

REVISIÓN

NEUROLOCALIZACIÓN

DRS. JUAN CARLOS DE LA CUADRA F¹. ANA MARÍA OLIVEROS W².

INTRODUCCIÓN

La anestesia regional se basa en la posibilidad de impedir en forma transitoria la transmisión de la información nerviosa, tanto la sensitiva desde la periferia y la que proviene desde el sistema central a los efectores.

Los anestésicos locales son los mediadores de esta interrupción, pero para acceder a su sitio de efecto –en el canal de sodio en la membrana celular del axón neuronal– debemos depositarlo contiguo al nervio, en concentración y volumen suficiente. El contar con equipos que permitan posicionar las agujas próximas a los nervios, debiera permitir optimizar la inyección de anestésicos locales logrando bloqueos más exitosos con menor necesidad de volumen.

Con el advenimiento de la neuroestimulación se encontró una herramienta, considerada hoy, por muchos, el Gold Standard, para la localización de los nervios periféricos, que viene a complementar el conocimiento de la anatomía normal y los reparos, en mi opinión reemplazando incluso a la búsqueda de parestesia.

La neuroestimulación permitió que la anestesia regional, específicamente los bloqueos de nervio periférico, recuperara parte del gran terre-

no cedido a la anestesia general, ofreciendo una herramienta para su ejecución y su enseñanza.

Esta técnica ha otorgado confiabilidad y reproducibilidad a la realización de los bloqueos¹. La ejecución de procedimientos expeditos y confortables para el paciente ha sido otra fuente de este éxito. Y sin embargo, luego de casi 100 años de la descripción del primer aparato capaz de producir neuroestimulación, nos encontramos que conceptos dados por establecidos, hoy son discutidos y además la técnica de neuroestimulación se ve amenazada con la aparición de nuevas tecnologías, específicamente la ultrasonografía, que puede hacer variar nuestros procedimientos actuales y convertir el estimulador en una herramienta del siglo pasado.

Este artículo va a tratar de algunos puntos que a raíz de nuevas investigaciones y observaciones han modificado o al menos cuestionado nuestro conocimiento de la neuroestimulación. Además se presentarán algunos puntos también novedosos del uso de la ultrasonografía en anestesia regional, posicionándose como promisorio futuro en el campo de la neurolocalización.

NEUROESTIMULACIÓN

Principios del uso de la neuroestimulación

Los nervios transmiten la información a través de impulsos eléctricos que viajan por el axón. Un estímulo normalmente químico, mecánico o térmico, en un cabo del axón provoca

¹ Profesor Auxiliar, Departamento de Anestesiología, Escuela de Medicina, Pontificia Universidad Católica de Chile.

² Residente de Anestesiología, Escuela de Medicina, Pontificia Universidad Católica de Chile.

la depolarización de la membrana, fenómeno que se transmite sucesivamente hasta el extremo opuesto al origen. Otros estímulos externos pueden generar la depolarización de la membrana tanto en alguno de los extremos, como también en la mitad del recorrido.

El neuroestimulador entrega un pulso de corriente eléctrica directa que es capaz de depolarizar la membrana nerviosa generando un potencial de acción y conducción de un estímulo que activa unidades eferentes motoras provocando la contracción de un músculo, y fibras aferentes sensitivas debiese evocar sensaciones dolorosas u otras, al menos desagradables, en el área de inervación de la fibra activada.

Es un hecho conocido que los nervios están compuestos por diferentes fibras con características físicas y fisiológicas particulares. Estas difieren en su morfología, también lo hacen en su sensibilidad a la activación por factores externos. Rheobase es la mínima intensidad de corriente que, aplicada como un pulso largo a una fibra nerviosa, es capaz de producir un potencial de acción. Cronaxia es el tiempo necesario para que una corriente equivalente a dos veces la rheobase, provoque la depolarización del nervio².

Al revés de lo que intuitivamente pensaríamos, las fibras nerviosas gruesas ($A\alpha$) mielínicas tienen una cronaxia menor que las fibras más delgadas ($A\alpha$ y δ) y amielínicas, por lo tanto son más fáciles de estimular. Aplicando este hecho, al entregar contiguo a un nervio, un pulso eléctrico de duración cercana a la cronaxia de las fibras gruesas y de baja intensidad, sólo obtendríamos respuestas motoras y no sensitivas.

La distancia de la aguja estimulante al nervio determina en forma importante, su habilidad para generar una respuesta motora³. Esto está gobernado por la ley de Coulomb: $E = K(Q/r^2)$, donde E = intensidad del campo eléctrico, K = constante, Q = corriente mínima requerida y r = distancia de la aguja al nervio. Por lo tanto, si se es capaz de estimular al nervio con corrientes pequeñas (<0,5 mA), denota una posición muy cercana al nervio. De la misma manera, corrientes muy intensas mejoran la capacidad de producir respuestas incluso, a distancias mayores. Al aumentar la duración del pulso aumenta la carga de corriente entregada, a cualquier intensidad, según otra ley física: Intensidad = q/t , q

=Carga y t = tiempo. Por lo tanto, al reducir la duración, disminuye la dispersión de la corriente, haciéndose necesario que la aguja esté extremadamente cerca al nervio para poder obtener respuesta muscular y viceversa⁵.

La mayoría de los neuroestimuladores en uso vienen programados para entregar estímulos de 0,05 a 0,1 ms de duración. Koscielniak-Nielsen y cols⁴ no encontraron diferencias cuantitativas o cualitativas en las sensaciones evocadas al usar impulsos de 300 μ s o 100 μ s, la mayoría de los pacientes refirieron dolor ante la estimulación (EVA 14 y 17, en escala de 0 a 100), la efectividad y latencia fue similar, y el procedimiento fue más corto con el estímulo más largo, de dudosa importancia clínica para los autores. Hadzic y Vloka⁵ estimulando con pulsos de 0,05 ms hasta 1 ms (ajustando la intensidad para mantener una respuesta motora constante, con corrientes menores a 1 mA), tampoco encontraron diferencias significativas en las percepciones de pacientes. El grupo de anestesia regional de Iowa – RASCI– en su página web www.uianesthesia.com/RASCI, sugiere el uso de 0,2 -0,3 ms como duración de impulso habitual a utilizar.

Neubuger⁶ en un estudio comparativo entre pulsos de 100 μ s versus 1000 μ s, concluye que el uso del primero permite un mejor control de la aguja, puesto que una misma distancia, se correlaciona con una mayor diferencia de corriente. Además, al usar estímulos muy largos (1000 μ s), la energía neta entregada permite obtener respuesta motora a bajas intensidades, pero a distancias mayores, estando aún, alejados del nervio.

Concluimos de estos trabajos, que el dogma de tener que usar una duración de estímulo menor que la cronaxia para evitar molestias en los pacientes es falso. A impulsos más largos es más fácil evocar respuestas motoras y esto favorecería realizar el bloqueo en un tiempo menor, sin embargo, se corre el riesgo de ubicar la aguja alejada del nervio.

