

A SUBTHALAMICUS MAG CÉLKOORDINÁTÁINAK ÖSSZEHAISONLÍTÁSA 1 ÉS 3 TESLA MR-VIZSGÁLATTAL MÉLY AGYI STIMULÁCIÓS MŰTÉTEK TERVEZÉSE SORÁN

JUHÁSZ Annamária¹, KOVÁCS Norbert¹, PERLAKI Gábor², BÜKI András³, KOMOLY Sámuel¹, KÖVÉR Ferenc⁴, BALÁS István³

¹Pécsi Tudományegyetem, Neurológiai Klinika, Pécs

²Magyar Tudományos Akadémia – Pécsi Tudományegyetem, Klinikai Idegtudományi Képző Kísérleti Kutatócsoport, Pécs

³Pécsi Tudományegyetem, Idegsebészeti Klinika, Pécs

⁴Pécsi Diagnosztikai Központ, Pécs

| Hungarian | <http://dx.doi.org/10.18071/isz.71.0405> | www.elitmed.hu

COMPARISON OF SUBTHALAMIC NUCLEUS PLANNING COORDINATES IN 1TESLA AND 3TESLA MRI FOR DEEP BRAIN STIMULATION TARGETING

Juhász A, MD; Kovács N, Med Sci; Perlaki G, PhD;

Büki A, Med Sci; Komoly S, Med Sci; Kövér F, PhD;

Balás I, PhD, Habil

Ideggyógy Sz 2018;71(11–12):405–410.

Célkitűzés – A mély agyi stimuláció a gyógyszeres kezeléssel nem befolyásolható mozgászavarok műtéti kezelésének rutinszerűen alkalmazott módszere. A műtétet a klinikai gyakorlatban elsősorban Parkinson-kór, esszenciális tremorok, és dystoniák kezelésére alkalmazzuk. A célterületek többsége MR morfológiai vizsgálatokkal jól láthatóvá tehető. A mágneses erőtérrel növelésével azonban a képi információ torzulása következik be, ami oda vezethet, hogy az MR-képen látott anatómiai struktúrák a valóságban nem ugyanott helyezkednek el. Arra kerestük a választ, hogy az 1 T, és 3 T mágneses erőtérben kijelölt célkoordinátákban, valamint az MR lokalizációs keret referenciapontjainak koordinátaiban (rodmarking accuracy) kimutatható-e eltérés.

Anyag és módszer – Hat, Parkinson-kórban szenvedő beteg mély agyi stimulációs műtéti tervezése kapcsán a subthalamicus magokat jelöltük ki célpontként. A két különböző mágneses térben nyert koordinátaadatokat statisztikai módszerekkel hasonlítottuk össze.

Eredmények – Az 1 T és a 3 T erőtérben végzett cél-koordináta összehasonlító eredményeink matematikailag ugyan mutattak eltérést, azonban ez nem volt szignifikáns (Mann-Whitney-próba, $p > 0,05$). Ugyanakkor az MR-lokalizáló keret referenciapont koordinátáinak (accuracy) összehasonlítása során szignifikáns ($p < 0,01$) különbséget találtunk. Ez az érték az erősebb mágneses térben nagyobb számadatot mutatott (3T accuracy átlag $\pm$ SD: $0,8 \pm 0,3$ mm), mint a gyengébb mágneses térben (1T accuracy átlag $\pm$ SD: $0,4 \pm 0,2$ mm).

Következtetés – Előzetes eredményeink nem igazoltak matematikailag szignifikáns eltérést a célkoordinátákban az 1 T és 3 T erősségű mágneses terek összehasonlítása során.

Kulcsszavak: mély agyi stimuláció, subthalamicus mag, célkoordináták, 1 Tesla, 3 Tesla, összehasonlítás

Background – Deep brain stimulation (DBS) involves placing electrodes within specific deep brain nuclei. For movement disorders the most common indications are tremors, Parkinsons disease and dystonias. Surgeons mostly employ MR imaging for preoperative target selection. MR field geometrical distortion may contribute to target-selection error in the MR scan which can contribute to error in electrode placement.

Methods – In this paper we compared the STN target planning coordinates in six parkinsonian DBS patients. Each patient underwent target planning in 1T and 3T MRI. We statistically compared and analysed the target-, and the fiducial coordinates in two different magnetic fields.

