes beszédkezelési stratégiák paramétere (SPEAK, az ACE™ és az MP3000™); az audiojel azon spektrális felbontás után frekvenciatartományaira utal, amelyek a legnagyobb hangerősséggel rendelkeznek. Ez az érték adja meg az adott jelhez kiválasztott maximaértékek számát, tehát adott időpillanatban a maximaértéknek megfelelő számú legnagyobb hangerősséggel bíró, aktív elektródák számát.

Battery: hagyományos elem, vagyis kettő darab, 675 típusszámú, 1,45 V gombelem.

Standard accu: hagyományos akkumulátor.

Compact accu: kompakt akkumulátor, kisebb a hagyományos akkumulátornál.

kal ellátott cochlearis implantátuma áll rendelkezésre. A hallás(re)habilitáció eredményeire kihat a készülék és az elektróda egyénre szabott megválasztása. A perimodioláris elektródák modiolushoz minél közelebb elhelyezkedésének fontosságára hívja fel a figyelmet *Holden és munkatársainak* 2013-ban publikált eredménye, amely szerint a páciensek hangélményének és beszédértésének minősége elsősorban nem a bevezetett elektródasor hosszától, illetve a bevezetés mélységétől függ, hanem az elektródasor modiolushoz viszonyított helyzetétől [15].

A Contour Advance olyan, előre görbített elektródasor, amelyet belső fém vezetősál segítségével, kiegyensúlyozott állapotban vezetünk be a cochlea scala tympani járatába. Az 'advance off-stylet' technika jelentős eredményeket hozott az endocochlearis struktúrák sérülésének csökkentésében, ez az elektródasor a vastagsága és a fém vezetősál miatt mégis nagyobb arányban okoz sérülést, mint a vékonyabb egyenes elektródasorok [2]. A cochleában okozott sérülések csökkentésére fejlesztették ki a szintén előre görbített, vékony és kevésbé merev Slim Modiolar típusú perimodioláris elektródasort, amelyet külső vezetőhüvely segítségével vezetünk be a cochleába. Az utóbbi a scala tympani folyadékteréből jelentősen kisebb volument foglal el a vastagabb elektródasorhoz képest, és azt is döntően a bazális membrán csontos része alatt, ami kevésbé zavarja a cochlea hidrodinamikai működését. Fontos ez a körülmény a műtét előtti hallásmaradvány megőrzésének lehetőségére szempontjából [14].

A pácienseinkről rendelkezésre álló posztoperatív digitális röntgenfelvételekről határoztuk meg a stimuláló elektródák cochleán belüli helyzetét. Cone-beam CT-vel (2. ábra), rotációs tomográfiával vagy vékony szeletes CT-vizsgálattal részletgazdagabb képeket, ezáltal az egyes esetekben pontosabb távolságmérési adatokat kaphatnánk [24–26, 36]; ezeknek a vizsgálatoknak lényegesen nagyobb a páciensre érintő sugárterhelésük (effektív dózissal), mint a koponya-röntgenfelvételeké, és korlátozottabban juthatunk hozzájuk a mindennapi ellátásban. Ugyanakkor a standardizált protokollnak köszönhetően a direkt digitális röntgenfelvételeken [34] is jól megállapítható a különböző elektródákkal implantált betegcsoportok közötti különbség, nagy esetszám mellett. Stenvers-felvételen a centrális sugárnyaláb a cochleán hatol keresztül, így a röntgenteknika sajátosságaként ismert nagyítás és torzítás szerepe minden vizsgálatnál csak egyformán kis, gyakorlatilag elhanyagolható mértékben jelentkezik. A szummáció szintén elhanyagolható a fém (elektróda), a csont és a lágyszövetek eltérő sugárelnyelő képessége miatt. A páciensek életkorbeli különbségei a képzővizsgálatok szempontjából elhanyagolhatók, mivel a belső fül méretei már a születéskor megegyeznek a felnőttkori méretekkel [37–39].

A fenti vizsgálatainkkal szignifikáns különbséget találunk a kétféle perimodioláris elektródasor cochleán belüli hurokátmértékében és az energiafelhasználási mutatókban, a vékonyabb elektródasor javára.

Következtetés

Képi diagnosztikai módszerrel, nagy esetszámon megállapítottuk, hogy ugyanazon termékcsalád vékonyabb perimodioláris elektródasora a vastagabb perimodioláris elektródasornál szignifikánsan közelebb kerül a modiolushoz. A CI532 energiafelhasználási mutatói jobbak a CI512 mutatóinál, tehát a vékonyabb perimodioláris elektródával alacsonyabb energiafelhasználás mellett is ugyanolyan hatékonyan stimulálható a hallóideg (3. táblázat).

Az elektródasor megválasztásának fontos szempontjait (a hallásélmény, a beszédértés javítása, a hallásmaradvány megőrzése) figyelembe véve munkacsoportunk a perimodioláris elektródasorok közül a vékonyabb perimodioláris elektródasor alkalmazását tartja megfelelőnek és kívánatosnak.

