

Estimulación eléctrica transcraneal hemisférica en cirugía supratentorial: resultados clínicos

Jesús Pastor, Patricia Perla-Perla, Paloma Pulido-Rivas, Rafael G. Sola

Introducción. La estimulación eléctrica transcraneal (EET) es una técnica muy utilizada en monitorización neurofisiológica intraoperatoria. Sin embargo, existen limitaciones teóricas a su utilización en cirugía supratentorial.

Objetivo. Comprobar la utilidad de la EET hemisférica (C3/C4-Cz) en cirugía supratentorial.

Pacientes y métodos. Se realizó una EET hemisférica en un grupo de 15 pacientes intervenidos quirúrgicamente en la región supratentorial con eventual afectación de la cápsula interna. En todos los casos se registraron los músculos orbicular de los labios, extensor común de los dedos, abductor del V dedo, tibial anterior y abductor del primer dedo del pie contralaterales. Se emplearon trenes de 4-6 pulsos de 50 microsegundos, a 500 Hz.

Resultados. La intensidad de los movimientos inducidos por la EET hemisférica no dificultó la microdissección quirúrgica. Se han empleado $78,5 \pm 11,2$ trenes/paciente, siendo el voltaje de 235 ± 21 V y la corriente equivalente de 370 ± 37 mA. La estimulación dio lugar a respuesta en la región facial en el 80% de los casos, en brazo/mano en el 100% y en pierna/pie en el 66,7%. En ocho pacientes no se observó ninguna modificación de latencia o amplitud durante la resección. En seis pacientes se observó retraso, disminución de amplitud o ambos en alguna región estudiada, con carácter reversible. En una ocasión se observó disminución brusca y completa de la respuesta motora. En este caso se observó una lesión neurológica posquirúrgica.

Conclusiones. La EET hemisférica tiene una alta sensibilidad y especificidad para monitorizar la cápsula interna en intervenciones neuroquirúrgicas supratentoriales.

Palabras clave. Estimulación eléctrica transcraneal. Monitorización neurofisiológica intraoperatoria. Potenciales evocados motores intraoperatorios.

Introducción

La monitorización neurofisiológica intraoperatoria ha permitido, en los últimos años, realizar intervenciones cada vez más radicales, pero conservando la funcionalidad del paciente. De este modo, se ha incrementado tanto el número de pacientes que pueden ser intervenidos, como su supervivencia y calidad de vida [1-4].

A este éxito terapéutico ha contribuido en una forma definitiva el desarrollo de la técnica de estimulación eléctrica transcraneal (EET) [5], que se introdujo en la práctica clínica en la última década del siglo pasado [6] y que ha permitido la monitorización de la vía motora en gran número de intervenciones, entre las que destacan la cirugía del tronco del encéfalo o médula espinal [7-12].

Recientemente la EET se ha estandarizado [13], aunque todavía restan numerosas cuestiones pendientes de dilucidar. Entre ellas, estaría el rango de intervenciones quirúrgicas sobre las que puede aplicarse con seguridad esta técnica.

La EET puede implementarse mediante estimulación transhemisférica (EET_{th}), es decir, con los electrodos de estimulación (ánodo y cátodo) situados en diferentes hemisferios, o intrahemisférica (EET_h), donde ambos electrodos están situados en el mismo hemisferio. En esta última técnica, encontramos dos variantes: con ambos electrodos sobre el mismo plano frontal, o bien con el cátodo situado en línea media 6 cm por delante del vértex [13].

El incremento de la intensidad en la EET_h permite estimular estructuras progresivamente más caudales, llegando, en ocasiones, a estimular el mesencéfalo o áreas afines [5,14]. Por ello, ante intervenciones quirúrgicas que afecten a estructuras supratentoriales, cabe la posibilidad, al menos teórica, de estimular la vía corticoespinal (CE) por debajo de la región intervenida, obteniendo de este modo un falso negativo, con consecuencias funestas para el paciente.

Pretendemos establecer la utilidad de la EET_h en intervenciones quirúrgicas que afecten a estructuras supratentoriales. Mostraremos la especificidad

Servicio de Neurofisiología Clínica (J. Pastor); Servicio de Neurocirugía (P. Pulido-Rivas, R.G. Sola); Hospital Universitario La Princesa. Servicio de Neurofisiología Clínica; Hospital Clínico San Carlos (P. Perla-Perla). Facultad de Medicina; Universidad San Pablo-CEU (J. Pastor, P. Perla-Perla). Servicio de Neurocirugía; Hospital Universitario Montepríncipe (R.G. Sola). Madrid, España.

