

Facultad de Medicina

Departamento de Ciencias Médicas y Quirúrgicas

APLICACIONES DE LA T-ELECTROMIOGRAFÍA EN LA IMPLANTACIÓN TRANSPEDICULAR MÍNIMAMENTE INVASIVA DE TORNILLOS EN LA COLUMNA LUMBOSACRA: VISIÓN NEUROFISIOLÓGICA

(Applications of triggered-Electromyography in minimally invasive transpedicular implantation of screws in the lumbosacral spine: Neurophysiological acumen)

TESIS DOCTORAL

YUNFEN WU SANTANDER, 2017 D. Alfonso Vázquez-Barquero Doctor en Medicina y Cirugía por la Universidad de Cantabria.

CERTIFICA:

Que el presente trabajo titulado " Aplicaciones de la t-Electromiografía en la implantación transpedícular mínimamente invasiva de tornillos en la columna lumbosacra. – Visión neurofisiológica"

Presentado por Doña Yunfen Wu para optar al grado de Doctor en Medicina, ha sido realizado bajo mi dirección.

Y para que conste y surta los efectos oportunos, expido el presente certificado en Santander, a 19 de Junio de 2017.

Dr. Alfonso Vázquez-Barquero

A Dios, por ser la luz de mi vida y por darme unos padres que me enseñaron el camino de la vida, que siempre fueron el mejor ejemplo de principios y superación; y por bendecirme con la llegada de Tommy y Nathan a mi vida.

AGRADECIMIENTOS

A mi director de tesis, el Profesor Alfonso Vázquez-Barquero, por confiar en mí, por su gran experiencia universitaria y docente, quien me ha brindado un gran apoyo y colaboración.

Al Dr. Sedat Ulkatan, quien fue mi maestro y supervisor del Fellowship de Monitorización Intraoperatoria en el Mount Sinai West Hospital, Nueva York. Sin él, la realización de mis trabajos de investigaciones sobre la tesis no sería posible.

Al Dr. Douglas Cohen por su contribución en el estudio y por su inmenso apoyo.

Al Dr. Vedran Deletis, quien fue mi primer estímulo e inspiración en la Monitorización Intraoperatoria, quien me dio la oportunidad de realizar el Fellowship de Monitorización Intraoperatoria en Nueva York. Es un gran maestro que me trae nueva enseñanza cada vez que nos encontramos. Sin él, no llegaría a donde estoy.

Al Hospital Universitario "Marqués de Valdecilla", especialmente, al Servicio de Neurofisiología Clínica en el que crecí como neurofisióloga. Durante mi Residencia, he recibido mucho apoyo por parte del Hospital y del Servicio.

A mis maestros en el Servicio de Neurofisiología del Hospital Universitario "Marqués de Valdecilla":

Al Dr. Antonio García García, por su enseñanza para guiar mis pasos en la Neurofisiología Clínica, y por su inmenso apoyo durante mi Residencia.

Al Dr. Roberto Ocón, quien me brindó siempre ayudas y apoyos en mis momentos difíciles. A parte de su enseñanza sobre la Neurofisiología Clínica, es un gran amigo.

A la Dra. Carmen de Pablos, quien me ha brindado un cariño inmenso aún después de su jubilación. Además de ser una maestra, es como una madre.

A la Dra. Marian Martínez Martínez, quien fue mi primera maestra en la Monitorización Intraoperatoria, quien me ayudó y apoyó en iniciar el Fellowship en Nueva York.

Al Dr. Pedro Orizaola, quien me ha brindado un apoyo profesional enorme y amistad.

Finalmente sin ser el menos importante, al Dr. José Luis Fernández Torre, quien me enseñó a utilizar el sentido común por encima del resto de los sentidos.

También me gustaría dar las gracias a todos mis compañeros del departamento de Monitorización Intraoperatoria del Hospital Mount Sinai West Hospital, Nueva York. Quienes me dieron mucho apoyo y cariño durante mi Fellowship y estancia en Nueva York.

INDICE

1. Introducción 1
1.1 Concepto y justificación del proyecto
1.2 Historia de la evolución de la implantación de tornillos pediculares para la fijación lumbar
1.3 Bases anatómicas y fisiológicas
1.4 Complicaciones neurológicas derivadas a una malposición de tornillo pedicular
1.5 Modalidades de controles intraoperatorios de la implantación de tornillos pediculares
1.5.1 Historia del desarrollo de la t-EMG como técnica de monitorización durante la implantación de tornillos pediculares
1.5.2 Valor de la t-EMG como modalidad de monitorización durante la implantación transpedicular de tornillos
1.5.2.1 Potencial de acción motor compuesto
1.5.2.2 Determinación del umbral
1.5.2.3 Factores influyentes en el umbral
1.5.2.3.1 Condiciones fisiológicas
1.5.2.3.2 Condiciones patológicas
1.5.2.3.3 Tipos de tornillos pediculares
1.5.2.3.4 El bloqueo neuromuscular

blandos	n tejidos 34
1.5.3 Umbrales de estimulación de los implantes pedicula columna lumbosacra	
1.5.3.1 Revisión de la literatura	36
1.5.3.1.1 Cirugía abierta	37
1.5.3.1.2 Cirugía mínimamente invasiva	39
2. Planteamiento del problema e hipótesis	44
3. Objetivos	48
4. Material y métodos	51
4.1 Evaluación de la precisión de la t-EMG con la aplicación de o umbrales para la estimulación de los implantes pediculares e mínimamente invasiva.	n cirugía
umbrales para la estimulación de los implantes pediculares e	n cirugía 52
umbrales para la estimulación de los implantes pediculares e mínimamente invasiva	n cirugía 52 52
umbrales para la estimulación de los implantes pediculares e mínimamente invasiva	n cirugía 52 52
umbrales para la estimulación de los implantes pediculares e mínimamente invasiva	n cirugía 52 52 54
umbrales para la estimulación de los implantes pediculares e mínimamente invasiva	n cirugía 52 54 54 56 rews" y
umbrales para la estimulación de los implantes pediculares e mínimamente invasiva	n cirugía 52 54 54 56 rews" y

	4.4.1 Diseño de los dilatadores propuestos
	4.4.2 Protocolos de succión
	4.4.2.1 Protocolo 1
	4.4.2.2 Protocolo 2 67
5. Re	sultados69
5.1	Precisión de la t-EMG con la aplicación de diferentes umbrales para la estimulación de los implantes pediculares en cirugía mínimamente invasiva
	Wolana da la masiatamaia da las "tamasmayya" y tamaillas madiculanas
5.2	Valores de la resistencia de los "tapscrews" y tornillos pediculares canulados sin recubrimiento
	canulados sin recubrimiento
5.3 6. Dis	canulados sin recubrimiento
5.3 6. Di s	
5.3 6. Di s 6.1 6.2	canulados sin recubrimiento

8. Bibliografía	101
9. Anexos	115
9.1 Abreviaturas	116
9.2 Índice de tablas	117
9.3 Índice de figuras	119
9.4 Autorización	123

1.	Introducción	

1.1 Concepto y justificación del proyecto

En la actualidad, la cirugía de fijación vertebral transpedicular representa el tratamiento quirúrgico más comúnmente utilizado en las enfermedades vertebrales de naturaleza degenerativa, vascular, congénita y/o traumática (Yuan et al. 1994, Castro et al. 1996, Resnick et al. 2005). La fijación vertebral transpedicular consiste en la introducción de tornillos a través de un punto ubicado en la unión de la apófisis transversa con la apófisis articular superior, el cual atraviesa al pedículo hasta el cuerpo vertebral. La unión de los tornillos se realiza por medio de barras. Las barras se asientan en la cabeza de los tornillos, son moldeables, y se pueden curvar siguiendo la colocación de los tornillos pediculares; de esta manera, permiten darle la forma ideal para el contorno espinal deseado. La fijación vertebral por medio de tornillos pediculares proporciona una estabilización inmediata de la columna dorsolumbar.

La implantación mínimamente invasiva de tornillos pediculares para la fijación lumbar fue inicialmente reportada a finales del siglo 20 (Lowery y Kulkarni 2000). Las ventajas de las técnicas mínimamente invasivas incluyen

unas incisiones reducidas, una menor morbilidad y menor dolor postquirúrgico, y una rehabilitación más corta (Foley y Gupta 2002).

Este tipo de técnicas también presentan inconvenientes. En series amplias se han reportado lesiones radiculares por inserción de tornillos pediculares a pesar de la realización de múltiples controles intraoperatorios. Las complicaciones neurológicas resultan comúnmente de la invasión del canal y del foramen por un tornillo localizado excesivamente medial o inferior (Esses et al. 1993, Yahiro 1994, Hamilton et al. 2011)

Las técnicas de imagen constituyen una herramienta asistencial eficaz en la colocación de tornillos pediculares. Sin embargo, los estudios de imágenes biplanares son insuficientes para la evaluación de una estructura ósea tridimensional compleja (Weinstein et al. 1988, Whitecloud et al. 1989, Berlemann et al. 1997). La cirugía asistida por navegación proporciona una visualización multidimensional de la anatomía espinal. No obstante, la modalidad de navegación implica un coste elevado y no está disponible en todos los centros.

Existe cada vez más evidencia sobre el papel de la t- Electromiografía (EMG) como modalidad de monitorización neurofisiológica en la determinación de la malposición de tornillos pediculares. Numerosos trabajos han respaldado la alta sensibilidad de la t-EMG en la detección de una perforación de la cortical pedicular clínicamente relevante (Calancie et al. 1994, Toleikis et al. 2000). La metodología de la t-EMG comprende la estimulación de los implantes pediculares. La t-EMG determina la probabilidad de una malposición del tornillo pedicular en contacto con la raíz nerviosa, basada en la medición de la resistencia en la cortical del pedículo intervenido (situada entre el implante metálico y las raíces nerviosas). Teóricamente, una cortical intacta actúa como un aislante y evita que la corriente de cierta magnitud (umbral) fluya libremente hasta alcanzar al tejido neural y produzca un potencial motor en las miotomas monitorizadas. En el caso contrario, en presencia de una perforación de la cortical producida por una malposición del tornillo, se asocia a una menor resistencia; la magnitud de corriente requerida para la producción del potencial motor es menor (Darden et al. 1996).

La t-EMG tiene una relevancia especial en cirugía mínimamente invasiva debido a la limitación en el reconocimiento de referencias anatómicas

(Ozgur et al. 2006, Bindal y Ghosh 2007). En la actualidad, existe una falta de consenso sobre la metodología de la t-EMG en la colocación transpedicular mínimamente invasiva de tornillos en la columna lumbosacra. Los umbrales de alarma en cirugía mínimamente invasiva están basados en los valores de referencia en cirugía abierta. Sin embargo, la metodología de la t-EMG es diferente entre la técnica abierta y mínimamente invasiva, debido a las diferencias en la instrumentación entre ambas técnicas. La estimulación de los tornillos pediculares es típica en cirugía abierta, pero no es común en cirugía mínimamente invasiva. En la amplia revisión de la literatura realizada para la elaboración del presente trabajo, la precisión reportada de la t-EMG en la identificación de los tornillos pediculares malposicionados es variable (Ozgur et al. 2006, Bindal y Ghosh 2007, Wang et al. 2010, Wood y Mannion 2010, Tsahtsarlis et al. 2013). Puede ser necesario implementar modificaciones en la metodología clásica de la t-EMG en cirugía mínimamente invasiva.

El presente trabajo tiene como objetivo fundamental aportar propuestas de modificación a la metodología de la t-EMG en la colocación transpedicular mínimamente invasiva de tornillos en la columna lumbosacra, con el fin de optimizar la precisión de esta modalidad de monitorización.

1.2 Historia de la evolución de la implantación de tornillos pediculares para la fijación lumbar

Los métodos pioneros de instrumentación espinal se llevaron a cabo a principios del siglo XX. Estas intervenciones pioneras resultaron en altas tasas de ausencia de fusión (Forbes 1920). Posteriormente se desarrollaron múltiples avances en la instrumentación. El sistema de barras de distracción-compresión propuesto por Harrington en los años 40, producía una pérdida de la lordosis fisiológica a causa de una sobredistracción. Se describió también como resultado del fracaso de los ganchos laminares, una compresión neurológica. Este sistema era incapaz de proporcionar una fijación segmentaria (Harrington 1973). El sistema de barras de Luque supuso un avance en la fijación segmentaria en los años 70. Sin embargo, la colocación de los alambres sublaminares implicaba un alto riesgo de complicaciones neurológicas (Luque 1982).

Los tornillos fueron inicialmente implantados en las facetas articulares con el objetivo de promover la fusión vertebral. Boucher realizó la primera implantación quirúrgica de tornillos en los pedículos en la columna lumbosacra (Fig. 1) (Boucher 1959). Roy-Camille y colaboradores

introdujeron la implantación de tornillos pediculares para la fijación lumbar segmentaria (Fig. 2). En el 1970, Roy-Camille y colaboradores describieron por primera vez la colocación de tornillos a través de los pedículos y los procesos articulares. Esta técnica consistió en la colocación de tornillo dentro del pedículo a través de un agujero de una placa especial, con el fin de proporcionar fusiones cortas. El uso de este sistema tuvo como consecuencia, una tasa de fusión lumbosacra excelente y una excelente reducción del desplazamiento en la espondilolistesis de alto grado (Roy-Camille et al. 1976, 1986).



Figura 1. Boucher fue el primero en describir la colocación de tornillo a través del pedículo.

Los tornillos fueron colocados oblicuamente a través de la lámina y articulación facetaria dentro del pedículo y cuerpo vertebral (o ala del sacro). Esta figura fue obtenida de (Boucher 1959).

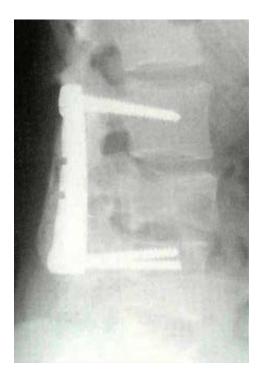


Figura 2. Una radiografía lateral muestra una estabilización segmentaria corta. Esta figura fue obtenida de (Roy-Camille et al. 1986).

El trabajo de Roy-Camille y colaboradores estableció las bases para el desarrollo posterior de la instrumentación pedicular. La instrumentación pedicular fue modificada rápidamente para ser implementada en el tratamiento de otras patologías.

Harrington y Dickson, y otros investigadores, realizaron la colocación de tornillos en los pedículos y cuerpos vertebrales junto con la

instrumentación de Harrington modificada, con el fin de lograr una reducción y fijación de la espondilolistesis, y tratar las fracturas lumbares inestables (Harrington y Dickson 1973, 1976). Harrington y Tullos figuran entre los primeros autores en describir la fijación transpedicular de tornillos en pacientes pediátricos (Harrington y Tullos 1969).

