

# **GUIA PRÁCTICA PARA LA REALIZACIÓN DE LA MONITORIZACIÓN NEUROFISIOLÓGICA DE LA CIRUGÍA DE LA COLUMNA**

**Elaborada por la Comisión de la Sociedad Española de  
Neurofisiología Clínica formada por:**

*Soledad Avellanal, Gema de Blas, Jose M<sup>a</sup> Castilla, Joan Conill, Victoria Cortés, Pedro Chaparro, Jose M<sup>a</sup> Fernández, Mercedes González, Concepción Maeztu, Antonio Martínez, Juan Moliner, Dulce Moncho, Jesús Otero, Rosa Pajares, Jesús Paniagua, Ignacio Regidor, Concepción Vilela.*

Varios estudios multicéntricos han mostrado que la realización de la monitorización neurofisiológica de la función medular espinal durante la cirugía de la columna ha reducido la incidencia de lesión neurológica postquirúrgica en un 50%. Las técnicas quirúrgicas se han ido haciendo más agresivas, permitiendo mayores grados de corrección, pero al mismo tiempo han incrementado la posibilidad de déficits postoperatorios.

La monitorización intraoperatoria durante la cirugía de la columna tiene como objetivos fundamentales evitar el daño de las estructuras neurales, guiar al cirujano en la extensión de la corrección, identificar estructuras y asegurar al paciente la mejor asistencia. La monitorización intraoperatoria consiste en el registro continuado de la actividad eléctrica medular susceptible de ser dañada, mediante técnicas de potenciales evocados, con objeto de detectar "in situ" los cambios en la situación neurológica funcional durante la intervención quirúrgica. Se basa en que el desarrollo de un daño neurológico permanente está precedido por cambios significativos en esta actividad eléctrica. De esta forma se puede alertar al cirujano para que realice las maniobras requeridas para evitar una lesión posquirúrgica. Pero la monitorización presenta ventajas que van más allá de la prevención de complicaciones. Cuando se monitoriza un procedimiento quirúrgico, el cirujano se siente seguro sobre la integridad de la médula espinal y le permite extender la corrección a un grado mayor de lo que hubiera realizado sin monitorización. Así mismo, pacientes a quienes en el pasado se les hubiera denegado la cirugía por el alto riesgo de complicaciones, pueden ser intervenidos en el momento actual.

Donde mejor se ha establecido la utilidad de la monitorización en la cirugía de la columna es en la escoliosis por presentar grupos de pacientes más homogéneos. La incidencia de riesgo de daño neurológico durante la cirugía de la escoliosis es pequeña pero real y cuando aparece tiene consecuencias dramáticas, siendo la más temida la paraplejia, tanto por la incapacidad que genera como por la edad de los pacientes, en general adolescentes. En 1975 un informe de la Scoliosis Research Society estimaba la incidencia de lesión medular espinal en la cirugía de la escoliosis en un 0.72 %. Un estudio posterior realizado en 1994 entre cirujanos de Estados Unidos

mostró una incidencia de complicaciones del 0.55 %, siendo un 50% menor entre los que usaban monitorización que entre los que no lo usaban. Con el reciente desarrollo de la cirugía espinal instrumentada, ésta se ha hecho más agresiva en sus procedimientos para tratar deformidades. En la cirugía de la escoliosis, factores que incrementan el riesgo son tanto la cifosis como el daño neurológico preexistente, la utilización de técnicas de distracción y la severidad de la curva. Mayores grados de corrección están asociados a mayor riesgo de déficits neurológicos postoperatorios. Para ello se han desarrollado diversos test para monitorizar la función medular espinal durante la cirugía para mejorar la seguridad de estos procedimientos y reducir la incidencia de complicaciones.

### **Principios generales**

La monitorización requiere un equipo multidisciplinar. Las condiciones de registro en los quirófanos son, en muchas ocasiones, adversas por el gran número de otros aparatos presentes que suponen una fuente de interferencias. Los agentes anestésicos pueden alterar profundamente las señales eléctricas. Por ello es fundamental que el cirujano, el anestesista y el neurofisiólogo sean competentes en esta área, estén habituados al trabajo compartido, conociendo las limitaciones impuestas por el proceso quirúrgico global con el fin de tomar las decisiones más adecuadas de forma conjunta.