Results – The target coordinates showed no significant differences (Mann-Whitney test, $p > 0.05$), however we found significant difference in fiducial coordinates ($p < 0.01$), in 3T MRI it was more pronounced (mean $\pm$ SD: 0.8 ± 0.3 mm) comparing to 1T (mean $\pm$ SD: 0.4 ± 0.2 mm).

Conclusion – Preliminary results showed no significant differences in planning of target coordinates comparing 1T to 3T magnetic fields.

Keywords: deep brain stimulation, subthalamus nucleus, planning coordinates, 1 Tesla, 3 Tesla, comparison

Amély agyi stimuláció a gyógyszeres kezeléssel nem befolyásolható mozgászavarok kezelésének bizonyítottan hatékony módszere. A leggyakrabban alkalmazott mély agyi célpontok: 1. a subthalamicus mag, aminek elektromos ingerlése elsősorban a Parkinson-kór tüneteinek csillapítására, 2. a thalamus motoros magva (nucleus ventralis intermedius), elsősorban a tremorok, 3. a globus pallidus belső szegmense, aminek ingerlése a dystoniás tünetek enyhítésére a legalkalmasabb. A mély agyi célpontok kijelölésére az alábbi módszereket alkalmazzuk:

1. Képalkotó, MR-vizsgálaton alapuló morfológiai célpontkijelölés, amivel direkt módon láthatóvá tudjuk tenni az adott anatómiai célstruktúrát. 2. Intraoperatív elektrofiziológiai célpontkijelölés. Ez a módszer az adott célterületbe sztereotaxiás célzókészülékkel bejuttatott mikroelektrodákkal nyert információ, ami a célterületben észlelhető kóros idegsejt-aktivitás kimutatására szolgál. 3. Intraoperatív stimuláció, ami a morfológiailag és elektrofiziológiailag feltérképezett célterület elektromos ingerlését jelenti. Ennek során az éberén operált betegen kijelölt célterület próbaingerlésével mint biológiai próbával győződünk meg az ingerlés terápiás hatásáról műtét közben. Az optimálisan kiválasztott célpont ingerlése esetén a betegség tüneteinek javulását észlelhetjük, míg az ingerlés helyének szuboptimális helyzete során a célstruktúrák körüli anatómiai képletek ingerléséből származó mellékhatások tüneteinek lépnek fel. Ezeknek az ingerlés okozta mellékhatási tüneteknek az ismerete ugyanakkor segíti az operáló sebészt, hogy műtét közben az ingerlő elektrodát milyen irányban kell elmozdítani a kívánt terápiás hatás eléréséhez.

A mély agyi stimuláció műtét során célzási hiba (targeting error) alakulhat ki, amihez több tényező is vezethet: 1. a célzókeret pontatlansága, 2. az agy műtét közbeni elmozdulása, 3. CT/MRI fúzió okozta hiba, és 4. a mágneses térben kialakuló geometriai disztorzió. A célzási hiba több milliméteres eltérést is jelenthet a kijelölt célpontokhoz képest, ami $1,2 \pm 0,6 \text{ mm}^1$, $3,2 \pm 1,4 \text{ mm}^2$ között is változhat.

A mély agyi célterületek kijelölésére az MR-vizsgálat kiválóan alkalmas, mivel a célstruktúrák morfológiailag jól láthatóvá tehetők. Az MR-módszer hiányossága azonban a geometriai disztorzió, ami a

RÖVIDÍTÉSEK

AC AP: commissura anterior anteroposterior
AC L: commissura anterior lateralis
AC V: commissura anterior verticalis
AC: commissura anterior
AP: anteroposterior
Aut STN: szoftver által automatikusan kiszámolt célkoordináták a subthalamicus magban
ICD: intercommissuralis távolság
L: laterális
Man STN: manuálisan, direkt vizualizálással kijelölt subthalamicus magkoordináták: AP, L, V
PC AP: commissura posterior anteroposterior
PC L: commissura posterior lateralis
PC V: commissura posterior verticalis
PC: commissura posterior
STN: subthalamicus mag
V: vertikális

képi tervezésben pontatlanságot eredményezhet. Mindemellett a mágneses erőterek növelése a disztorzió további fokozódásához, a képi információ további torzulásához vezethet³. Ez azt eredményezheti, hogy az MR-képen látott célstruktúra a valóságban nem pontosan az általunk kijelölt területen helyezkedik el. Ez a körülmény a morfológiai mély agyi célkijelölés pontatlanságát, következésképpen ingerlés okozta mellékhatást, esetleg terápiás hatástalanságot eredményezhet.