La técnica de colocación de tornillos pediculares se extendió y popularizó en Europa y EEUU en los años 70 y 80 debido a las altas tasas de fusión reportadas y a la rigidez que brinda este tipo de instrumentación (Roy-Camille et al. 1976, Louis 1986, Steffee et al. 1986, Gertzbein y Robbins 1990, Gaines 2000).

La instrumentación pedicular presenta unas características biomecánicas excelentes, por lo que es ampliamente utilizada para el tratamiento de los cambios degenerativos, de las lesiones traumáticas y de las deformidades de la columna vertebral (Yuan et al. 1994, Castro et al. 1996, Resnick et al. 2005). La instrumentación pedicular permite una fijación espinal multidimensional y segmentaria (Yuan et al. 1994, Castro et al. 1996, Suk et al. 2001, Kuklo et al. 2005).

La implantación mínimamente invasiva de tornillos pediculares para la fijación lumbar fue reportada a finales del siglo 20 (Fig. 3) (Lowery y Kulkarni 2000). La técnica percutánea o mínimamente invasiva de implantación de tornillos pediculares comienza con una pequeña incisión cutánea tomando en cuenta la trayectoria transpedicular guiada por imagen. La canulación inicial del pedículo se realiza utilizando una aguja de acceso pedicular. Una vez que la trayectoria "piloto" creada por la aguja es considerada apropiada tras la evaluación de las imágenes, la aguja es canulada con un alambre de Kirschner y, es entonces retirada. Luego, se colocan los dilatadores en serie sobre el alambre de Kirschner para crear un túnel muscular en el punto de entrada del pedículo, para el paso del "tapscrew" canulado a través del alambre de Kirschner (Fig. 4). Tras la confirmación de una posición aceptable del "tapscrew" por medio de las imágenes, el "tapscrew" es retirado y el tornillo canulado es colocado a través del alambre de Kirschner.

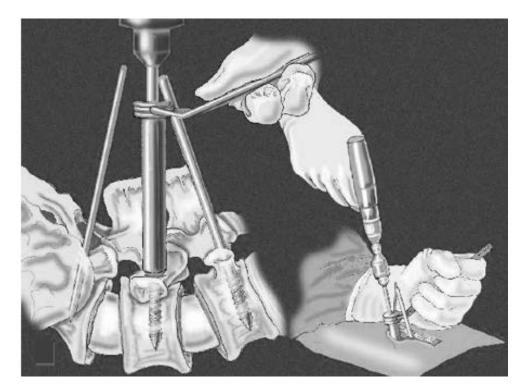


Figura 3. Colocación percutánea de tornillo en el pedículo por medio del uso de un taladro.

Esta figura fue obtenida de (Lowery y Kulkarni 2000).



Figura 4. Trayectoria transpedicular de la aguja de acceso pedicular y del "tapscrew", ambos son eléctricamente estimulados. Esta figura fue obtenida de (Bindal y Ghosh 2007).

La técnica mínimamente invasiva está ganando una popularidad y extensión mundial. Las ventajas de esta técnica incluyen entre otras, una menor morbilidad así como un menor dolor postoperatorio (Foley y Gupta 2002).

1.3 Bases anatómicas y fisiológicas

Los nervios espinales se originan de la médula espinal, tienen una raíz ventral y una raíz dorsal. La raíz del nervio sale de la columna vertebral a través del foramen intervertebral. Las raíces ventrales están compuestas principalmente por los axones de las motoneuronas alfa. Una motoneurona alfa emergente del asta anterior, su axón y todas las fibras musculares inervadas por esa motoneurona forman una unidad motora (Liddell y Sherrington 1925).

La unión neuromuscular se refiere al sitio de contacto entre el botón terminal de una motoneurona y la membrana de la célula muscular. La fibra muscular es la unidad contráctil de la musculatura esquelética. La activación de cada fibra muscular resulta de la despolarización de una motoneurona que genera un potencial de acción con propagación por todo el axón hasta alcanzar las terminaciones sinápticas. En la unión neuromuscular, se libera la acetilcolina (un neurotransmisor). La acetilcolina se acopla a un receptor (una proteína de las células musculares), y origina la despolarización local de la membrana de la fibra muscular. El neurotransmisor es rápidamente

neutralizado por la acetilcolinesterasa. La unión neuromuscular es entonces libre para una nueva excitación.

1.4 Complicaciones neurológicas derivadas a una malposición de tornillo pedicular

En relación a la distancia de seguridad, Roy-Camille y colaboradores describieron la existencia de un espacio de seguridad (de 2 mm) peridural adyacente al pedículo (Roy-Camille et al. 1986). Adicionalmente, Gertzbein y Robbins apuntaron la existencia de un espacio subaracnoideo de seguridad (de 2 mm) antes de alcanzar la raíz o la médula (Gertzbein y Robbins 1990). Como resultado, se considera que una invasión del canal de hasta cuatro milímetros es teóricamente «permitido» antes de causar daño radicular o medular.

Las complicaciones neurológicas pueden producirse en el momento de la inserción de los tornillos pediculares en la columna lumbosacra. La localización de mayor riesgo para que se produzca una ruptura pedicular es la cortical inferior y medial, debido a que las raíces lumbares ocupan el tercio superior y anterior del foramen. La localización excesivamente medial del tornillo puede provocar una ruptura dural así como una lesión de la raíz nerviosa que sale inmediatamente por debajo del pedículo instrumentado. La localización excesivamente inferior del tornillo implantado puede atrapar la raíz en su acodamiento en la parte inferior del pedículo, en el foramen (Fig. 5).

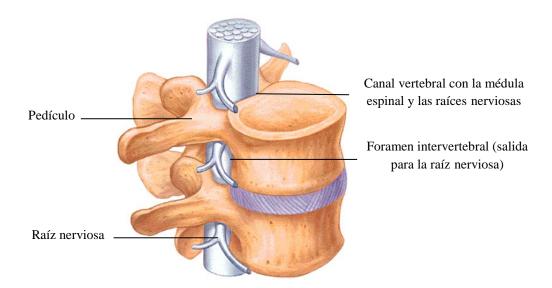


Figura 5. Situación anatómica vertebral de las estructuras neurales.

Clínicamente, las complicaciones neurológicas se expresan como un déficit neurológico y/o dolor radicular de nueva aparición.

Debido a una serie de factores anatómico-nutricionales, las raíces nerviosas espinales son más vulnerables a sufrir daños mecánicos que los nervios periféricos:

- 1) La raíz posee menos cantidad de fibras colágenas que los nervios periféricos, y carece del perineuro que provee una gran resistencia a tensión (Obi et al. 1999).
- 2) Los vasos de las raíces espinales se caracterizan por una distribución superficial y son más vulnerables a la compresión (Olmarker. 1991). La correlación entre la retracción, los cambios en el flujo sanguíneo y la conducción nerviosa está bien descrita. La presión y la retracción ejercidas sobre la raíz nerviosa pueden provocar una disminución en el flujo sanguíneo con repercusiones funcionales. La mecanosensibilidad aumenta en los nervios crónicamente comprometidos (Howe et al. 1977, Rydevik et al. 1984, Matsui et al. 1995).

1.5 Modalidades de controles intraoperatorios de la implantación de tornillos pediculares

.

Diversas técnicas han sido utilizadas para guiar la implantación y evaluar la posición interósea del tornillo pedicular. La laminotomía y la laminectomía permiten la visualización directa y la exploración manual. La palpación de los agujeros "pilotos" puede ser realizada por medio de una sonda pedicular. Los estudios de imagen, incluyen, las técnicas con guía de fluoroscopia y las técnicas asistidas por computadora, también llamadas asistidas por navegación o estereotácticas. Las técnicas electrofisiológicas también se desarrollaron para incrementar la precisión en la colocación de la instrumentación pedicular (Calancie et al. 1994, Maguire et al. 1995, Odgers et al. 1996, Laine et al. 1997, Yoo et al. 1997, Schwarsenbach et al. 1997, Merloz et al. 1998, Xu et al. 1998, Amiot et al. 2000, Raynor et al. 2007, Wood y Mannion 2010).

La fiabilidad de las técnicas de imagen para evaluar la posición del tornillo pedicular, tiene un rango de variación muy amplio (Farber et al. 1995; Laine et al. 1997, Schwarsenbach et al. 1997, Merloz et al. 1998). En la

literatura se han encontrado tasas de malposición del 20% (Schulze et al. 1998). La precisión de la tomografía computarizada en la identificación de los tornillos malposicionados también tiene sus limitaciones (Yoo et al. 1997). Por otra parte, existe un aumento en el tiempo operativo con el uso de sistemas de navegación, y un aumento de exposición a la radiación con el uso de la fluoroscopia (Choi et al. 2000, Fu et al. 2004). La laminectomía para la visualización es efectiva, sin embargo, aumenta la morbilidad y el tiempo quirúrgico. Una perforación mínima o la presencia de una grieta en la cortical pedicular pueden no ser detectadas con una inspección visual y palpación (Calancie et al. 1992).

El riesgo de complicaciones neurológicas iatrogénicas debido a una malposición de tornillo pedicular es mayor en cirugía mínimamente invasiva, debido a la falta de visualización directa de las referencias anatómicas e inspección directa del pedículo, así como a las variaciones anatómicas (Zindrick et al. 1987, Yuan et al. 1994; Castro et al. 1996; Ozgur et al. 2006; Bindal y Ghosh 2007).

La t-EMG tiene una relevancia especial en la fijación lumbosacra, y especialmente en cirugía mínimamente invasiva. Esta modalidad de

monitorización es capaz de proporcionar una evaluación funcional de la integridad estructural del pedículo en tiempo real por medio de la estimulación de la instrumentación pedicular (Calancie et al. 1994; Toleikis et al. 2000; Bindal y Ghosh 2007).

1.5.1 Historia del desarrollo de la t-EMG como técnica de monitorización durante la implantación de tornillos pediculares

Los potenciales motores y los potenciales evocados somatosensoriales no son específicos y son deficientes en la detección de la disfunción inmediata de la raíz lumbosacra (Brown et al. 1984, Bose et al. 2002). La t-EMG es sin embargo, una técnica de monitorización muy valiosa, ya que puede detectar las perforaciones pediculares clínicamente relevantes que son imperceptibles en las imágenes radiológicas (Glassman et al. 1995).

Rose realizó el primer reporte sobre su observación tras establecer contacto entre un estimulador y una parte del tornillo implantado en el pedículo L4. Contracciones del muslo fueron sincronizadas con el ritmo de la

estimulación. El autor postuló que una porción del tornillo estaba en contacto con la raíz nerviosa. Esta teoría fue indirectamente confirmada tras el cambio en la trayectoria del tornillo, cuando ninguna respuesta muscular fue evocada durante la estimulación (Rose 1997).

Calancie y colaboradores fueron los pioneros en la aplicación de la técnica de estimulación de tornillo pedicular en animales y en humanos para la evaluación de la integridad pedicular (Calancie et al. 1992, 1994) (Fig. 6). Cuando existe una reducción de la resistencia en un pedículo con un defecto en la cortical, la corriente fluye consecuentemente, desde el tornillo estimulado al tejido neural a través del defecto. En consecuencia, la intensidad del estímulo necesaria para activar la raíz nerviosa está directamente relacionada con la resistencia eléctrica al paso de corriente desde el implante pedicular a la raíz del nervio (Darden et al. 1996). Calancie y colaboradores utilizaron un umbral de 7mA. En el caso de que un umbral relativamente bajo (<7,0 mA) evoque un potencial motor en la extremidad inferior, el tornillo era considerado como malposicionado, lo que indica una potencial fractura del pedículo, un defecto del canal o una invasión foraminal con irritación del nervio espinal (Calancie et al. 1994).

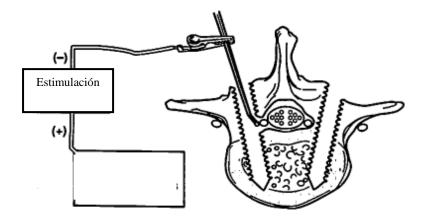


Figura 6. La corriente de estimulación aplicada sigue por las vías de menor resistencia y retorna al electrodo anodal localizado en el tejido muscular (miotoma). Esta figura fue obtenida de (Calancie et al. 1994).

1.5.2 Valor de la t-EMG como modalidad de monitorización durante la implantación transpedicular de tornillos

La t- EMG has sido ampliamente utilizada para optimizar la precisión de la implantación de tornillo en el pedículo. Esta modalidad de neuromonitorización intraoperatoria proporciona una evaluación funcional tridimensional de la integridad de la estructura pedicular, con el fin de

identificar los tornillos malposicionados clínicamente relevantes y minimizar como consecuencia, la incidencia de complicaciones neurológicas (Calancie et al. 1994; Maguire et al. 1995; Glassman et al. 1995; Clements et al. 1996). El estudio de Wood y Mannion concluyó que la combinación de la técnica de navegación y la t-EMG resultó en una tasa de perforación pedicular secundaria a la malposición de tornillo más baja, en comparación con el uso aislado de la modalidad de navegación (Wood y Mannion 2010).

La estimulación persistente provee una alerta precoz de la trayectoria inapropiada de los implantes pediculares (Calancie et al. 1994, Rose et al. 1997). Existe más consenso acerca de la metodología de la t-EMG y de los criterios de alarma para la implantación transpedicular de tornillos en la columna lumbosacra en la cirugía abierta.

1.5.2.1 Potencial de acción motor compuesto

Con el uso de la t-EMG, se permite el registro de la actividad de las fibras musculares de las unidades motoras, y la monitorización de la raíz motora segmentaria. A nivel vertebral, la estimulación del implante pedicular puede activar las motoneuronas de la raíz nerviosa espinal y evocar un potencial de acción motor compuesto (CMAP) en el músculo (Glassman et al. 1995). El CMAP es el resultado sumatorio de la activación sincronizada de las fibras musculares de las unidades motoras correspondientes a los axones de su inervación. El CMAP proporciona una evaluación fisiológica de los axones motores descendentes a nivel espinal de la estimulación, de la unión neuromuscular y de las fibras musculares. La unión neuromuscular o la placa terminal corresponde al "punto motor", donde se obtiene un CMAP de la máxima amplitud, y un umbral de estimulación más bajo. Al realizar el registro por medio de los electrodos de aguja (presenta una mayor sensibilidad para el registro de los señales de EMG en comparación con los electrodos de superficie), la actividad registrada refleja la activación de sólo un pequeño número de unidades motoras cercanas al sitio de registro. En general, la amplitud del CMAP registrado es proporcional al número de unidades motoras despolarizadas cercanas al sitio de registro, y la morfología se deriva del grupo

de fibras musculares que se activan (Daube y Rubin 2009); por lo que la colocación apropiada de los electrodos es crucial para conseguir un registro óptimo de las unidades motoras activadas. Los músculos de las extremidades inferiores reciben la inervación de múltiples raíces espinales (miotomas) (Preston y Shapiro 2004). El registro del CMAP desde diferentes músculos del mismo miotoma puede aumentar la sensibilidad de la t-EMG (Tabla 1).