Condiciones de seguridad: Los equipos utilizados para la monitorización pueden ser los mismos que se utilizan en los laboratorios de neurofisiología siempre que cumplan las especificaciones de seguridad para los quirófanos. La corriente de fuga del equipo no debe ser mayor de 100  $\mu\text{A}$ . En caso de pacientes “eléctricamente sensibles” (portadores de catéteres cardiacos o en grandes vasos...) el límite es de 10  $\mu\text{A}$ . El peligro más frecuente es la inapropiada o malfunctionante conexión a tierra. El paciente debe ser conectado a tierra en un único sitio, generalmente la tierra del bisturí eléctrico. Todos los aparatos del quirófano deben estar así mismo conectados apropiadamente a tierra. En estas condiciones una segunda tierra al paciente es innecesaria.

El rechazo de modo común debe ser al menos de 85 dB para eliminar la interferencia de 50 Hz la cual constituye un problema habitual en los quirófanos.

Se obtendrán registros a lo largo de toda la monitorización que permitan una posterior revisión del proceso.

### **Técnicas utilizadas**

Así como existe una gran unanimidad en la utilidad de la monitorización medular con potenciales evocados, no la hay en cuál es el mejor método para realizarla. Los primeros procedimientos que se utilizaron se basaban en registrar los potenciales evocados somatosensoriales corticales. Sin embargo, el potencial cortical, a pesar de su alta sensibilidad, muestra algunas limitaciones importantes que trataron de ser superadas por el registro de los potenciales evocados sensitivos espinales a nivel epidural. En los últimos años se está insistiendo en la necesidad de obtener potenciales con componente motor que eviten la posibilidad de paraplejas exclusivamente motoras por afectación isquémica en el territorio de la arteria espinal anterior.

Ninguna de las técnicas descritas hasta el momento actual está desprovista de limitaciones. En lo que sí hay acuerdo en la literatura internacional es en la conveniencia de manejar varios tipos de potenciales que compensen los inconvenientes de cada uno de ellos mejorando la seguridad del paciente. Las principales técnicas descritas son:

## **A. POTENCIALES EVOCADOS SOMATOSENSORIALES**

### **1. PESS corticales:**

Ha sido el test utilizado clásicamente para la monitorización medular espinal. La experiencia con su utilización se remonta ya a más de 20 años, y continúa siendo el instrumento más utilizado en la monitorización intraoperatoria, si bien

por sus limitaciones, fundamentalmente la alta tasa de falsos positivos, hace aconsejable utilizarlo conjuntamente con otras técnicas.

### ***Parámetros de estimulación:***

Los nervios más utilizados son el cubital en muñeca para miembros superiores y el nervio tibial posterior en el tobillo o en el hueco poplíteo para miembros inferiores. Se suele utilizar la estimulación alternante derecha/izquierda unilateral. La estimulación bilateral puede ser útil cuando la respuesta es de muy baja amplitud y el potencial está mal definido, ya que produce potenciales de mayor voltaje. Sin embargo, la estimulación bilateral puede enmascarar cambios ligeros en la función medular espinal y fallar en detectar un cambio significativo si únicamente está alterada en un lado.

**Intensidad:** 2 veces el umbral motor definido previamente a la administración de relajantes musculares o incrementar la intensidad gradualmente hasta obtener un potencial evocado de amplitud máxima.

La frecuencia de estimulación óptima se ha establecido alrededor de 5 Hz. Cuanto mayor frecuencia más rápidamente se puede obtener un nuevo potencial y detectar un problema. Sin embargo, con frecuencias más rápidas de 5 Hz la amplitud del potencial evocado puede disminuir. Duración de 0.2 ms

El potencial se transmite a través de las columnas dorsales, lemnisco medio y tálamo, fundamentalmente el núcleo VPL hasta corteza. La latencia se mide al pico positivo del potencial P39 y la amplitud desde el pico de P39 al pico N50.

