

Copyright © The Journal of Bone and Joint Surgery, Inc. Todos los derechos reservados. Para obtener permiso para volver a utilizar este artículo en forma parcial o total, contáctese con [rights@jbjs.org](mailto:rights@jbjs.org).

Esta traducción ha sido provista por terceras partes. El texto fuente incluye terminología médica que puede ser difícil de traducir con exactitud. Si tiene alguna pregunta relacionada con la exactitud de la información contenida en la traducción, por favor refiérase a la versión en inglés, que es el texto oficial, en [www.jbjs.org](http://www.jbjs.org) o en su versión impresa. Si detecta problemas o errores en esta traducción, por favor contáctese con The Journal en [mail@jbjs.org](mailto:mail@jbjs.org).

## RESEÑA SOBRE CONCEPTOS ACTUALES

# Torniquetes quirúrgicos en Ortopedia

Por Shahryar Noordin, MBBS, FCPS, James A. McEwen, PhD, PEng, Colonel John F. Kragh Jr., MD, Andrew Eisen, MD, FRCPC y Bassam A. Masri, MD, FRCSC

Investigación realizada en el Departamento de Ortopedia, University of British Columbia, Vancouver, British Columbia, Canadá

- Los niveles más altos de presión del torniquete y los mayores gradientes de presión por debajo de los manguitos de los torniquetes se asocian con un riesgo más alto de lesión nerviosa.
- La medición de la presión de oclusión del miembro puede ayudar a minimizar los niveles de presión del torniquete y los gradientes de presión para cada paciente y para cada procedimiento quirúrgico.
- El uso selectivo de manguitos de torniquetes neumáticos más anchos y moldeados reduce los niveles de presión del torniquete y los gradientes de presión aplicados.

Los orígenes del torniquete neumático moderno se remontan a la época del Imperio Romano (199 a.C.-500 d.C.), cuando se usaban dispositivos de bronce y cuero no neumáticos (Fig. 1) para controlar hemorragias secundarias a amputaciones de miembro durante la guerra. El objetivo era salvar una vida sin tener en cuenta el miembro. El término “torniquete”, acuñado por Jean Louis Petit, deriva del verbo francés “tourner”, que significa girar. Petit describió un nuevo dispositivo similar a un tornillo que ajustaba un cinturón para detener el flujo arterial<sup>1</sup>.

Con el advenimiento de la anestesia general, Joseph Lister fue el primero en usar un torniquete para crear un campo quirúrgico exangüe<sup>2</sup>, en 1864. Al final del siglo XIX, Friedrich von Esmarch diseñó un torniquete más avanzado que consistía en un vendaje de goma plano destinado a la exanguinación y a la detención del flujo sanguíneo<sup>3</sup>. En 1904, Harvey Cushing introdujo el primer torniquete insuflable (neumático), que permitía medir y controlar manualmente la presión del torniquete<sup>4,5</sup>.

### Elementos de los sistemas modernos de torniquetes neumáticos

En los últimos treinta años, ha habido avances importantes en la tecnología de los torniquetes y sus manguitos. La mejor seguridad, eficacia y confiabilidad consiguientes permitieron que la U.S. Food and Drug Administration (Administración de Alimentos y Fármacos de los EE. UU.) clasificara los torniquetes neumáticos como dispositivos médicos de clase I (lo que indica que plantean un mínimo riesgo para el usuario y que no representan una fuente razonable de lesión durante el uso habitual). Se estima que se emplean torniquetes neumáticos en 15.000 procedimientos quirúrgicos ortopédicos y no ortopédicos diarios en los Estados Unidos y en otros países, lo que facilita las operaciones al crear de manera fiable un campo quirúrgico exangüe con un alto nivel de seguridad<sup>6</sup>.

En 1981, uno de los autores (J.A.McE.) creó el sistema moderno de torniquetes basados en

microcomputadora<sup>7</sup>. La figura 2 ilustra los elementos de ese primer sistema de torniquete automático. Un regulador de presión controlado por microcomputadora suele mantener la presión del manguito dentro del 1% de la presión establecida, lo que permite usar de manera segura y fiable presiones más bajas del torniquete, y un cronómetro automático suministra un registro exacto del tiempo de insuflación del torniquete. A menudo, se incluyen alarmas audiovisuales para advertir al cirujano en caso de presiones peligrosamente altas o bajas del manguito. Con frecuencia, se incorpora la detección automática de filtración de aire potencialmente riesgosa de manguitos de torniquete presurizados, así como capacidad de autopruueba que posibilita verificaciones automáticas de calibración, alarmas audiovisuales, e integridad del hardware y el software cada vez que se comienza a usar el instrumento. Se suele incluir una fuente de energía de seguridad para que estos instrumentos continúen funcionando normalmente durante un corte de energía imprevisto.

La figura 2 también muestra otras características de seguridad de los sistemas de torniquete más modernos<sup>8</sup>. Éstas consisten en una traba de seguridad del manguito para impedir que un usuario apague en forma inadvertida el torniquete mientras el manguito todavía está insuflado y una traba de seguridad para anestesia regional intravenosa para ayudar a prevenir que un usuario desinfele en forma inadvertida el manguito erróneo durante la anestesia regional intravenosa (bloqueo de Bier) y durante procedimientos de miembro bilaterales, al requerir una acción de confirmación independiente del usuario. La mayoría de los sistemas modernos de torniquete incluyen ahora la estimación automática de la presión de oclusión del miembro de cada paciente, lo que permite una regulación individualizada de presiones más seguras del torniquete, como se describe más adelante. Para facilitar la medición de la presión de oclusión del miembro y la adaptación de la operación del torniquete durante la cirugía, algunos sistemas modernos de torniquete permiten conectar el torniquete a los monitores fisiológicos.

### Lesiones nerviosas relacionadas con torniquetes: historia y patogenia

Otros autores han descrito y resumido bien las complicaciones y las contraindicaciones relativas del uso del torniquete<sup>5,9,10</sup>. Sin embargo, el riesgo de lesión nerviosa relacionada con el torniquete sigue siendo una preocupación particular. En uno de los primeros estudios, antes de la introducción de sistemas de torniquetes automáticos y del uso de rutina de presiones de torniquete más bajas, se observó evidencia electromiográfica de lesión nerviosa periférica en un alto porcentaje de los miembros después de usar torniquetes<sup>11</sup>. En estudios prospectivos aleatorizados llevados a cabo en la década de los ochenta, cuando los torniquetes mecánicos y las presiones de torniquete más altas eran comunes, se detectó evidencia de desnervación en el 71% (diecisiete) de veinticuatro pacientes después del uso de torniquetes en el miembro inferior<sup>12</sup> y en el 77% (veinticuatro) de treinta y un pacientes después del uso de torniquetes en el miembro superior<sup>13</sup>. Se comunicó que la prevalencia de anormalidades electromiográficas aumentaba con el tiempo de torniquete y, por lo general, los signos de desnervación persistían de dos a seis meses. Las anormalidades electromiográficas se correlacionaban con alteración de la función posoperatoria y recuperación diferida, lo que sugiere que la neuropatía inducida por torniquete desempeñaba un papel etiológico en el trastorno de rehabilitación<sup>14</sup>.