Correspondencia:

Dr. Jesús Pastor Gómez. Servicio de Neurofisiología Clínica. Hospital Universitario La Princesa. Diego de León, 62. E-28006 Madrid.

Fax:

+34 914 013 582.

E-mail:

jpastor.hlpr@salud.madrid.org

Financiación:

Este trabajo ha contado con la financiación del proyecto PS09/02116 del Instituto de Salud Carlos III, Ministerio de Sanidad y Convocatoria de ayudas internas para la investigación, Universidad San Pablo-CEU, USP-PPC10/09.

Declaración ética:

Los autores han leído y entienden la postura de la revista sobre temas éticos involucrados en el presente estudio y se puede afirmar que este trabajo se ha realizado según las directrices dadas.

Aceptado tras revisión externa:

01.06.10.

Cómo citar este artículo:

Pastor J, Perla-Perla P, Pulido-Rivas P, Sola RG. Estimulación eléctrica transcraneal hemisférica en cirugía supratentorial: resultados clínicos. Rev Neurol 2010; 51: 65-71.

© 2010 Revista de Neurología

Tabla I. Tabla de contingencia.

	Resultado posquirúrgico	
	No alteración de los PEM	Alteración irreversible de los PEM o alteración reversible
Déficit de motor nuevo	Falso negativo	Verdadero positivo
Sin déficit de motor nuevo	Verdadero negativo	Falso positivo

PEM: potenciales evocados motores.

Tabla III. Resultados funcionales y alteración de la conducción de la vía corticoespinal durante la monitorización de esta vía.

Paciente	Alteración de la conducción	Resultado funcional posquirúrgico
1	No	Sin déficit
2	No	Sin déficit
3	No	Sin déficit
4	Reversible	Sin déficit
5	No	Sin déficit
6	Reversible	Sin déficit
7	Reversible	Sin déficit
8	No	Sin déficit
9	No	Sin déficit
10	Reversible	Sin déficit
11	Irreversible	Hemiparesia. Mejoría 3/5 a los dos meses
12	Reversible	Sin déficit
13	No	Sin déficit
14	No	Sin déficit
15	Reversible	Sin déficit

y sensibilidad de la técnica para detectar agresiones sobre la vía CE y la correlación pronóstica. Una parte inicial de este estudio se ha publicado como resumen [15].

Pacientes y métodos

Pacientes y anestesia

Se han estudiado 15 pacientes (ocho mujeres y siete hombres) intervenidos en los hospitales Universitario de La Princesa y Universitario de Montepíncipe, por patologías situadas cerca de la cápsula interna, que precisaban monitorización de la función motora. La edad del grupo fue de $47 \pm 3,3$ años (rango: 34-62 años).

La inducción anestésica e intubación se realizó con propofol (3 mg/kg) y cisatracurio (10 mg). Posteriormente, la anestesia se mantuvo con propofol (5-8 mg/kg/h) y remifentanilo (0,1-0,5 μ g/kg/min) sin relajante muscular. La relajación muscular se monitorizó mediante la técnica del 'test de cuatro', aplicando percutáneamente pulsos de corriente sobre el nervio mediano (40 mA y 0,2 ms de duración) y midiendo la respuesta en el músculo abductor pequeño del pulgar.

Monitorización neurofisiológica

La monitorización neurofisiológica intraoperatoria se realizó mediante un equipo Elite[®] de 32 canales (Cadwell, Kennewick, USA). En todos los pacientes se realizaron potenciales evocados motores (PEM) mediante EETH. Para ello se situaron los electrodos subcutáneos de estimulación en C3/C4 (ánodos a 7 cm laterales al vértex para los hemisferios izquierdo y derecho) y Cz (cátodo) sobre el vértex, utilizando un estimulador de voltaje constante, con la peculiaridad de que el equipo empleado permite conocer la corriente necesaria para aplicar el voltaje impuesto. La actividad muscular se registró mediante pares de agujas de 18 mm (salvo en músculos orbiculares, cuya longitud fue de 12 mm) situados intramuscularmente y separados 1-2 cm. Se emplearon trenes de 5-6 pulsos de 50 μ s/pulso, con un intervalo interestímulo de 2 ms. Se registraron sistemáticamente músculos –electromiografía (EMG)– orbicular de los labios, extensor común de los dedos, abductor del quinto dedo, tibial anterior y abductor corto del primer dedo del pie del hemicuerpo contralateral. En ocasiones se registraron otros músculos. El ancho de banda de registro de EMG fue de 50-3.000 Hz, y *notch filter* a 50 Hz.