### ***Parámetros de registro:***

Los filtros eliminan el ruido eléctrico no deseado, manteniendo los principales componentes del potencial evocado. El ruido proviene de diversas fuentes: músculo, movimiento... y, en el quirófano, aumenta mucho en comparación con el de los laboratorios de Neurofisiología, debido fundamentalmente a la gran cantidad de aparatos técnicos que se utilizan en ellos. La habitual reproductibilidad o variabilidad de los registros de los potenciales evocados puede ser afectada por los filtros utilizados. La utilización de filtros muy

abiertos (por ejemplo, 1 Hz de baja frecuencia), habitual en el laboratorio, están asociados con una variabilidad considerable en los potenciales evocados en scalp. Filtros más restringidos (por ejemplo, 30 Hz de baja frecuencia) eliminan gran parte de los componentes lentos y tardíos mientras mantienen los componentes más rápidos, precoces y más reproducibles del potencial. Por encima de 75 Hz el potencial evocado se atenúa demasiado.

Localización de electrodos: Para la estimulación del nervio tibial posterior, la máxima amplitud del potencial en scalp es vista, a menudo, contralateral al hemisferio que la genera, a este fenómeno se le ha determinado "localización paradójica". El córtex somatosensorial genera dipolos en varias direcciones, a veces en sentido antero-posterior y, en otras ocasiones más lateralmente. Esta variabilidad se produce por diferencias anatómicas entre individuos en los surcos o circunvoluciones del córtex somatosensorial primario. Los puntos de registro donde habitualmente se obtiene la mayor amplitud son, CPz, CP1 y CP2 (siendo CPz el punto medio entre Cz y Pz, CP1 el punto medio entre Cz y P3 y CP2 el punto medio entre Cz y P4 ) del Sistema Internacional 10-20 de colocación de electrodos. Sin embargo, la mayor parte de los autores suelen elegir el punto utilizado habitualmente en los registros del laboratorio: el punto Cz' (2 cm por detrás de Cz). El electrodo de referencia se coloca en la frente (Fz o FPz), oreja, nuca u hombro.

Los electrodos de referencia no cefálicos permiten registrar señales eléctricas subcorticales generadas en tronco que se afectan menos por la anestesia que los picos corticales. Sin embargo, las referencias no cefálicas son generalmente demasiado "ruidosas" para el registro en quirófano. Se pueden registrar potenciales de campo lejano de origen subcortical denominados P31 y N34, detectables en la mayor parte del cráneo siendo una derivación eficaz Fpz o Fz referido a la apófisis espinosa de C5. El potencial P31 tendría un origen similar a P14 de los PESS del nervio mediano, como respuesta del lemnisco medial a nivel pontino inferior. Por su parte, N34 sería una respuesta análoga a N18 de los PESS del nervio mediano. Aun cuando estos potenciales pueden ser difíciles de detectar en algunos sujetos normales, presentan la ventaja de ser poco sensibles a los gases anestésicos.

Algunos autores colocan electrodos de registro adicionales en miembros inferiores que pueden documentar que el estímulo se está aplicando adecuadamente y pueden ayudar en la interpretación de los cambios que se observan más rostralmente. Los lugares elegidos más habitualmente son el hueco poplíteo, el pliegue glúteo, o el área sobre la columna lumbosacra. Hay casos en los que la temperatura del paciente disminuye en las extremidades varios grados produciendo una disminución de la velocidad de conducción. La utilización de estos electrodos de registro permite documentar este descenso gradual de la conducción periférica permitiendo al equipo de monitorización determinar que un aumento en la latencia de los potenciales corticales es debido a un efecto del cambio de temperatura más que a complicaciones quirúrgicas.

Varias series descritas han mostrado la utilidad del potencial evocado cortical para prevenir las complicaciones neurológicas de la cirugía. Sin embargo, el potencial evocado cortical es sensible a anestésicos, a la hipotermia, hipotensión arterial y a la frecuencia de estimulación, produciendo una elevada tasa de falsos positivos, variable entre las distintas series. En la encuesta realizada por la Sociedad de Estudio de la Escoliosis y la Sociedad Europea de Deformidad Espinal en 60366 casos, la proporción de falsos positivos fue del 1.6 %. Esta proporción se incrementa en las escoliosis de origen neuromuscular hasta un 28%

### ***Valoración de los cambios:***

Un cambio significativo se define por una disminución de la amplitud mayor del 50% y/o un aumento de la latencia mayor del 10 % del registro realizado tras la incisión quirúrgica que es la que se debe tomar como referencia. Si bien este nivel está determinado de forma empírica, la mayor parte de las series adoptan este umbral. Si los potenciales evocados se pierden de forma completa y persistente existe un alto riesgo de de daño medular mientras que pérdidas transitorias durante varios minutos con recuperación posterior no conllevan un riesgo alto de afectación. La preservación de los potenciales evocados somatosensoriales no asegura completamente que no exista una afectación

motora, a pesar de que el número de casos descritos en la literatura en los que se haya dado esta situación es muy bajo.