La distancia desde la cual una aguja estimulante es capaz de gatillar una respuesta depende de la intensidad del estímulo. Inicialmente se construyeron, en forma experimental, tablas de voltaje distancia. Nos hemos acostumbrado a 0,5 mA como una intensidad mínima aceptable, que hace referencia a la corriente mínima capaz de generar una respuesta motora perceptible. Sung⁷, demostró en conejos, que la aguja se encontraba a menos de 5 mm del

nervio, cuando la intensidad de corriente era menor a 0,5 mA. Franco y cols⁸ han sugerido que, al menos para bloqueos de plexo supraclavicular, 0,9 mA podría ser una cifra suficiente para iniciar la inyección, teniendo una clara respuesta motora de los dedos. Siguiendo ejemplo en Boezaart, Tran (Montreal General Hospital, comunicación personal) usa 0,8 mA como intensidad mínima aceptable (duración de 0,1 ms) utilizando catéteres de neuroestimulación, con excelentes resultados. Al-Nasser⁹, en una carta también sugiere que estímulos de 0,5-0,6 mA son suficientes y bajarse de esa intensidad, puede favorecer la aparición de daño neural.

Lo anterior sugiere que en algunos modelos no es imperativo evocar respuesta con 0,5 mA, para obtener resultados satisfactorios.

¿Cómo explicar entonces, fracasos de bloqueos con respuestas motoras a intensidades mínimas de 0,3 - 0,4 mA? Esta pregunta nos lleva a otros puntos de interés. Jochum y cols¹⁰ publicaron una evaluación objetiva de diferentes estimuladores de nervio para bloqueos, encontrando resultados similares a los de Hadzic y cols¹¹. Existe gran variabilidad en las respuestas a las pruebas a las cuales fueron sometidos neuroestimuladores de uso habitual; duración del estímulo, frecuencia y morfología del mismo, voltaje máximo y la exactitud entre lo programado y lo efectivamente entregado. Este último punto de gran importancia ya que Hadzic reportó que el error mediano aumentaba desde 2,4% para 0,5 mA a 10,4% para 0,1 mA, y que cuatro de los estimuladores testeados diferían en más de un 30% cuando se les configuraba para dar una corriente de 0,3 mA. Por lo tanto, es válido preguntarnos y preocuparnos por los neuroestimuladores que nosotros usamos, si éstos son confiables o si les hemos dado las mantenciones necesarias.

En nervios muy gruesos o en plexos con varios fascículos, una respuesta a baja intensidad nos indica probablemente estar próximos a una parte de este nervio o plexo, pero no asegura que el inyectado se distribuya adecuadamente al resto de las estructuras deseables a bloquear. Las distintas escuelas europeas, especialmente la francesa, son muy dados a sugerir para algunos bloqueos específicos el uso de la estimulación e inyección múltiple¹²⁻¹⁵.

Personalmente, en base a la observación del manejo de la aguja por los jóvenes anestesiólogos aún en formación, hemos desarrollado otra teoría

(no contrapuesta o excluyente de las anteriores). Es frecuente ver que para mejorar la calidad de la respuesta motora, modifican la posición de la aguja realizando movimientos laterales, lo cual ha acercado efectivamente a la aguja a su objetivo; el nervio, mejorando la respuesta y permitiendo bajar la intensidad mínima a valores deseables de <0,5 mA. En este movimiento lateral de la punta, aunque más cerca del nervio sólo han comprimido el tejido entre ambas estructuras, la barrera de tejido interpuesta sigue siendo la misma que a la mayor distancia anterior, de tal manera que al inyectar impide la adecuada difusión en torno al nervio. Los movimientos en una dirección paralela deben estar acompañados de retirada de la aguja y redireccionamiento.

Una pregunta frecuente al comenzar a realizar bloqueos con neuroestimulación es, por qué desaparece precozmente la respuesta motora al iniciar la inyección. Intuitivamente tendemos a imaginar el bloqueo del nervio, lo cual lamentablemente, no sucede de inmediato, o en el efecto mecánico de distanciamiento del nervio por parte del inyectado, teoría comúnmente aceptada y enseñada, luego de los trabajos de Raj y colaboradores¹⁶. Sin embargo, recientemente Tsui y cols¹⁷ estudiaron en animales de experimentación y luego en pacientes, el efecto del inyectado en la estimulación de nervio periférico, mostrando como la respuesta motora desaparecía al inyectar solución fisiológica y solución de anestésicos locales, pero se mantenía o aumentaba con suero glucosado al 5%. Esto sugiere que el efecto dispersador de corriente de las soluciones hidroelectrolíticas es el factor más importante en la cesación de las respuestas motoras con la inyección. Es así como la glucosa al 5% podría usarse en forma segura para distender el espacio perineural y facilitar el avance de catéteres estimulantes, sin disminuir la respuesta motora que se genera, para supervisar en tiempo real, la correcta posición. Pham Dang¹⁸ realiza un estudio prospectivo y randomizado respecto al punto anterior, en pacientes que necesitarán bloqueo femoral continuo. Comparó dos grupos de 30 pacientes que recibían expansión con 10 ml de glucosa al 5% y que no lo hacían, antes de la introducción del catéter. Encontró que el número de inserciones exitosas de catéteres al primer intento fue mayor en el grupo expansión que en el otro (P = 0,007). La resistencia que se oponía al avance del catéter fue significativamente mayor en el gru-

po sin expansión ($P=0,01$). Por último, encontraron que los bolos de anestésico local para alcanzar 0 en la escala de EVA, fueron mayores en el grupo sin expansión ($P=0,03$).

Novedoso es lo que presentan Urme y Grosi¹⁹, que realizaron un estudio que evaluaba la localización nerviosa, en bloqueo ciático (Labat) y compartimento del psoas (Winnie) utilizando un estimulador programado para dar impulsos eléctricos secuenciales, donde cada serie alterna pulsos de 0,1, 0,3, y 1,0 ms separados por 1/3 de segundo entre ellos, de modo que a mayor distancia del nervio, sólo los estímulos de mayor duración desencadenarían respuesta muscular. Al obtener 1 ó 2 respuestas, se avanzaba hasta obtener las 3. Luego se disminuía la intensidad hasta obtener contracción con 0,5 mA o menos. Si bien no fueron sistemáticamente analizados, los 16 bloqueos realizados fueron exitosos. Concluyen que la estimulación secuencial mejora las claves visuales y la retroalimentación durante la localización nerviosa, del movimiento de la aguja, con una menor necesidad de ajustar los controles del estimulador, mejorando la sensibilidad sin comprometer la especificidad, de la neuroestimulación en los bloqueos.

Seguridad y neuroestimulación

Una de las bondades más repetida en los inicios de la neuroestimulación es el factor de seguridad en términos de disminuir o evitar traumas de nervios en comparación al riesgo mayor de la técnica parésica²⁰. Al correlacionar intensidad de corriente y distancia es posible avanzar la aguja de neuroestimulación sólo hasta la distancia necesaria para producir bloqueo adecuado pero evitar el contacto con el nervio. Lamentablemente existen varios reportes de síntomas neurológicos transitorios y permanentes con el uso de neuroestimulación en rangos clínicamente considerados seguros²¹⁻²³.

Urme²⁴ publica un estudio de bloqueos interescalénicos con identificación del plexo braquial por parestesia. Al obtener la parestesia enciende un neuroestimulador conectado a la aguja. Sólo en 30% de los pacientes obtuvo respuesta motora con intensidades de hasta 1,0 mA. Sin modificar la posición de la aguja en todos los pacientes inyectó anestésico local obteniendo bloques exitosos.