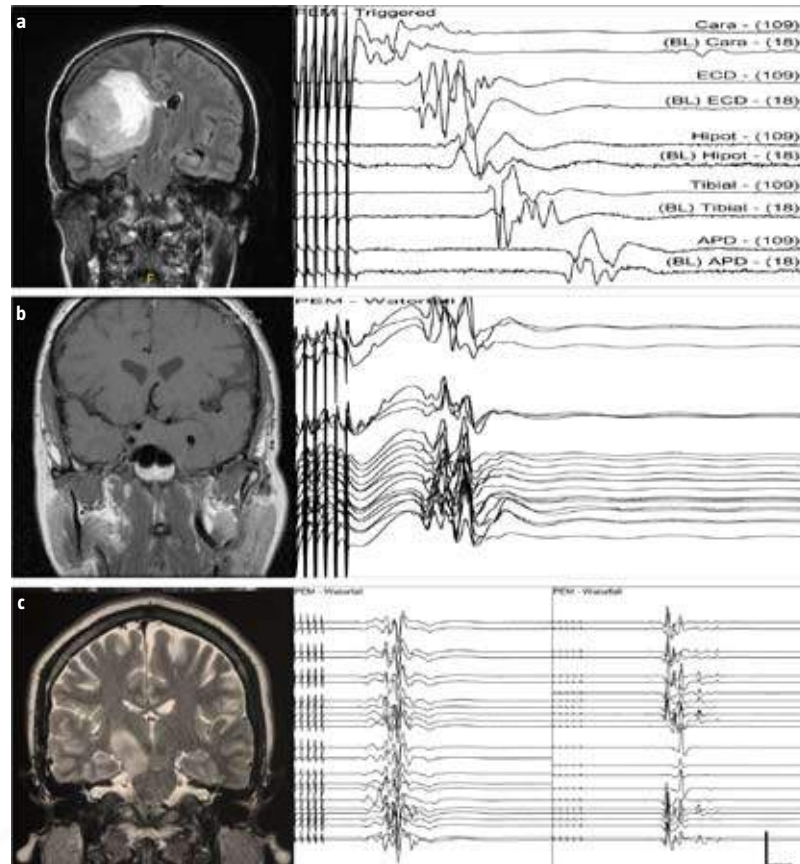
Se realizaron en varios pacientes potenciales evocados somatosensoriales de miembros inferiores o miembros superiores. En el primer caso se estimuló en el nervio tibial posterior a la altura del tobillo, con registro en el hueco poplíteo y en *scalp* (Cz'-Fpz).

En el caso de miembros superiores, se estimuló en el nervio mediano (en muñeca o codo) y registro en punto de Erb y *scalp* (C3'/C4'-Fpz). La banda de filtros de los registros fue de 30-1.000 para el hueco poplíteo o punto de Erb y 10-2.000 Hz para los registros de *scalp*, además de no utilizar filtro de red.

De manera frecuente se utilizó también EMG estimulada mediante estimulador monopolar. Dado que la estimulación se realizó siempre en el lecho tumoral, de utilizó el estimulador como cátodo, con el ánodo situado en *scalp* mediante una aguja subcutánea de 18 mm. Se utilizaron patrones de pulsos similares a los utilizados para EET, pero empleando intensidades de corriente entre 0,5 y 20 mA (estimulador de corriente constante).

En algunos pacientes se realizaron otros estudios dependiendo de la región de la lesión, como potenciales evocados auditivos de tronco, potenciales evocados visuales o electromiografía espontánea de músculos no habituales, como el recto inferior o recto lateral orbitario o cuerdas vocales. Al no afectar en nada el estudio actual, no se discutirán en mayor detalle.

Figura 1. Respuesta motora y semiología de la estimulación eléctrica transcraneal intrahemisférica. a) Respuesta muscular en todas las regiones estudiadas: cara, brazo y pierna (paciente 8); b) Registro muscular en el abductor del quinto dedo de la mano que no muestra ninguna modificación durante el registro (paciente 1); c) Ejemplo de especificidad en la afectación motora durante la resección. El registro de la izquierda muestra la respuesta en el músculo extensor común de los dedos, que no se modifica durante el registro, mientras que el registro de la derecha muestra el retraso y la disminución de la amplitud en el abductor del quinto dedo reversibles (paciente 2). Las barras de calibración son: 100 μ V/5 ms (a), 200 μ V/4 ms (b) y 400 μ V/10 ms (c).