Sobre la base de una encuesta por cuestionario en Noruega, se estimó que la incidencia de complicaciones neurológicas asociadas con uso de torniquetes era de una por 6155 aplicaciones en el miembro superior y de una por 3752 aplicaciones en el miembro inferior<sup>15</sup>. Ha habido estimaciones diferentes, y se ha sugerido que puede haber subcomunicación de la incidencia real de la así llamada paresia por torniquete<sup>7,16</sup>. Las lesiones nerviosas de este tipo varían de una pérdida transitoria, leve, de la función a daño permanente, irreversible, y son una posible fuente de litigio. Para minimizar el riesgo y el litigio potencial, es importante conocer tanto los mecanismos de lesión como las posibles medidas preventivas. Ochoa et al.<sup>17-19</sup> mostraron que la mayoría de los casos de daño nervioso se limitaban a la porción del nervio localizada por debajo de los bordes del manguito y próxima a éstos. Observaron que la causa de base de la parálisis por torniquete era la neurapraxia compresiva, y no la neuropatía isquémica o el daño muscular, y demostraron que la compresión de las grandes fibras mielínicas implicaba un desplazamiento del nodo de Ranvier respecto de su posición habitual bajo la unión Schwann-célula. Esto se acompañaba de estiramiento de la mielina paranodal a un lado del nodo y de invaginación de la mielina paranodal, del otro. En ocasiones, se identificó el axolema nodal hasta a 300 µm de su posición original bajo la unión Schwann-célula, lo que causaba ruptura parcial o completa de

la mielina paranodal elongada (Fig. 3). El desplazamiento nodal era máximo bajo los bordes del manguito, donde se aplicaba el mayor gradiente de presión. Bajo el centro del manguito, se observaba preservación relativa o completa, y el desplazamiento se alejaba del manguito hacia el tejido no comprimido.

### Diseño del manguito del torniquete

Los niveles reales de presión aplicados mediante el manguito de un torniquete neumático al miembro y las partes blandas subyacentes varían mucho respecto de la presión de insuflación neumática dentro del manguito del torniquete. McLaren y Rorabeck<sup>20</sup> midieron la distribución de presiones tisulares bajo torniquetes neumáticos en miembros de caninos. La presión pico, que era del 97% de la presión de insuflación del manguito, correspondía al tejido subcutáneo inmediatamente proximal a la posición media en el ancho del torniquete. Las presiones tisulares disminuían en forma progresiva a medida que se acercaban a los bordes del manguito, con una reducción de alrededor del 90% desde el punto medio del ancho del manguito al borde del manguito. Asimismo, las presiones eran más bajas en los tejidos más profundos, pero la disminución desde la superficie hasta el centro del miembro era sólo de alrededor del 2%. En el punto medio del ancho del manguito, la presión en los tejidos superficiales era del 95% de la presión de insuflación del manguito. Shaw y Murray<sup>21</sup> también mostraron una disminución de la presión tisular con el aumento de la profundidad, a mitad de camino del ancho de un manguito de torniquete neumático cilíndrico, en los miembros inferiores de cadáveres humanos. Observaron que la presión medida en las partes blandas era uniformemente más baja que la presión neumática en el manguito del torniquete, y que el nivel de presión tisular variaba inversamente a la circunferencia del muslo. Todos estos estudios indican que las presiones de insuflación del torniquete más altas y los mayores gradientes de presión aplicados a la superficie del miembro se corresponden con presiones y gradientes de presión más altos en las partes blandas subyacentes.

La distribución de las presiones perineurales bajo el manguito se representa mediante una curva parabólica (Fig. 4), con niveles pico en el punto medio del manguito y presiones mucho más bajas en los bordes proximal y distal<sup>22</sup>. La diferencia entre las presiones de las partes blandas en el punto medio del manguito y aquellas en los bordes del manguito aumenta con niveles más altos de insuflación del manguito, lo que establece una relación directa entre el nivel de presión de insuflación del manguito y el gradiente de presión en las partes blandas subyacentes. Hay una relación inversa entre la presión de oclusión del miembro y la relación del ancho del manguito con la circunferencia del miembro<sup>23</sup>. La figura 4 ilustra esta relación e indica que, para una circunferencia de miembro dada, un manguito más angosto requiere una presión de torniquete mucho más alta para detener el flujo sanguíneo (presión de oclusión del miembro más alta). Esto se asocia con la aplicación de gradientes de presión más altos y con mayor riesgo de lesión neurológica. Por el contrario, para igual circunferencia del miembro, un manguito más ancho requiere una presión de torniquete más baja para detener el flujo sanguíneo. Además, un torniquete moldeado ocluye el flujo sanguíneo a una presión de insuflación mucho más baja que un manguito recto (cilíndrico) de ancho equivalente<sup>24,25</sup>. Esto puede atribuirse a una mejor adaptación del manguito al miembro y, por ende, una transmisión más eficiente de la presión al tejido subyacente. Estos hechos han motivado el desarrollo y el uso cada vez mayor de manguitos de contorno variable, más anchos, que se adaptan a un amplio rango de formas del miembro y que detienen el flujo sanguíneo a presiones que son más bajas que las necesarias con manguitos cilíndricos más angostos.

### Presión de oclusión del miembro con torniquete

La presión de oclusión del miembro se define como la presión mínima requerida para detener el flujo arterial del miembro distal al manguito en un momento específico, mediante un manguito de torniquete específico aplicado al miembro de un determinado paciente en una localización dada. Así, regular la presión del torniquete sobre la base de la presión de oclusión del miembro minimiza la presión y los gradientes de presión aplicados por un manguito al miembro subyacente, lo que ayuda a minimizar el riesgo de lesiones nerviosas. La norma establecida en la actualidad para regular la presión del torniquete sobre la base de la presión de oclusión del miembro es que se suma un margen de seguridad adicional a la presión de oclusión del miembro medida para tener en cuenta las variaciones fisiológicas y otros cambios previsibles que ocurren normalmente durante un procedimiento quirúrgico. Por lo general, la

presión de oclusión del miembro se determina aumentando de manera gradual la presión del torniquete hasta que se interrumpe el flujo sanguíneo distal<sup>26</sup>. Estudios previos<sup>23-27</sup> han mostrado que las presiones de insuflación del manguito basadas en la presión de oclusión del miembro medida en cada paciente antes de insuflar el manguito fueron, en general, más bajas que una presión de insuflación genérica del manguito predeterminada, pero que bastaron para mantener un campo quirúrgico satisfactorio.

La presión de oclusión del miembro tiene en cuenta, inherentemente, variables como la presión sistólica, el diseño del manguito del torniquete, el método de aplicación del manguito, la circunferencia y la forma del miembro, y las características del tejido en el sitio del manguito. Algunos sistemas de torniquete quirúrgico avanzados incluyen medios para medir en forma automática la presión de oclusión del miembro. Después de medirla, la presión del torniquete se suele regular sumando a la presión de oclusión del miembro un margen de seguridad de presión adicional que es mayor que la magnitud de cualquier aumento de la presión de oclusión del miembro normalmente previsible durante la operación.