Para los autores que utilizan únicamente este tipo de potencial, el protocolo consiste en hacer registros sucesivos y si persiste el decremento y no se puede explicar por factores reversibles, informar al cirujano. Este proceso dura unos 20-30 minutos desde el reconocimiento inicial del deterioro del PESS.

## **2. Potenciales evocados somatosensoriales medulares:**

Existen diversas técnicas descritas por diferentes autores para obtener este tipo de potenciales. Los electrodos, tanto de estimulación como de registro pueden ser colocados a varios niveles de la médula espinal: el espacio epidural, el espacio subaracnoideo o en cualquier lugar del campo quirúrgico.

Los potenciales evocados medulares presentan una forma polifásica compleja formada por al menos 3 componentes, con diferentes umbrales de activación y distintas velocidades de conducción dentro de la médula espinal. Se considera que el primer componente corresponde al tracto espinocerebeloso dorsal y el segundo componente a los cordones posteriores.

### ***Registro epidural con estimulación periférica***

Se pueden obtener potenciales medulares tras la estimulación periférica de los nervios de las extremidades inferiores. Estos métodos monitorizan las vías medulares, especialmente las columnas posteriores y los tractos espinocerebelosos.

**Parámetros de estimulación:** electrodos en el nervio tibial posterior, preferentemente en hueco poplíteo. Intensidad la misma que para obtener los PESS corticales. Frecuencia hasta 20 Hz.

**Parámetros de registro:** filtros 100 Hz-2 kHz, sensibilidad de entrada 10  $\mu\text{V}/\text{div}$ , sensibilidad del promedio 2  $\mu\text{V}/\text{div}$ , con ajuste posterior si es necesario, barrido 5ms/div.



**Localización de electrodos:** El cátodo se introduce por el cirujano a través de una incisión en el ligamento amarillo en el espacio epidural 2 niveles por encima del nivel quirúrgico. El electrodo de referencia se coloca en músculo a la misma altura.

**Valoración de los cambios:** Se considera que el nivel de alarma para avisar al cirujano se encuentra en una atenuación en la amplitud del 50%, si bien a partir del 35% hay que considerar la posibilidad de una lesión parcial.

### ***Otras técnicas***

Los electrodos epidurales pueden ser sustituidos por electrodos subdurales en aquellas técnicas quirúrgicas en las que se abre la dura. Los potenciales obtenidos son semejantes a los epidurales.

Se pueden realizar registros directamente a través del sitio quirúrgico. Después de realizar una laminectomía para exponer el espacio epidural, se colocan unos pares de electrodos en sentido rostral y caudal al lugar quirúrgico. Se obtienen registros tanto en el sitio caudal como en el rostral.

## **B. MONITORIZACIÓN DE LA FUNCIÓN CORTICOESPINAL**

La descripción de varios casos de déficit motor postoperatorio, principalmente de origen isquémico ha determinado que, en los últimos años, se haya hecho énfasis en la necesidad de monitorizar las vías motoras además de las sensitivas. La diferente irrigación de las distintas zonas de la médula espinal hace que, en las lesiones isquémicas, sobre todo, pueda presentarse un déficit motor sin alteración de los potenciales sensitivos o viceversa.

Los potenciales evocados motores se pueden obtener mediante estimulación transcraneal o medular.

## ***Estimulación transcraneal***

El córtex cerebral intacto puede ser estimulado a través del scalp. La estimulación se puede realizar con un estímulo magnético o eléctrico.

La estimulación magnética no presenta ventajas sobre la estimulación eléctrica en el paciente anestesiado y, en cambio, presenta varios inconvenientes. El estimulador magnético es una bobina grande que hay que mantener sobre la región del vértex craneal, difícil de mantener en una posición constante e invadiendo el territorio del anestesista. Se requieren niveles muy bajos de anestesia para obtener potenciales adecuados. Los potenciales muestran variaciones importantes en la amplitud a lo largo del registro.