Análisis estadístico

Para evaluar los resultados clínicos de la técnica de EETh, hemos definido las siguientes hipótesis estadísticas alternativas:

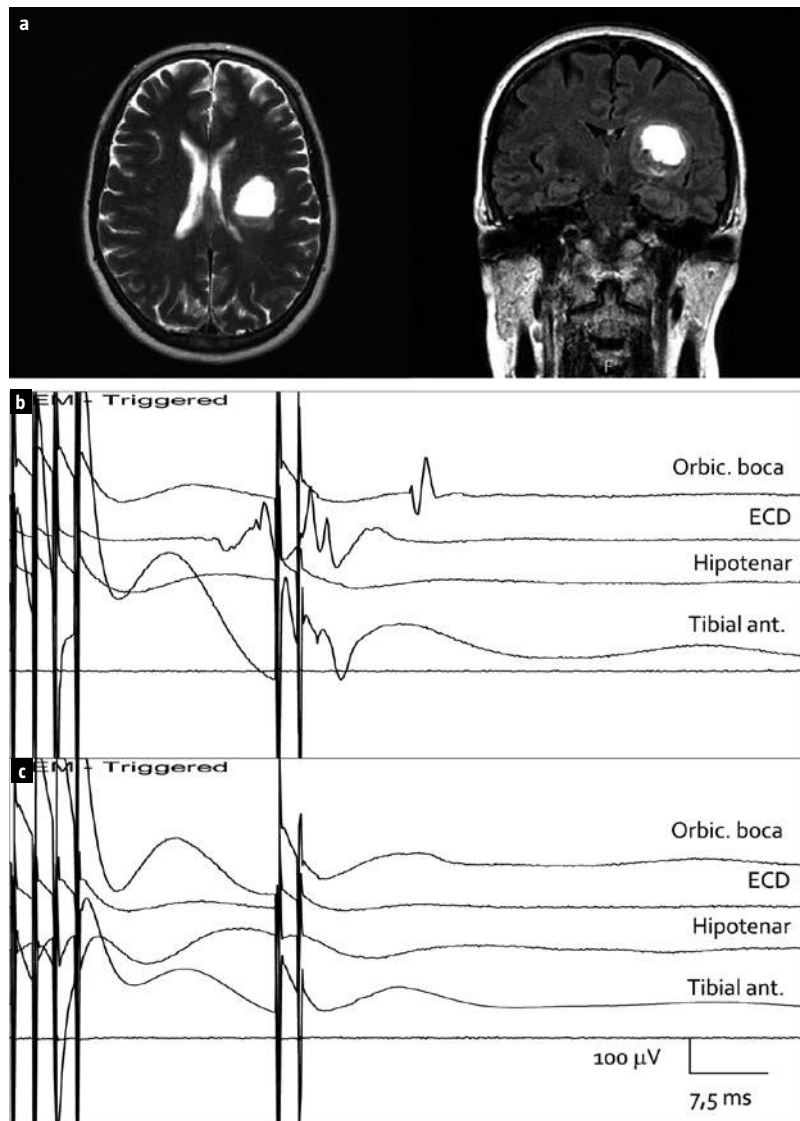
- H_0 : si no hay alteración irreversible de los PEM evocados por EETh, no se observará ningún déficit motor posquirúrgico.
- H_1 : si se observa una alteración irreversible de los PEM evocados por EETh, se hará evidente un déficit motor posquirúrgico nuevo.

Definimos las alteraciones en la conducción motora de acuerdo con los siguientes criterios de alar-

ma [16]: retraso de la latencia basal en más del 10% y/o disminución significativa de la amplitud de los PEM, en general, superior al 75%. Estos criterios se utilizaron para avisar al cirujano de una posible afectación de la vía CE. Sólo en caso de que estas alteraciones sean definitivas, es decir, se mantengan al final de la cirugía, se considerarán como signo de mal pronóstico (H_1). La existencia de déficit motor se valoró una vez que el paciente se consideró estable para salir de la unidad de cuidados intensivos, lo que ocurrió entre 1-3 días tras la cirugía.