Uno de los autores (J.A.McE.) y colegas desarrollaron un sistema pletismográfico automatizado incorporado al torniquete que mide la presión de oclusión del miembro en alrededor de treinta segundos al comienzo de una operación<sup>25,27</sup>. Este sistema se usó para determinar cuánta presión se podía reducir aplicando un manguito moldeado ancho en lugar de un manguito estándar<sup>26</sup>. Se aleatorizó a pacientes sometidos a cirugía del pie y el tobillo con un torniquete en el muslo a dos grupos de veinte pacientes cada uno: uno fue tratado con un manguito estándar y, el otro, con un manguito ancho. Se fijó la presión en la presión de oclusión del miembro medida automáticamente más un margen de seguridad. Éste se definió como 40 mm Hg para presiones de oclusión del miembro <130 mm Hg, 60 mm Hg para las de 130 a 190 mm Hg y 80 mm Hg para las >190 mm Hg. La aplicación de la nueva técnica pletismográfica automatizada redujo las presiones promedio del torniquete del muslo en un 19-42% respecto de las típicas de 300-350 mm Hg. El manguito estándar mantuvo un campo exangüe aceptable en dieciocho de veinte pacientes, con una presión promedio de 242 mm Hg. El manguito ancho mantuvo un campo exangüe aceptable en diecinueve de los veinte pacientes, con una presión promedio de 202 mm Hg. La presión final del manguito no se correlacionó con la presión sistólica ni en el grupo de manguito estándar ni en el de manguito ancho, lo que indica que basar la presión en la presión sistólica sola no determina una presión óptima del manguito. Por lo tanto, las recomendaciones heurísticas previas, como sumar 50-75 mm Hg y 100-150 mm Hg a la presión sistólica braquial para determinar la presión del torniquete durante la cirugía del miembro superior y del miembro inferior, respectivamente<sup>9</sup>, pueden no ser ideales. Sin embargo, las recomendaciones para estimar la presión de oclusión arterial mediante una fórmula que combina la presión sistólica y un “coeficiente de almohadillado tisular”<sup>28</sup> quizá tampoco tengan en cuenta adecuadamente todas las variables ya mencionadas que se sabe que inciden en la presión de oclusión del miembro.

Reilly et al.<sup>29</sup> llevaron a cabo un estudio prospectivo aleatorizado, controlado, ciego, de niños de diez a diecisiete años de edad sometidos a reparación del ligamento cruzado anterior. Estos pacientes fueron aleatorizados en bloque a un grupo control, tratado con un manguito estándar (4 pulgadas [10,2 cm] de ancho) y una presión de 300 mm Hg, o a un grupo experimental, tratado con un manguito moldeado ancho (6 pulgadas [15,2 cm] de ancho) junto con presión de oclusión del miembro medida. La calidad del campo quirúrgico exangüe no difirió entre los grupos ( $p = 0,053$ ). Se observó una diferencia significativa de la presión media del manguito entre el grupo control (300 mm Hg) y el grupo de presión de oclusión del miembro (151 mm Hg) ( $p < 0,001$ ). La presión de oclusión del miembro promedio fue de 133 mm Hg en el grupo control, en el que se utilizaron manguitos cilíndricos estándares, y de 100 mm Hg en el grupo de presión de oclusión del miembro, en el que se utilizaron manguitos moldeados ( $p = 0,01$ ).

En sus Prácticas recomendadas para el uso de torniquetes neumáticos (*Recommended Practices for the Use of the Pneumatic Tourniquet*) de 2009, la Asociación de Enfermeras Matriculadas Perioperatorias (*Association of periOperative Registered Nurses*, AORN) (EE. UU.) recomendó que, en adultos normales, se regulara la presión del torniquete en la presión de oclusión del miembro, medida con cualquier método validado, más un margen de seguridad de 40 mm Hg para presiones de oclusión del miembro <130 mm Hg, 60 mm Hg para aquellas de 131 a 190 mm Hg y de 80 mm Hg para aquellas >190 mm Hg<sup>30</sup>. Las Prácticas recomendadas de la AORN, 2009, observan que se ha recomendado sumar 50 mm Hg

a la presión de oclusión del miembro medida en el caso de niños.

### Torniquetes militares y quirúrgicos

Los torniquetes se utilizan en contextos de emergencia civiles y en combate. Tanto el personal médico como soldados legos suelen usar torniquetes militares no neumáticos y, en hospitales de campaña, es frecuente utilizar torniquetes neumáticos. Ambos tipos están diseñados para la autoaplicación rápida con una mano en el campo. El uso temprano de ambos tipos de torniquetes militares (neumáticos y no neumáticos) en ausencia de shock se ha asociado firmemente con la preservación de la vida<sup>31</sup>. La utilización en el campo de batalla también se asocia con vidas salvadas, en particular, si no hay shock y, en un estudio, no se perdió ningún miembro como consecuencia del uso de estos torniquetes militares<sup>32</sup>. Otro estudio de la misma cohorte asignó una eficacia del 92% a los torniquetes militares neumáticos y del 79% a los torniquetes no neumáticos<sup>33</sup>.

Sin embargo, el uso de torniquetes no neumáticos de Petit (cinturón) y torniquetes de Esmarch (elásticos) en procedimientos quirúrgicos no militares distintos de amputaciones en el siglo XIX dio por resultado comunicaciones continuas de parálisis permanente y transitoria del miembro, lesiones nerviosas y una variedad de otras lesiones de partes blandas<sup>7</sup>. Esto motivó el desarrollo de tipos más seguros de torniquetes neumáticos para cirugía, en los que se pudieran medir, controlar y minimizar las presiones y los gradientes de presión aplicados. La figura 5 muestra una comparación de las presiones aplicadas y los gradientes de presión generados por el manguito de un torniquete quirúrgico neumático, por un torniquete militar no quirúrgico y no neumático diseñado para autoaplicación en el campo de batalla y por un anillo elástico no neumático diseñado para combinar funciones de exanguinación y de torniquete. Como se puede observar en esta figura, tanto el torniquete militar no quirúrgico y no neumático, como el torniquete de anillo elástico no neumático produjeron niveles y gradientes de presión más altos que los asociados con el manguito del torniquete quirúrgico. Los niveles y los gradientes de presión más altos se asocian con mayores probabilidades de lesiones nerviosas durante las operaciones, como se mencionó antes. Sin embargo, en la guerra moderna, la causa más frecuente de muerte prevenible es la exanguinación por hemorragia de miembros<sup>32</sup>. La indicación de uso de emergencia de un torniquete en el campo de batalla es cualquier hemorragia compresible de un miembro que el socorrista estima que es potencialmente fatal<sup>34</sup>. Las indicaciones anatómicas son lesiones tisulares con hemorragia del miembro que podría causar la muerte, como una herida de arma de fuego en la mitad del muslo con transección de la arteria femoral. Se definen médicamente y pueden confirmarse durante una operación. Las indicaciones situacionales son predicamentos en los que se opta por un torniquete como el mejor tratamiento por razones distintas de la propia lesión (e.g., atención bajo fuego en el campo de batalla<sup>35</sup>), y son definidas y determinadas por los socorristas. Ambos tipos de indicaciones influyen en la decisión del socorrista acerca de cuándo usar torniquetes en lugar de alternativas, como vendajes compresivos. Los civiles pueden encontrar ambos tipos de indicaciones, pero, en general, éstas son raras o infrecuentes en el contexto civil. En la guerra, ambas indicaciones son comunes y se pueden presentar simultáneamente. Un socorrista que controla con rapidez la hemorragia y transporta a una víctima y a sí mismo hasta un lugar seguro puede salvar dos vidas en la guerra. En estas situaciones bélicas, se pueden requerir dispositivos más angostos, más pequeños y más livianos que pueden ser llevados y aplicados por el soldado herido o un compañero, y que no requieren energía eléctrica ni baterías para regular y minimizar la presión aplicada, debido a su transportabilidad y capacidad de controlar con rapidez la hemorragia, independientemente de su asociación con un riesgo más alto de lesiones nerviosas. En estas situaciones, el control manual cuidadoso de la función del torniquete es esencial para la seguridad.

Ha habido comunicaciones sobre el uso de torniquetes no neumáticos, como vendajes elásticos, vendas elásticas y tiras no elásticas similares a las usadas en los siglos XVIII y XIX, en algunos contextos no militares<sup>36,37</sup>. Insistimos en que el uso no criterioso y la aceptación de torniquetes no neumáticos por periodos prolongados, sin medición de los niveles ni los gradientes de presión aplicados, pueden aumentar la incidencia de efectos adversos relacionados con el torniquete, lo que expone a los pacientes y al personal quirúrgico de instituciones civiles a riesgos innecesarios<sup>6</sup>.