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

Szerzői munkamegosztás: P. Á.: A protokoll kidolgozása, a mérések elvégzése, a kézirat megszüvegezése. N. R., D. B.: Az elektrofiziológiai vizsgálatok elvégzése, a kézirat megszüvegezése. Cs. M.: A kézirat megszüvegezése. J. J.: Műtétek végzése, a kézirat megszüvegezése. K. J. G.: A mérési módszer kidolgozása, statisztikai elemzés. R. L.: A protokoll kidolgozása, műtétek végzése, a kézirat megszüvegezése. A cikk végleges változatát valamennyi szerző elolvasta és jóváhagyta.

Érdekltségek: A szerzőknek nincsenek érdekltségeik.

Köszönetnyilvánítás

A szerzők köszönetet mondanak a Szegedi Tudományegyetem Szent-Györgyi Albert Klinikai Központja Radiológiai Klinikájának és az Affidea Diagnosztika Kft.-nek a radiológiai vizsgálatok kiváló minőségben történt elvégzéséért.

Irodalom

- [1] Tykocinski M, Cohen LT, Pyman BC, et al. Comparison of electrode position in the human cochlea using various perimodiolar electrode arrays. *Am J Otol*. 2000; 21: 205–211.
- [2] Roland JT Jr. A model for cochlear implant electrode insertion and force evaluation: results with a new electrode design and insertion technique. *Laryngoscope* 2005; 115: 1325–1339.
- [3] Wackym PA, Firszt JB, Gaggli W, et al. Electrophysiologic effects of placing cochlear implant electrodes in a perimodiolar position in young children. *Laryngoscope* 2004; 114: 71–76.
- [4] Roland PS, Wright CG. Surgical aspects of cochlear implantation: mechanisms of insertional trauma. *Adv Otorhinolaryngol*. 2006; 64: 11–30.
- [5] Eshraghi AA. Prevention of cochlear implant electrode damage. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*. 2006; 14: 323–328.
- [6] Adunka OF, Pillsbury HC, Kiefer J. Combining perimodiolar electrode placement and atraumatic insertion properties in coch-