Por tanto, con estas hipótesis, se puede establecer una tabla de contingencia (Tabla I).

Figura 2. Pérdida completa de los potenciales evocados motores. a) Imágenes axial (izquierda) y frontal (derecha) de la paciente 11; la imagen brillante corresponde en realidad a una cavidad quística; b) Ejemplo de respuesta muscular en músculos de cara, brazo (extensor común de los dedos) y pierna (tibial anterior) antes del vaciado del quiste; la estimulación se realizó mediante un prepulso (cuatro pulsos) que da lugar a respuesta en el extensor común de los dedos y tibial anterior, seguido por un tren de dos pulsos que da lugar a respuesta facial (la amplitud de la estimulación fue de 240 V); c) Ausencia total de respuesta inmediatamente después del vaciado del quiste, incluso antes de haber comenzado la exéresis tumoral propiamente dicha; esta respuesta no se recuperó en ningún momento, incluso tras el incremento de la amplitud hasta 600 V.



Podemos definir la sensibilidad como la probabilidad de detectar la aparición de una lesión nueva, mientras que la especificidad será la probabilidad de que un paciente no presente nuevos déficit motores

si no hay alteraciones significativas en los PEM. Los valores de sensibilidad y especificidad se calcularán de acuerdo con las siguientes expresiones:

$$\text{Sensibilidad} = \text{VP} / [\text{VP} + \text{FN}]$$

$$\text{Especificidad} = \text{VN} / [\text{VN} + \text{FP}]$$

Resultados

Monitorización intraoperatoria

En todos los pacientes estudiados se utilizó la EETH, objeto de este estudio. Sin embargo, dependiendo de cada caso individualmente, se monitorizaron otras estructuras nerviosas, potencialmente en riesgo de lesión. En la tabla II se describen las patologías, su localización y las técnicas incluidas en el presente trabajo.

Además de la EETH, las técnicas más empleadas fueron los potenciales evocados somatosensoriales, en 12 ocasiones (80%), seguidos por la EMG libre en 7 casos (46,7%), la EMG tras estimulación en sustancia blanca en 6 casos (40%), potenciales evocados visuales en 2 casos (12,3%) y potenciales evocados auditivos de tronco en un paciente (6,2%).

Aunque no se ha cuantificado con exactitud el grado de movimiento inducido en el paciente por la EETH, lo cierto es que su magnitud resultó lo suficientemente pequeña como para no perturbar la microdissección realizada por el neurocirujano.

Semiología y valor pronóstico de la EETH

En general, se utilizaron trenes de seis pulsos, aunque en ocasiones (3 casos) se estimuló con un tren previo de 2-4 pulsos, seguido por intervalos variables (10-30 ms) de otro tren de 2-4 pulsos. Esta estimulación con prepulso se utilizó para no incrementar el voltaje en demasía [14]. Dado que se trataba de monitorizar la vía CE, el número de trenes fue elevado durante la cirugía, especialmente cuando el cirujano se encontraba próximo a dicha estructura. Se han realizado $78,5 \pm 11,2$ trenes/paciente (rango: 63-118 trenes/paciente). El voltaje medio empleado fue de 235 ± 21 V (rango: 150-600 V), y la corriente equivalente, de 370 ± 37 mA (rango: 168-1.142 mA).

La estimulación con las características reseñadas dio lugar a respuesta en musculatura facial en 12 casos (80%), en músculos del miembro superior en 15 ocasiones (100%) y en músculos de miembros inferiores en 10 casos (66,7%). En la figura 1a se muestra un ejemplo de respuesta motora a la EETH.

Tabla II. Características de los pacientes estudiados; técnicas de monitorización neurofisiológica empleadas.

Paciente	Edad (años)	Sexo	Localización anatómica	Técnicas de MIO
1	53	Mujer	Meningioma paraclinoideo izquierdo	PEM, PEV, PESS, EMG, EEG
2	32	Mujer	Meningioma de peñasco derecho	PEM, PESS, EMG
3	54	Mujer	Meningioma de base de cráneo y seno cavernoso izquierdo	PEM, EMG, PEAT, PEV
4	52	Mujer	Metástasis del caudado derecho	PEM
5	62	Hombre	Glioma frontal derecho	PEM
6	59	Hombre	Ganglioglioma parietal izquierdo	PEM, PESS
7	56	Hombre	Glioma frontal izquierdo	PEM, PESS
8	34	Mujer	Glioma parietal derecho	PEM, PESS
9	34	Mujer	Glioma parietal derecho	PEM, PESS
10	47	Mujer	Astrocitoma parietal izquierdo	PEM, PESS
11	57	Mujer	Ganglioglioma frontal izquierdo	PEM, PESS
12	38	Hombre	Glioma frontal derecho	PEM, PESS, EMG
13	62	Hombre	Glioma frontal derecho	PEM, PESS, EMG
14	38	Hombre	Astrocitoma insular derecho	PEM, PESS, EMG
15	40	Hombre	Glioblastoma frontal izquierdo	PEM, PESS, EMG