Choyce²⁵ previamente publicó un estudio similar en plexo braquial por abordaje axilar. Des-

pués de la parestesia obtuvieron 77% de pacientes con respuesta motora con intensidad menor a 0,5 mA (mediana de 0,17 mA). En apoyo al anterior trabajo, Bollini²⁶ hizo un estudio con secuencia invertida. En primer lugar buscó respuesta motora con neuroestimulador ajustando la aguja para obtener respuesta motora a menos de 0,5 mA; luego apagó el neuroestimulador y avanzó la aguja hasta obtener parestesia, encontrándolo en 21 de 22 pacientes. Estos últimos 2 trabajos sugieren que con el neuroestimulador la aguja está más distante del nervio que con parestesia, también sugieren la posibilidad de que las fibras motoras en el plexo braquial sean más superficiales que las sensitivas (hecho también propuesto por Winnie²⁷ como explicación de la cinética de bloqueo).

Catéter de neuroestimulación

Andree Boezaart^{28,29} publica por primera vez el reporte de una modificación de catéteres peridurales Arrow® para ser utilizados como catéteres perineurales con posibilidad de neuroestimulación. Hoy existen en el mercado varios modelos de diferentes fabricantes. El concepto apela a las bondades de la neuroestimulación y que si éstas son buenas para los bloqueos únicos con aguja por qué no, para posicionar catéteres. Existen varias referencias que muestran como un alto porcentaje de los catéteres no quedan en la ubicación adecuada^{30,31}.

Cada día es más común que planeemos una cirugía en base a uno o más bloqueos anestésicos para el intraoperatorio, y la instalación de un catéter perineural para el postoperatorio. El problema surge cuando nuestro catéter no funciona como quisiéramos, no anda como nuestro bloqueo «anestésico». Lógicamente se ha buscado un método eficaz para asegurar que la punta del catéter se encuentre, efectivamente, en la vecindad del nervio. La neuroestimulación nos da la seguridad de dejar la punta del catéter en la proximidad del nervio. Salinas y cols^{32,33} buscaron en voluntarios diferencias entre catéteres estimulantes y los instalados a través de agujas de neuroestimulación. Si bien, no hubo diferencia estadísticamente significativas (100% vs 85% $p=0,07$) respecto a la efectividad del bloqueo analgésico, el catéter neuroestimulante ofreció una intensidad del bloqueo femoral superior. Estos resultados mostrados por Salinas, no han podido ser repetidos en experiencias clínicas^{34,35}. A lo sumo,

es posible sugerir que, además de la mayor calidad de bloqueo femoral continuo, es posible considerar el uso de concentraciones más bajas de anestésico local y/o menores tasas de infusión del mismo, así como en otros bloqueos³⁶. Sin embargo, el costo beneficio podría no justificarse³⁷, por el costo del kit, por la manipulación para evitar acodamientos y la corrección de la posición de la punta, lo que pudiese conducir a un mayor número de complicaciones como la lesión del nervio.

En febrero de 2007 Stevens y cols³⁸ publicaron un estudio que compara catéter interesca-lénico estimulante y catéter instalado a través de aguja de neuroestimulación, en bloqueo de plexo braquial para cirugía de hombro. Encontraron que el uso de catéter estimulante resulta en un bloqueo motor más rápido, mismo control del dolor postoperatorio y una mejor recuperación funcional a las 6 semanas, comparado al catéter instalado a ciegas, para esta cirugía.

Finalmente han aparecido nuevas publicaciones³⁹ respecto a la posibilidad de inducir bloqueo de conducción del impulso axonal por aplicación de un estímulo eléctrico. Las características del estímulo para este efecto son que la corriente sea bifásica, para evitar daño tisular, y de alta frecuencia. Así, para fibras mielínicas, se logra el bloqueo de canales de sodio o de potasio (dependiendo del modelo utilizado) bajo los electrodos, lo cual se revierte al cesar el estímulo. Para fibras amielínicas⁴⁰ probablemente a través del bloqueo de canales de sodio, más que de potasio. La trascendencia clínica aún no es cierta, se postula útil en las disiner-gias de trígono y vejiga⁴¹, en la espasticidad y el dolor⁴² en relación a ésta, etc. Hay quienes han sugerido este mecanismo como posibilidad de daño con agujas y técnica de neuroestimulación, que se bloquee transitoriamente el nervio y durante ese periodo de tiempo, se produzca una lesión traumática del nervio que no pueda ser advertida. Es sólo una sugere-ncia teórica, puesto que el estímulo que usamos en clínica difiere en mucho del experimental pre-sentado previamente.

ULTRASONOGRAFÍA

La anestesia regional es un ejercicio de ana-tomía aplicado, en palabras de Alon P. Win-nie⁴³. El concepto implica que la anestesia

regional no es un arte mágico de unos pocos do-tados con manos «neurotropas», sino que cual-quiera que conociera sólidamente la anatomía (y aquí está el truco), sería capaz de recrear en su mente esa imagen anatómica para dibujar en la piel del enfermo y en la profundidad de ésta en la medida que avanza la aguja. Hoy no nece-sitamos crear en nuestra mentes estas imágenes, sino que han puesto en nuestras manos ecógra-fos reales que nos muestran representaciones verdaderas de lo que hay más allá de esa barrera impenetrable para nuestra vista que es la piel.

El éxito de los bloqueos en anestesia regional radica en asegurar el depósito del anestésico local y su óptima distribución, alrededor de las estructu-ras nerviosas. Es así como esta herramienta revo-lucionaria se pone al servicio de este objetivo.

El primer reporte de la participación de la ul-trasonografía en un bloqueo de nervio periférico se remonta al año 1978⁴⁴, cuando se describe el uso de un dispositivo doppler para facilitar la identificación de la arteria subclavia antes de rea-lizar un bloqueo de plexo braquial usando el abordaje supraclavicular. Hoy la usamos en los bloqueos de la extremidad superior, la inferior e, incluso, en la anestesia regional del neuroeje.

Principios en el uso de la US

El ultrasonido (US) se define como las ondas cuya frecuencia se encuentra sobre los 20.000 HZ. El transductor de ultrasonido contiene un cristal piezoeléctrico, el que funciona como emi-sor y receptor de ondas de sonido reflejadas por los tejidos: genera ondas mecánicas a partir de señales eléctricas y luego señales eléctricas a partir de ondas mecánicas recibidas. En forma simple la US es la representación gráfica de las distintas intensidades de rebote del ultrasonido, en una escala de grises donde las ondas más re-reflectadas o rebotadas con mayor intensidad, son graficadas en tonos cercanos al blanco (más eco-génico) y las que se perdieron y no rebotaron o lo hicieron pobremente, con menos reflexión, se ven en tonos más negros (menos ecogénico).

Los conceptos claves para entender cómo fun-ciona la US, son la penetrancia y la resolución⁴⁵. Las ondas de ultrasonido, como todas las ondas, se caracterizan de una longitud y una frecuencia específica. La frecuencia está expresada en MHz

y se relaciona con la resolución. La longitud de onda es la distancia entre dos peaks de la onda de sonido, lo que está ligado a la penetrancia. Los sistemas de alta frecuencia (>10 MHz) pueden visualizar bastante bien las estructuras nerviosas, siempre y cuando éstas sean superficiales, como el plexo braquial interescalénico. Es así, como al aumentar la resolución (frecuencia), la penetrancia (longitud de onda) disminuye. Esta relación es resultado de la ley de conservación de la energía, donde $E = f \cdot \lambda$ (f es frecuencia y λ longitud de onda), entonces, si la frecuencia aumenta, la longitud de onda debe disminuir.