Közleményünk célja az volt, hogy mély agyi stimulációs műtétek tervezése kapcsán ugyanazon betegen különböző mágneses térerőben (1 és 3 T) készült MR-felvételeken összehasonlítsuk az általunk direkt morfológiai célkijelöléssel, valamint a tervező szoftver által automatikusan megadott célterületek (közleményünkben az STN) sztereotaxiás célkoordinátáit. A koordinátaadatok matematikai elemzésével vizsgálni kívántuk azt, hogy ugyanazon betegen a különböző erősségű mágneses terekben kimutatható-e eltérés a célkoordinátákban. Vizsgáltuk továbbá azt is, hogy a tervező navigációs szoftver által megadott, valamint a direkt morfológiai módszerrel kijelölt célpontok között van-e eltérés a célkoordinátákban. Vizsgálatunknak nem volt célja megállapítani, hogy az előzetesen morfológiailag kijelölt célterületekhez képest a műtét

során nyert elektrofiziológiai és stimulációs információk miképpen befolyásolták a végleges célterület kijelölését, azaz a véglegesen beültetett mély agyi elektróda helyét.

Módszerek

A betegek kivizsgálását, és a műtéti indikáció felállítását a Pécsi Neurológiai Klinika mozgászavarok kezelésére specializálódott munkacsoportja végezte. Az MR-vizsgálatokat a Pécsi Diagnosztikai Központban, míg a célterület-kijelölést és a műtéteket a Pécsi Idegsebészeti Klinikán végeztük el. A vizsgálatokra 2009-ben került sor, amikor a Diagnosztikai Központban leszerelés előtt álló 1 T, valamint a már újonnan telepített 3 T MR-készülékek egy hónapon át párhuzamosan működtek. Az egy hónap alatt lehetőség nyílt arra, hogy a mély agyi stimulációs műtétek MRI morfológiai tervezését 1 T és 3 T erőterekben is elvégezzük ugyanazon a betegen.

A vizsgált időszakban hat gyógyszerrefrakter mozgászavarban (Parkinson-kórban) szenvedő beteg – (két férfi, négy nő, átlagéletkor $\pm$ standard deviáció (SD) $60 \pm 20,7$ év, átlagos betegségtartam $10,5 \pm 4,3$ év) – műtéti kezelésére nyílt lehetőségünk. A vizsgálatokat a helyi Etikai Bizottság engedélyével végeztük (ügyiratszám: 2009/3491).

Az 1 T vizsgálatokat Siemens Magnetom Harmony, a 3 T vizsgálatokat Siemens Magnetom Trio készülékekkel végeztük. Az így nyert képanyagot CD lemezen a Medtronic Stealth-Station, Treon Plus, Framelink 4 navigációs tervező rendszerbe töltöttük fel. Valamennyi betegnél elvégeztük mindkét mágneses erőterben (1 T és 3 T) az MR-vizsgálatokat. A T1- (MPRAGE) szekvenciával az anatómiai struktúrákat (AC, PC), míg a T2-szekvenciával (**1. táblázat**) a subthalamicus magokat tettük direkt láthatóvá. Ezután a T1- és T2-szekvenciákat a navigációs rendszer segítségével fuzionáltuk. A műtétekhez CRW Radionics Burlington Ma. sztereotaxiás célzókészüléket alkalmaztunk. A helyi érzéstelenítésben a koponyára rögzített sztereotaxiás kerethez az MR-vizsgálatok alkalmával csat-

lakoztattuk a lokalizáló keretet (Radionics Lumina MR), ami magába foglalja az úgynevezett referencia- (fiduciális) pontokat.

A navigációs tervező rendszerbe először az MR-lokalizáló keret referenciapontjainak helyét vittük be. A referenciapontok helyzete (összesen kilenc ilyen pontot tartalmaz a lokalizáló keret) egy adott magasságban készült agyi MR-síkhhoz van rendelve. A referenciapontok koordinátái alapján ismeri fel a szoftver azt, hogy az adott MR-sík a vizsgált agyi struktúra mely területéről készült. A különböző erősségű mágneses terekben a referenciapontok helyzete is változhat a képi torzító következtében, ezért vizsgáltuk és rögzítettük a két különböző erősségű (1 T és 3 T) mágneses térben az MR-lokalizációs keret referenciapontjainak leolvasási pontosságát (rodmarking accuracy) is.