EEG: electroencefalograma; EMG: electromiograma; MIO: monitorización intraoperatoria; PEAT: potenciales evocados auditivos del tronco; PEM: potenciales evocados motores; PESS: potenciales evocados somatosensoriales; PEV: potenciales evocados visuales.

Durante la monitorización se han observado 8 pacientes (53,3%) en los que no se modificó la latencia de los PEM en ninguna región estudiada (Fig. 1b). Por otro lado, en 6 pacientes (40%) se observó un retraso significativo (> 10% del valor basal) en alguna de las regiones estudiadas. Este retraso se asoció con importante pérdida de amplitud de los PEM o abolición de éstos en una o más regiones en cuatro de ellos (66,7%). Sin embargo, en todas las ocasiones, estas alteraciones resultaron reversibles tras avisar convenientemente al cirujano y cambiar éste de área de resección (Fig. 1c). En ningún caso se observó retraso y/o disminución de la amplitud con carácter reversible en todas las regiones estudiadas, sino que resultó muy selectiva, afectando a una región bien definida (Fig. 1c). En una ocasión (6,7%) se observó una pérdida brusca y generalizada (en todas las regiones estudiadas) de la respuesta mo-

tora, que no se recuperó en ningún momento, a pesar de incrementar la intensidad. Esta alteración ocurrió a consecuencia del vaciado de una cavidad quística de gran tamaño sin que se hubiera actuado directamente sobre la cápsula interna (Fig. 2).

Los resultados funcionales tras la cirugía se muestran en la tabla III.

A partir de los datos mostrados en la tabla III, podemos elaborar la tabla de contingencia para calcular sensibilidad y especificidad. Con los valores obtenidos, tanto la especificidad como la sensibilidad de la prueba son iguales a 1.

Discusión

En este trabajo mostramos que la EETH es una técnica potencialmente útil para la monitorización de la

vía CE y, en particular, de la cápsula interna, cuando se realizan intervenciones neuroquirúrgicas supratentoriales. En efecto, la técnica ha detectado con una gran sensibilidad la probabilidad de detectar la aparición de una lesión nueva. Por otro lado, ha demostrado una gran especificidad, al no haberse obtenido ningún falso positivo. Evidentemente, el número de pacientes de este estudio ha sido muy reducido, por lo que es posible que con un grupo mayor aparezcan tanto falsos positivos como falsos negativos. Sin embargo, no esperaríamos encontrar un porcentaje mayor de errores que para la técnica de EETh, que tiene unos valores de sensibilidad y especificidad en torno al 100% [17,18].

Uno de los hallazgos más novedosos ha sido la observación de una afectación segmentaria de la conducción de la vía CE. La cápsula interna tiene una distribución somatotópica en la región donde han asentado la mayoría de los tumores, por lo que no es, en principio, imposible que durante la cirugía se afecte más un fascículo motor que el resto, de modo que se pueda ver un deterioro segmentario.

Los parámetros de estimulación empleados no son novedosos; de hecho, el montaje para la estimulación hemisférica está descrito hace más de 20 años [14], si bien con la peculiaridad de situar el ánodo en vértex, al contrario de lo hecho en este trabajo. Trabajos más recientes han analizado también las propiedades de este montaje [13]. En este trabajo, la estimulación se supuso anódica, que es la configuración utilizada habitualmente. En efecto, existe una gran evidencia tanto en estudios con microelectrodos realizados en primates [19], como en estudios clínicos en humanos [20] o modelos teóricos [21], que muestran cómo el umbral de excitación es menor cuando se estimula con corriente anódica que cuando se utiliza corriente catódica. Este efecto selectivo de umbral diferencial generado por la corriente, sin embargo, no se deduce directamente de nuestro modelo de estimulación y no resulta fácil de explicar en términos de electrofisiología neuronal básica, si bien determinados modelos de nodos de Ranvier con comportamiento pasivo y una estimulación subumbral muestran una susceptibilidad diferente ante corrientes anódicas y catódicas [21]. Sin embargo, éstas no son las condiciones que se aplican en nuestro sistema.