Los transductores generan ondas en un rango de frecuencia específico. Las usadas clínicamente en anestesia van en un rango de 2 a 15 MHz. Mientras más rápida la frecuencia de vibración, menos capacidad posee para penetrar los tejidos del cuerpo humano en profundidad, pero mayor es su capacidad de distinguir entre dos puntos diferentes cercanos otorgándole mejor resolución.

Ventajas teóricas

La incorporación del ultrasonido tiene enormes ventajas teóricas. Permite visualizar la anatomía real detectando todo tipo de variaciones de la «anatomía normal». Es posible identificar los nervios como estructuras distintivas y, por lo tanto, tener certeza de su ubicación (Figura 4). Esta característica permite dirigir nuestra aguja y llegar contiguo al nervio, evitando en el camino, todas las otras estructuras vecinas que podrían resultar dañadas por la aguja, pudiendo, teóricamente, disminuir los intentos fallidos por acercarnos a nuestro objetivo. Más importante, hemos aprendido a valorar la visión en tiempo real de la distribución del inyectado y el reposicionamiento de la aguja para mejorarla. Además es un buen método de enseñanza y perfeccionamiento de las técnicas de bloqueo nervioso periférico.

La curva de aprendizaje es rápida. En un reporte de Sites⁴⁶, diez residentes de anestesia sin experiencia previa en ecografía con una instrucción de menos de 5 minutos progresaron de realizar 31 errores en total en la primera simulación de bloqueo a sólo 1 en la sexta simulación en menos de 1 hora de práctica. Lograda una capacitación adecuada en el manejo del ecógrafo (curva de aprendizaje) para el reconocimiento de las imágenes, y la habilidad de

manejar una aguja bajo la visión ecográfica, es posible que el operador sea más rápido en la realización del bloqueo⁴⁷, con menos intentos potencialmente deletéreos por poder dirigir la aguja bajo visión directa a un objetivo también a la vista. El bloqueo es más eficaz⁴⁷, se logra usar un volumen menor de anestésico local⁴⁸ y optimizar la inyección al visualizar la distribución de éste en torno al nervio. Algunas series han demostrado que acorta el tiempo del procedimiento, y una rápida instalación del bloqueo (menor latencia)⁴⁹, al compararlo con las técnicas habituales. Chan y colaboradores⁵⁰ en bloqueo supraclavicular, con una mezcla de lidocaína 2% y bupivacaína 0,5%, reportó un tiempo medio de inicio de bloqueo de $5,4 \pm 1,8$ min, completado dentro de los $16,7 \pm 5,5$ min, y se resolvió en $11,4 \pm 4,2$ h. El dolor postoperatorio fue leve y la satisfacción de los pacientes, alta. Dingemans y colaboradores⁵¹ en un ensayo prospectivo randomizado, observaron que los procedimientos fueron significativamente más cortos en el grupo de ultrasonografía comparado con el grupo neuroestimulación ($3,1 \pm 1,6$ min y $5,2 \pm 4,7$ min, respectivamente; $P = 0,006$). Además una mejor tasa de éxito de la guía ultrasonográfica versus la estimulación nerviosa. A pesar de lo anterior, hay que tener precaución, ya que la literatura disponible es heterogénea respecto a este último punto.

Un aspecto considerado como una desventaja del ultrasonido, es su alto costo. Sin embargo, estudios como los realizados por Sandhu y colaboradores⁵² sugieren que el uso del ultrasonido, específicamente el SonoSite[®] 180, luego de 5.000 bloqueos, rebajaría los costos de cada bloqueo a U\$3,40 cada uno, dado fundamentalmente por disminución de tiempo de pabellón.

Avances tecnológicos

Nuevos equipos más portátiles y económicos, mejor resolución de pantallas, modificaciones en el software, que han permitido mejorar la calidad de las imágenes haciendo más fácil el reconocimiento de las diversas estructuras haciendo más clara todas las ventajas descritas anteriormente⁵³. Se han introducido nuevos transductores de menor frecuencia que nos permite visualizar aquellos nervios ubicados a mayor profundidad conservando una buena resolución, éste es un gran impacto porque la gran mayoría de los bloqueos bajo eco

TABLA 1. VENTAJAS POTENCIALES DE LA ECOGRAFÍA EN LA ANESTESIA REGIONAL⁵³

- Visión directa del nervio
- Visualización directa de las estructuras anatómicas (vasos, músculos, huesos, tendones) facilitando la identificación de los nervios
- Visualización directa e indirecta de la distribución del AL durante su inyección, pudiendo reposicionar la aguja en caso de error
- Evitar efectos secundarios (inyección intraneural, intravascular, etc.)
- Evitar la contracción muscular durante el estímulo (fracturas)
- Reducción en la dosis del anestésico local
- Bloqueo sensitivo más rápido
- Mayor duración de los bloqueos
- Mejor calidad de los bloqueos

son de nervios o plexos superficiales, por lo mismo populares y de gran éxito con las técnicas tradicionales, donde experimentados operadores critican el verdadero aporte del ultrasonido, entonces, la posibilidad de mejorar la tasa de éxito del bloqueo profundo, podría marcar la diferencia. Además que en los bloqueos que se vuelven difíciles por alteraciones anatómicas en pacientes obesos⁵⁴, nuestros transductores no lograban una calidad de imagen adecuada para beneficiarse de su uso. Hoy hay varios reportes del uso de transductores de 2-5 MHz⁵⁵, para nuevos abordajes de nervios profundos.

El US de alta frecuencia (>10 MHz) ofrece una buena visión de estructuras nerviosas. Los transductores que abarcan desde 5 a 12 ó 8 a 14 MHz brindan una excelente resolución de estructuras superficiales en la extremidad superficial y una buena profundidad en los rangos bajos de frecuencia.

Otro avance está constituido por los transductores de disposición lineal y emisiones de sonido paralelo. Como la intensidad y el ángulo de reflexión dependen del ángulo en que la onda ultrasonográfica alcanza el eje largo del nervio, su ecogenicidad será obvia sólo si el transductor está orientado perpendicularmente al mismo. Es así como los transductores convexos o de onda divergente, sólo logran una buena imagen de la estructura nerviosa, en el centro de la pantalla referencia (Figura 3).

Técnica

La descripción habitual de los bloqueos incluye el uso de un campo estéril y la cobertura del transductor con algún medio plástico como una bolsa es-

téril, manga laparoscópica o últimamente hemos estado cubriéndolo con Tegaderm[®]. El transductor se posiciona en un sentido perpendicular al nervio, puesto que permite ver cómo se relaciona la aguja en dos planos, profundidad y lateralidad. La aguja puede introducirse en el eje largo del transductor (Figura 2), con la ventaja de su visualización en totalidad. Esta es la orientación ideal puesto que al ver la aguja se consiguen los beneficios antes expuestos. En el eje corto (Figura 3) la visión de la



Figura 1. Neuroestimulador B/Braun HNS-11. 1. Dial para seleccionar intensidad de corriente a entregar. 2. Botón para seleccionar entre frecuencia de entrega de estímulo de 1 por segundo y 2 por segundo. Estímulos más seguidos impedirían avanzar demasiado sin identificar respuesta, y pasarse de largo. 3. Botón seleccionador de la duración del impulso. Impulsos más largos implican mayor energía total y respuestas motoras más intensas a mayor distancia del nervio. Impulsos más largos debieran activar fibras sensitivas que permiten su identificación pero podría generar más molestias para los pacientes. 4. Botón seleccionador de la escala de intensidades que genera el dial 1 (0-1 mA ó 0-5 mA). 5. Botón que muestra en pantalla el estado de desgaste de las baterías. 6. Botón seleccionador que indica si en la pantalla se muestra la intensidad entregada por el aparato o la intensidad efectiva en el paciente.