A következő lépésben a navigációs rendszerben 3D T1-súlyozott (MPRAGE) szekvenciákon manuálisan kijelöltük az AC és a PC anatómiai helyét. A kijelölt két commissura célkoordinátáit a tervező szoftverből leolvastuk (AC L, AC AP, AC V, valamint PC L, PC AP, PC V). Az AC és PC pontok helye ismeretében a tervező szoftver automatikusan kiszámította, és megadta az intercommissuralis távolságot (ICD). Az intercommissuralis távolság ismeretében a navigációs szoftver automatikusan (Aut) megadta az általunk kiválasztott mély agyi célstruktúra (STN) célkoordinátáit mindkét oldalon (Aut STN AP, L, V).

Ezután 3D T2-súlyozott szekvenciával a subthalamicus magokban direkt vizualizálással (Man) is kijelöltük a magon belül a kívánt célterületeket mindkét oldalon (Man STN AP, L, V) a két különböző erősségű mágneses térben. A vizsgálni kívánt célterületnek, azaz az STN szenzomotoros porciójának direkt vizualizáláson alapuló kijelölését valamennyi esetben ugyanazzal a módszerrel végeztük. Ezek alapján az STN-en belül a célterület az axiális síkban anteroposterior irányban a vörös mag (nucleus ruber) orális (elülső) határánál, mediolateralisan az STN medialis és laterális határát összekötő vonal középpontjában, míg a vertikális síkban ott került kijelölésre, ahol a mag leg-szélesebb.

STATISZTIKA

Az 1 T és 3 T MRI-ben megállapított koordináták matematikai adatait statisztikai összehasonlító próbáknak vetettük alá. Mivel az AC, PC és a subthalamicus mag AP, vertikális és laterális síkban számított koordinátái nem követték a normáeloszlást, ezért nem parametrikus Mann–Whitney-próbával értékeltük a különbségeket.

1. táblázat. T2 MRI szekvenciák adatai 1T és 3 T vizsgálatokkal

T2	1 Tesla	3 Tesla
slice thickness	2 mm	2 mm
gap	0	0
repetition time	6910 ms	6130 ms
echo time	101 ms	75 ms
flip angle	150	120
FOV	280	280

2. táblázat. Az 1 T és a 3 T erőterekben végzett célkoordináta összehasonlító eredményei

	Tesla 1 Átlag	3 Standard deviáció	Átlag	Standard deviáció	Statisztika
accuracy	0,4	0,2	0,8	0,3	p < 0,01
AC_L	1,8	0,8	1,4	0,8	NSZ
AC_AP	8,5	2,7	6,9	2,7	NSZ
AC_V	-6,9	7,2	-5,7	8,5	NSZ
PC_L	2,3	2,0	1,8	2,2	NSZ
PC_AP	-18,2	1,9	-19,7	2,2	NSZ
PC_V	-10,8	8,3	-10,9	8,5	NSZ
AC_PC	27,2	1,3	26,9	1,1	NSZ
Aut_Left_STN_Lat	-9,9	1,7	-10,3	1,8	NSZ
Aut_Left_STN_AP	-8,6	2,3	-9,8	2,4	NSZ
Aut_Left_STN_Vert	-13,3	8,3	-13,4	8,5	NSZ
Aut_Right_STN_Lat	14,1	1,7	13,5	1,8	NSZ
Aut_Right_STN_AP	-8,0	2,5	-9,6	2,7	NSZ
Aut_Right_STN_Vert	-13,4	7,4	-13,4	7,6	NSZ
Man_Left_STN_Lat	-10,0	1,7	-11,6	2,5	NSZ
Man_Left_STN_AP	-7,8	2,0	-8,8	1,9	NSZ
Man_Left_STN_Vert	-13,3	8,2	-13,3	8,3	NSZ
Man_Right_STN_Lat	14,0	1,7	13,7	1,6	NSZ
Man_Right_STN_AP	-7,8	1,9	-8,4	2,2	NSZ
Man_Right_STN_Vert	-13,7	6,8	-13,7	7,2	NSZ