Raíz	Músculo	
L <u>2,3</u> ,4	Iliopsoas	
L <u>2,3,4</u>	Rectus femoris	
L2, <u>3,4</u>	Vastus lateralis y medialis	
L2, <u>3,4</u>	Adductors	
L <u>4,5</u>	Tibialis anterior	
L4, <u>5</u>	Extensor digitorum longus	
L4, <u>5</u> ,S1	Extensor hallucis longus	
L4 <u>,5</u> ,S1	Extensor digitorum brevis	
L4, <u>5</u> ,S1	Isquiotibiales internos	
L4, <u>5</u> ,S1	Gluteus medius	
L <u>5</u> ,S1	Tibialis posterior	
L <u>5</u> ,S1	Flexor digitorum longus	
L <u>5</u> ,S1	Peroneus	
L <u>5</u> ,S <u>1</u>	Biceps femoris	
L <u>5,S1,2</u>	Gastrocnemius-lateral	
L5,S <u>1</u> ,2	Gluteus maximus	
L5,S <u>1</u> ,2	Abductor hallucis brevis	
S <u>1</u> , 2	Abductor digiti quinti pedis	
S <u>1</u> , 2	Gastrocnemius-medial	
S <u>1</u> , 2	Soleus	

Tabla 1. Miotomas de las extremidades inferiores (Preston y Shapiro. Pág. 462).

Nota: El subrayado indica la inervación predominante de la raíz.

1.5.2.2 Determinación del umbral

Calancie y colaboradores fueron los pioneros en la aplicación de la técnica de estimulación de tornillo pedicular en animales y en humanos, con el fin de evaluar la integridad estructural del pedículo y la precisión en la implantación transpedicular de tornillos (Calancie et al. 1992, Calancie et al. 1994). La técnica clásica de estimulación descrita por Calancie y colaboradores consiste en la aplicación de una corriente catódica constante de 200us liberada a una velocidad de 3Hz (pulsos/segundo). Un umbral de <7mA fue considerado por estos autores como un indicador de alarma.

El umbral es determinado por la mínima intensidad de corriente requerida que pasa a través del implante pedicular y la estructura ósea del pedículo intervenido para activar una raíz nerviosa espinal, y evocar consiguientemente un CMAP constante y mínimo en el miotoma correspondiente (Calancie et al. 1994). El método de estimulación persistente de la instrumentación pedicular puede proporcionar una alerta precoz durante la formación de los agujeros "pilotos" y durante la inserción de tornillos pediculares (Calancie et al. 1994, Rose et al. 1997).

Teóricamente, cuando la intensidad del estímulo para evocar un CMAP es inferior que el umbral, esto puede estar sugiriendo una malposición del implante en el pedículo basado en una menor resistencia de la cortical del pedículo; indicando una potencial fractura del pedículo, invasión del canal o del foramen (Kim et al. 2004; Wang et al. 2010). El riesgo de lesión neurológica es mayor cuando el tornillo provoca una perforación pedicular inferior o medial en comparación con una perforación lateral (Gertzbein y Robbins 1990; Wood y Mannion 2010). La t-EMG ofrece como ventaja una alta sensibilidad en la identificación de un tornillo en una posición excesivamente medial y fuera del pedículo, cuando los valores del umbral son bajos. Raynor y colaboradores han sugerido que un umbral por debajo de 3mA es indicativo de una perforación medial de la cortical pedicular de las vértebras lumbosacras (Raynor et al. 2007).

Un umbral bajo de estimulación no indica necesariamente una perforación de la cortical del pedículo con riesgo de lesión neurológica. Adicionalmente, una microfisura en la cortical inferior-medial o incluso una invasión mínima del canal por el implante pedicular no representa necesariamente una amenaza de lesiones neurológicas (Toleikis et al. 2000;

Wood y Mannion 2010). Sólo las perforaciones corticales que inducen déficit radicular postoperatorio o dolor relacionado son clínicamente relevantes. Inversamente, la ausencia del CMAP tras aplicar intensidades de estimulación por encima del umbral no garantiza una posición "segura" de la instrumentación pedicular.

1.5.2.3 Factores influyentes en el umbral

La valoración de la colocación adecuada de los implantes pediculares no debe basarse sólo en el umbral de estimulación, sino también en las imágenes intraoperatorias y en el juicio clínico. Adicionalmente, varias consideraciones deben ser tomadas en cuenta.

1.5.2.3.1 Condiciones fisiológicas

El pedículo S1 tiene las paredes corticales más delgadas y una densidad mineral ósea inferior (resistencia más baja) en comparación con los pedículos lumbares. En contraste, la corteza del pedículo L4 tiene una

densidad mineral ósea mayor que el resto de las vértebras lumbosacras (Lu et al. 2000). Se podría esperar un umbral de estimulación más alto para la instrumentación implantada en el pedículo L4 y un umbral de estimulación más bajo para el pedículo S1 (Ozgur et al. 2006).

La proximidad anatómica de las estructuras neurológicas al tornillo pedicular implantado puede también jugar un papel importante en el umbral (Toleikis et al. 2000).

1.5.2.3.2 Condiciones patológicas

Umbrales bajos pueden estar asociados a la instrumentación implantada en los pedículos osteoporóticos (menos aislamiento en presencia de una menor densidad ósea) en ausencia de una perforación cortical (Toleikis et al. 2000).

Fenómeno opuesto puede observarse tras la estimulación de un nervio crónicamente comprimido con axonotmesis y pérdida axonal (Holland et al.

1998), así como en pacientes con trastornos metabólicos (por ejemplo, neuropatía diabética) (Toleikis et al. 2000).

1.5.2.3.3 Tipo de tornillos pediculares

La hidroxiapatita es químicamente similar al componente mineral del hueso (apatita de calcio). Los tornillos pediculares con recubrimiento de hidroxiapatita han demostrado que promueve la osteointegración en la interfaz hueso-tornillo. No obstante, los tornillos de hidroxiapatita presentan una resistividad muy elevada (con una conductividad reducida). La estimulación de este tipo de tornillos provocan o tienen como consecuencia umbrales de estimulación excesivamente elevada (Davis et al. 2014), y pueden inducir resultados falso negativos. En el caso de la estimulación en implantación de tornillos recubiertos de hidroxiapatita, la aplicación de la t-EMG debe ser limitada.

1.5.2.3.4 El bloqueo neuromuscular

El método del tren de cuatro (TOF) es típicamente aplicado para evaluar el bloqueo neuromuscular. El TOF consiste en cuatro estímulos catódicos constantes de intensidad supramáxima (25% por encima de la intensidad necesaria para producir una CMAP maximal) de 200ms de duración, liberados a una velocidad de 2Hz. Con la estimulación de TOF periférica, cada estímulo en el tren provoca una contracción en músculos distales y genera cuatro respuestas. El número de contracciones provee una estimación del porcentaje de los receptores bloqueados (tabla 2). El grado de relajación también se determina al comparar la amplitud de la primera respuesta (T1) con la de la segunda (T2), la tercera (T3) y la cuarta (T4). El debilitamiento de la respuesta (reducción de la amplitud de la respuesta) proporciona la base para evaluar el grado de relajación, al establecer la relación de la cuarta respuesta con respecto a la primera (T4/T1). Este es el rasgo característico de los agentes bloqueantes neuromusculares no despolarizantes (Sloan y Heyer 2002). Los agentes bloqueantes no despolarizantes son inhibidores competitivos de los receptores de la acetilcolina. En ausencia de relajación muscular, la amplitud de las cuatro respuestas son iguales por lo que la relación TOF es 1,0. Los agentes

bloqueantes despolarizantes no son susceptibles a la hidrólisis por la acetilcolinesterasa y permanecen en la hendidura de unión de manera prolongada. Habitualmente, cuando se utilizan agentes bloqueantes despolarizantes, en el TOF, se observa un decaimiento generalizado y similar de las cuatro respuestas, por lo que no aporta información relevante sobre el grado del bloqueo neuromuscular.

Numero de	El porcentaje aproximado de los
contracciones	receptores bloqueados
0	100
1	90
2	75-80
3	75
4	0

Tabla 2. Nivel del bloqueo neuromuscular evaluado mediante el "tren de cuatro" (Viby-Mogensen 2005).

Los umbrales de estimulación en la t-EMG pueden ser falsamente elevados con un bloqueo neuromuscular >80%. Razón por la que durante la inserción de implantes pediculares se recomienda idealmente evitar el uso de bloqueantes neuromusculares (Calancie et al. 1994). En caso de requerir un bloqueo neuromuscular parcial, deben ser utilizados los agentes bloqueantes no-despolarizantes. Deben obtenerse al menos dos contracciones en el TOF para la evaluación precisa de la posición de los implantes pediculares (Owen et al. 1994, Minahan et al. 2000, Toleikis et al. 2000).

1.5.2.3.5 Fluidos en el campo quirúrgico y contacto con los tejidos blandos

Durante la estimulación de los implantes pediculares, cuando ocurre el fenómeno de la "derivación eléctrica", la corriente se aleja parcialmente de los implantes. La cantidad de corriente necesaria que fluye en los implantes pediculares para la despolarización de la raíz nerviosa se aumenta erróneamente (Wu y Vázquez-Barquero 2017). Como consecuencia, la

precisión de la t-EMG en la detección de perforación pedicular disminuye, y se producen los resultados falsos negativos.

Durante la estimulación, la succión de los fluidos en el campo quirúrgico y la retracción de los tejidos blandos favorecen una correcta evaluación precisa de los umbrales. En el estudio realizado por Wang y colaboradores (Wang et al. 2010), fue utilizado un umbral de 12mA. Las cinco perforaciones corticales (dos mediales y tres laterales) mostradas en la tomografía computarizada se asociaron a umbrales superiores a 12mA (resultados falsos negativos). Estos datos pueden sugerir la posible existencia de "derivación eléctrica", aun con el uso de dilatadores no metálicos. La acumulación de fluidos en el campo de estimulación puede alterar el umbral debido a la derivación de la corriente y resultar en umbrales falsamente elevados. En cirugía mínimamente invasiva, durante la inserción del "tapscrew" y la implantación del tornillo pedicular, la succión de los fluidos de la herida no es viable con el uso de un sistema de succión tradicional.

1.5.3 Umbrales de estimulación de los implantes pediculares en la columna lumbosacra

1.5.3.1 Revisión de la literatura

En relación a los valores de umbrales de estimulación de los tornillos lumbares (t-EMG), existe cierta discrepancia (5mA-15mA) entre autores a la hora de determinar los valores patológicos que sugieren perforación de la cortical del pedículo lumbosacro e íntimo contacto con la raíz nerviosa (Maguire et al 1995, Glassman et al. 1995, Clements et al. 1996, Toleikis et al. 2000, Weiss et al. 2001, Bose et al. 2002, Kim et al. 2004, Ozgur et al 2006, Raynor et al. 2007, Bindal y Ghosh 2007, Alemo y Sayadipour 2010, Wang et al. 2010, Wood y Mannion 2010, Parker et al. 2011, Kulik et al. 2013, Tsahtsarlis et al. 2013). A continuación se detallan los resultados más relevantes de los diferentes autores que han investigado la precisión de la t-EMG en la identificación de tornillos pediculares malposicionados, en la fijación lumbosacra.

1.5.3.1.1 Cirugía abierta

En la tabla 3 se resumen los datos de los estudios más relevantes en humanos adultos, en los que se usó un sólo tipo de estimulación con corriente constante en la t-EMG durante la implantación transpedicular de tornillos en la columna vertebral lumbosacra.

Estudios	Número de pacientes	Edad	Diagnóstico	Número de tornillos pediculares	Umbral y parámetros de estimulación	EMG "positiva" *	Perforación pedicular	Sensibilidad	Especificidad	Falso negativo	Falso positivo
Kulik et al. 2013	20	Media de 61.3 ± 17.7 años	Enfermedad degenerativa del disco, estenosis espinal con espondilolistesis escoliosis degenerativa, fractura vertebral	136 Titanio	10mA	6 (4.4%)	21 (15.4%) Sintomático:	16%	97%	21 (15.4%)	3 (2%)
Alemo y Sayadipour 2010	86 (35 varones y 51 hembras)	17 - 84 años (media de 49)	Espondilolistesis congénita, escoliosis, radiculopatía, osteomielitis, estenosis lumbar, fractura por compresión, lumbalgia mecánica crónica, cirugía de espalda fallida	414 Titanio	8mA	28 (6.7%)	3 (0.7%) Sintomático: 3	88.9%	98.9%	3 (0.7%)	4 (1,6%)
Clements et al. 1996	25 (11 varones y 14 hembras)	17 - 68 años	Espondilolistesis estenosis espinal, escoliosis idiopática, enfermedad degenerativa del disco, tumor, lipomeningocele	112	11mA, 200us, 3Hz	12 (10.7%)	4 (3.5%) Sintomático:	100%	92.5%	0	8 (7,1%)
Calancie et al. 1994	18 (14 varones y 4 hembras)	Dato no disponible	Espondilolistesis espondilosis, traumatismo, inestabilidad secundaria a descompresión en estenosis espinal y/o hernia discal	102	7mA, 200us, 3Hz	44 (43.1%)	21 (19%) Sintomático: 0	Información no disponible	Información no disponible	0	14 (13%)

Tabla 3. Estudios relevantes sobre cirugía abierta.

^{*} Indica la presencia de la activación de la raíz nerviosa cuando se obtienen umbrales bajos.

Calancie y colaboradores reportaron una mayor tasa de perforación pedicular en comparación con el resto de los estudios. Sin embargo, no se reportaron complicaciones clínicas secundarias a la perforación pedicular con el uso de la t-EMG (Calancie et al. 1994). Clements y colaboradores reportaron una mayor sensibilidad de la t-EMG en la identificación de tornillos malposicionados en comparación con la técnica radiológica (Clements et al. 1996). Cabe destacar, que en el trabajo de Kulik y colaboradores, no se observó ninguna correlación entre el borde del tornillo, el borde del pedículo y el umbral de estimulación correspondiente (Kulik et al. 2013).

1.5.3.1.2 Cirugía mínimamente invasiva

Los umbrales de alarma de estimulación de los tornillos pediculares lumbosacros en cirugía mínimamente invasiva están basados en los valores referenciales para la cirugía abierta. Existe más consenso sobre la metodología de la t-EMG en cirugía abierta. Sin embargo, no existen protocolos uniformes sobre esta modalidad de monitorización neurofisiológica en cirugía mínimamente invasiva.