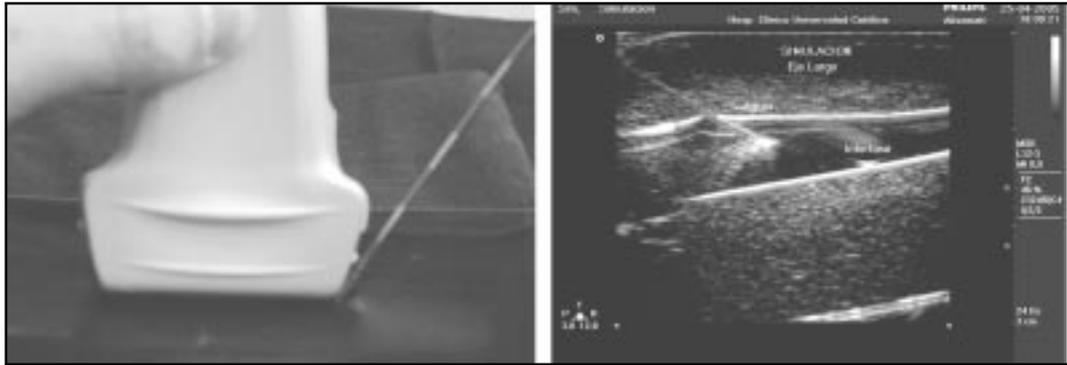


Figura 2. Aguja en eje largo con el transductor que permite visualización completa en la pantalla del ecógrafo y posición exacta de la punta.

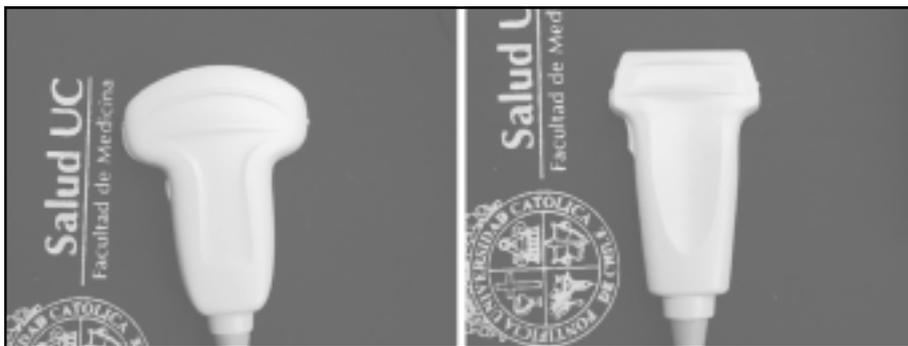


Figura 3. Transductor curvo de 2- 5 MHz y transductor paralelo recto de 5-10 MHz. El primero da imágenes que se distorsionan hacia la periferia pero permite mayor profundidad 22 cm vs 6 cm. El transductor recto da mejor resolución de imágenes superficiales.



Figura 4. Imagen plexo braquial en región infraclavicular.

aguja es parcial, normalmente no se reconoce su punta y su localización más bien se adivina por la deformación de los tejidos a su paso. Esto vuelve a convertir la técnica en ciega. Si durante la inyección se aprecia que la solución no se distribuye homogéneamente entorno al nervio, se reposiciona la aguja para completar la inyección por el lado en que se observa menos anestésico local.

Uso concomitante del neuroestimulador: Durante el proceso de aprendizaje es normal usar una combinación de ultrasonido, como guía de la aguja, y neuroestimulación con el fin de asegurar que la estructura que identificamos como nervio verdaderamente lo sea, al obtener una respuesta motora. También es usado como elemento de seguridad, en contra de un avance entusiasta y penetración en el nervio con la aguja, mientras se consigue la habilidad de visualizar adecuadamente la punta de la aguja, única manera de que efectivamente la ultrasonografía aporte mayor seguridad a la técnica. Una vez sobrepasada la curva de aprendizaje necesaria, para que el bloqueo guiado por ultrasonografía sea igualmente exitoso que al usar neuroestimulador, y se consigue la confianza para utilizar el método de manera segura, el uso concomitante de ambas técnicas no es un aporte, sino que, incluso entorpece. Esto queda ilustrado en el trabajo de Chan y colaboradores⁵⁶ que, en bloqueo por abordaje axilar del plexo braquial, estudiaron en forma prospectiva

tres grupos, bloqueo guiado por neuroestimulación, guiado por ecografía y guiado por ultrasonido seguido de neuroestimulación. Observaron que en los grupos ultrasonido sólo y ultrasonido con neuroestimulación, había una mayor tasa de éxito (82,8% y 80,7%, respectivamente) que en el grupo de neuroestimulación (62,9%) ($P=0,01$ y $0,03$ respectivamente). Por otro lado, el procedimiento fue significativamente más corto en el grupo ultrasonografía ($9,3\pm 4,0$ min vs $11,2\pm 4,4$ min para neuroestimulación y $12,4\pm 4,8$ min para el grupo ultrasonido y neuroestimulación ($P=0,01$). Marhofer y colaboradores⁵⁷ sugieren que en niños que requieren bloqueo infraclavicular de plexo braquial, el ultrasonido aportaría con mayor rapidez en la obtención de respuesta motora, bloqueo sensitivo y mayor duración para este último, eliminando, a utilizarlo como técnica única, las molestias de la contracción muscular evocada por la neuroestimulación. De nuestra experiencia, sin embargo, hemos aprendido hechos interesantes con el uso simultáneo de ecografía y neuroestimulación. Los nervios no están fijos y se arrancan de las agujas. En ocasiones, hemos podido verificar el estrecho contacto entre el nervio y la aguja, y aun así, no conseguir respuestas motoras. Hemos visto cómo se produce una inyección intraneural a pesar de una neuroestimulación mayor a 0,3 mA, y sin molestias para el paciente ni daño neurológico posterior.

Seguridad

La seguridad es el mayor aporte de la ultrasonografía a la anestesia regional pero no lo elimina sobre todo durante el período de aprendizaje. En el trabajo ya citado de Sites⁴⁶, el error más frecuente era no visualizar la punta de la aguja y pasarse de largo del objetivo, lo que en el modelo real podría significar introducir la aguja en el nervio sobre todo si se realiza en pacientes muy sedados o anestesiados que no pueden referir parestesias.

Al menos hay un reporte en que bajo visión ecográfica, atraviesan un nervio y luego inyectan anestésico local intraneural⁵⁸.

Como factor de seguridad el ecógrafo no tan solo protege de daños sino es de diagnosticar lesiones en órganos adyacentes durante una ultrasonografía anestésica⁵⁹.

Finalmente, se ha observado que en 80% de bloqueos con búsqueda de parestesia hubo inyecciones intraneurales iniciales que se abortaron con el uso del ultrasonido sin consecuencias neurológicas posteriores⁶⁰.