Eredmények

A statisztikai elemzés alapján az AC, PC koordinátákban, az AC-PC távolságban, ezenkívül a tervező szoftver által automatikusan megadott (Aut), valamint a direkt vizuálisan kijelölt (Man) bal és jobb oldali STN koordinátákban ugyan kimutatható volt eltérés az 1 T és a 3 T vizsgálati eredmények összevetése során, azonban az eltérések nem voltak szignifikánsak (Mann–Whitney-próba, p > 0,05). Ugyanakkor az MR-lokalizáló keret referenciapontjainak kijelölésekor kapott leolvasási pontosság (accuracy) összehasonlítása során szignifikáns (p < 0,01) különbséget találtunk az 1 T és a 3 T erősségű mágneses terekben. Ez az érték az erősebb mágneses térben nagyobb számadatot mutatott (3 T accuracy átlag ± SD: 0,8 ± 0,3 mm), mint a gyengébb mágneses térben (1 T accuracy átlag ± SD: 0,4 ± 0,2 mm).

Az eredményeket a **2. táblázatban** foglaltuk össze.

Megvizsgáltuk továbbá az 1 T és 3 T térerőben végzett koordinátaadatok közötti különbségeket is. Az AC-PC távolság esetében ez (mm, átlag ± SD):

0,4 mm ± 0,7 mm, az AC koordinátákban: 1,8 mm ± 1,7 mm, a PC koordinátákban: 1,6 ± 1,0 mm, a tervező szoftver által automatikusan megadott (Aut) STN koordinátákban bal oldalon: 1,5 mm, ± 1,1 mm, jobb oldalon: 1,9 mm, ± 1,1 mm, valamint a direkt vizuálisan kijelölt (Man) bal oldali koordinátákban: 1,5 mm, ± 1,1 mm, jobb oldali koordinátákban: 1,9 mm ± 1,6 mm volt.

Az adatokat a **3. táblázatban** foglaltuk össze.

3. táblázat. 1 T és 3 T térerőben végzett koordinátaadatok

	Átlag	Standard deviáció
AC_PC_HOSSZ_diff	-0,4	0,7
AC_diff	1,8	1,7
PC_diff	1,6	1,0
AUT_R_STN_DIFF	1,9	1,1
AUT_L_STN_DIFF	1,5	1,1
MAN_L_STN_DIFF	1,5	1,0
MAN_R_STN_DIFF	1,9	1,6

Az eredmények arra utalnak, hogy a két vizsgált mágneses erőterben végzett célpont kijelölések koordinátaadataiban 1,5–1,9 mm eltérés is kimutatható volt, úgy a tervező szoftver által automatikusan megadott (Aut), mint a direkt vizuálisan kijelölt (Man) esetében.

Megbeszélés

A mély agyi elektródák beültetéséhez korábban úgynevezett indirekt célkijelölési módszereket alkalmaztak. Ilyen volt a ventrikulográfiára⁴ és a sztereotaxiás atlaszok⁵ adataira alapuló célpont meghatározás. Mindkét módszer hiányossága volt, hogy az agy belső anatómiai struktúráihoz (AC, PC pontok, ICD) viszonyítva adták meg a kívánt célpontok helyét, ami egy átlagos emberi agy anatómiai mérete alapján jelentős eltérést mutathatott. Az MRI képalkotás bevezetése óta úgynevezett direkt targeting módszerrel lehetővé vált a célstruktúrák láthatóvá tétele, amivel az adott beteg individuális anatómiájának megfelelően jelölhető ki a kívánt célpont⁶. Az MR-módszer hiányossága azonban a mágneses tér okozta geometriai disztorzió, amit részben a műtét során a beteg koponyájára szerelt paramagnetikus sztereotaxiás célzókeret, másrészt a különféle mágneses szekvencia típusok idéznek elő^{1,2}. Ismert az is, hogy minél erősebb a mágneses térerő, annál jobb minőségű képet nyerhetünk az adott célstruktúráról. Ugyanakkor a mágneses térerő fokozása a geometriai disztorzió fokozódását is eredményezi⁷. A CT-vizsgálat során ugyan nem jön létre képi disztorzió, azonban a CT-n nem lehet direkt láthatóvá tenni a mély agyi stimuláció célterületeit, azaz csak indirekt célkijelölésre alkalmas. A CT/MRI fúziót a geometriai disztorziós pontatlanság kiküszöbölésére vezették be, azonban kimutatták azt is, hogy a fúzió önmagában is geometriai tévedést okozhat⁷. A képalkotás fenti hiányosságainak köszönhető, hogy a mély agyi stimulációs célkijelölés a klinikai gyakorlatban többnyire multimodálisan (MR-képalkotással direkt targeting, intraoperatív mikroelektródás információ, és intraoperatív elektromos ingerlés) történik⁸. A képalkotás az utóbbi néhány évben robbanásszerű fejlődésnek indult, aminek köszönhetően már nemcsak a célstruktúrák anatómiai határai váltak jobban láthatóvá, hanem a célstruktúrák körüli pályarendszerek is, azonban jelen közleményünknek nem célja a modern képalkotás technikáinak taglalása⁶.