- lear implantation – fact or fantasy? *Acta Otolaryngol.* 2006; 126: 475–482.
- [7] Skarzynski H, Matusiak M, Lorens A, et al. Preservation of cochlear structures and hearing when using the Nucleus Slim Straight (CI422) electrode in children. *J Laryngol Otol.* 2016; 130: 332–339.
- [8] von Ilberg C, Kiefer J, Tillein J, et al. Electric-acoustic stimulation of the auditory system. New technology for severe hearing loss. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 1999; 61: 334–340.
- [9] Gantz BJ, Turner C, Gfeller KE, et al. Preservation of hearing in cochlear implant surgery: advantages of combined electrical and acoustical speech processing. *Laryngoscope* 2005; 115: 796–802.
- [10] Fraysse B, Macias AR, Sterkers O, et al. Residual hearing conservation and electroacoustic stimulation with the nucleus 24 Contour Advance cochlear implant. *Otol Neurotol.* 2006; 27: 624–633.
- [11] Huarte RM, Roland JT Jr. Toward hearing preservation in cochlear implant surgery. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg.* 2014; 22: 349–352.
- [12] Van Abel KM, Dunn CC, Sladen DP, et al. Hearing preservation among patients undergoing cochlear implantation. *Otol Neurotol.* 2015; 36: 416–421.
- [13] Bento RF, Danieli F, Magalhães AT, et al. Residual hearing preservation with the EVO® Cochlear implant electrode array: preliminary results. *Int Arch Otorhinolaryngol.* 2016; 20: 353–358.
- [14] Nagy R, Jarabin JA, Dimák B, et al. Possibilities for residual hearing preservation with Nucleus CI532 Slim Modiolar electrode array. Case report. [A maradványhallás megőrzésének lehetőségei cochlearis implantáció során Nucleus CI532 Slim Modiolar elektródással.] *Orv Hetil.* 2018; 159: 1680–1688. [Hungarian]
- [15] Holden LK, Finley CC, Firszt JB, et al. Factors affecting open-set word recognition in adults with cochlear implants. *Ear Hear.* 2013; 34: 342–360.
- [16] Buchmann CA, Dillon MT, King ER, et al. Influence of cochlear implant insertion depth on performance: a prospective randomized trial. *Otol Neurotol.* 2014; 35: 1773–1779.
- [17] O’Connell BP, Cakir A, Hunter JB, et al. Electrode location and angular insertion depth are predictors of audiologic outcomes in cochlear implantation. *Otol Neurotol.* 2016; 37: 1016–1023.
- [18] 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.
- [19] 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): S28–S40.
- [20] McKay CM, O’Brien A, James CJ. Effect of current level on electrode discrimination in electrical stimulation. *Hear Res.* 1999; 136: 159–164.
- [21] Macias AR, Morera C, Manrique M et al. Perimodiolar electrode position: effects on thresholds, comfort levels, impedance measurements, and neural response telemetry. *Mediterr J Otol.* 2007; 3: 140–149.
- [22] Zuniga MG, Rivas A, Hedley-Williams A, et al. Tip fold-over in cochlear implantation: case series. *Otol Neurotol.* 2017; 38: 199–206.
- [23] Trakimas DR, Kozin ED, Ghanad I, et al. Precurved cochlear implants and tip foldover: a cadaveric imaging study. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2018; 158: 343–349.
- [24] Aschendorff A, Kubalek R, Turowski B, et al. Quality control after cochlear implant surgery by means of rotational tomography. *Otol Neurotol.* 2005; 26: 34–37.
- [25] Mittmann P, Todt I, Ernst A, et al. Radiological and NRT-ratio-based estimation of Slim Straight cochlear implant electrode positions: a multicenter study. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2017; 126: 73–78.
- [26] Hassepass F, Aschendorff A, Bulla S, et al. Radiologic results and hearing preservation with a straight narrow electrode *via* round window *versus* cochleostomy approach at initial activation. *Otol Neurotol.* 2015; 36: 993–1000.
- [27] Lehnhardt, E. Intracochlear placement of cochlear implant electrodes in soft surgery technique. *HNO* 1993; 41: 356–359.
- [28] MED-EL Electrode arrays. Designed for Atraumatic Implantation Providing Superior Hearing Performance. Available from: <https://s3.medel.com/pdf/21617.pdf> [accessed: January 4, 2019].
- [29] HiFocus Electrode Family. Available from: <https://advancedbionics.com/nz/en/home/products/hi-focus-electrode-family.html> [accessed: January 4, 2019].
- [30] Oticon electrode arrays. Available from: <https://www.oticon-medical.com/-/media/medical/main/files/ci/products/ci-pi/eng/cochlear-implant-system-product-information---english---m80652.pdf?la=en> [accessed: January 4, 2019].
- [31] Cochlear™ Implant Electrode Comparison. Available from: https://www.cochlear.com/b29815ab-da8c-453c-a8f4-2041e6088459/FUN1142_ISS4_JUL12_Electrode_Comparison4.pdf?MOD=AJPERES&CACHEID=b29815ab-da8c-453c-a8f4-2041e6088459 [accessed: January 4, 2019].
- [32] Cochlear Nucleus Profile with Slim Modiolar Electrode 532. Available from: http://www.earcentergreensboro.com/hearing-implants/cochlear_americas_ci.php#nucleus_slim_modiolar [accessed: January 4, 2019].
- [33] Perényi A, Tóth F, Dimák B, et al. Angol cím [Különböző perimodiolaritású cochlearis implantátum elektródákkal elért korai szubjektív és objektív eredményeink. In: A Magyar Fül-, Orr-, Gége és Fej-, Nyaksebész Orvosok Egyesülete Audiológiai Szekciójának 54. Vándorgyűlése. Szeged, 2017. szeptember 28–30. Absztraktok.] *Fül-Orr-Gégegyógyászat* 2017; 63: 145–155. Available from: <http://www.ork.hu/cikkek/a-magyar-ful-orr-gege-es-fej-nyaksebész-orvosok-egyesulete-audiológiai-szekciójának-54-vandorgyulese> [accessed: February 3, 2019]. [Hungarian]
- [34] Rovó L, Sprinzl G, Perényi A, et al. Early subjective and objective results with electrode types of different perimodiolar properties and the same cochlear implant electronics. *J Hear Sci.* 2018; 8: 250.
- [35] Shpizner BA, Holliday RA, Roland JT, et al. Postoperative imaging of the multichannel cochlear implant. *Am J Neuroradiol.* 1995; 16: 1517–1524.
- [36] Perényi Á, Bella Zs, Baráth Z, et al. Role of cone-beam computed tomography in diagnostic otorhinolaryngological imaging. [A cone-beam komputertomográfia alkalmazása a fül-orr-gégészeti képalkotásban.] *Orv Hetil.* 2016; 157: 52–58. [Hungarian]
- [37] Dahm MC, Shephard RK, Clark GM. The postnatal growth of the temporal bone and its implications for cochlear implantation in children. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1993; 505: 1–39.
- [38] Bast TH. Development of the otic capsule. VI. Histological changes and variations in the growing bony capsule of the vestibule and cochlea. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1942; 51: 343–357.
- [39] Kiran AS, Varghese AM, Irodi A, et al. Radiological evaluation of cochlear orientation and its implications in cochlear implantation. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg.* 2018; 70: 1–9.

(Perényi Ádám dr.,
Szeged, Tisza Lajos krt. 111., 6725
e-mail: adam.perenyi@gmail.com)

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)