La distribución de los campos en la EETh es más caudal que en la EETh, lo que confiere un margen de seguridad durante la estimulación, minimizando, de este modo, la posibilidad de una estimulación caudal a la región intervenida, con el evidente riesgo de que aparezca una lesión neurológica grave.

En trabajos previos se ha mostrado que la estimulación hemisférica necesita una carga mayor para inducir la respuesta motora que la estimulación transhemisférica [13]. En dicho trabajo se ha encontrado que la corriente media necesaria para inducir una respuesta motora estaba entre 56-64 mA, de modo que, para una duración del pulso de 500 μ s, la carga liberada era 28 y 32 μ C/pulso. Los parámetros utilizados en nuestro trabajo, sin embargo, son diferentes de los utilizados en dicho artículo, de forma que la carga media liberada ha sido de 18,8 μ C/pulso, es decir, un 56,2-64,3% menos. Se ha mostrado, en efecto, que los pulsos más cortos son más eficaces y requieren un 35% menos de carga para inducir una respuesta motora [22]. Estos datos están en una buena concordancia con los resultados obtenidos en nuestro trabajo.

Finalmente, aunque no se ha medido con exactitud, la EETh ha demostrado ser compatible con la microcirugía, al producir movimientos de muy baja intensidad y tolerables por el cirujano. Este aspecto es absolutamente fundamental, considerando que la cirugía se realiza en la proximidad inmediata de la vía CE, por lo que es imprescindible una frecuencia de estimulación muy alta [23]. De hecho, tener que esperar a que el cirujano se detenga para poder estimular supondría que los períodos entre dos estímulos pueden ser demasiado largos como para percibir a tiempo una posible lesión.

En resumen, aunque el grupo de pacientes no es muy grande, hemos mostrado que la EETh tiene una alta sensibilidad y especificidad. Este hecho empírico, unido a la distribución de los campos, como se discute en el trabajo teórico siguiente, hacen de ella una técnica segura para la monitorización de la vía CE a su paso por la cápsula interna.

Bibliografía

1. Berger MS, Ojemann GA, Lettich E. Neurophysiological monitoring during astrocytoma surgery. *Neurosurg Clin N Am* 1990; 1: 65-80.
2. Berger MS, Rostomily RC. Low grade gliomas: functional mapping resection strategies, extent of resection, and outcome. *J Neurooncol* 1997; 34: 85-101.
3. Sala F, Lanteri P. Brain surgery in motor areas: the invaluable assistance of intraoperative neurophysiological monitoring. *J Neurosurg Sci* 2003; 47: 79-88.
4. Sala F, Manganotti P, Tramontano V, Bricolo A, Gerosa M. Monitoring of motor pathways during brain stem surgery: what we have achieved and what we still miss? *Neurophysiol Clin* 2007; 37: 399-406.
5. Deletis V. Intraoperative neurophysiology and methodologies used to monitor the functional integrity of the motor system. In Deletis V, Shils JL, eds. *Neurophysiology in neurosurgery*. Amsterdam: Amsterdam Academic; 2002. p. 25-51.
6. Taniguchi M, Cedzich C, Schramm J. Modification of cortical stimulation for motor evoked potentials under general