A subthalamicus mag direkt láthatóvá tételére a T2-súlyozott MR-szekvencia bizonyíthatóan alkalmas⁶. Kutatásunkban arra a kérdésre kerestük a választ, hogy ugyanolyan sztereotaxiás célzókeret,

MRI lokalizáló keret alkalmazása során ugyanazon betegeket 1 T, majd 3 T mágneses térben is vizsgálva, majd a subthalamicus magokat T2-súlyozott szekvenciákkal direkt módon láthatóvá téve, és ugyanazon navigációs rendszerrel célpontként kijelölve kimutatható-e különbség a célkoordinátákban a kétféle erősségű mágneses térben. Az irodalomban eddig erre vonatkozó adatokat nem találtunk.

Novotny és munkatársai⁹, az 1 T és 1,5 T MRI-ben végzett sztereotaxiás tervezések során hasonlították össze a mágneses tér okozta disztorzió mértékét. Megállapították, hogy az 1 T-ben az axiális síkban a 0,6 mm-t, a coronalis síkban 0,9 mm-t nem haladta meg a torzió okozta célkoordináta-eltérés. Ugyanezekben a síkokban 1,5 T-ben vizsgálva a torzió mértéke már 1,0 mm, és 1,3 mm volt. Az image szekvencia típusa mindkét erőterben befolyásolta a disztorzió mértékét. A subthalamicus mag vizsgálata során a T2-súlyozott spinecho-szekvencia a coronalis síkban okozta a legnagyobb disztorziót. Ez az 1 T esetében 2,6 mm, a 1,5 T esetében már 3,0 mm volt. Mások a mágneses térben a torzió okozta célpontkijelölési pontatlanságot 3 T MR-ben vizsgálták. Megállapították, hogy a disztorzió okozta célpontkijelölési pontatlanság 0,132 mm-nél nem volt nagyobb, ami arra utal, hogy ennek jelentősége elhanyagolható a DBS műtét tervezése során³.

A mágneses erőterek növelése a disztorzió fokozódásához, a képi információ további torzulásához vezethet³. Mindemellett a geometriai torzió a perifériásabban elhelyezkedő anatómiai struktúrákban jelentősebb (> 1 mm), mint a centrális, középvonalhoz közelebbi struktúrák esetében (<1 mm)¹⁰. Tanulmányunkban az MR-lokalizáló keret referenciapontjainak (amelyek a koponya körül perifériásabban helyezkednek el az STN centrális elhelyezkedéséhez képest) leolvasási pontosságának (accuracy) összehasonlítása során szignifikáns különbséget találtunk a különböző erősségű mágneses terekben. A nagyobb szám a kisebb pontosságra utal. Ez a leolvasási pontosság az erősebb mágneses térben (1 T-ben 0,4 mm, 3 T-ben 0,8 mm) kisebbnek bizonyult. Ugyan az accuracy átlagának összehasonlítása során szignifikáns ($p < 0,01$) különbséget találtunk a különböző erősségű mágneses terekben, azonban az AC-t és PC-t jellemző paraméterekben, illetve a célkoordinátákban a különbség már nem volt szignifikáns. Ennek ismeretében vélhető, hogy az accuracy-ban tapasztalt különbség klinikailag irreleváns.