En la tabla 4 se resumen los datos de los estudios más relevantes (en humanos adultos) en los que se utilizaron la aguja de acceso pedicular y el "'tapscrew" para la creación del orificio "piloto", previo a la implantación transpedicular mínimamente invasiva de tornillos en la columna lumbosacra, bajo la monitorización de la t-EMG con corriente constante. En estos estudios se realizó la tomografía computarizada para la evaluación de las posiciones postquirúrgicas de los tornillos pediculares.

Estudios	Número de pacientes	Edad	Diagnóstico	Número de tornillos pediculares	Umbral y parámetros de estimulación	EMG "positiva" *	Estimulación de la aguja de acceso y del "tapscrew"	Perforación pedicular	Fiabilidad
Tsahtsarlis et al. 2013	100 (48 varones y 52 hembras)	21-83 años (media de 54)	Estenosis foraminal, enfermedad degenerativa del disco	435	5mA	Información no disponible	El "tapscrew" no fue estimulado	11 (2.5%) Sintomático:	Información no disponible
Wood y Mannion 2010	47 (18 varones y 29 hembras)	22 - 76 años (media de 51.3)	Información no disponible	212	5mA	20 (9.4%)	Si	10 (4.7%) Sintomático:	Sensibilidad: 90% Especificidad: 100% Falso negativo: 1 (0,4%) Falso positivo: 0%
Wang et al. 2010	93	Media de 57.2 ± 13.9 años	Deformidad, trauma, enfermedad degenerativa	409	12mA, 200us, 5Hz	35 (8.6%)	Si	5 (1.2%) Sintomático: 2	Sensibilidad : 0% Especificidad : 91.3% Falso negativo: 5 (1.2%) Falso positivo: 35 (8.6%)
Bindal y Ghosh 2007	25 (10 varones y 15 hembras)	Media de 46 años	Espondilolistesis, enfermedad degenerativa del disco, hernia discal recurrente	105	7mA	80 (76,2%)	Si	3 of 85 tornillos pediculares (3.5%) Sintomático:	Información no disponible

Tabla 4. Estudios relevantes sobre cirugía mínimamente invasiva.

^{*} Indica la presencia de la activación de la raíz nerviosa cuando se obtienen umbrales bajos.

Al aplicar un umbral de alarma de 12mA, Wang y colaboradores reportaron la menor tasa de perforaciones pediculares. No obstante, las cinco perforaciones pediculares (dos mediales y tres laterales) encontradas en la tomografía computarizada se asociaron con umbrales superiores a 12mA (resultados falsos negativos) (Wang et al. 2010). En relación a la pequeña incisión en cirugía mínimamente invasiva, durante la estimulación, el aislamiento puede aún tener algunas limitaciones incluso con el uso de dilatadores no metálicos. La acumulación de fluidos de la herida en el campo de estimulación puede alterar el umbral debido a la "derivación eléctrica" e inducir consecuentemente resultados falsos negativos.

En el estudio de Bindal y Ghosh, con la aplicación de un umbral de alarma de 7mA, la tomografía computarizada reveló tres perforaciones de la cortical lateral (Bindal y Ghosh 2007). Varios estudios han reportado una baja precisión de la t-EMG en la detección de la ruptura lateral del pedículo basada en la situación anatómica de las estructuras neurales (Toleikis et al. 2000, Raynor et al. 2007, Bindal y Ghosh 2007).

En el estudio de Tsahtsarlis et al., mediante la aplicación de un umbral de alarma de 5mA, once posiciones subóptimas de los tornillos pediculares causaron perforaciones de la cortical del pedículo. En este estudio, el "tapscrew" no fue estimulado (Tsahtsarlis et al. 2013). Con respecto a una extensión intraósea adicional del "tapscrew" en relación con un tamaño mayor, en comparación con la aguja de acceso pedicular, la estimulación del "tapscrew" podría proporcionar un beneficio adicional.

En el estudio de Wood y Mannion, se reportó una tasa significativamente mayor de perforación pedicular mediante la aplicación de un umbral de 5mA (Wood y Mannion 2010). Los trabajos de Bindal y Ghosh (Bindal y Ghosh 2007), y de Wang y colaboradores (Wang et al. 2010), reportaron que la estimulación del "tapscrew" mostró umbrales más altos en comparación con la estimulación de la aguja de acceso pedicular. En el estudio de Wood y Mannion (Wood y Mannion 2010), la aplicación de un umbral de 5mA puede ser insuficiente para la estimulación del "tapscrew". Además, siete de las diez perforaciones pediculares fueron laterales y superiores. Estos resultados apoyan de nuevo la baja precisión de la t-EMG en la detección de la ruptura de cortical lateral superior del pedículo.

2. Planteamiento del problema e hipótesis del estudio

Planteamiento del problema

La estimulación de los implantes pediculares tales como la aguja de acceso pedicular y el "tapscrew" previa a la implantación mínimamente invasiva de tornillo en el pedículo, fue reportada por diferentes investigadores (Ozgur et al. 2006, Bindal y Ghosh 2007, Wang et al. 2010, Wood y Mannion 2010). En la actualidad, no existen criterios uniformes respecto al umbral de alarma para la implantación transpedicular mínimamente invasiva de tornillos en la columna lumbosacra. Los umbrales de alarma para la colocación mínimamente invasiva de implantes pediculares están basados en los valores de referencia para la cirugía abierta. Sin embargo, en la literatura se ha encontrado una precisión variable de la t-EMG en la identificación de tornillos pediculares malposicionados.

En la mayoría de las publicaciones sobre cirugía mínimamente invasiva, un mismo umbral ha sido aplicado tanto para la estimulación de la aguja de acceso pedicular como para la estimulación del "tapscrew". No obstante, en dichos estudios, umbrales más elevados se asociaron a la

estimulación del "tapscrew", en comparación con la estimulación de la aguja de acceso pedicular (Ozgur et al. 2006, Bindal y Ghosh 2007, Wang et al. 2010).

La estimulación del tornillo pedicular es viable en cirugía abierta, pero es inusual en cirugía mínimamente invasiva. Adicionalmente, en cirugía mínimamente invasiva, la succión continua de fluidos en el campo quirúrgico no es común. Los fluidos podrían permanecer en contacto con los implantes durante la estimulación. Durante la cirugía mínimamente invasiva, el exceso ocasional de fluidos podría elevar erróneamente el umbral de estimulación resultante de la derivación ("shunting") de la corriente, lo que conduce a resultados falso-negativos (Wu y Vázquez-Barquero 2017).

Basado en las consideraciones mencionadas, una modificación en la metodología de la t-EMG puede ser necesaria en cirugía mínimamente invasiva, con el fin de optimizar la precisión de esta modalidad de monitorización.

Hipótesis

- La aplicación de diferentes umbrales para la estimulación de los implantes es apropiada para la evaluación del agujero "piloto", previo a la implantación transpedicular mínimamente invasiva de tornillos para la fijación lumbosacra.
- En cirugía mínimamente invasiva, la estimulación del tornillo puede ser viable con el uso de un dilatador no metálico.
- La aplicación de un mismo umbral para la estimulación del "tapscrew"
 y del tornillo pedicular es apropiada en la fijación lumbosacra mínimamente invasiva.
- Una optimización en el diseño de los dilatadores puede minimizar la "derivación eléctrica" debido al exceso de fluidos durante la estimulación de los implantes pediculares, en cirugía mínimamente invasiva.

3	Objetivos	

Objetivos generales:

- Analizar el umbral, la metodología y la efectividad clínica de la t-EMG como método de monitorización durante la implantación transpedicular mínimamente invasiva de tornillos en la columna lumbosacra.
- Aportar recomendaciones, sugerencias y reflexiones con el fin de optimizar la precisión de la t-EMG como método de monitorización durante la implantación mínimamente de tornillos pediculares en la columna lumbosacra.

Objetivos específicos:

- Evaluar la precisión de la t-EMG como método de monitorización durante la implantación mínimamente invasiva de tornillos pediculares en la columna lumbosacra, con la aplicación de diferentes umbrales para la estimulación de los implantes pediculares.
- Determinar la existencia de diferencias entre los umbrales resultantes de la estimulación de la aguja de acceso pedicular, del "tapscrew" y del tornillo pedicular; y determinar la existencia de diferencias entre los

umbrales resultantes de la estimulación entre los niveles vertebrales lumbosacros.

- Establecer el valor arbitrario más adecuado de umbral para la estimulación de los implantes pediculares en la fijación lumbosacra mínimamente invasiva.
- Medir los valores de la resistencia de los "tapscrews" y tornillos pediculares canulados sin recubrimiento de características electroconductoras similares y de diferentes diámetros para determinar, si es apropiado aplicar el mismo umbral para la estimulación del "tapscrews" y tornillos pediculares en cirugía mínimamente invasiva.
- Diseñar un dilatador que permita adaptar a un sistema de succión continua durante la inserción del "tapscrew" e implantación mínimamente invasiva de tornillos pediculares.



4.1 Evaluación de la precisión de la t-EMG con la aplicación de diferentes umbrales para la estimulación de los implantes pediculares en cirugía mínimamente invasiva

4.1.1 Diseño del estudio

Se realizó un estudio prospectivo de una serie de casos consecutivos compuesta por 52 pacientes que fueron sometidos a una implantación transpedicular mínimamente invasiva de tornillos para la fijación lumbosacra, en el servicio de Neurocirugía del Hospital Mount Sinai West de Nueva York, EEUU entre el 2013 y el 2015. Las categorías diagnósticas de los pacientes se enumeran en la tabla 5. Del total de los pacientes, 23 (44%) pacientes fueron varones y 29 (56%) mujeres, con una media de edad de 51,15 (27-83). Se implantaron un total de 172 tornillos canulados de titanio sin recubrimiento en los niveles vertebrales L1-S1. La distribución de los tornillos en cada nivel espinal es mostrada en la tabla 6. La aprobación de este estudio fue obtenida de la Junta de Revisión Institucional Local.

Diagnósticos	N. of casos
Enfermedades degenerativas	36 (69,3%)
Estenosis espinal	4 (7,7%)
Espondilolistesis	2 (3,8%)
Inestabilidad secundaria a la descompresión de hernias discales	10 (19,2%)

Tabla 5. Categorías diagnósticas de los pacientes.

Niveles vertebrales	Número de tornillos pediculares implantados
	peurculai es implantados
Lumbar	
L1	1
L2	1
L3	8
L4	51
L5	54
Sacra	
S1	57

Tabla 6. Distribución de los tornillos pediculares según los niveles vertebrales.

4.1.2 Anestesia

Con el fin de poder realizar una correcta y precisa evaluación de los umbrales de estimulación, para la intubación, se utilizó únicamente succinilcolina. No se administró ningún otro relajante muscular.

Durante la inserción de los implantes pediculares, la confirmación de la ausencia de bloqueo neuromuscular fue realizada mediante la prueba de TOF, en respuesta del abductor hallucis a cuatro pulsos aplicados al nervio tibial. La anestesia se mantuvo utilizando Sevoflurano.

4.1.3 Evaluación neurofisiológica

La monitorización de las raíces nerviosas L1 a S1 fue realizada por medio de la colocación de electrodos bipolares subcutáneos bilateralmente, en el iliopsoas, el cuádriceps, el tibial anterior y el abductor hallucis (con cierta superposición de miotomas). Se incluyeron los músculos adecuados, según los niveles quirúrgicos, para ejecutar la monitorización. Se colocó un electrodo de referencia común en la región lateral de la rodilla. Se colocó un electrodo de referencia (para la estimulación monopolar) por encima o por debajo del nivel quirúrgico en la línea media. La adquisición de las señales de la t-EMG se realizó mediante un equipo Axon Sentinel-4 EP (potenciales evocados) Analizador (Axon Systems Inc. Hauppauge, NY). Se aplicó una corriente de estimulación catódica constante de tipo monopolar con una duración de 0,2ms y una frecuencia de 2Hz. Las respuestas fueron registradas usando unos filtros entre 1-2133Hz. La corriente de estimulación fue incrementada gradualmente (desde 0mA hasta un máximo de 40mA) hasta que se obtuvo un CMAP repetible en el músculo del miotoma correspondiente.

El consenso sobre el umbral de alarma para una implantación transpedicular segura de tornillos en la columna lumbosacra durante la cirugía mínimamente invasiva no está establecido. 5mA es el umbral de alarma más bajo utilizado entre los estudios publicados, y fue utilizado en el presente estudio para la estimulación de la aguja de acceso pedicular. Por otra parte, un umbral de alarma de 7mA fue utilizado para la estimulación del "tapscrew" y

de los tornillos pediculares huecos sin recubrimiento, basándose en el valor de umbral referencial en el estudio clásico de Calancie (Calancie et al. 1994).

4.1.4 Técnica quirúrgica

Todos los pacientes fueron operados por el mismo cirujano (Dr. Douglas Cohen). Los tornillos pediculares fueron implantados por medio de la técnica mínimamente invasiva. Bajo guía fluoroscópica, se introdujo la aguja de acceso pedicular aislada (excepto la punta metálica) (Medtronic, Inc. Warsaw, IN) inicialmente (Fig. 7). Una modificación de la trayectoria de la aguja de acceso pedicular se realizó siempre que el umbral de estimulación fue inferior a 5mA, que sugeriría una trayectoria subóptima de la aguja con proximidad a una raíz nerviosa. Se obtuvieron imágenes fluoroscópicas durante e inmediatamente después de la colocación de la aguja de acceso pedicular. Después de confirmar una posición adecuada de la aguja de acceso pedicular, por medio de las imágenes radiológicas y del umbral de estimulación, la aguja fue retirada dejando la cobertura, y un alambre de Kirschner se avanzaba hacia el pedículo y el cuerpo vertebral. Se colocaron

posteriormente, los dilatadores no metálicos seriados sobre el alambre de Kirschner para crear un túnel muscular al punto de entrada pedicular, para el paso y el aislamiento del "tapscrew" canulado. Mientras el "tapscrew" se avanzaba en el pedículo, el "tapscrew" era continuamente estimulado a través de un clip de caimán (Cadwell, Inc. Kennewick, WA) colocado sobre el "tapscrew" (Fig. 8). El tornillo pedicular canulado sin recubrimiento fue implantado a continuación a través de un dilatador no metálico después de que se confirmó una trayectoria apropiada del "tapscrew", mediante las imágenes radiológicas y un umbral por encima de 7mA. La estimulación del tornillo pedicular (umbral de 7mA) fue realizada continuamente a través del clip de caimán colocado sobre el destornillador cuando el tornillo pedículo se avanzaba hacia el pedículo y el cuerpo vertebral (Fig. 9). Se obtuvieron imágenes fluoroscópicas durante y justo después de la implantación de los tornillos pediculares. Todos los pacientes se sometieron a tomografía computarizada postoperatoria.



Figura 7. La aguja de acceso pedicular se introduce bajo guía fluoroscópica y es estimulada eléctricamente de manera continua.