### Exanguinación del miembro y protección del miembro subyacente

La compresión externa, además de la elevación, ha mostrado mejorar el grado de exanguinación del miembro en el momento de la aplicación del torniquete. Sin embargo, está contraindicada en pacientes con una presunta infección o lesión maligna. Un vendaje de Esmarch o exanguinaciones manuales mano sobre mano<sup>38</sup> son más eficaces que la elevación sola<sup>39</sup>. Tanto la exanguinación como el uso de torniquetes son controvertidos en pacientes con drepanocitosis<sup>39</sup>.

Olivecrona et al.<sup>40</sup> confirmaron que una stockinette elástica bajo el manguito de un torniquete neumático protegía contra la aparición de ampollas durante la artroplastia total de rodilla. Aleatorizaron a noventa y dos pacientes a uno de tres grupos. En el primer grupo, se protegió el miembro bajo el manguito del torniquete neumático con dos capas de stockinette elástica (n = 33). En el segundo grupo, se lo protegió con almohadillado para yeso (n = 29) y, en el tercero, no se usó ningún material protector (n = 30). Se aplicó un manguito moldeado de 140 mm de ancho o un manguito cilíndrico de 100 mm de ancho según el criterio de la enfermera de cirugía. Se recomendó que la presión del manguito, que era determinada por el cirujano, fuera de 70 a 100 mm Hg superior a la presión sistólica del paciente para los manguitos moldeados y de 100 a 150 mm Hg superior a la presión sistólica para los manguitos cilíndricos. Los dos grupos con protección de la piel presentaron menos lesiones cutáneas (p = 0,007), y ningún paciente a quien se le colocó stockinette elástica tuvo ampollas. Aparecieron ampollas cutáneas por debajo del torniquete neumático en diez pacientes: siete del grupo sin ningún almohadillado del torniquete y tres del grupo con almohadillado para yeso. La duración del campo exangüe fue mayor en los pacientes con ampollas que en aquellos sin ampollas (media y desviación estándar, 112 ± 29 y 94 ± 21 minutos, respectivamente; p = 0,04). No hubo ninguna diferencia significativa en la presión del manguito, la circunferencia del muslo ni la edad entre los pacientes que presentaron ampollas y los que no.

Tredwell et al.<sup>41</sup> realizaron un análisis cuantitativo de las arrugas y pellizcos de la piel en la interfaz manguito-miembro en un estudio pediátrico. En una serie de cuarenta y cuatro pruebas en los brazos y los muslos de dos niños sanos voluntarios, los manguitos de torniquete con protección del miembro mediante dos capas de stockinette de tamaño compatible con los manguitos específicos redujeron significativamente (p < 0,01) la cantidad y la altura máxima de las arrugas de la piel en comparación con los valores asociados con otras formas de protección del miembro. En un estudio que consistió en un total de cincuenta y cinco pruebas de cinco tipos diferentes de protección del miembro bajo los manguitos de torniquetes en los brazos y los muslos de cinco adultos, se observó que las mangas estiradas fabricadas de dos capas de material elástico tubular y compatibles con los manguitos de torniquete específicos provocaban una cantidad significativamente menor de pellizcos y arrugas importantes en la superficie de la piel que todos los demás tipos de protección investigados (p máximo < 0,01)<sup>42</sup>.

### Duración del uso del torniquete

Las complicaciones relacionadas con el torniquete aumentan a medida que lo hace el tiempo de uso del torniquete<sup>43-45</sup>. Como no hay un tiempo de torniquete completamente seguro, se suele aceptar el concepto de controlar con exactitud y minimizar el tiempo de torniquete para reducir al mínimo el riesgo de lesión en contextos quirúrgicos, militares yprehospitalarios. Los datos experimentales han demostrado que la gravedad de la isquemia por torniquete depende no sólo del tiempo de torniquete, sino también del tipo de tejido. La concentración sérica de creatinfosfocinasa aumenta en respuesta al daño muscular en el lugar del manguito del torniquete y distalmente a éste. Además, la interrupción de la irrigación determina hipoxia celular, acidosis tisular y liberación de potasio<sup>39</sup>, que, durante la reperfusión, finalmente son corregidas en la circulación sistémica. Aunque no conocemos ningún estudio clínico prospectivo, aleatorizado, que haya definido la duración óptima del uso del torniquete en la cirugía del miembro inferior, se considera que dos horas son relativamente seguras para la cirugía del miembro superior<sup>9</sup>. Esto es compatible con los resultados de un estudio sobre cirugía del miembro inferior de Ostman et al.<sup>46</sup>, que recurrieron a microdiálisis para caracterizar la evolución temporal y los niveles de metabolitos del músculo esquelético expuesto a isquemia y reperfusión en ocho pacientes sometidos a reconstrucción del ligamento cruzado anterior asistida por artroscopia. El cambio de energía metabólica inducido por isquemia del músculo recto anterior del muslo de estos pacientes había

desaparecido casi por completo a las dos horas de desinflar el torniquete.

Una manera de evitar la lesión isquémica de las células musculares puede ser emplear una técnica de tiempo de inactividad del torniquete, en la que se libera el torniquete durante un breve período y, después, se lo reinsufla. Sin embargo, no hay evidencia que avale el uso de esta técnica; el tiempo de reperfusión sugerido entre los períodos isquémicos sucesivos ha variado de tres a veinte minutos<sup>47</sup>, y se desconocen los límites de tiempo hasta la isquemia siguiente. Más aún, algunos autores han cuestionado el beneficio de liberar y reinsuflar el torniquete si el tiempo total de torniquete no supera las tres horas<sup>48</sup>. En vista de esta controversia y en ausencia de evidencia convincente de lo contrario, no sugerimos un tiempo de insuflación del torniquete de rutina mayor de dos horas. Se recomiendan el control exacto y la minimización del tiempo de torniquete.

### Liberación del torniquete

La liberación y la reperfusión permiten reponer los suministros de energía y eliminar los metabolitos tóxicos. Sin embargo, el control cuidadoso del paciente es esencial en esta etapa de la operación, porque puede haber embolización pulmonar<sup>49</sup>. Pese al riesgo sustancial de trombosis venosa profunda posoperatoria en la cirugía ortopédica de los miembros, el uso de un torniquete neumático no parece ser un factor de riesgo independiente<sup>50</sup>. En el contexto de instrumentación intramedular, cementación o inserción de una prótesis en el miembro inferior, la liberación de un torniquete neumático se suma al riesgo de liberación súbita de émbolos venosos grandes, lo que destaca la necesidad de controlar cuidadosamente al paciente en ese momento<sup>49</sup>. El reingreso de metabolitos tóxicos en la circulación determina disfunción metabólica sistémica, denominada “síndrome metabólico mionefropático”, que se caracteriza por acidosis metabólica, hipercaliemia, mioglobulinemia, mioglobulinuria e insuficiencia renal<sup>9</sup>. Paradójicamente, la liberación del torniquete se asocia con actividad trombolítica, anoxia que promueve la activación de las vías de antitrombina III y proteína C, que pueden estar implicadas en la hemorragia postorniquete.