Bloqueos

Los últimos 3 años han presenciado una explosión de trabajos sobre nuevos abordajes con US o nuevos reportes de bloqueos de nervios posibles de realizar con Eco (Tabla 2). En la última reunión de la Sociedad Americana de Anestesia Regional (ASRA) en abril 2007, alrededor de un tercio de los resúmenes aceptados se relacionaban al uso de ultrasonido.

Uso en bloqueo neuroaxial: Un área en la que se ha ido avanzando lentamente es en la anestesia neuroaxial y su uso para el abordaje caudal o clásico del espacio peridural en pediatría o en pacientes embarazadas⁷⁶, con resultados positivos. En abril de 2007, Kil y colaboradores⁷⁷, sugirieron que el ultrasonido, podría proveer de una información precisa de la distancia que existe desde la piel al ligamento amarillo en menores y mayores de un año, lo que disminuiría el riesgo de cada intento.

La US provee de una aproximación diagnóstica de la trayectoria de la aguja en los bloqueos neuroaxiales. Así, sería posible disminuir el número de

TABLA 2. BLOQUEOS DESCRITOS CON USO DE ULTRASONOGRAFÍA, MÁS ALLÁ DE LOS DIFERENTES ABORDAJES PARA PLEXO BRAQUIAL, N. FEMORAL Y N. CIÁTICO

Nuevos bloqueos descritos con el uso de ultrasonido
<ul style="list-style-type: none"> • Ilioinguinal- iliohipogástrico⁶¹⁻⁶²⁻⁶³ • Obturador⁸¹ • Bloqueo nervios de la muñeca⁶⁴ • Bloqueo umbilical y vainas del recto⁶⁵⁻⁶⁶ • Plexo cervical profundo⁶⁷ • Safeno⁶⁸ • Pudendo⁶⁹ • Plexo lumbar⁷⁰ • Retrobulbar⁷¹ • Facetario⁷² • Ramo medial lumbar⁷³ • Plexo celíaco⁷⁴ • Ganglio estrellado⁷⁵

intentos, ya que conociendo el mejor lugar para la punción, el ángulo y la distancia apropiadas, mejorando la calidad de nuestro procedimiento⁷⁸.

Uso de catéteres: Al desarrollar habilidades en el uso de la ecografía, uno de los pasos siguientes es la instalación de catéteres por medio de la ultrasonografía. Hay algunas series que comunican las experiencias de distintos grupos al respecto. Llama la atención lo publicado por Swenson⁷⁹ que muestra una serie grande donde describe pocas intervenciones de anestesiólogo, y que, con una buena información y contacto domiciliario, podría ser una gran alternativa para el manejo del dolor postoperatorio a más largo plazo. Eran 620 pacientes, donde se pusieron catéteres interescalénicos, femorales y ciático-poplíteos. Dos pacientes (0,3%) del total, tuvieron complicaciones derivadas del bloqueo nervioso (compatibles con compresión nerviosa y síndrome regional complejo, cada uno), que se resolvieron dentro de las 6 semanas postoperatorias. Veintiséis pacientes (4,2%) necesitaron alguna intervención del anestesiólogo (bolo de anestésico local y cambio de apósito). Un paciente regresó al hospital para remoción del catéter y reemplazo por PCA iv de morfina. En niños, van Geffen⁸⁰ describe su serie de 10 catéteres ciáticos por abordaje subglúteo, donde el ultrasonido permitió la identificación del nervio en forma fácil, confirmado mediante neuroestimulación con aguja y catéter, asegurando la correcta instalación. La visualización ultrasonográfica del inyectado y la posición del catéter predijo un bloqueo exitoso en todos los pacientes. Obtuvieron una excelente analgesia y satisfacción, sin complicaciones.

Paciente Dormido: este es un tema sin duda discutido. Personalmente, creemos que es una gran herramienta para este tipo de situaciones y que debiera llevar, eventualmente, a ignorar la sugerencia de no realizar bloqueos en pacientes dormidos o anestesiados, en la medida que nuestra propia experiencia, así como la que se puede extraer de la literatura, sea favorable. Por el momento, en el estado de desarrollo actual de la técnica, sigue siendo conveniente adherir a los consejos de los expertos y evitar realización de cualquier procedimiento de anestesia regional en estos pacientes.

REFERENCIAS

1. Franco CD, Zairo, Vieira. 1,001 Subclavian Perivascular Brachial Plexus Blocks: Success With a Nerve Stimulator. *Reg Anesth Pain Med* 2000; 25: 41-6.
2. De Andrés J, Alonso-Inigo JM, Sala-Blanch X, Reina MA. Nerve stimulation in regional anesthesia: Theory and practice. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol* 2005; 19: 153-74.
3. Urney WF. Using the nerve stimulator for peripheral or plexus nerve blocks. *Minerva Anesthesiol* 2006; 72(6): 467-71.
4. Koscielniak-Nielson J, Rassmussen H, Jepsen K. Effective impulse duration on patient's perception of electrical stimulation and block effectiveness during axillary block in unседated ambulatory patients. *Reg Anesth Pain Med* 2001; 26: 428-33.
5. Hadzic A, Vloka JD, Claudio RE et al. Electrical nerve localization. Effects of cutaneous electrode placement and duration of stimulus on motor response. *Anesthesiology* 2004; 100: 1526-30.
6. Neuburger M, Rotzinger M, Kaiser H. Electric nerve stimulation in relation to impulse strength. A quantitative study of the distance of the electrode point to the nerve. *Anaesthesist* 2001; 50(3): 181-6.
7. Sung DH. Locating the target nerve and injectate spread in rabbit sciatic nerve block. *Reg Anesth Pain Med* 2004; 29(3): 194-200.
8. Franco CD, Domashevich V, Voronov G et al. The supraclavicular block with a nerve stimulator: to decrease or not to decrease, that is the question. *Anesth Analg* 2004; 98: 1167-71.
9. Al-Nasser B. Is Low-current Search a Risk Factor in Peripheral Nerve Localization? *Anesthesiol* 2006; 104(6): 1347-8.
10. Jochum D, Iohom G, Diarra DP, Loughnane F, Dupré LJ, Bouaziz H. An objective assessment of nerve stimulators used for peripheral nerve blockade. *Anaesthesia* 2006; 61(6): 557-64.
11. Hadzic A, Vloka J, Hadzic N et al. Nerve stimulators used for peripheral nerve blocks vary in their electrical characteristics. *Anesthesiology* 2003; 98: 969-74.
12. Handoll HH, Koscielniak-Nielsen ZJ. Single, double or multiple injection techniques for axillary brachial plexus block for hand, wrist or forearm surgery. *Cochrane Database Syst Rev* 2006; (1): CD003842.
13. Paqueron X, Bouaziz H, Macalou D, Labaille T, Merle M, Laxenaire MC, Benhamou D. The lateral approach to the sciatic nerve at the popliteal fossa: one or two injections? *Anesth Analg* 1999; 89(5): 1221-5.
14. Fanelli G, Casati A, Garancini P, Torri G. Nerve stimulator and multiple injection technique for upper and lower limb blockade: failure rate, patient acceptance, and neurologic complications. Study Group on Regional Anesthesia. *Anesth Analg* 1999; 88(4): 847-52.
15. Jochum D, Delaunay L. Nerve stimulation, nerve stimulator and the reasoned multiple nerve stimulation technique. *Ann Fr Anesth Reanim* 2005; 24(3): 236-8.
16. Raj P, de Andres J, Grossi P, Banister R, Sala-Blanch X. Aid to Localization of Peripheral Nerves. En *Textbook of Regional Anesthesia* Raj P.P. editor Churchill Livingstone Nueva York 2002.