Figura 8. El "tapscrew" canulado se avanza en un dilatador no metálico y es estimulado eléctricamente de manera continua.



Figura 9. El tornillo pedicular canulado se avanza en un dilatador no metálico y es estimulado eléctricamente de manera continua.

4.2 Medición de los valores de la resistencia de los "tapscrews" y tornillos pediculares canulados sin recubrimiento

Se evaluó la resistencia de nueve tornillos canulados de titanio sin recubrimiento y nueve "tapscrews" canulados (tres de titanio y seis de acero inoxidable), uno de cada diámetro. La rosca del tornillo pedicular fue reportada como una ubicación confiable para la evaluación de la resistencia (Anderson et al. 2002). Por otra parte, el vástago del "tapscrew" es una localización común para la estimulación intraquirúrgica.

Las mediciones de resistencia se obtuvieron colocando dos clips de caimán (para lograr una presión de contacto constante) sobre la rosca del tornillo (Fig. 10) y sobre el vástago del "tapsrew" (Fig. 11) sobre una superficie no conductiva. Para la medición, fue utilizado, un multímetro digital (Fluke multímetro, Modelo 177). Cada tornillo pedicular y "tapscrew" fueron medidos en tres ocasiones, con el fin de minimizar un posible error intraobservador.

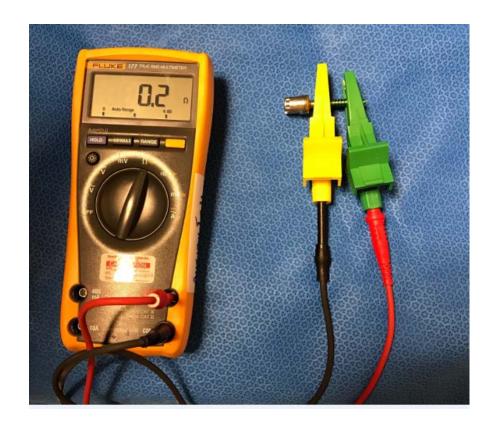


Figura 10. Medición de la resistencia eléctrica de un tornillo pedicular.



Figura 11. Medición de la resistencia eléctrica de un "tapscrew".

4.3 Análisis estadístico

El estudio estadístico se realizó mediante el paquete SPSS* versión 15.0 (IMB, Nueva York, Estados Unidos).

Se llevó a cabo un primer análisis de varianza (ANOVA) para evaluar la diferencia en los umbrales resultantes de la estimulación de la aguja de acceso pedicular, del "tapscrew" y del tornillo pedicular. Se implementó un segundo análisis para evaluar la diferencia en los umbrales resultantes de la estimulación de los implantes entre los niveles vertebrales. Un tercer análisis fue realizado para medir la diferencia en los valores de la resistencia entre los "tapscrews" y tornillos pediculares de diferentes diámetros. En todos los casos, y para todas las pruebas estadísticas, como grado de significación estadística se empleó un valor de p < 0,05.

4.4 Propuesta de dilatadores conectados a succión continua

4.4.1 Diseño de los dilatadores propuestos

El diseño de los dilatadores no metálicos propuestos está basado en las dimensiones de los dilatadores comercialmente disponibles. Cada dilatador tiene un canal principal, diseñado para el paso del "tapscrew" y del tornillo pedicular unido al destornillador. Además, disponen un canal adicional de 2 mm de diámetro diseñado para la conexión a un sistema de bomba de vacío convencional. La ubicación de la parte de la conexión permite una manipulación adecuada de los dilatadores. La entrada del canal de succión se encuentra a 1 mm por encima del fondo del canal principal de los dilatadores (Fig. 12). Los prototipos de los dilatadores para el experimento están fabricados con una impresora 3d con una resolución de capa de 16 micras, utilizando un material plástico (Fig. 13).

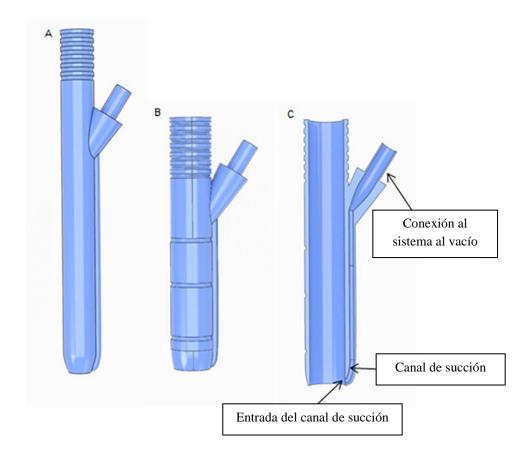


Figura 12. Dilatador no metálico propuesto para el paso del "tapscrew" (A).

Dilatador no metálico propuesto para el paso del tornillo pedicular unido al destornillador (B).

Vista transversal (C).

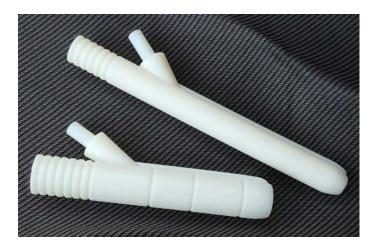


Figura 13. Los prototipos de los dilatadores propuestos. El superior fue diseñado para el paso del "tapscrew". El inferior fue diseñado para el paso del tornillo pedicular unido al destornillador.

4.4.2 Protocolos de succión

La sangre porcina es una alternativa apropiada a la sangre humana. Entre ambas existe una gran similitud en lo que se refiere a parámetros físicos (tensión superficial, viscosidad y densidad) (Raymond et al. 1996). Es por ello que en los experimentos se utilizó sangre porcina fresca y refrigerada.

4.4.2.1 Protocolo 1

Se realizó una pequeña incisión cutánea en una pieza de carne porcina. El dilatador no metálico propuesto para el paso del "tapscrew" fue introducido en la carne porcina para crear un túnel muscular y una cavidad mínima. La tubería de succión estándar estaba conectada al pequeño lumen del dilatador propuesto. Un destornillador que simula al "tapscrew", fue introducido en el canal grande, causando un sellado parcial. La máquina de succión (Medline Vac-Assist Suction Aspirator HCS7000) fue puesta en marcha mientras se inyectaba de manera continua, la sangre porcina en la cavidad creada para simular el sangrado concurrente durante la inserción del "tapscrew". El video del protocolo 1 puede visualizarse al acceder al siguiente link: https://www.dropbox.com/s/9m4tbgd4wmrzm8d/Video%201.mp4?dl=0.

4.4.2.2 Protocolo 2

La incisión anterior fue extendida para la inserción del dilatador no metálico más grande. Este dilatador fue diseñado para el paso del tornillo

pedicular unido al destornillador. El pequeño lumen del dilatador fue conectado a la tubería estándar. Una barra circular que simula el tornillo pedicular unido al destornillador, fue colocada en el canal más grande causando un sellado parcial. La máquina de succión fue puesta en marcha, mientras se inyectaba de manera constante la sangre porcina en la cavidad creada para simular el sangrado concurrente con la implantación del tornillo pedicular. El video del protocolo 2 puede visualizarse al acceder al siguiente link: https://www.dropbox.com/s/zjimvl4a4pmilt2/Video%202.mp4?dl=0.

5. Resultados	

A continuación se presentan los resultados obtenidos del análisis de la precisión de la t-EMG con la aplicación de un umbral de 5mA para la estimulación de la aguja de acceso pedicular, y 7mA para la estimulación del "tapscrew" y del tornillo pedicular.

5.1 Precisión de la t-EMG con la aplicación de diferentes umbrales para la estimulación de los implantes pediculares en cirugía mínimamente invasiva

Se utilizó la t-EMG para la monitorización de la implantación mínimamente invasiva de 172 tornillos pediculares canulados sin recubrimiento. En tan sólo un caso aislado, durante la canulación de un pedículo L4, la inserción de la aguja de acceso pedicular resultó en un umbral de 5mA. Dicha aguja presentó una posición intrapedicular medial sin causar perforación de la cortical. No obstante, teniendo en cuenta el bajo umbral de la aguja y, una mayor extensión intraósea del "tapscrew" y del tornillo pedicular, el cirujano realizó la redirección de la aguja con una trayectoria más lateral para la creación del orificio "piloto". La reestimulación de la aguja tras la

reposición resultó en un umbral de 8mA (Fig. 14). La colocación subsiguiente del tornillo presentó una posición apropiada en las imágenes de la tomografía computarizada. La estimulación de este tornillo pedicular resultó en un umbral aceptable.

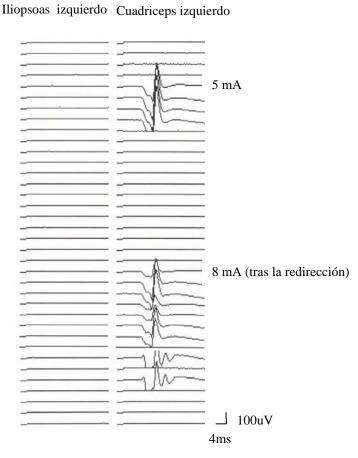


Figura 14. Estimulación de la aguja de acceso pedicular.

En el resto de los casos, la trayectoria de las agujas de acceso pediculares fueron adecuadas, y los umbrales de estimulación fueron superiores a 5mA.

La mayoría de los tornillos (94,1%) fueron colocaron en los pedículos L4, L5 y S1, sólo se incluyeron en el análisis estadístico los umbrales de estimulación de las agujas de acceso pedicular, de los "tapscrews" y de los tornillos pediculares insertados en los pedículos L4, L5 y S1, siendo dichos umbrales más representativos.

Para comprobar si se debe utilizar un umbral de estimulación más elevado para la estimulación del "tapscrew" y del tornillo pedicular en comparación con la estimulación de la aguja de acceso pedicular, se determinó la existencia de diferencias entre los umbrales resultantes de la estimulación de la aguja de acceso pedicular, del "tapscrew" y del tornillo pedicular.

En todos los casos, la inserción del "tapscrew" y del tornillo pedicular resultaron en umbrales significativamente más altos en comparación con la colocación de la aguja de acceso pedicular (P <0,00001). La media de los umbrales de estimulación se presenta en la tabla 7.

Niveles vertebrales	Agujas de acceso pedicular	"Tapscrews" Media de los	Tornillos pediculares Media de los
	Media de los umbrales	umbrales	umbrales
L4	7.94mA	21.1mA	21.3mA
L5	8.62mA	21.7mA	22.0mA
S1	8.36mA	20.8mA	20.9mA

Tabla 7. Media de los valores de umbrales.

Con respecto a si se deben utilizar diferentes umbrales de estimulación dependiendo del nivel vertebral intervenido, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los umbrales de las agujas de acceso

pedicular, de los "tapscrews" y de los tornillos pediculares entre los niveles vertebrales (P>0,05).

Por otra parte, la estimulación del "tapscrew" y del tornillo pedicular resultó en todas las ocasiones, umbrales por encima de 7mA, y las trayectorias adecuadas fueron confirmadas en las radiografías intraoperatorias. Sin embargo, en un caso, la tomografía computarizada postoperatoria reveló una perforación pedicular lateral. Se trató de una perforación "asintomática" (Fig. 15, Fig. 16). Este resultado fue considerado como un hallazgo falso negativo.

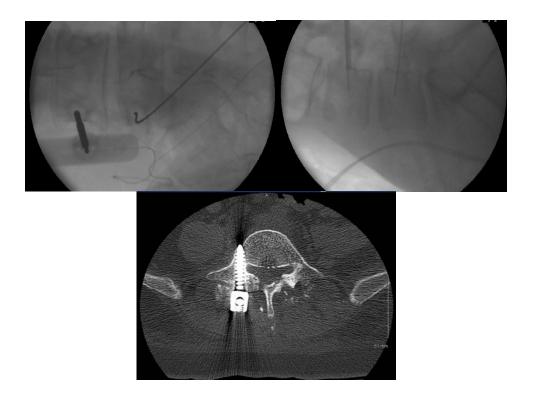


Figura 15. Una trayectoria aceptable fue visible en la radiografía biplanar (izquierda y derecha). En la tomografía computarizada (inferior) se observó una fractura no desplazada orientada oblicuamente que atravesaba la unión del pedículo L5 derecho y el cuerpo vertebral lateral posterior.

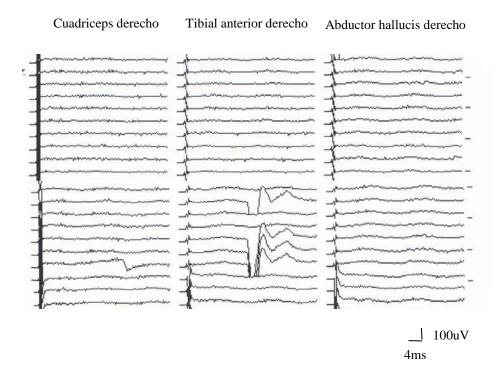


Figura 16. Estimulación del tornillo malposicionado mostró un umbral de 15mA.

Finalmente, tanto la tasa de perforación como la tasa de falsos negativos fueron del 0,5%. No se observaron resultados falsos positivos. Ningún paciente experimentó complicaciones neurológicas postoperatorias relacionadas a los tornillos pediculares.

5.2 Valores de la resistencia de los "tapscrews" y tornillos pediculares canulados sin recubrimiento

Con el uso del multímetro digital, los valores de la resistencia de los tornillos pediculares canulados sin recubrimiento evaluados fueron de 0,1 a 0,30hm (media de 0,16±0,0490hm). Además, la resistencia de los "tapscrews" canulados evaluados fueron de 0,1 a 0,30hm (media de 0,17±0,0510hm).

Con el fin de comprobar si un mismo umbral puede ser utilizado tanto para la estimulación del "tapscrew" como para el tornillo pedicular (sin recubrimiento) canulados, se compararon los valores de resistencia entre los "tapscrew" y los tornillos de diferentes diámetros.

No se observaron diferencias significativas en los valores de la resistencia entre los tornillos pediculares y los "tapscrews" de diferentes diámetros (P> 0,05). Los valores de la resistencia para cada grupo de tornillos pediculares y "tapscrews" se resumen en la Tabla 8.