En la artroplastia de rodilla, la liberación del torniquete antes del cierre de la herida se asocia con mayor pérdida de sangre y una demanda más alta de transfusión de sangre, lo que indica que la liberación después del cierre de la herida ofrecería mejor control<sup>51</sup>. Rama et al.<sup>52</sup> examinaron el momento de liberación del torniquete en un metaanálisis de once estudios controlados, aleatorizados, que involucraron un total de 872 pacientes y 893 artroplastias primarias de rodilla. Observaron que la liberación precoz del torniquete para lograr hemostasia aumentaba la pérdida de sangre perioperatoria asociada con la artroplastia primaria de rodilla. Sin embargo, el riesgo de una complicación que exigía tratamiento quirúrgico adicional aumentaba cuando el torniquete se dejaba insuflado hasta completar el cierre de la herida. Globalmente, el cirujano tiene que equilibrar la posible desventaja de la liberación diferida (a saber, mayor sangrado) con los riesgos de prolongar los tiempos de insuflación del torniquete. La decisión final respecto de cuándo desinflar el torniquete la debe tomar el cirujano, después de valorar los riesgos y beneficios de diferir la liberación del torniquete hasta haber completado el cierre.

### Orientaciones futuras

El concepto de medir la presión de oclusión del miembro inmediatamente antes de la insuflación de un torniquete quirúrgico establece una base para regular la presión óptima del torniquete para cada paciente. Sin embargo, una sola determinación representa una presión de oclusión estática del miembro a la que se le debe sumar un margen de seguridad para tener en cuenta variaciones intraoperatorias relevantes de la fisiología del paciente. En el futuro, quizá se puedan desarrollar sistemas de torniquete más seguros, que utilicen presiones más bajas, mediante la monitorización intraoperatoria de estas variaciones fisiológicas y la estimación de una presión de oclusión del miembro dinámica sobre la base de esas variaciones y la presión de oclusión del miembro estática, lo que eliminaría la necesidad de aumentar la presión de oclusión del miembro estática en un margen de seguridad arbitrario, predeterminado<sup>8,28,53,54</sup>.

El riesgo de lesiones nerviosas relacionadas con el torniquete y, en particular, el mayor riesgo de lesiones de este tipo a medida que aumentan los niveles de presión del torniquete, los gradientes de presión bajo los manguitos y el tiempo de torniquete están bien establecidos. En la práctica quirúrgica, esto se encara, en gran medida, mediante la minimización del tiempo de torniquete, la nueva tecnología

que ayuda a minimizar las presiones del torniquete requeridas y mediante los nuevos tipos de manguitos de torniquetes neumáticos que ayudan a reducir las presiones del manguito y los gradientes de presión. Dada la creciente tasa de obesidad, los nuevos diseños de manguitos de torniquetes que permiten detener de manera eficaz el flujo arterial con las presiones y los gradientes de presión más bajos posibles pueden ser útiles para la creciente cantidad de pacientes obesos. Además, estudios recientes indican que, en el futuro, puede ser factible reducir aun más el riesgo de lesiones neurológicas monitorizando directamente la excitabilidad axonal de los nervios por debajo de los manguitos del torniquete<sup>55,56</sup>. Esto puede permitir que el personal quirúrgico sea alertado acerca de posibles riesgos para los nervios antes de que sobrevenga una lesión.

Un concepto futurista para aumentar la seguridad y la eficacia de los torniquetes en cirugía ortopédica puede surgir de un proyecto militar actual. La Agencia de proyectos de investigación avanzada para la defensa (*Defense Advanced Research Projects Agency, DARPA*) (EE. UU.) patrocina el programa Coagulación acústica de vasos sangrantes profundos (*Deep Bleeder Acoustic Coagulation, DBAC*) con el objetivo de desarrollar un sistema ultrasónico automatizado, no invasivo, para la detección, localización y coagulación de vasos sangrantes profundos que sea operable por personal mínimamente entrenado en ambiente de combate<sup>57</sup>. Un beneficio derivado del programa DBAC de la DARPA podría ser el desarrollo de sensores ultrasónicos de bajo costo que podrían ser útiles para detectar, monitorizar y controlar con exactitud la oclusión del flujo arterial por debajo de manguitos de torniquetes quirúrgicos.

En el futuro, para mejorar aun más la seguridad, la eficacia y la confiabilidad de los torniquetes, se entrelazarán el desarrollo y la evaluación de torniquetes quirúrgicos, torniquetes militares y nuevos torniquetes prehospituarios para aplicaciones civiles y militares, y será posible un mejor intercambio de información acerca de las técnicas, la tecnología y los resultados.

NOTA: los autores agradecen a Daphné Savoy su ayuda en la preparación de este manuscrito.

**Información:** los autores no recibieron fondos ni subsidios externos para financiar su investigación ni para preparar este trabajo. Ni ellos ni ninguno de sus familiares directos recibieron pagos ni otros beneficios ni un compromiso o acuerdo para suministrar este tipo de beneficios de una entidad comercial.

Descargo de responsabilidad: las opiniones o afirmaciones aquí contenidas son las opiniones privadas de los autores y no se las debe considerar oficiales ni un reflejo de los conceptos del Departamento de Defensa ni del Gobierno de los Estados Unidos.

Shahryar Noordin, MBBS, FCPS

Sección de Ortopedia, Departamento de Cirugía, Aga Khan University, Stadium Road, P.O. Box 3500, Karachi 74800, Pakistán. Dirección de correo electrónico: shahryar.noordin@aku.edu

James A. McEwen, PhD, PEng

Bassam A. Masri, MD, FRCS

División de Oncología y Reconstrucción de Extremidades Inferiores, Departamento de Ortopedia (J.A.McE., y B.A.M.), y Departamento de Ingeniería Computarizada y Eléctrica (J.A.McE.), University of British Columbia, 3114, 910 West 10th Avenue, Vancouver, V5Z 4E3 BC, Canadá.

Coronel John F. Kragh Jr., MD

United States Army Institute of Surgical Research, Medicina Regenerativa, 3400 Rawley East Chambers Avenue, Building 3611, Room L82-16, Fort Sam Houston, Texas 78234-6315.

Andrew Eisen, MD, FRCP

Departamento de Neurología, University of British Columbia, 2862 Highbury Street, Vancouver, V6R 3T6 British Columbia, Canadá.

*J Bone Joint Surg Am.* 2009;2958-2967 • doi:10.2106/JBJS.I.00634

## Referencias

1. Klenerman L. *The tourniquet in surgery.* *J Bone Joint Surg Br.* 1962;44:937-43.
2. Lister JB. *Collected papers.* Vol 1. Oxford: Clarendon Press; 1909. p 176.
3. von Esmerch F. *First aid to the injured: six ambulance lectures.* HRH Princess Christian, traductor. 6th ed. London: Smith, Elder and Co; 1898.
4. Cushing H. *Pneumatic tourniquets: with special reference to their use in craniotomies.* *Med. News.* 1904;84:557.
5. Murphy CG, Winter DC, Bouchier-Hayes DJ. *Tourniquet injuries: pathogenesis and modalities for attenuation.* *Acta Orthop Belg.* 2005;71:635-45.
6. McEwen J, Casey V. *Measurement of hazardous pressure levels and gradients produced on human limbs by non-pneumatic tourniquets.* En: Proceedings of the 32nd Conference of the Canadian Medical and Biological Engineering Society 2009. Calgary, Canadá; 2009 May 20-22. p 1-4.
7. McEwen JA. *Complications of and improvements in pneumatic tourniquets used in surgery.* *Med Instrum.* 1981;15:253-7.
8. *Elements of a modern tourniquet system.* [http://www.tourniquets.org/tourniquet\\_technology.php](http://www.tourniquets.org/tourniquet_technology.php)
9. Wakai A, Winter DC, Street JT, Redmond PH. *Pneumatic tourniquets in extremity surgery.* *J Am Acad Orthop Surg.* 2001;9:345-51.
10. McGraw RW, McEwen JA. *The tourniquet.* En: McFarlane RM, editor. *Unsatisfactory results in hand surgery.* New York: Churchill Livingstone; 1987. p 5-13.