Por otra parte, la ventaja principal de la estimulación magnética sobre la eléctrica en el paciente despierto es la ausencia del dolor. Sin embargo, esta consideración no tiene valor en el paciente anestesiado. La capacidad de los estímulos eléctricos de transmitir impulsos a la vía corticoespinal es mayor que la de la estimulación magnética. Un problema adicional con la estimulación magnética es que la estimulación debe ser intermitente debido a que la bobina se calienta con estímulos repetidos y, por tanto, puede ser imposible realizar la monitorización continua durante los periodos peligrosos de la cirugía. Por lo tanto, en la situación actual se suele considerar preferible la estimulación eléctrica frente a la magnética para la monitorización quirúrgica.

### **1.- Estimulación eléctrica transcraneal**

Es la técnica de elección para estimular preferentemente la vía corticoespinal.

#### ***Parámetros de estimulación:***

Posición de los electrodos: 5 cms lateral a la línea media, 1 cm por delante de la línea de vértex.

Los electrodos pueden ser de cucharilla, sujetos con colodion; o de aguja, preferentemente de tipo espiral.

#### **Estimulador externo (Digitimer D185):**

Usar trenes de 7 estímulos con 4 mseg. de intervalo.

425 voltios de voltaje que deben provocar un paso de corriente de 1 A, aproximadamente; valores inferiores de corriente significan que los electrodos de estimulación fallan en su contacto sobre el scalp.

Los estímulos duran 50 $\mu$ seg., valor fijo del equipo de estimulación.

Otros autores utilizan trenes de 5 estímulos con 5 ms de intervalo y entre 500 y 600 voltios de intensidad.

### **Estimulador eléctrico interno del equipo de Potenciales Evocados:**

Los valores máximos de corriente aplicada al estimular han de llegar a 200 mA.

Usar trenes de 7 estímulos con 4 mseg. de intervalo.

La duración de los estímulos debe ajustarse a 500 $\mu$ seg.

El registro se puede realizar a nivel medular o muscular.

**Registro medular:** El registro muestra una onda D (directa) simple y varias subsiguientes ondas I (indirectas). La onda D resulta de la estimulación directa de los axones corticoespinales mientras que las ondas I son generadas por activación transináptica de las neuronas corticoespinales. Las ondas D, sobre todo cuando se obtienen con una intensidad de estímulo dos o tres veces por encima del umbral, son resistentes a los anestésicos volátiles, pero las ondas I son extremadamente sensibles. El registro se realiza en el espacio epidural por encima y por debajo del nivel de la cirugía, necesitando frecuentemente pocos impulsos para producir un potencial evocado. El registro proximal sirve para asesorar sobre la variabilidad de impulsos individuales no promediados. La reproductibilidad es alta si la intensidad del estímulo transcraneal está entre 250 y 500 V para producir una onda D grande y simple. Si la onda D es pequeña la variabilidad es grande, equivalente a la de las ondas I. La onda D registrada en los niveles medulares espinales más caudales es de menor amplitud y más variable. Otras ventajas de esta técnica son que los registros son bastante inmunes a los agentes anestésicos, es posible realizar relajación muscular y que puede realizarse en pacientes con déficits neurológicos previos.

Las desventajas son que únicamente se puede realizar cuando se pueden colocar electrodos epidurales, que no identifica el lado responsable de la afectación y que no son fiables los registros a niveles lumbares.

Parámetros de registro: Los filtros deben estar entre 500 Hz y 5 kHz a fin de obtener registros estables. Cuando la amplitud de la onda D es superior a 10  $\mu$ V suele ser suficiente con el promedio de 8-10 barridos.

**Registro muscular:** El potencial muscular producido por estímulos aislados es demasiado variable para permitir una monitorización adecuada. Esta variabilidad se produce por la baja excitabilidad del pool de motoneuronas en el paciente anestesiado con agentes inhalados, sobre todo los halogenados. Esta limitación puede resolverse con la utilización de trenes de estímulos y anestesia intravenosa. Los estímulos pareados o en forma de trenes producen sumación temporal de los impulsos excitatorios, produciendo activación de mayor número de motoneuronas.

**Parámetros de registro:** Control de las respuestas musculares en tibial anterior y/o abductor hallucis en las dos piernas.

Usar electrodos subcutáneos desechables

Tiempo de análisis, 150 mseg.