17. Tsui BCH, Kropelin B, Ganapathy S, Finucane B. Dextrose 5% in water: fluid medium for maintaining electrical stimulation of peripheral nerves during stimulating catheter placement. *Acta Anaesthesiol Scand* 2005; 49: 1562-5.
18. Pham Dang C, Guilley J, Dernis L, Langlois C, Lambert C, Nguyễn J-M, Pinaud M. Is There Any Need for Expanding the Perineural Space Before Catheter Placement in Continuous Femoral Nerve Blocks? *Reg Anesth Pain Med* 2006; 31: 393-400.
19. Urmey WF, Grossi P. Use of Sequential Electrical Nerve Stimuli (SENS) for Location of the Sciatic Nerve and Lumbar Plexus. *Reg Anesth Pain Med* 2006; 31: 463-9.
20. Selander D, Edshage S, Wolff T. Paresthesiae or no paresthesiae? Nerve lesions after axillary blocks. *Acta Anaesthesiol Scand* 1979; 23(1): 27-33.
21. Bonner SM, Pridie AK. Sciatic nerve palsy following uneventful sciatic nerve block. *Anaesthesia* 1997; 52(12): 1205-7.
22. Benumof JL. Permanent loss of cervical spinal cord function associated with interscalene block performed under general anesthesia. *Anesthesiology* 2000; 93: 1541-4.
23. Shah S, Hadzic A, Vloka JD, Cafferty MS, Moucha CS, Santos AC. Neurologic complication after anterior sciatic nerve block. *Anesth Analg* 2005; 100(5): 1515-7.
24. Urmey WF, Stanton J. Inability to Consistently Elicit a Motor Response following Sensory Paresthesia during Interscalene Block Administration. *Anesthesiology* 2002; 96: 552-4.
25. Choyce A, Chan VWS, Middleton WJ, Knight PR, Peng P, McCartney CJL. What is the relationship between paresthesia and nerve stimulation for axillary brachial plexus block? *Reg Anesth Pain Med* 2001; 26: 100-4.
26. Bollini CA, Urmey WF, Vascello L, Cacheiro F. Relationship between evoked motor response and sensory paresthesia in interscalene brachial plexus block. *Reg Anesth Pain Med* 2003; 28(5): 384-8.
27. Winnie AP. Interscalene brachial plexus block. *Anesth Analg* 1970; 49: 455-66.
28. Boezaart AP, de Beer JF, du Toit C, van Rooyen K. A new technique of continuous interscalene nerve block. *Can J Anesth* 1999; 46: 275-81.
29. Boezaart AP. Continuous interscalene block for ambulatory shoulder surgery. *Best Practice Res Clin Anaesth* 2002; 16: 295-310.
30. Capdevila X, Biboulet P, Morau D, Bernard N, Deschodt J, Lopez S, d'Athis F. Continuous Three-in-One Block for Postoperative Pain After Lower Limb Orthopedic Surgery: Where Do the Catheters Go? *Anesth Analg* 2002; 94: 1001-6.
31. Ganapathy S, Wasserman RA, Watson JT, Bennett J, Armstrong KP, Stockall CA, Chess DG, MacDonald C. Modified continuous femoral three-in-one block for postoperative pain after total knee arthroplasty. *Anesth Analg* 1999; 89(5): 1197-202.
32. Salinas FV. Location, location, location: Continuous peripheral nerve blocks and stimulating catheters. *Reg Anesth Pain Med* 2004; 28: 79-82.
33. Salinas FV, Neal JM, Sueda LA, Kopacz DJ, Liu SS. Prospective comparison of continuous femoral nerve block with nonstimulating catheter placement versus stimulating catheter-guided perineural placement in volunteers. *Reg Anesth Pain Med* 2004; 29: 212-20.
34. Morin AM, Eberhart LHM, Behnke HKE, Wagner S, Koch T, Wolf U et al. Does femoral nerve catheter placement with stimulating catheters improve effective placement? A randomized, controlled, and observer-blinded trial. *Anesth Analg* 2005; 100: 1503-10.
35. Jack NTM, Liem EB, Vonhogen LH. Use of a stimulating catheter for total knee replacement surgery: preliminary results. *Br J Anaesth* 2005; 95: 250-4.
36. Rodriguez J, Taboada M, Carceller J, Lagunilla J, Barcena M, Alvarez J. Stimulating popliteal catheters for postoperative analgesia after Hallux Valgus Repair. *Anesth Analg* 2006; 102(1): 258-62.
37. Casati A, Fanelli G, Danelli G, Baciarello M, Ghisi D, Nobili F, Chelly JE. Stimulating or conventional perineural catheters after hallux valgus repair: a double-blind, pharmacoeconomic evaluation. *Acta Anaesthesiol Scand* 2006; 50(10): 1284-9.
38. Stevens MF, Werdehausen R, Golla E, Braun S et al. Does Interscalene Catheter Placement with Stimulating Catheters Improve Postoperative Pain or Functional Outcome After Shoulder Surgery? A Prospective, Randomized and Double-Blinded Trial. *Anesth Analg* 2007; 104: 442-7.
39. Zhang X, Roppolo JR, de Groat WC, Tai C. Mechanism of Nerve Conduction Block Induced by High-Frequency Biphasic Electrical Currents. *IEEE Trans Biomed Eng* 2006; 53 (12 Pt 1): 2445-54.
40. Tai C, de Groat WC, Roppolo JR. Simulation of nerve block by high-frequency sinusoidal electrical current based on the Hodgkin-Huxley model. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2005; 13(3): 415-22.
41. Bhadra N, Bhadra N, Kilgore K, Gustafson KJ. High frequency electrical conduction block of the pudendal nerve. *J Neural Eng* 2006; 3(2): 180-7. Epub 2006 May 16.
42. Bhadra N, Kilgore KL. High-frequency electrical conduction block of mammalian peripheral motor nerve. *Muscle Nerve* 2005; 32: 782-90.
43. Winnie AP. *Anesthesia de Plexos* 1986. Salvat editores S.A. Barcelona, España.
44. La Grange P, Foster P, Pretorius L. Application of the doppler ultrasound blood flow detector in supraclavicular brachial plexus block. *Br J Anaesth* 1978; 50: 965-7.
45. Sites BD. Ultrasound guided peripheral nerve blocks: what you really need to know. ASA refresher course lecture 2004, 315.
46. Sites BD, Gallagher JD, Cravero J, Lundberg J, Blike G. The learning curve associated with a simulated ultrasound-guided interventional task by inexperienced anesthesia residents. *Reg Anesth Pain Med* 2004; 29(6): 544-8.
47. Williams SR, Chouinard P, Arcand G, Harris P, Ruel M, Boudreault D, Girard F. Ultrasound guidance speeds execution and improves the quality of supraclavicular block. *Anesth Analg* 2003; 97(5): 1518-23.
48. Marhofer P, Schrogendorfer K, Wallner T, Koinig H, Mayer N, Kapral S. Ultrasonographic guidance reduces the amount of local anesthetic for 3-in-1 blocks. *Reg Anesth Pain Med* 1998; 23(6): 584-8.
49. Marhofer P, Schrogendorfer K, Koinig H, Kapral S, Weinstabl C, Mayer N. Ultrasonographic guidance improves sensory block and onset time of three-in-one blocks. *Anesth Analg* 1997; 85(4): 854-7.