11. Weingarden SI, Louis DL, Waylonis GW. *Electromyographic changes in postmeniscectomy patients. Role of the pneumatic tourniquet.* JAMA. 1979;241:1248-50.
12. Dobner JJ, Nitz AJ. *Postmeniscectomy tourniquet palsy and functional sequelae.* Am J Sports Med. 1982;10:211-4.
13. Nitz AJ, Dobner JJ. *Upper extremity tourniquet effects in carpal tunnel release.* J Hand Surg Am. 1989;14:499-504.
14. Mohler LR, Pedowitz RA, Myers RR, Ohara WM, Lopez MA, Gershuni DH. *Intermittent reperfusion fails to prevent posttourniquet neurapraxia.* J Hand Surg Am. 1999;24:687-93.
15. Odinsson A, Finsen V. *Tourniquet use and its complications in Norway.* J Bone Joint Surg Br. 2006;88:1090-2.
16. Middleton RW, Varian JP. *Tourniquet paralysis.* Aust N Z J Surg. 1974;44:124-8.
17. Ochoa J, Danta G, Fowler TJ, Gilliatt RW. *Nature of the nerve lesion caused by a pneumatic tourniquet.* Nature. 1971;233:265-6.
18. Ochoa J, Fowler TJ, Gilliatt RW. *Anatomical changes in peripheral nerves compressed by a pneumatic tourniquet.* J Anat. 1972;113 (pt 3):433-55.
19. Gilliatt RW, Ochoa J, Rudge P, Neary D. *The cause of nerve damage in acute compression.* Trans Am Neurol Assoc. 1974;99:71-4.
20. McLaren AC, Rorabeck CH. *The pressure distribution under tourniquets.* J Bone Joint Surg Am. 1985;67:433-8.
21. Shaw JA, Murray DG. *The relationship between tourniquet pressure and underlying soft-tissue pressure in the thigh.* J Bone Joint Surg Am. 1982;64:1148-52.
22. Graham B, Breault MJ, McEwen JA, McGraw RW. *Perineural pressures under the pneumatic tourniquet in the upper extremity.* J Hand Surg Br. 1992;17:262-6.
23. Graham B, Breault MJ, McEwen JA, McGraw RW. *Occlusion of arterial flow in the extremities at subsystolic pressures through the use of wide tourniquet cuffs.* Clin Orthop Relat Res. 1993;286:257-61.
24. Pedowitz RA, Gershuni DH, Botte MJ, Kuiper S, Rydevik BL, Hargens AR. *The use of lower tourniquet inflation pressures in extremity surgery facilitated by curved and wide tourniquets and an integrated cuff inflation system.* Clin Orthop Relat Res. 1993;287:237-44.
25. McEwen JA, Inkpen K, Younger A. *Thigh tourniquet safety.* Surg Technol. 2002;24:8-18.
26. Younger AS, McEwen JA, Inkpen K. *Wide contoured thigh cuffs and automated limb occlusion measurement allow lower tourniquet pressures.* Clin Orthop Relat Res. 2004;428:286-93.
27. McEwen JA, Kelly DL, Jardanowski T, Inkpen K. *Tourniquet safety in lower leg applications.* Orthop Nurs. 2002;21:55-62.
28. Tuncali B, Karci A, Tuncali BE, Mavioglu O, Ozkan M, Bacakoglu AK, Baydur H, Ekin A, Elar Z. *A new method for estimating arterial occlusion pressure in optimizing pneumatic tourniquet inflation pressure.* Anesth Analg. 2006;102:1752-7.
29. Reilly CW, McEwen JA, Leveille L, Perdios A, Mulpuri K. *Minimizing tourniquet pressure in pediatric anterior cruciate ligament reconstructive surgery: a blinded, prospective randomized controlled trial.* J Pediatr Orthop. 2009;29:275-80.
30. AORN. *recommended practices for use of the pneumatic tourniquet.* En: Perioperative standards and recommended practices. 2009 ed. Denver, CO: AORN Inc; 2009. p 373-85.
31. Majno G. *The healing hand: man and wound in the ancient world.* Cambridge, MA: Harvard University Press; 1975. p 278-9, 403-5.
32. Kragh JF Jr, Walters TJ, Baer DG, Fox CJ, Wade CE, Salinas J, Holcomb JB. *Survival with emergency tourniquet use to stop bleeding in major limb trauma.* Ann Surg. 2009;249:1-7.
33. Kragh JF Jr, Walters TJ, Baer DG, Fox CJ, Wade CE, Salinas J, Holcomb JB. *Practical use of emergency tourniquets to stop bleeding in major limb trauma.* J Trauma. 2008;64(2 Suppl):S38-50.
34. NAEMT. *PHTLS prehospital trauma life support: military version.* 6th ed. St. Louis: Mosby; 2006. p 501-19.
35. Hodgetts TJ, Mahoney PF. *The military tourniquet: a response.* J R Army Med Corps. 2007;153:12-5.
36. Boiko M, Roffman M. *Evaluation of a novel tourniquet device for bloodless surgery of the hand.* J Hand Surg Br. 2004;29:185-7.
37. Orbay H, Unlü RE, Kerem M, Sensöz O. *Clinical experiences with a new tourniquet device.* Ann Plast Surg. 2006;56:618-21.
38. Colville J, Small JO. *Exsanguination of the upper limb in hand surgery comparison of four methods.* J Hand Surg Br. 1986;11:469-70.
39. Klenerman L. *The tourniquet manual: principles and practice.* London: Springer; 2003.
40. Olivecrona C, Tidermark J, Hamberg P, Ponzer S, Cederfjäll C. *Skin protection underneath the pneumatic tourniquet during total knee arthroplasty: a randomized controlled trial of 92 patients.* Acta Orthop. 2006;77:519-23.
41. Tredwell SJ, Wilmink M, Inkpen K, McEwen JA. *Pediatric tourniquets: analysis of cuff and limb interface, current practice, and guidelines for use.* J Pediatr Orthop. 2001;21:671-6.
42. McEwen JA, Inkpen K. *Tourniquet safety: preventing skin injuries.* Surg Technol. 2002;24:6-15.
43. Flatt AE. *Tourniquet time in hand surgery.* Arch Surg. 1972;104:190-2.
44. Klenerman L. *Tourniquet time—how long?* Hand. 1980;12:231-4.
45. Bruner JM. *Time, pressure, and temperature factors in the safe use of the tourniquet.* Hand. 1970;2:39-42.
46. Ostman B, Michaelsson K, Rahme H, Hillered L. *Tourniquet-induced ischemia and reperfusion in human skeletal muscle.* Clin Orthop Relat Res. 2004;418:260-5.
47. Wilgis EF. *Observations on the effects of tourniquet ischemia.* J Bone Joint Surg Am. 1971;53:1343-6.
48. Klenerman L, Biswas M, Hulands GH, Rhodes AM. *Systemic and local effects of the application of a tourniquet.* J Bone Joint Surg Br. 1980;62:385-8.
49. Parnet JL, Berman AT, Horrow JC, Harding S, Rosenberg H. *Thromboembolism coincident with tourniquet deflation during total knee arthroplasty.* Lancet. 1993;341:1057-8.
50. Jarrett PM, Ritchie IK, Albadran L, Glen SK, Bridges AB, Ely M. *Do thigh tourniquets contribute to the formation of intra-operative venous emboli?* Acta Orthop Belg. 2004;70:253-9.
51. Christodoulou AG, Ploumis AL, Terzidis IP, Chantzidis P, Metsovitits SR, Nikiforos DG. *The role of timing of tourniquet release and cementing on perioperative blood loss in total knee replacement.* Knee. 2004;11:313-7.
52. Rama KR, Apsingi S, Poovali S, Jetty A. *Timing of tourniquet release in knee arthroplasty. Meta-analysis of randomized, controlled trials.* J Bone Joint Surg Am. 2007;89:699-705.
53. McEwen JA, McGraw RW. *An adaptive tourniquet for improved safety in surgery.* IEEE Trans Biomed Eng. 1982;29:122-8.
54. Ishii Y, Noguchi H, Matsuda Y, Takeda M, Higashihara T. *A new tourniquet system that determines pressures in synchrony with systolic blood pressure.* Arch Orthop Trauma Surg. 2008;128:297-300.
55. Kuwabara S. *Carpal tunnel syndrome: demyelination or ischemic conduction block?* Clin Neurophysiol. 2009;120:223-4.