Megállapították, hogy Parkinson-kóros betegek DBS műtéti tervezése során az MRI-vel történő direkt STN célpontkijelölés az esetek 80%-ában az elektróda végleges helyével egybeesett. Ugyanakkor az intraoperatív elektrofiziológiai információ (mikroelektródás regisztráció és intraoperatív sti-

muláció) az esetek körülbelül 20%-ában módosította a végleges célpontkijelölést az eredetileg MRI-vel megállapított célponthoz képes⁸. Jelen eredményeink arra utalnak, hogy a két vizsgált mágneses erőterben (1 T és 3 T) végzett direkt morfológiai (Man), valamint az indirekt (Aut) célpontkijelölések koordinátaadataiban 1,5–1,9 mm eltérés is kimutatható volt, azonban ez az eltérés nem volt szignifikáns. A műtétek során az elektródák végleges elhelyezése nem kizárólag morfológiai tervezéssel történik, és az intraoperatív mikroelektródás, valamint az elektrostimulációs információk jelentő-

sen módosítják azt, ezért e két utóbbi modalitás alkalmas lehet a mágneses tér disztorziója okozta néhány milliméteres eltérés kompenzálására.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A szerzők munkáját a Nemzeti Agykutató Program (2017-1.2.1-NKP-2017-00002), az NKFIH EFOP-3.6.2-16-2017-00008, NKFIH SNN125143, az Emberi Erőforrások Minisztériumának Felsőoktatási Intézményi Kiválósági Programja támogatta, a Pécsi Tudományegyetem 5. tématerületi programja keretében (20765/3/2018/FEKUSTRAT).

IRODALOM

1. Bjartmarz H, Rehncrona S. Comparison of accuracy and precision between frame-based and frameless stereotactic navigation for deep brain stimulation electrode implantation. *Stereotact Funct Neurosurg* 2007;85(5):235-42. <https://doi.org/10.1159/000103262>
2. Holloway KL, Gaede SE, Starr PA, Rosenow JM, Ramakrishnan V, Henderson JM. Frameless stereotaxy using bone fiducial markers for deep brain stimulation. *J Neurosurg* 2005;103(3):404-13. <https://doi.org/10.3171/jns.2005.103.3.0404>
3. Balachandran R, Welch EB, Dawant BM, Fitzpatrick JM. Effect of MR distortion on targeting for deep-brain stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng* 2010;57(7):1729-35. <https://doi.org/10.1109/TBME.2010.2043675>
4. Menuel C, Garnero L, Bardinet E, Poupon F, Phalippou D, Dormont D. Characterization and correction of distortions in stereotactic magnetic resonance imaging for bilateral subthalamic stimulation in Parkinson disease. *J Neurosurg* 2005;103(2):256-66. <https://doi.org/10.3171/jns.2005.103.2.0256>
5. Schaltenbrand G, Wahren W, Hassler R. Atlas for stereotaxy of the human brain. Stuttgart: Thieme; 1977.
6. Chandran AS, Bynevelt M, Lind CR. Magnetic resonance imaging of the subthalamic nucleus for deep brain stimulation. *J Neurosurg* 2016;124(1):96-105. <https://doi.org/10.3171/2015.1.JNS142066>
7. Thani NB, Bala A, Swann GB, Lind CR. Accuracy of post-operative computed tomography and magnetic resonance image fusion for assessing deep brain stimulation electrodes. *Neurosurgery* 2011;69:207-14. <https://doi.org/10.1227/NEU.0b013e318218c7ae>
8. Lozano CS, Ranjan M, Boutet A, Xu DS, Kucharczyk W, Fasano A, Lozano AM. Imaging alone versus microelectrode recording-guided targeting of the STN in patients with Parkinson's disease. *J Neurosurg* 2018;3:1-6. [Epub ahead of print] <https://doi.org/10.3171/2018.2.JNS172186>
9. Novotny J Jr, Vymazal J, Novotny J, Tlachacova D, Schmitt M, Chuda P, et al. Does new magnetic resonance imaging technology provide better geometrical accuracy during stereotactic imaging? *J Neurosurg* 2005;102(Suppl):8-13. https://doi.org/10.3171/jns.2005.102.s_supplement.0008
10. Nakazawa H, Komori M, Shibamoto Y, Takikawa Y, Mori Y, Tsugawa T. Geometric accuracy in three-dimensional coordinates of Leksell stereotactic skull frame with wide-bore 1.5-T MRI compared with conventional 1.5-T MRI. *J Med Imaging Radiat Oncol* 2014;58(5):595-600. <https://doi.org/10.1111/1754-9485.12225>