Sensibilidad: 50 $\mu$ V./div. (ajustar según las necesidades)

Filtros: 30 – 5000Hz.

Respuestas al tren, sin promediar; desconectar el rechazo de artefacto.

### **Interpretación de resultados.**

Para una correcta interpretación de los resultados se necesita mantener monitorizado el nivel de relajación muscular provocado por el anestesista.

En las intervenciones que se realizan en la columna vertebral cervical pueden monitorizarse las respuestas musculares provocadas en extremidades superiores, escogiendo para ello el músculo adecuado ( se aconseja el abductor del V dedo), acortar el tiempo de registro a 100 mseg. y usar los otros parámetros de estimulación y registro sin cambios.

Los registros del potencial medular provocado por estimulación eléctrica transcraneal, mediante un electrodo epidural, parecen más adecuados para monitorizar la vía corticoespinal durante intervenciones de Neurocirugía.

Los criterios de alarma son la desaparición de la respuesta o una disminución importante de la amplitud del potencial respecto al basal (dada la variabilidad de la respuesta no hay un acuerdo de que tanto % de caída)

### ***Estimulación medular***

Se han descrito diversas técnicas según el tipo de estimulación y de registro.

Con la estimulación directa medular se pueden registrar potenciales robustos en la propia médula espinal en el nervio periférico o en el músculo.

La estimulación medular se puede realizar de forma indirecta a través de la colocación de los electrodos en la apófisis espinosa (SP-NMEP) en el campo quirúrgico (en el ligamento amarillo o en el disco intervertebral según el tipo de vía que se realice) o en la base de la lámina vertebral cervical percutáneamente, proximal al campo quirúrgico (PERC-NMEP). Ambos métodos permiten obtener un potencial evocado neurogénico mixto (NMEP) a nivel del nervio en extremidades inferiores. Los electrodos epidurales que se han usado ampliamente como método de registro, pueden así mismo ser utilizados como electrodos de estimulación.

***Registro medular:*** Cuando la actividad evocada es registrada en la médula utilizando un segundo electrodo epidural caudal, la intensidad del estímulo requerida es únicamente la necesaria para producir la activación de las vías medulares (3-10 mA). Cuando la actividad evocada se registra a nivel del nervio periférico o músculo, la eficacia de la estimulación medular y de la respuesta está limitada por la excitabilidad del pool de motoneuronas. En este caso puede ser necesario utilizar un doble estímulo y hay que tener en consideración los agentes anestésicos y los relajantes musculares.

El registro a nivel medular presenta, como ventajas, el registrar simultáneamente, y no secuencialmente, actividad motora y sensitiva, el que los impulsos se alteran poco por los anestésicos y que se puede utilizar una

relajación completa. Como desventajas el que, al igual que para la estimulación transcraneal, a veces los electrodos se descolocan, sobre todo el caudal, al estar situados en el campo quirúrgico, el que al ser el estímulo y el registro bilaterales no identifica sobre el lado afecto y que no informa sobre lesiones de la porción inferior medular y raíces ya que, por debajo de los niveles torácicos inferiores no se obtienen potenciales fiables.

### ***Registro en el nervio periférico***

La estimulación medular evoca respuestas en el nervio periférico muy estables y rápidas de obtención. Las ventajas de esta técnica son a) puede ser aplicada a lesiones de la porción inferior de la médula o que afecten a las raíces nerviosas b) identifica lesiones unilaterales, permitiendo registrar simultáneamente el lado derecho/izquierdo. c) puede ser aplicada en cualquier tronco nervioso por lo que el registro puede adaptarse al procedimiento realizado d) se puede realizar relajación muscular completa siendo, incluso, deseable y e) al estar situado fuera del campo quirúrgico no se afecta por las interferencias que se producen en el mismo. Las principales críticas consisten en que el componente motor de la respuesta es pequeño y difícil de identificar.

### ***Registro muscular***

El potencial evocado muscular obtenido tras la estimulación medular es menos sensible a los anestésicos que el obtenido por estimulación cortical. Requiere también un régimen de administración de relajantes musculares adecuado, siendo lo mejor ajustar la estimulación a un valor umbral que produzca poco movimiento del paciente a fin de no causar problemas al cirujano.