56. Ikemoto T, Tani T, Taniguchi S, Ikeuchi M, Kimura J. *Effects of experimental focal compression on excitability of human median motor axons*. Clin Neurophysiol. 2009;120:342-7.
57. United States Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA). *Deep Bleeder Acoustic Coagulation (DBAC)*. <http://www.darpa.mil/STO/smallunitops/dbac.html>.
58. Science and Society Picture Library. <http://www.sciencemuseum.org.uk/hommedia.ashx?id=9066&size=Large>



Fig. 1

Torniquete para muslo usado por los romanos para controlar hemorragias, en especial, después de amputaciones traumáticas. El torniquete está fabricado de bronce con diseños grabados y está cubierto en cuero para ayudar a proteger el muslo del paciente y a reducir el dolor<sup>28</sup>. (Impreso con autorización de Science and Society Picture Library. [http://www.scienceandsociety.co.uk/.](http://www.scienceandsociety.co.uk/))

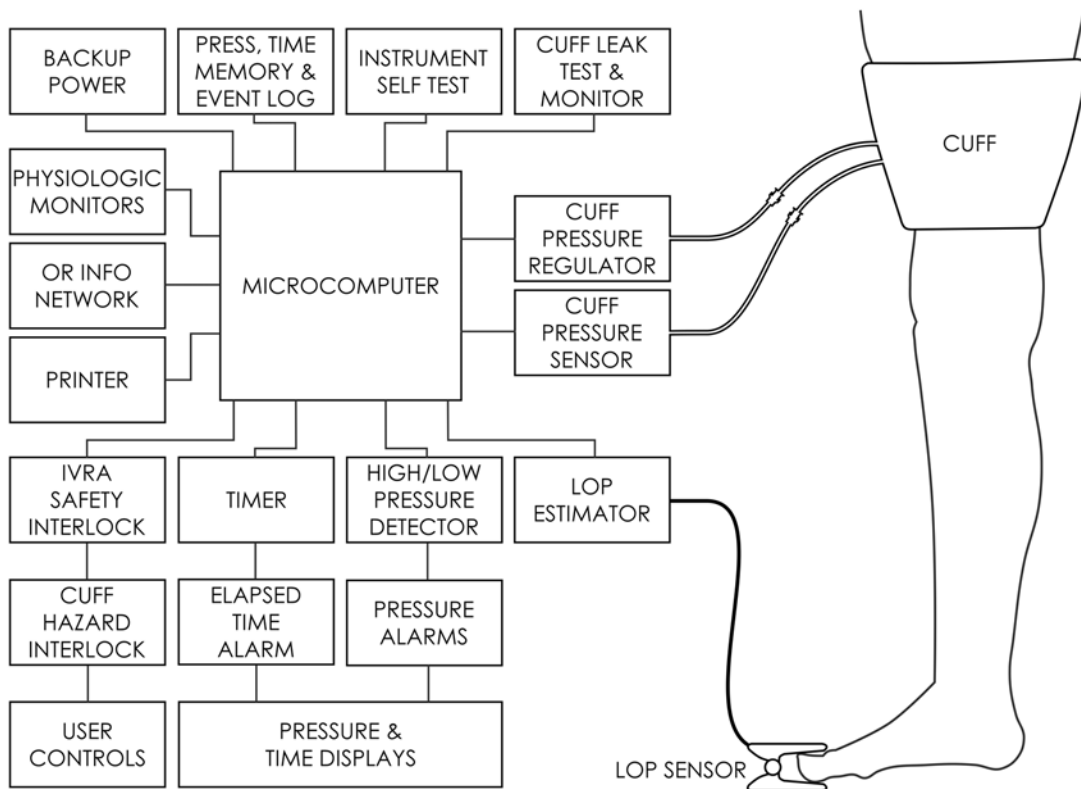


Fig. 2

Sistema de torniquete moderno con elementos que tienen mayor seguridad, exactitud y confiabilidad<sup>8</sup>. La tecnología de microprocesadores permite detectar y regular con precisión la presión real del manguito, suministrar indicaciones visuales exactas de la presión del manguito y el tiempo transcurrido, encender alarmas audiovisuales automáticas en caso de un amplio rango de condiciones riesgosas y estimar automáticamente la presión de oclusión del miembro (POM). Los mejores diseños del manguito permiten aplicar de manera eficaz la presión del manguito a miembros de una amplia variedad de tamaños y de formas<sup>24,27,41,42</sup>. IVRA = anestesia regional intravenosa, OR = sala de operaciones.