50. Chan VW, Perlas A, Rawson R, Odukoya O. Ultrasound-guided supraclavicular brachial plexus block. *Anesth Analg* 2003; 97: 1514-17.
51. Dingemans E, Williams SR, Arcand G, Chouinard P, Harris P, Ruel M, Girard F. Neurostimulation in ultrasound-guided infraclavicular block: a prospective randomized trial. *Anesth Analg* 2007; 104(5): 1275-80.
52. Sandhu NS, Sidhu DS, Capan LM. The cost comparison of infraclavicular brachial plexus block by nerve stimulator and ultrasound guidance. *Anesth Analg* 2004; 98(1): 267-8.
53. Marhofer P, Greher M, Kapral S. Ultrasound guidance in regional anaesthesia. *Br J Anaesth* 2005; 94: 7-17.
54. Schwemmer U, Papenfuss T, Greim C, Brederlau J, Roewer N. Ultrasound-guided interscalene brachial plexus anaesthesia: differences in success between patients of normal and excessive weight. *Ultraschall Med* 2006; 27(3): 245-50.
55. Chantzi C, Saranteas T, Zogogiannis J, Alevizou N, Dimitriou V. Ultrasound examination of the sciatic nerve at the anterior thigh in obese patients. *Acta Anaesthesiol Scand* 2007; 51(1): 132.
56. Chan VW, Perlas A, McCartney CJ, Brull R, Xu D, Abbas S. Ultrasound guidance improves success rate of axillary brachial plexus block. *Can J Anaesth.* 2007; 54(3): 176-82.
57. Marhofer P, Sitzwohl C, Greher M., Kapral S. Ultrasound guidance for infraclavicular brachial plexus anaesthesia in children. *Anaesthesia* 2004; 59(7): 642-6.
58. Schafhalter-Zoppoth I, Zeitz ID, Gray AT. Inadvertent femoral nerve impalement and intraneural injection visualized by ultrasound. *Anesth Analg* 2004; 99(2): 627-8.
59. Sites BD, Spence BC, Gallagher JD, Beach ML. On the edge of the ultrasound screen: Regional anesthesiologists diagnosing nonneural pathology. *Reg Anesth Pain Med* 2006; 31(6): 555-62.
60. Bigeleisen PE. Nerve puncture and apparent intraneural injection during ultrasound-guided axillary block does not invariably result in neurologic injury. *Anesthesiology* 2006; 105(4): 779-83.
61. Gofeld M, Christakis M. Sonographically guided ilioinguinal nerve block. *J Ultrasound Med* 2006; 25(12): 1571-5.
62. Eichenberger U, Greher M, Kirchmair L, Curatolo M, Moriggl B. Ultrasound-guided blocks of the ilioinguinal and iliohypogastric nerve: accuracy of a selective new technique confirmed by anatomical dissection. *Br J Anaesth* 2006; 97(2): 238-43.
63. Willschke H, Marhofer P, Bosenberg A, Johnston S, Wanzel O, Cox SG, Sitzwohl C, Kapral S. Ultrasonography for ilioinguinal/iliohypogastric nerve blocks in children. *Br J Anaesth* 2005; 95(2): 226-30.
64. Liebmann O, Price D, Mills C, Gardner R, Wang R, Wilson S, Gray A. Feasibility of forearm ultrasonography-guided nerve blocks of the radial, ulnar, and median nerves for hand procedures in the emergency department. *Ann Emerg Med* 2006; 48(5): 558-62.
65. de Jose Maria B, Gotzens V, Mabrok M. Ultrasound-guided umbilical nerve block in children: a brief description of a new approach. *Paediatr Anaesth* 2007; 17(1): 44-50.
66. Willschke H, Bosenberg A, Marhofer P, Johnston S, Kettner SC, Wanzel O, Kapral S. Ultrasonography-guided rectus sheath block in paediatric anaesthesia—a new approach to an old technique. *Br J Anaesth* 2006; 97(2): 244-9.
67. Sandeman DJ, Griffiths MJ, Lennox AF. Ultrasound guided deep cervical plexus block. *Anaesth Intensive Care* 2006; 34(2): 240-4.
68. Gray AT, Collins AB. Ultrasound-guided saphenous nerve block. *Reg Anesth Pain Med* 2003; 28(2): 148.
69. Kovacs P, Gruber H, Piegger J, Bodner G. New, simple, ultrasound-guided infiltration of the pudendal nerve: ultrasonographic technique. *Dis Colon Rectum* 2001; 44(9): 1381-5.
70. Morimoto M, Kim JT, Popovic J, Jain S, Bekker A. Ultrasound-guided lumbar plexus block for open reduction and internal fixation of hip fracture. *Pain Pract* 2006; 6(2): 124-6.
71. Birch AA, Evans M, Redembo E. The ultrasonic localization of retrobulbar needles during retrobulbar block. *Ophthalmology* 1995; 102(5): 824-6.
72. Greher M, Kirchmair L, Enna B, Kovacs P, Gustorff B, Kapral S, Moriggl B. Ultrasound-guided lumbar facet nerve block: accuracy of a new technique confirmed by computed tomography. *Anesthesiology* 2004; 101(5): 1195-200.
73. Shim JK, Moon JC, Yoon KB, Kim WO, Yoon DM. Ultrasound-guided lumbar medial-branch block: a clinical study with fluoroscopy control. *Reg Anesth Pain Med* 2006; 31(5): 451-4.
74. Tran QN, Urayama S, Meyers FJ. Endoscopic ultrasound-guided celiac plexus neurolysis for pancreatic cancer pain: a single-institution experience and review of the literature. *J Support Oncol* 2006; 4(9): 460-2.
75. Kapral S, Krafft P, Gosch M, Fleischmann D, Weinstabl C. Ultrasound imaging for stellate ganglion block: direct visualization of puncture site and local anesthetic spread. A pilot study. *Reg Anesth* 1995; 20(4): 323-8.
76. Grau T, Leipold RW, Fatehi S, Martin E, Motsch J. Real-time ultrasonic observation of combined spinal-epidural anaesthesia. *Eur J Anaesthesiol* 2004; 21(1): 25-31.
77. Kil HK, Cho JE et al. Prepuncture Ultrasound-Measured Distance: An Accurate Reflection of Epidural Depth in Infants and Small Children. *Reg Anesth Pain Med* 2007; 32: 102-6.
78. Grau T. Ultrasonography in the current practice of regional anaesthesia. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol* 2005; 19(2): 175-200.
79. Swenson JD, Bay N, Loose E, Bankhead B, Davis J, Beals TC, Bryan NA, Burks RT, Greis PE. Outpatient management of continuous peripheral nerve catheters placed using ultrasound guidance: an experience in 620 patients. *Anesth Analg* 2006; 103(6): 1436-43.
80. van Geffen GJ, Gielen M. Ultrasound-guided subgluteal sciatic nerve blocks with stimulating catheters in children: a descriptive study. *Anesth Analg* 2006; 103(2): 328-33.
81. Soong J, Schafhalter-Zoppoth I, Gray AT. Sonographic imaging of the obturator nerve for regional block. *Reg Anesth Pain Med* 2007; 32(2): 146-51.