Las mejores respuestas se obtienen con estímulo pareados a intervalos de 3-5 ms. Puede registrarse en múltiples músculos pudiendo por tanto elegirse aquellos más adecuados a la necesidad clínica.

Parámetros de registro: Filtros entre 200 Hz-5kHz. Estos filtros pueden distorsionar la señal y atenuar su amplitud pero dan mayor estabilidad a la línea de base. La relación señal/ruido de la respuesta motora es suficiente para obtener potenciales sin necesidad de promediación.

## **C) MONITORIZACIÓN DE RAÍCES NERVIOSAS**

En la cirugía de columna pueden lesionarse tanto las raíces nerviosas cervicales como torácicas o lumbosacras. Las radiculopatías secundarias a estos procedimientos quirúrgicos son una complicación ocasional que puede minimizarse mediante un control neurofisiológico durante la intervención.

La manipulación, tracción o isquemia de las raíces nerviosas, puede provocar unas descargas neurotónicas en los músculos inervados por ellas. Las descargas neurotónicas se definen como una serie de potenciales de unidad motora de alta frecuencia (150-300 Hz) irregulares, con una duración de hasta varios segundos y que se registran en los músculos inervados por los segmentos afectados. La actividad de larga duración es más común cuando hay un estiramiento o irritación del nervio y permanece de manera continua cuando hay una sección de la raíz.

Las descargas neurotónicas se deben distinguir de otro tipo de potenciales como los debidos a interferencias provocadas por el bisturí eléctrico, el cavitron, el respirador, el movimiento de la aguja, los potenciales de unidad motora -cuando el paciente no está profundamente anestesiado-, o los potenciales de fibrilación, cuando el músculo ha sido parcialmente denervado.

Un estudio EMG preoperatorio puede ayudar a definir qué músculos pueden ser mejores para ser monitorizados y la existencia de una alteración previa.

**La monitorización intraoperatoria de raíces nerviosas se puede realizar mediante técnicas de:**

### ***1-Electromiografía espontánea.***

Es una monitorización en tiempo real, se debe recoger actividad electromiográfica continua, visual y auditiva desde los músculos de riesgo.

Se puede utilizar tanto electrodos de superficie y subcutáneos, como agujas de EMG monopolares o concéntricas.

Habitualmente se utiliza para recoger la respuesta 2 electrodos de aguja EEG monopolares de 10-12 mm de longitud en cada músculo separado unos 5 mm para obtener una respuesta selectiva del mismo. En algunas ocasiones se puede recurrir a una referencia común.

Los músculos utilizados dependerán del procedimiento. Se puede recoger en cualquier músculo incluyendo intercostales, abdominales, esfínter anal y músculos de los miembros.

El electrodo es difícil de cambiar durante la cirugía por lo que se debe asegurar su buena colocación y estabilidad.

*Los parámetros utilizados para el registro son:*

**1-Osciloscopio con un tiempo de análisis de 100 ms/división.**

**2-Sensibilidad 50  $\mu$ V.**

**3-Filtros de baja 10 Hz y de alta de 1.5 KHz.**

## ***2-Electromiografía provocada por un estímulo.***

Es una técnica estática y estímulo dependiente. Es uno de los métodos objetivos introducidos durante la colocación de las instrumentaciones. Nos permite valorar la localización e integridad de las estructuras nerviosas, así como estructuras no nerviosas en situaciones donde la anatomía normal no se reconoce.

Las raíces nerviosas pueden lesionarse durante todo el proceso de instrumentación y, en menor grado, durante la descompresión quirúrgica.

Consiste en dar un estímulo eléctrico, directo o indirecto, desde la raíz nerviosa provocando una respuesta conocida como potencial de acción del músculo. La



EMG evocada intraoperatoria es capaz de detectar una localización incorrecta de los tornillos pediculares durante cirugía de columna. Esto se realiza estimulando la raíz motora a través del tornillo y se recoge una respuesta en los miotomos correspondientes a esa raíz. Si el tornillo penetra en la cortical del hueso y directa o indirectamente toca una raíz motora, con o sin compresión, la estimulación umbral para lograr una respuesta EMG disminuye significativamente y la respuesta electromiográfica se convierte en una señal de alarma que indica tempranamente la mala posición de un tornillo. Además debemos tener en cuenta los fluidos o tejidos en contacto con la zona a estimular y si existe una compresión crónica de la raíz.