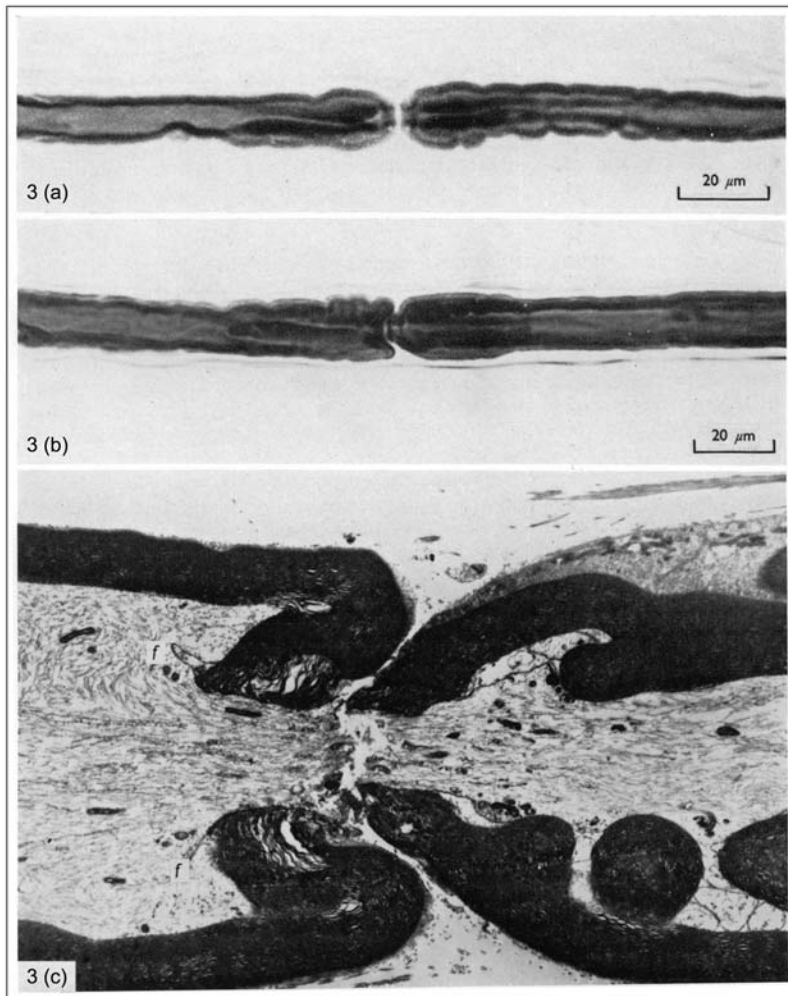


Fig. 3

a: nodo de Ranvier normal de un nervio de un miembro, que muestra un hiato nodal de 1 a 2  $\mu\text{m}$  de ancho. b: nodo de Ranvier anormal cuatro días después de la compresión del nervio por el manguito de un torniquete. c: microfotografía electrónica de baja resolución del nodo mostrado en b<sup>18</sup>. Esta lesión nodal es seguida de ruptura de la mielina paranodal. La reparación se puede diferir por el edema intramielina y periaxonal, lo que determina la observación de grados decrecientes de tumefacción localizada durante varios meses, lo que probablemente cause la demora en la recuperación funcional. (Reimpreso con autorización de *Blackwell Publishing, Ltd.*, de Ochoa J, Fowler TJ, Gilliatt RW. *Anatomical changes in peripheral nerves compressed by a pneumatic tourniquet*. *J Anat.* 1972;113 (pt 3):433-55).

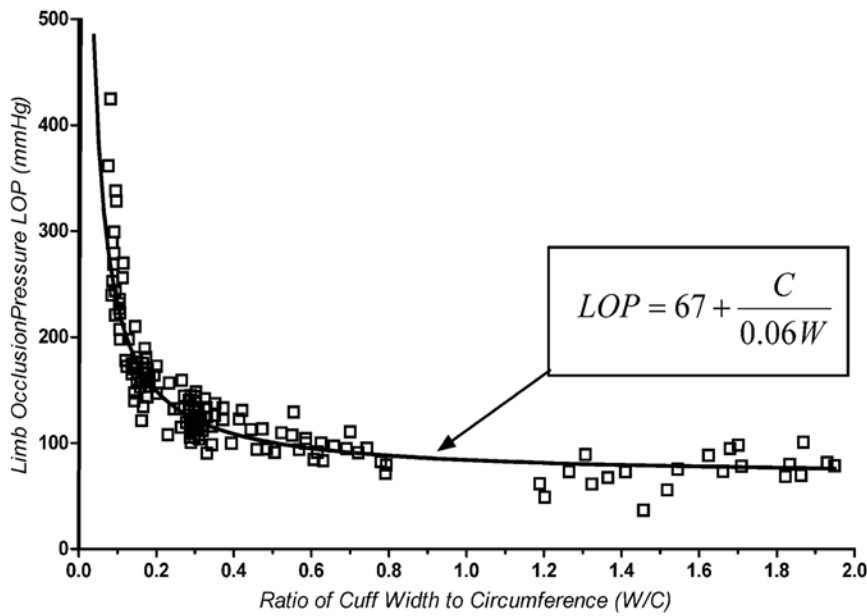


Fig. 4

Presión de oclusión del miembro (POM) frente a la relación del ancho del manguito del torniquete respecto de la circunferencia del miembro. Para cualquier circunferencia de miembro dada, la presión del torniquete requerida para detener el flujo arterial disminuye inversamente con el aumento del ancho del manguito del torniquete. (Reproducido, con modificaciones, de: Graham B, Breault MJ, McEwen JA, McGraw RW. *Occlusion of arterial flow in the extremities at subsystolic pressures through the use of wide tourniquet cuffs*. Clin Orthop Relat Res. 1993;286:257-61. Reimpreso con autorización de Lippincott Williams and Wilkins).

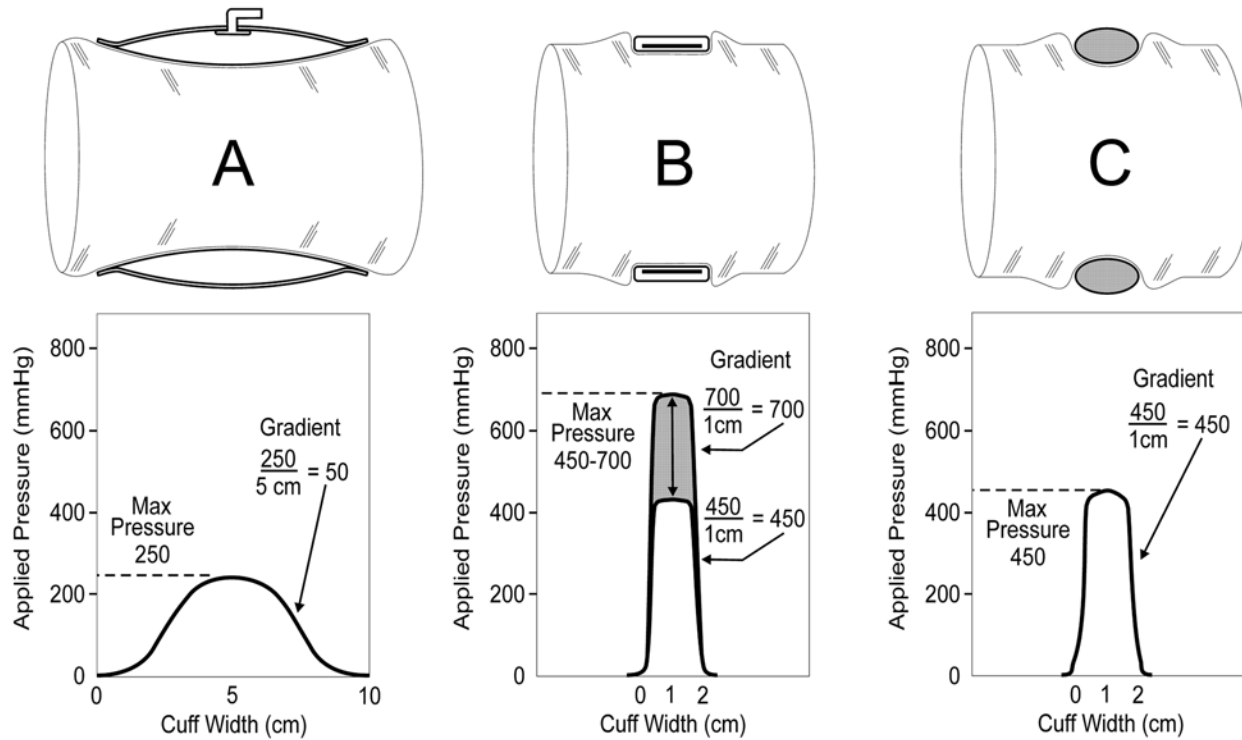


Fig. 5

Comparación de las presiones aplicadas y los gradientes de presión generados habitualmente por un manguito de torniquete quirúrgico de neumático moderno (A); torniquete militar de tipo cinturón no neumático, no elástico, diseñado para autoaplicación en el campo de batalla (B); y un anillo no neumático fabricado de material elástico, diseñado para ser enrollado desde una localización distal a una localización proximal de un miembro y para dejarlo colocado durante la cirugía, lo que combina funciones de exanguinación y funciones de torniquete (C). Cada torniquete fue seleccionado y aplicado según las recomendaciones del fabricante respectivo para detener el flujo arterial del miembro superior. Los niveles de presión y los gradientes de presión más altos se asocian con mayores probabilidades de lesiones del paciente<sup>6</sup>.