Fabricante A: Stryker ES2® Tornillos pediculares de titanio	5.5mm	6.5mm	7.5mm
Medición 1	0.2	0.2	0.1
Medición 2	0.1	0.1	0.2
Medición 3	0.3	0.2	0.2
Fabricante A "Tapscrews" de titanio	5.5mm	6.5mm	7.5mm
Medición 1	0.1	0.2	0.2
Medición 2	0.3	0.1	0.2
Medición 3	0.2	0.2	0.2
Fabricante B: K2M EVEREST® Tornillos pediculares de titanio	5.5mm	6.5mm	7.5mm
	5.5mm 0.1	6.5mm 0.2	7.5mm 0.2
Tornillos pediculares de titanio			
Tornillos pediculares de titanio Medición 1	0.1	0.2	0.2
Tornillos pediculares de titanio Medición 1 Medición 2	0.1	0.2	0.2
Tornillos pediculares de titanio Medición 1 Medición 2 Medición 3 Fabricante B	0.1 0.2 0.2	0.2 0.1 0.2	0.2 0.2 0.2
Tornillos pediculares de titanio Medición 1 Medición 2 Medición 3 Fabricante B "Tapscrews" de acero inoxidable	0.1 0.2 0.2 5.5mm	0.2 0.1 0.2 6.5mm	0.2 0.2 0.2 7.5mm

Fabricante C: Globus CREO MIS® Tornillos pediculares de titanio	5.5mm	6.5mm	7.5mm
Medición 1	0.1	0.2	0.2
Medición 2	0.2	0.1	0.1
Medición 3	0.1	0.2	0.1
Fabricante C "Tapscrews" de acero inoxidable	5.5mm	6.5mm	7.5mm
Medición 1	0.1	0.2	0.2
Medición 2	0.2	0.2	0.1
Medición 3	0.3	0.2	0.1

Tabla 8. Datos de los valores de la resistencia (ohm).

5.3 Eficacia de los dilatadores propuestos

Protocolos de succión 1 y 2

Para poner en prueba el funcionamiento de los dilatadores propuestos, se usaron los prototipos para los experimentos. Se utilizó la tubería de uso quirúrgico de larga longitud (6,1m) dispuesta en exceso de curvas, para aumentar el nivel de dificultad para la succión. La parte de conexión de los dilatadores propuestos presenta una adaptación adecuada al conector de la tubería. El diseño de los dilatadores permite un manejo práctico de los mismos.

Se realizaron numerosas pruebas mediante el ajuste del regulador de la máquina de succión para determinar la presión óptima para la succión de la sangre sin ocasionar colapso de la tubería. Al aplicar una presión de succión ajustada a 15cmHg, se observó sangre aspirada continuamente a través de la tubería transparente, mientras se realizaba la inyección continua de sangre

porcina (Fig. 17 y Fig. 18). No se observó colapso de los dilatadores ni de la tubería.



Figura 17. Protocolo de succión 1.

El video del protocolo 1 se visualiza al acceder al siguiente link:

https://www.dropbox.com/s/9m4tbgd4wmrzm8d/Video%201.mp4?dl=0.

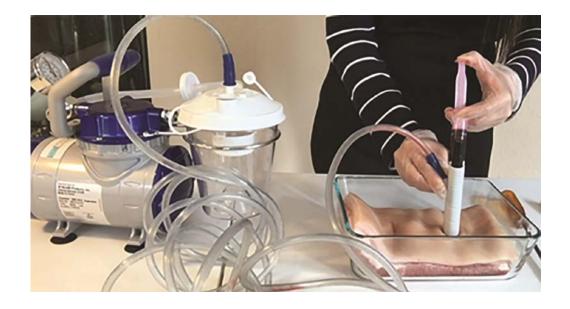
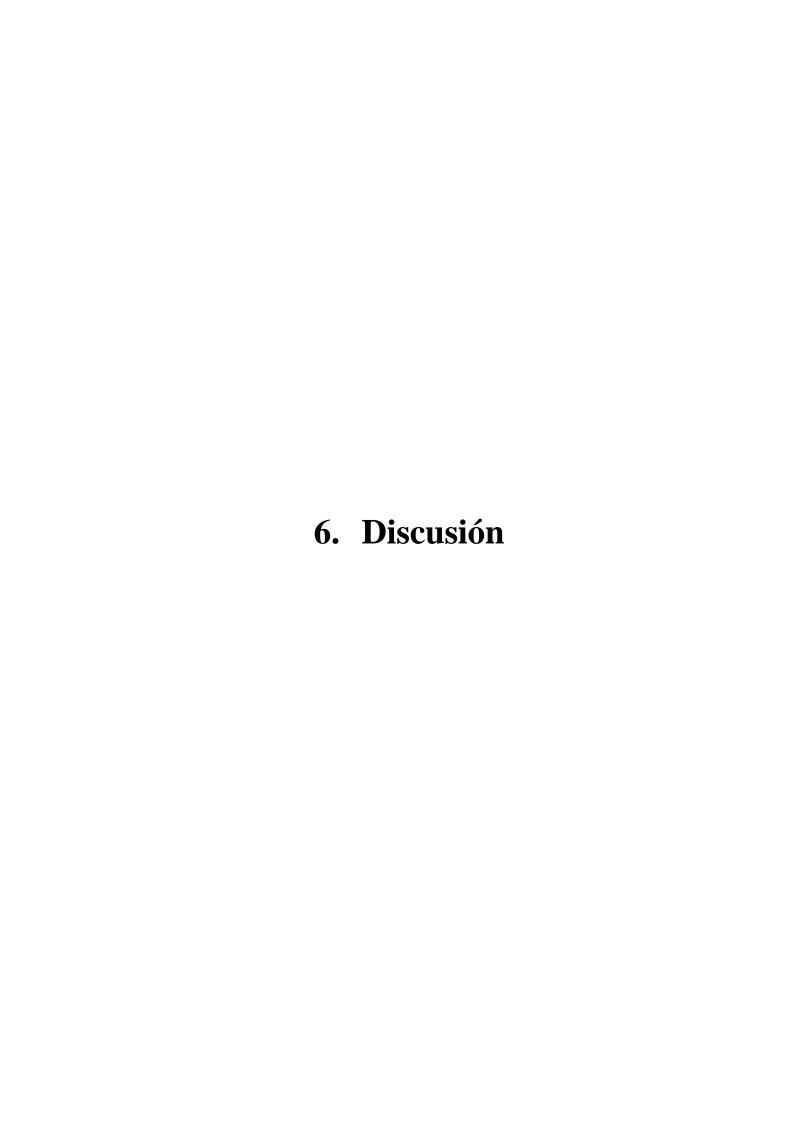


Figura 18. Protocolo de succión 2.

El video del protocolo 2 se visualiza al acceder al siguiente link: https://www.dropbox.com/s/zjimvl4a4pmilt2/Video%202.mp4?dl=0.



6.1 Valor de la t-EMG en la colocación transpedicular mínimamente invasiva de tornillos en la columna lumbosacra

La fijación transpedicular se considera actualmente como una técnica óptima para mejorar las tasas de fusión en diversas patologías espinales, tales como escoliosis, estenosis y espondilolistesis (Yuan et al. 1994, Castro et al. 1996, Resnick et al. 2005). No obstante, la colocación transpedicular de tornillos en la columna lumbosacra, y especialmente, la técnica mínimamente invasiva llevan implícito un riesgo de lesión neurológica que no se debe subestimar. Las complicaciones neurológicas (lesión dural, parálisis radicular transitoria y dolor radicular) asociadas a una malposición de los implantes causan gran preocupación entre los cirujanos. Además, es importante remarcar como el riesgo de lesión neurológica, incrementa especialmente en aquellos pacientes que presentan un déficit neurológico previo.

Se han desarrollado una serie de protocolos o métodos de control tanto para guiar la implantación como para evaluar la posición exacta del tornillo pedicular una vez implantado en la columna lumbosacra (dentro de la corteza ósea del pedículo). Estos métodos incluyen, la palpación de la cortical del pedículo, la laminectomía, la fluoroscopia, la tomografía computarizada y el sistema de neuronavegación. Cada uno de estos métodos presenta sus propias limitaciones.

Es por esto que la utilización de la monitorización neurofisiológica intraoperatoria, especialmente la t-EMG que se presenta en este trabajo, representa un avance en asistir la colocación transpedicular de tornillos para la fijación lumbosacra. Esta modalidad de monitorización tiene una especial relevancia en cirugía mínimamente invasiva.

La monitorización neurofisiológica intraoperatoria permite el registro continuo de la actividad eléctrica nerviosa durante la colocación de implantes pediculares, con el fin de detectar los cambios que preceden a la lesión neurológica. Dicha información permite al cirujano implementar la realización de medidas para la prevención de deterioros irreversibles a largo plazo. Los ajustes precoces de la trayectoria de los implantes disminuyen la necesidad de la realización de los ajustes en una etapa avanzada de la cirugía. La monitorización neurofisiológica intraoperatoria, especialmente la t-EMG,

permite evaluar el estado de las funciones neurológicas durante la cirugía en tiempo real. Como otros métodos de control, el uso de la t-EMG tiene como objetivo principal, minimizar los riesgos de lesiones neurológicas asociadas a una malposición de tornillos pediculares.

Teniendo en cuenta los enormes costes de la rehabilitación, el valor de la t-EMG como modalidad de la monitorización en las cirugías de fijación lumbosacra, especialmente en técnica mínimamente invasiva, sobrepasa ampliamente su coste.

6.2 Umbrales de estimulación de los implantes pediculares en cirugía mínimamente invasiva

La metodología de la t-EMG se basa en la capacidad del implante pedicular para la conducción de una corriente eléctrica aplicada. La corriente fluye siguiendo las vías de menor resistencia. Cuando se obtienen valores bajos del umbral en la estimulación del implante pedicular, estos sugieren una menor resistencia en la cortical del pedículo (entre el implante y la raíz

nerviosa). Sin embargo, en ocasiones, un umbral bajo, no permite distinguir una grieta en la cortical, una cortical delgada de hueso osteoporótico o una invasión del canal o foraminal resultante de un tornillo malposicionado. En el caso contrario, umbrales de estimulación pueden superar a los 20mA en presencia de raíces nerviosas crónicamente comprimidas (correspondientes a los niveles instrumentados) (Holland et al. 1998). La t-EMG provee criterios de advertencia, que luego requieren una verificación por medio de las imágenes y una evaluación clínica.

Múltiples grupos de trabajo examinaron la utilidad clínica de la t-EMG mediante la aplicación de diferentes protocolos de estimulación en la fijación lumbosacra mínimamente invasiva. La revisión bibliográfica llevada a cabo para la realización de este trabajo, muestra que el protocolo de estimulación que usan diferentes umbrales para la estimulación de los implantes pediculares (la aguja de acceso pedicular y el "tapscrew") no están publicados.

Además, el presente trabajo, es el primer estudio realizado en el que se estimulan también los tornillos pediculares durante la cirugía mínimamente invasiva.

En la cirugía mínimamente invasiva, una vez que la trayectoria adecuada de la aguja de acceso pedicular es confirmada por las pruebas de imagen y por el umbral de estimulación, la estimulación complementaria del "tapscrew" y del tornillo pedicular proporciona un beneficio adicional debido a un mayor tamaño (extensión intraósea) de ambos en comparación con la aguja del acceso pedicular. La estimulación persistente del "tapscrew" y del tornillo pedicular con el uso de un dilatador no metálico puede proporcionar información inmediata y precoz de una trayectoria inapropiada.

En la cirugía mínimamente invasiva, los "tapscrews" canulados más comúnmente utilizados están fabricados con acero inoxidable y titanio. Los tornillos canulados de titanio son actualmente los más comúnmente implantados para la fijación de la columna vertebral lumbosacra. La resistencia es la oposición de un material al flujo de la corriente. Los tornillos de titanio y de acero inoxidable tienen valores de resistencia similares

(Anderson et al. 2002). El presente trabajo es pionero en comparar los valores de resistencia entre el "tapscrew" y el tornillo pedicular. En el presente estudio, los tornillos pediculares canulados no recubiertos compuestos de titanio, y los "tapscrews" compuestos de acero inoxidable y de titanio (características conductoras similares) medidos, demostraron una diferencia insignificante en los valores de la resistencia con respecto a sus diámetros. Una diferencia igualmente insignificante también fue observada entre los tornillos pediculares y los "tapscrews".

Con el uso de un dilatador no metálico, se propone que los tornillos pediculares canulados no recubiertos también pueden ser estimulados. En el presente trabajo, se observó que los "tapscrews" y los tornillos pediculares canulados presentan valores de resistencia similares. Se propone además, que un mismo umbral de estimulación puede ser utilizado durante la inserción del "tapscrew" y tornillo pedicular, en la cirugía de fijación lumbosacra mínimamente invasiva.

En el presente estudio, la resistencia de los "tapscrews" canulados y de los tornillos pediculares canulados no recubiertos presentan valores bajos, y no son clínicamente significativos. Es importante destacar, que la mayoría de los equipos de estimulación de corriente constante son capaces de proporcionar un flujo de corriente y una precisión clínica aceptable en presencia de una resistencia de hasta 1000ohm (Anderson et al. 2002).

La estimulación de corriente constante sigue siendo el tipo de estimulación más comúnmente utilizada en la monitorización con t-EMG. En el presente estudio, se observó que los umbrales de estimulación varían a lo largo de la trayectoria de la inserción de los implantes. La densidad mineral ósea más alta en la columna lumbosacra se encuentra en los pedículos y en las áreas más cercanas a las bases pediculares (Lu et al. 2000). Los umbrales más bajos se registraron después de que el implante atraviesa la unión entre el pedículo y el cuerpo vertebral. La diferencia en la densidad ósea entre el pedículo y el cuerpo vertebral puede explicar esta observación. El objetivo de este estudio fue establecer el umbral arbitrario de alarma para la estimulación de los implantes. Sólo se consideraron representativos e incluidos en el análisis, los valores de umbrales más bajos.

Los umbrales significativamente más altos se asociaron con la estimulación del "tapscrew" y del tornillo pedicular en comparación con los umbrales de estimulación de la aguja de acceso pedicular. Esta observación también fue reportada por otros estudios (Ozgur et al. 2006, Bindal y Ghosh 2007, Wang et al. 2010) Estos datos pueden resultar de un mayor tamaño del "tapscrew" y del tornillo pedicular, que provoca un desplazamiento más extendido del hueso esponjoso con la consiguiente creación de una pared pedicular más compacta y aislante (Darden 1996; Ozgur 2006).

En el estudio de Wood y Mannion, la aplicación de un umbral bajo de 5mA para la estimulación del "tapscrew" (Wood y Mannion 2010), resultó en una mayor tasa de perforación pedicular en comparación con el resto de los estudios (Ozgur et al. 2006, Bindal y Ghosh 2007, Wang et al. 2010). Estos resultados apoyan que un umbral bajo de 5mA es insuficiente para la evaluación fiable del "tapscrew" y del tornillo pedicular.