La mayoría de autores opinan que la aparición de una respuesta con una intensidad menor de 10 mA es indicativa que la cortical del pedículo puede estar rota.

### **Estimulador:**

#### **1-Tipo de estimulador:**

Se recomienda la utilización de estimuladores monopolares porque no se afectan por el shunt de corriente aunque pueden utilizarse estimuladores bipolares. El estimulador monopolar el cátodo se coloca sobre la estructura neural o el tornillo a testar, y el ánodo en cualquier músculo.

#### **2-Características del estímulo:**

Pulsos de corriente constante con una duración de 0.2 ms con frecuencias entre 0.5-5 Hz.

Los electrodos que se utilizan para recoger la respuesta son los mismos que para la EMG espontánea.

*Parámetros para recoger la respuesta del potencial de acción del músculo son:*

**-Tiempo de análisis de 50 milisegundos/división.**

**-Sensibilidad de 50  $\mu$ v/división,**

**-Filtros de baja de 3 Hz y de alta de 10 Khz.**

Los parámetros que se miden son la aparición o no del potencial de acción del músculo.

Se debe tener en cuenta que la ausencia o disminución de la respuesta del potencial de acción del músculo puede estar influida por diversos factores:

- a) Excesiva relajación muscular.
- b) Anestesia.
- c) Baja intensidad de corriente.
- d) Fallo en las conexiones o parámetros inapropiados.
- e) Elevada resistencia eléctrica de determinados tornillos.

Tanto en la EMG espontánea como en la EMG por estimulación, es muy importante cuantificar el grado de bloqueo neuromuscular.

***Hay dos métodos:***

- a) midiendo la amplitud del potencial de acción del músculo producido por estimulación supramaximal de un nervio motor periférico, para ello el potencial no debe ser menor del 80 % de la respuesta basal.
- b) Realizando un tren de cuatro (una serie de cuatro pulsos eléctricos) por estimulación supramaximal de un nervio a una frecuencia de 2 Hz y recogiendo la respuesta del potencial de acción del músculo. Se necesita tener 3 ó 4 respuestas de 4 (cero respuestas indica relajación profunda y cuatro prácticamente sin relajación).

En ambos métodos se debe tener en cuenta que los grupos musculares reaccionan de forma diferente a los relajantes musculares, esto es importante para evitar falsos negativos. También se debe tener en cuenta la existencia o no de compresión crónica del nervio a estimular.

Cuando se estimula sobre el tornillo pedicular y no se obtiene respuesta muscular, es recomendable aumentar la intensidad a fin de registrar un potencial y confirmar la integridad del sistema

## **BIBLIOGRAFÍA RECOMENDADA:**

D. Burke, M. Nuwer, J. Daube, C. Fischer, J. Schramm, C. Yingling, S. Jones. 1999. *Intraoperative Monitoring*. En *Recommendations for the Practice of Clinical Neurophysiology: Guidelines of the International Federation of Clinical Neurophysiology*. Ed. G. Deuschl and A.Eisen. Elsevier.

C. Bartley, I.J. Woodforth, J.P.H. Stephen, D. Burke. 2002. *Corticoespinal volleys and compound muscle action potentials produced by repetitive transcranial stimulation during spinal surgery*. *Clinical Neurophysiology* 113, 78-90.

Burke, D. and Hicks, R. G. 1998. *Surgical monitoring of motor pathways* . *J.Clin.Neurophysiol.* 15, 194-205.

Nuwer, M. R. 1999. *Spinal cord monitoring*. *Muscle Nerve* 22, 1620-1630.

V. Deletis, K. Kothbauer. 1998. *Intraoperative neurophysiology of the corticospinal tract*. Eds. E. Stålberg, H.S. Sharma, Y. Olsson. Springer, Wien. New York.

Owen JH, Kostuik JP, Gornet M et al. 1994. *The use of mechanically elicited electromyograms to protect nerve roots during surgery for spinal degeneration*. *Spine*. 19: 1704-1710.

Toleikis JR, Skelly JP, Calvin AO et al. 2000. *The usefulness of electrical stimulation for assessing pedicle screw placements*. *J Spinal Disord* 13: 283-289.

Holland NR. 2002. *Intraoperative Electromyography*. *J Clin Neurophysiol.* 19:444-453.