- anesthesia: technical description. *Neurosurgery* 1993; 32: 219-26.
7. Kothbauer KF. Intraoperative neurophysiologic monitoring for intramedullary spinal-cord tumor surgery. *Neurophysiol Clin* 2007; 37: 407-14.
 8. Sala F, Krzan MJ, Deletis V. Intraoperative neurophysiological monitoring in pediatric neurosurgery: why, when, how? *Childs Nerv Syst* 2002; 18: 264-87.
 9. Sciubba DM, Liang D, Kothbauer KF, Noggle JC, Jallo GI. The evolution of intramedullary spinal cord tumor surgery. *Neurosurgery* 2009; 65 (Suppl 6): S84-91.
 10. Neuloh G, Bogucki J, Schramm J. Intraoperative preservation of corticospinal function in the brainstem. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2009; 80: 417-22.
 11. Kothbauer KF, Deletis V. Intraoperative neurophysiology of the conus medullaris and cauda equina. *Childs Nerv Syst* 2010; 26: 247-53.
 12. Hsu W, Bettegowda C, Jallo GI. Intramedullary spinal cord tumor surgery: can we do it without intraoperative neurophysiological monitoring? *Childs Nerv Syst* 2010; 26: 241-5.
 13. Szélényi A, Kothbauer KF, Deletis V. Transcranial electric stimulation for intraoperative motor evoked potential monitoring: stimulation parameters and electrode montages. *Clin Neurophysiol* 2007; 118: 1586-95.
 14. Rothwell J, Burke D, Hicks R, Stephen J, Woodforth I, Crawford M. Transcranial electrical stimulation of the motor cortex in man: further evidence for the site of activation. *J Physiol* 1994; 481: 243-50.
 15. Wix R, Pulido P, Sola RG, Pastor J. Monitorización de la cápsula interna mediante monitorización eléctrica transcraneal continua [abstract]. XLVI Reunión Anual de la Sociedad Española de Neurofisiología Clínica. Castellón, 16-18 de octubre de 2008. *Rev Neurol* 2008; 47: 548.
 16. Zhou HH, Kelly PJ. Transcranial electrical motor evoked potential monitoring for brain tumor resection. *Neurosurgery* 2001; 48: 1075-80.
 17. Kamerlink JR, Errico T, Xavier S, Patel A, Patel A, Cohen A, et al. Major intraoperative neurologic monitoring deficits in consecutive pediatric and adult spinal deformity patients at one institution. *Spine* 2010; 35: 240-5.
 18. Kundnani VK, Zhu L, Tak HH, Wong HK. Multimodal intraoperative neuromonitoring in corrective surgery for adolescent idiopathic scoliosis: evaluation of 354 consecutive cases. *Indian J Orthop* 2010; 44: 64-72.
 19. Hern JEC, Landgren S, Phillips CG, Porter R. Selective excitation of corticofugal neurons by surface-anodal stimulation of the baboon's motor cortex. *J Physiol* 1962; 161: 73-90.
 20. Katayama Y, Tsubokawa T, Maejima S, Hirayama T, Yamamoto T. Corticospinal direct response in humans: identification of the motor cortex during intracranial surgery under general anaesthesia. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1988; 51: 50-9.
 21. Manola L, Holsheimer J, Veltink P, Buitenweg JR. Anodal vs cathodal stimulation of motor cortex: a modeling study. *Clin Neurophysiol* 2007; 118: 464-74.
 22. Hausmann ON, Min K, Boos N, Ruetsch YA, Erni T, Curt A. Transcranial electrical stimulation: significance of fast versus slow charge delivery for intra-operative monitoring. *Clin Neurophysiol* 2002; 113: 1532-5.
 23. Pastor J, Pulido P, López A, Sola RG. Monitoring of motor and somatosensory systems in a 26-weeks pregnant woman. *Acta Neurochir* 2010; Jan 19 [Epub ahead of print].

Hemispheric transcranial electrical stimulation: clinical results

Introduction. Transcranial electrical stimulation (TES) is a technique widely used in intraoperative neurophysiological monitoring. However, there are theoretical limitations to their use in supratentorial surgery.

Aim. To test the usefulness of hemispheric TES (C3/C4-Cz) in supratentorial surgery.

Patients and methods. Hemispheric TES was conducted in a group of 15 patients operated on supratentorial region with possible compromise of the inner capsule. In all cases orbicularis oris, extensor digitorum, abductor of V finger, anterior tibialis and abductor hallucis brevis contralateral to stimulation were recorded. We used trains of 4-6 pulses of 50 microseconds at 500 Hz.

Results. The intensity of the movements induced by hemispheric TES did not interfere with the microsurgical dissection. We have used 78.5 ± 11.2 trains per patient, with the voltage of 235 ± 21 V and the equivalent current 370 ± 37 mA. Stimulation resulted in response in facial region in 80% of cases, 100% in arm/hand and 66.7% in leg/foot. In eight patients, there was no change in latency and/or amplitude during resection. In six patients we observed retardation, decreased amplitude or both in any of the region studied. In these patients no neurologic injury was observed. In one patient a sharp decrease and complete absence of motor response was observed. In this case there was a post-surgical neurologic injury.

Conclusions. The hemispheric TES have high sensitivity and specificity monitoring the inner capsule in supratentorial neurosurgery.

Key words. Intraoperative motor evoked potentials. Intraoperative neurophysiological monitoring. Transcranial electrical stimulation.