6.3 Precisión de la t-EMG en la implantación mínimamente invasiva de tornillos pediculares

En el presente estudio, la aplicación de un umbral de 5mA para la estimulación de la aguja de acceso pedicular y, 7mA para la estimulación del "tapscrew" y del tornillo pedicular; resultó en una precisión del 99,5% en la implantación de tornillos pediculares para la fijación de la columna lumbosacra mínimamente invasiva. Una tasa de perforación pedicular del 0,5% se puede considerar excelente cuando se compara con otros trabajos (Ozgur et al. 2006, Bindal y Ghosh 2007, Wang et al. 2010, Wood y Mannion 2010). Esta perforación pedicular fue lateral y asintomática. Como ya se mencionó previamente, la t-EMG tiene una menor precisión en la detección de la ruptura del pedículo lateral basada en la situación anatómica de las estructuras neurales (Toleikis et al. 2000, Ozgur et al. 2006; Raynor et al. 2007, Bindal y Ghosh 2007). Nuestros resultados apoyan esta evidencia. Las lesiones de las raíces nerviosas resultan más frecuentemente de las perforaciones mediales (canal espinal) o inferiores (foramen) (Wood y Mannion 2010). Con el uso de la t-EMG como método de monitorización, no se detectaron en el presente estudio, casos de perforación pedicular medial o

inferior en las imágenes de la tomografía computarizada postoperatoria, ni se observaron complicaciones neurológicas relacionadas con los tornillos pediculares.

No se pudo determinar la asociación entre los umbrales y la presencia de radiculopatía compresiva crónica, y la densidad ósea. El estudio EMG preoperatorio no fue realizado a todos los pacientes y tampoco se evaluó la densidad ósea vertebral (debido a las limitaciones de los seguros de los EEUU). Así, en este sentido, será necesario poner en marcha futuras investigaciones.

Es importante enfatizar, como la instrumentación utilizada en cirugía mínimamente invasiva difiere a la que se utiliza en cirugía abierta. Se necesitan consideraciones adicionales y modificaciones en la metodología de la t-EMG con el fin de optimizar la precisión de la t-EMG en la implantación de tornillos pediculares en cirugía mínimamente invasiva.

6.4 Succión continua de fluidos de herida

En cirugía mínimamente invasiva, el aislamiento es un factor fundamental en la aplicación de la t-EMG. Durante la estimulación de los implantes pediculares, en cirugía mínimamente invasiva, puede ocurrir el fenómeno de la "derivación eléctrica", esto es que la corriente, se aleja parcialmente de los implantes. La cantidad de corriente necesaria para fluir en los implantes través de la cortical del pedículo y causar la despolarización de la raíz nerviosa aumentará erróneamente. La precisión de la t-EMG en la detección de la perforación pedicular disminuye, y se producen subsecuentemente resultados falsos negativos.

Durante la estimulación, la succión de los fluidos de la herida y la retracción de los tejidos blandos son siempre favorables para una evaluación precisa de los umbrales. En el estudio realizado por Wang y colaboradores (Wang et al. 2010), se utilizó un umbral de 12mA. Las cinco perforaciones corticales (dos mediales y tres laterales) se asociaron a umbrales superiores a 12mA (resultados falsos negativos). Estos datos pueden sugerir la posible

existencia de derivación eléctrica, aun con el uso de dilatadores no metálicos. La acumulación de fluidos en el campo de la estimulación puede alterar el umbral debido a la derivación de la corriente y producir subsecuentemente resultados falsos negativos. La succión de los fluidos de la herida no es viable con el uso de un sistema de succión tradicional, durante la inserción del "tapscrew" y la implantación del tornillo pedicular, en cirugía mínimamente invasiva.

Los dilatadores propuestos permiten una adaptación a la succión continua durante inserción del "tapscrew" y la implantación mínimamente invasiva del tornillo pedicular. Dichos dilatadores deben estar fabricados de un material no metálico que permita una colocación atraumática y una acción aislante (barrera de los tejido blando) sobre los implantes. La construcción debe ser resistente para evitar el colapso durante la succión. El canal principal y el más grande se adaptará al tamaño del "tapscrew" y del tornillo pedicular unido al destornillador. El canal secundario más pequeño debe ser lo suficientemente grande como para la evacuación de las partículas de tejido o coágulos de sangre (los resultados del presente estudio mostraron que 2mm de diámetro se muestran como suficientes). La parte final (lumen) de este

pequeño canal permite conectar a la tubería de conexión al recipiente con aplicación de presión al vacío. El diámetro pequeño del canal adicional de los dilatadores propuestos conserva el concepto de procedimiento mínimamente invasivo (con una lesión tisular reducida). Los dilatadores propuestos permiten una manipulación cómoda.

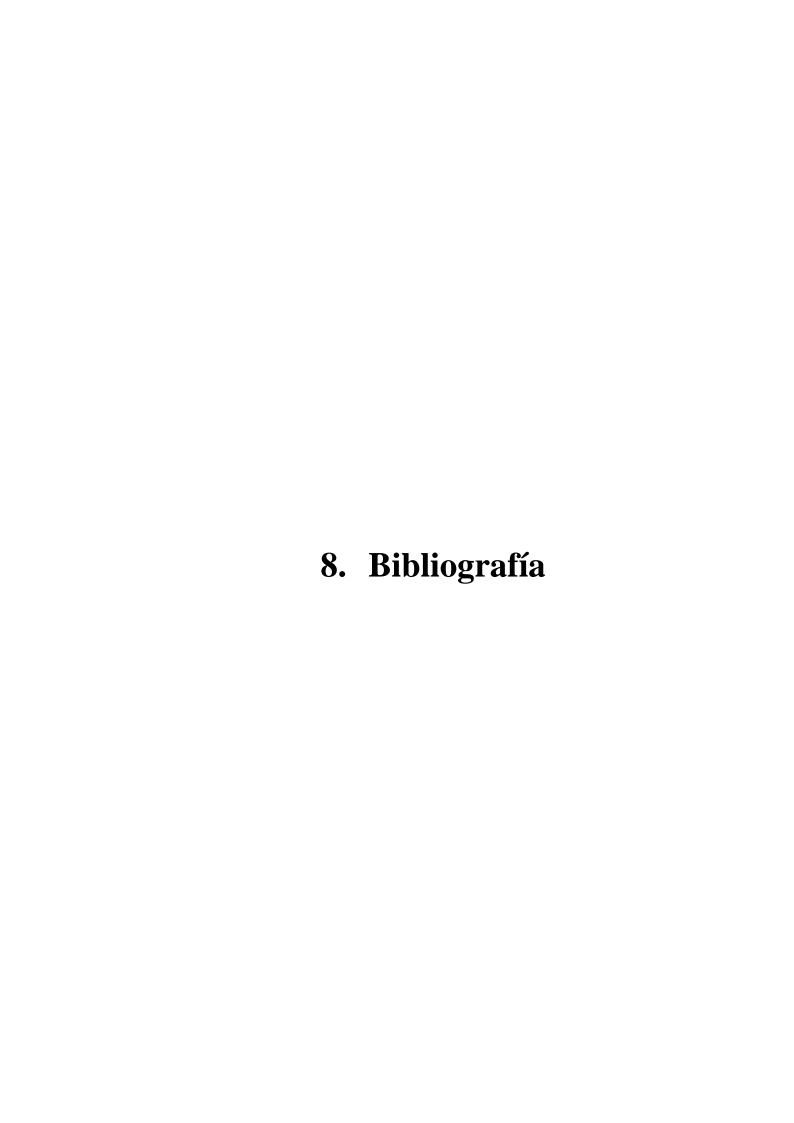
La longitud y el diámetro interno de la tubería, y el diámetro interno de los conectores de la tubería son los factores más importantes que afectan a la resistencia del sistema de succión. Idealmente, la tubería y los conectores deben tener un diámetro amplio (mínimo de 0,25 pulgadas o 6mm), con una longitud de la tubería lo más corta posible (Lam y Pursley 2014). En el trabajo experimental realizado, se utilizó una tubería de 6mm de diámetro y una longitud de 6,1m. La larga longitud de la tubería aumenta el reto en el funcionamiento de la succión, pero el trabajo experimental demostró la eficacia de ambos dilatadores propuestos. Este resultado es especialmente importante cuando se requiere el uso de tubería larga en la cirugía. El diámetro adecuado (2mm) del canal pequeño de ambos dilatadores propuestos minimiza el impacto negativo de un incremento de la resistencia (si se presenta) en el sistema de succión. La evacuación continua de los fluidos

durante la estimulación de los implantes reduce teóricamente la posibilidad de "derivación eléctrica", sin embargo, se requieren futuros estudios para demostrar la relevancia clínica de los dilatadores propuestos.

7. Conclusiones	

- La t-EMG es una modalidad de monitorización útil para minimizar la incidencia de déficit neurológico relacionado a la implantación mínimamente invasiva de tornillos pediculares.
- La t-EMG tiene una precisión aceptable en la detección de perforaciones pediculares clínicas relevantes (medial e inferior), y tiene una mayor importancia en cirugía mínimamente invasiva.
- Con el uso de dilatadores no metálicos, un mismo umbral puede ser aplicado para la estimulación del "tapscrew" y del tornillo pedicular.
- Se debe utilizar al menos 5mA como umbral para la estimulación de la aguja de acceso pedicular. Adicionalmente, un umbral de 5mA parece no ser apropiado (por insuficiente) para la estimulación del "tapscrew" y del tornillo pedicular, en la fijación lumbosacra mínimamente invasiva.
- Se debe utilizar como mínimo, un umbral de 7mA para la estimulación del "tapscrew" y del tornillo pedicular.
- Existen limitaciones en la identificación de las perforaciones pediculares laterales con la aplicación de la t-EMG.

- La estimulación continua de los implantes pediculares proporciona alarmas para el ajuste precoz de una trayectoria transpedicular inapropiada.
- Durante la estimulación de los implantes pediculares, la succión continua es favorable, ya que puede minimizar posible "derivación eléctrica".
- Durante la fijación lumbosacra mínimamente invasiva, la monitorización con la t-EMG debe ser realizada conjuntamente con las técnicas de imagen.



- Alemo S, Sayadipour A. Role of intraoperative neurophysiologic monitoring in lumbosacral spine fusion and instrumentation: a retrospective study. World Neurosurg. 2010;73(1):72-76.
- Amiot LP, Lang K, Putzier M, Zippel H, Labelle H. Comparative results between conventional and computer-assisted pedicle screw installation in the thoracic, lumbar, and sacral spine. Spine 2000;25: 606-614.
- 3. Anderson DG, Wierzbowski LR, Schwartz DM, Hilibrand AS, Vaccaro AR, Albert TJ. Pedicle screws with high electrical resistance: a potential source of error with stimulus-evoked EMG. Spine 2002;27(14):1577-1581.
- Berlemann U, Heini P, Müller U, Stoupis C, Schwarzenbach O.
 Reliability of pedicle screw assessment utilizing plain radiographs versus CT reconstruction. Eur Spine J. 1997;6(6):406-410.
- Bindal RK, Ghosh S. Intraoperative electromyography monitoring in minimally invasive transforaminal lumbar inlerbody fusion. J Neurosurg Spine 2007;6(2):126-132.
- Bose B, Wierzbowski LR, Sestokas AK. Neurophysiological monitoring of spinal nerve root function during instrumented posterior lumbar spine surgery. Spine 2002;27(13):1444-1450.

- 7. Boucher HH. A method of spinal fusion. J Bone Joint Surg Br. 1959;41-B(2):248-259.
- 8. Brown RH, Nash CL Jr, Berilla JA, Amaddio MD. Cortical evoked potential monitoring. A system for intraoperative monitoring of spinal cord function. Spine 1984;9(3):256-261.
- 9. Calancie B, Lebwohl N, Madsen P, Klose KJ. Intraoperative evoked EMG monitoring in an animal model. A new technique for evaluating pedicle screw placement. Spine 1992;17(10):1229-1235.
- Calancie B, Madsen P, Lebwohl N. Stimulus-evoked EMG monitoring during transpedicular lumbosacral spine instrumentation. Initial clinical results. Spine 1994;19(24):2780-2786.
- 11. Castro WH, Halm H, Jerosch J, Malms J, Steinbeck J, Blasius S. Accuracy of pedicle screw placement in lumbar vertebrae. Spine 1996;21(11):1320-1324.
- 12. Choi WW, Green BA, Levi AD: Computer-assisted fluoroscopic targeting system for pedicle screw insertion. Neurosurgery 2000;47(4):872–878.
- 13. Clements DH, Morledge DE, Martin WH, Betz RR. Evoked and spontaneous electromyography to evaluate lumbosacral pedicle screw placement. Spine 1996;21(5):600-604.

- 14. Darden BV 2nd, Wood KE, Hatley MK, Owen JH, Kostuik J. Evaluation of pedicle screw insertion monitored by intraoperative evoked electromyography. J Spinal Disord. 1996;9(1):8-16.
- 15. Davis TT, Tadlock S, Bernbeck J, Fung DA, Molinares DM. Can triggered electromyography be used to evaluate pedicle screw placement in hydroxyapatite-coated screws: an electrical examination. J Clin Neurophysiol. 2014;31(2):138-142.
- Daube JR, Rubin DI. Clinical Neurophysiology. Third edition. Oxford, 2009; P.327.
- 17. Dickson JH, Harrington PR, Erwin WD.Harrington instrumentation in the fractured, unstable thoracic & lumbar spine. Tex Med. 1973;69(9):91-98.
- 18. Esses SI, Sachs BL, Dreyzin V. Complications associated with the technique of pedicle screw fixation. A selected survey of ABS members. Spine 1993;18(15):2231-2238.
- 19. Farber GL, Place HM, Mazur RA, Jones DE, Damiano TR. Accuracy of pedicle screw placement in lumbar fusions by plain radiographs and computed tomography. Spine 1995;20(13):1494-1499.

- 20. Foley KT, Gupta SK. Percutaneous pedicle screw fixation of the lumbar spine: preliminary clinical results. J Neurosurg. 2002;97(S1):7-12.
- 21. Forbes AM. Recent Studies of Scoliosis. Can Med Assoc J. 1920;10(7):609-615.
- 22. Fu TS, Chen LH, Wong CB, Lai PL, Tsai TT, Niu CC, Chen WJ. Computer-assisted fluoroscopic navigation of pedicle screw insertion: an in vivo feasibility study. Acta Orthop Scand. 2004;75(6):730-735.
- 23. Gaines RW Jr. The use of pedicle-screw internal fixation for the operative treatment of spinal disorders. J Bone Joint Surg Am. 2000;82-A(10):1458-1476.
- 24. Gertzbein SD, Robbins SE. Accuracy of pedicular screw placement in vivo. Spine 1990; 15(1):11-14.
- 25. Glassman SD. Dimar JR, Puno RM, John.son JR. Shields CB, Linden RD. A prospective analysis of intraoperative electromyographic monitoring of pedicle screw placement with computed tomographic scan confirmation. Spine 1995:20(12):1375-1379.
- 26. Hamilton DK1, Smith JS, Sansur CA, Glassman SD, Ames CP, Berven SH, Polly DW Jr, Perra JH, Knapp DR, Boachie-Adjei O, McCarthy RE, Shaffrey CI; Scoliosis Research Society Morbidity and Mortality

Committee. Rates of new neurological deficit associated with spine surgery based on 108,419 procedures: a report of the scoliosis research society morbidity and mortality committee. Spine 2011;36(15):1218-1228.

- 27. Harrington PR, Tullos HS. Reduction of severe spondylolisthesis in children. South Med J. 1969;62(1):1-7.
- 28. Harrington PR. The history and development of Harrington instrumentation. Clin Orthop Relat Res. 1973;(93):110-102.
- 29. Harrington PR, Dickson JH. Spinal instrumentation in the treatment of severe progressive spondylolisthesis. Clin Orthop Relat Res. 1976;(117):157-163.
- 30. Holland NR, Lukaczyk TA, Riley LH 3rd, Kostuik JP. Higher electrical stimulus intensities are required to activate chronically compressed nerve roots. Implications for intraoperative electromyographic pedicle screw testing. Spine 1998;23(2):224-227.
- 31. Howe JF, Loeser JD, Clavin WH. Mechanosensitivity of dorsal root and chronically injured axons: a physiological basis for the radicular pain of nerve root compression. Pain 1977;3(1):25-41.

- 32. Kim YJ, Lenke LG, Bridwell KH, Cho YS, Riew KD. Free hand pedicle screw placement in the thoracic spine: is it safe? Spine 2004;29(3):333-342.
- 33. Kuklo TR, Potter BK, Polly DW Jr, Lenke LG. Monaxial versus multiaxial thoracic pedicle screws in the correction of adolescent idiopathic scoliosis. Spine 2005;30(18):2113-2120.
- 34. Kulik G, Pralong E, McManus J, Debatisse D• Schizas C. A CT-based study investigating the relationship between pedicle screw placement and stimulation threshold of compound muscle action potentials measured by intraoperative neurophysiological monitoring. Eur Spine J 2013;22(9):2062–2068.
- 35. Laine T, Mäkitalo K, Schenzka D, Tallroth K, Pousssa M, Alho A. Accuracy of pedicle screw insertion: a prospective CT study in 30 low back patients. Eur Spine J 1997;6 402-405.
- 36. Lam B, Pursley D. The Principles of Vacuum and Clinical Application in the Hospital Environment. Third Edition. Springfield: Kenney BD; 2014.
- 37. Liddell EGT, Sherrington CS. Recruitment and some other factors of reflex inhibition. Proc R Soc Lond Ser B 1925;97:488-518.

- 38. Louis R. Fusion of the lumbar and sacral spine by internal fixation with screw plates. Clin Orthop Relat Res. 1986;(203):18-33.
- 39. Lowery GL, Kulkarni SS. Posterior percutaneous spine instrumentation. Eur Spine J. 2000;9:(S1):S126–S130.
- 40. Lu WW, Zheng Y, Holmes A, Zhu Q, Luk KD, Zhong S, Leong JC.

 Bone mineral density variations along the lumbosacral spine. Clin

 Orthop Relat Res. 2000;378:255-263.
- 41. Luque ER. Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis. Clin Orthop Relat Res. 1982;(163):192-198.
- 42. Maguire J, Wallace S, Madiga R, Leppanen R, Draper V. Evaluation of intrapedicular screw position using intraoperative evoked electromyography. Spine 1995;20(9):1068-1074.
- 43. Matsui H, Kitagawa H, Kawaguchi Y, Tsuji H. Physiologic changes of nerve root during posterior lumbar discectomy. Spine 1995;20(6):654-659.
- 44. Merloz P, Tonetti J, Pittet L, Coulomb M, Lavalleé S, Sautot P. Pedicle screw placement using image guided techniques. Clin Orthop Relat Res 1998;354:39-48.

- 45. Minahan RE, Riley LH 3rd, Lukaczyk T, Cohen DB, Kostuik JP. The effect of neuromuscular blockade on pedicle screw stimulation thresholds. Spine 2000;25(19):2526-30.
- 46. Obi T, Mochizuki M, Isobe K, Mizoguchi K, Takatsu M, Nishimura M. Mechanically elicited nerve root discharge: Mechanical irritation and waveform. Acta Neurol Scand 1999;100(3):185-188.
- 47. Odgers CJ 4th, Vaccaro AR, Pollack ME, Cotler JM. Accuracy of pedicle screw placement with the assistance of lateral plain radiography. J Spinal Disord 1996; 9(4):334-338.
- 48. Olmarker K. Spinal nerve root compression. Nutrition and function of the porcine cauda equine compressed in vivo. Acta Ortho Scand Suppl 1991;242:1-27.
- 49. Owen JH, Kostuik JP, Gornet M, Petr M, Skelly J, Smoes C, Szymanski J, Townes J, Wolfe F. The use of mechanically elicited electromyograms to protect nerve roots during surgery for spinal degeneration. Spine 1994;19(15):1704-1710.
- 50. Ozgur BM, Berta S, Khiatani V, Taylor WR. Automated intraoperative EMG testing during percutaneous pedicle screw placement. Spine J 2006;6(6):708-713.

- 51. Parker SL, Amin AG, Farber SH, McGirt MJ, Sciubba DM, Wolinsky JP, et al. Ability of electromyographic monitoring to determine the presence of malpositioned pedicle screws in the lumbosacral spine: analysis of 2450 consecutively placed screws. J Neurosurg Spine 2011;15(2):130–135.
- 52. Preston DC, Shapiro BE. Electromyography and neuromuscular disorders. Clinical-Electrophysiologic correlations. Second edition. Elsevier 2004; P.462.
- 53. Raymond MA, Smith ER, Liesegang J. The physical properties of blood--forensic considerations. Sci Justice. 1996;36(3):153-160.
- 54. Raynor BL, Lenke LG, Bridwell KH, Taylor BA, Padberg AM. Correlation between low triggered electromyographic thresholds and lumbar pedicle screw malposition: Analysis of 4857 screws. Spine 2007; 32(24):2673-2678.
- 55. Resnick DK, Choudhri TF, Dailey AT, Groff MW, Khoo L, Matz PG, Mummaneni P, Watters WC 3rd, Wang J, Walters BC, Hadley MN. Guidelines for the performance of fusion procedures for degenerative disease of the lumbar spine. Part 12: pedicle screw fixation as posterolaterai fusion of low-back pain. J Neurosurg Spine 2005;2(6):700-706.

- 56. Rose RD. Welch WC, Balzer JR, Jacobs GB. Persistently electrified pedicle stimulation instruments in spinal instrumentation: Technique and protocol technique. Spine 1997;22(3): 334-343.
- 57. Roy-Camille R, Saillant G, Berteaux D, Salgado V. Osteosynthesis of thoraco-lumbar spine fractures with metal plates screwed through the vertebral pedicles. Reconstr Surg Traumatol. 1976;15:2-16.
- 58. Roy-Camille R, Saillant G, Mazel C. Internal fixation of the lumbar spine with pedicle screw plating. Clin Orthop Relat Res. 1986;(203):7-17.
- 59. Rydevik B, Brown MD, Lundborg G. Pathoanatomy and pathophysiology of nerve root compression. Spine 1984;9(1):7-15.
- 60. Schulze CJ, Munzinger E, Weber U: Clinical relevance of accuracy of pedicle screw placement. A computed tomographic supported analysis. Spine 1998;23(20):2215–2220.
- 61. Schwarzenbach O, Berlemann U, Jost B, Visarius H, Arm E, Langlotz F, Nolte LP, Ozdoba C. Accuracy of computer-assisted pedicle screw placement. An in vivo computed tomography analysis. Spine 1997;22(4):452-458.

- 62. Sloan TB, Heyer EJ. Anesthesia for intraoperative neurophysiologic monitoring of the spinal cord. J Clin Neurophysiol 2002;19(5):430-433.
- 63. Steffee AD, Biscup RS, Sitkowski DJ. Segmental spine plates with pedicle screw fixation. A new internal fixation device for disorders of the lumbar and thoracolumbar spine. Clin Orthop Relat Res. 1986;(203):45-53.
- 64. Suk SI, Kim WJ, Lee SM, Kim JH, Chung ER. Thoracic pedicle screw fixation in spinal deformities: Are they really safe? Spine 2001;26(18): 2049-2057.
- 65. Toleikis JR, Skelly JP, Carlvin AO, Toleikis SC, Bernard TN, Burkus JK, Burr ME, Dorchak JD, Goldman MS, Walsh TR. The usefulness of electrical stimulation for assessing pedicle screw placements. J Spinal Disord. 2000;13(4):283-289.
- 66. Tsahtsarlis A, Efendy JL, Mannion RJ, Wood MJ. Complications from minimally invasive lumbar interbody fusion: Experience from 100 patients. J Clin Neurosci. 2013;20(6):813–817.
- 67. Viby-Mogensen J. Neuromuscular monitoring. In: Miller RD, ed. Miller's Anesthesia. 6th ed. Philadelphia, PA: Churchill Living-stone; 2005:1557–1570.

- 68. Wang MY, Pineiro G, Mummaneni PV. Stimulus-evoked electromyography testing of percutaneous pedicle screws for the detection of pedicle breaches: a clinical study of 409 screws in 93 patients. J Neurosurg Spine 2010;13(5):600-605.
- 69. Weinstein J, Spratt KF, Spengler D, et al. Spinal pedicle fixation:
 Reliability and validity of roentgenogramm-based assessment and surgical factos on successful screw placement. Spine. 1988;13:1012.
- 70. Weiss DS. Spinal cord and nerve root monitoring during surgical treatment of lumbar stenosis. Clin Orthop 2001;384:82–100.
- 71. Whitecloud TS1, Skalley TC, Cook SD, Morgan EL.

 Roentgenographic measurement of pedicle screw penetration. Clin

 Orthop Relat Res. 1989;(245):57-68.
- 72. Wood MJ, Mannion RJ. Improving accuracy and reducing radiation exposure in minimally invasive lumbar interbody fusion. J Neurosurg Spine. 2010; 12(5):533-539.
- 73. Wu Y, Vázquez Barquero A. Stimulus-evoked EMG monitoring during minimally invasive transpedicular implantation of screws in the lumbosacral spine Threshold value, methodology and clinical effectiveness. World Neurosurg. 2017;98:146-151.

- 74. Xu R, Ebraheim NA, Ou Y, Yeasting RA. Anatomic considerations of pedicle screw placement in the thoracic spine: Roy-Camille technique versus open lamina technique. Spine 1998;23(9):1065-1068.
- 75. Yahiro MA. Review of the "Historical cohort study of pedicular fixation of thoracic, lumbar and sacral spinal fusions" report. Spine. 1994;19(20S):2297S-2299S.
- 76. Yoo JU, Ghanayem A, Petersilge C, Lewin J. Accuracy of using computed tomography to identify pedicle screw placement in cadaveric human lumbar spine. Spine 1997;22(22):2668-2671.
- 77. Yuan HA, Garfin SR, Dickman CA, Mardjetko SM. A historical cohort study of pedicle screw fixation in thoracic, lumbar, and sacral spinal fusions. Spine 1994;19(20S): 2279S-2296S.
- 78. Zindrick M, Wiltse L, Doornik A. Analysis of the morphometric characteristics of the thoracic and lumbar pedicles. Spine 1987;12(2):160–166.

9. Anexos	

9.1 Abreviaturas

CMAP = Potencial de acción motor compuesto

EMG = Electromiografía

TOF = Tren de cuatro

9.2 Índice de tablas

Tabla 1. Miotomas de las extremidades inferiores	26
Tabla 2. Nivel del bloqueo neuromuscular evaluado mediante el "tren cuatro"	
Tabla 3. Estudios relevantes sobre cirugía abierta	38
Tabla 4. Estudios relevantes sobre cirugía mínimamente invasiva	41
Tabla 5. Categorías diagnósticas de los pacientes	53
Tabla 6. Distribución de los tornillos pediculares según los niveles vertebral	

Anexos

Tabla 7. Media de los valores de umbrales				
	70			
Tabla 8 Datos de los valores de la resistencia (ohm)	78			

9.3 Índice de figuras

Figura	1. Boucher fue el primero en describir la colocación de tornillo a
	través del pedículo. Los tornillos fueron colocados oblicuamente a
	través de la lámina y articulación facetaria dentro del pedículo y
	cuerpo vertebral (o ala del sacro)
Figura	2. Una radiografía lateral muestra una estabilización segmentaria corta
	9
Figura	3. Colocación percutánea de tornillo en el pedículo por medio del uso
	de taladro
Figura	4. Trayectoria transpedicular de la aguja de acceso pedicular y del
	"tapscrew", ambos son eléctricamente estimulados
Figura	5. Situación anatómica vertebral de las estructuras neurales 16

Figura 6. La corriente de estimulación aplicada sigue por las vias de meno
resistencia y retorna al electrodo anodal localizado en el tejido
muscular (miotoma)
Figura 7. La aguja de acceso pedicular se introduce bajo guía fluoroscópica y
es estimulada eléctricamente de manera continua
Figura 8. El "tapscrew" canulado avanza en un dilatador no metálico, es
estimulado eléctricamente de manera continua
Figura 9. El tornillo pedicular canulado se avanza en un dilatador no metálico
es estimulado eléctricamente de manera continua
Figura 10. Medición de la resistencia eléctrica de un tornillo pedicular 61
Figura 11. Medición de la resistencia eléctrica de un "tapscrew"

Figura 12. Dilata	dor no metálico propuesto para el paso del "tapscrew" (A).
Dilata	dor no metálico propuesto para el paso del tornillo pedicular
unido	al destornillador (B). Vista transversal (C) 65
Figura 13. Los	prototipos de los dilatadores propuestos. El superior fue
diseña	do para el paso del "tapscrew". El inferior fue diseñado para
el pas	o del tornillo pedicular unido al destornillador 66
Figura 14. Estimu	lación de la aguja de acceso pedicular71
Figura 15. Una	trayectoria aceptable fue visible en la radiografía biplanar
(izqu	ierda y derecha). En la tomografía computarizada (inferior)
se ol	oservó una fractura no desplazada orientada oblicuamente
que	atravesaba la unión del pedículo L5 derecho y el cuerpo
verte	bral lateral posterior75

Anexos

Figura	16.	Estimulación	del	tornillo	malposicionado	mostró	un	umbral	de
		15mA					• • • • • •		76
Figura	1 7.]	Protocolo de s	uccio	ón 1					81
Figura	18.]	Protocolo de s	ucci	ón 2					82

9.4 Autorización

AUTHORIZATION

I, Douglas Cohen M.D., hereby authorize Yunfen Wu M.D. without any reservation to use the data from the study I have participated, between 2013-2015, involving minimally invasive placement of screws in the lumbosacral fixation at Mount Sinai West Hospital, for the realization of her PhD thesis.

Sincerely,



Douglas Cohen M.D.

5/29/2017