

Controlador remoto transquirúrgico de lumen arterial

Héctor Gómez Acevedo, Sergio Gómez Llata, Rodolfo Pérez

RESUMEN

El manejo quirúrgico de los aneurismas requiere del control vascular de la arteria progenitora. Debido a las limitaciones en los *clips* actuales, se colocan de forma previa a la disección del aneurisma, los *clips* transitorios interrumpen completamente el flujo sanguíneo de dicha arteria, posibilitando infarto de los territorios vasculares ocluídos y vasoespasmo en proporción directa del tiempo de clipaje transitorio. **Objetivos:** 1. Presentar un regulador de lumen de la pared arterial controlado desde afuera del lecho quirúrgico, que permite continuidad en el flujo arterial durante la disección del aneurisma y que es capaz de ocluir dicha arteria en caso de la ruptura del aneurisma, de forma casi instantánea y a pesar de la inundación del campo operatorio. 2. Evaluar en animales, parámetros pertinentes el desempeño de dicho dispositivo. **Material y métodos:** una vez que los parámetros de diseño fueron satisfechos en el prototipo se procedió a la realización de 30 aplicaciones en la arteria carótida común de perros, midiendo la fuerza necesaria para la oclusión arterial, así como el tiempo necesario para la oclusión arterial total. **Resultados:** se detectó dislocación del controlador remoto arterial (CRA) en cero casos. Al cierre del dispositivo la oclusión del flujo fue completa en todos los casos. La fuerza necesaria para la oclusión arterial fue similar a la que utilizan los *clips* transitorios convencionales. El tiempo necesario para la oclusión arterial total nunca excedió los tres segundos.

Recibido: 6 febrero 2007. Aceptado: 23 febrero 2007.

Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía. Correspondencia:
 Héctor Gómez-Acevedo. Instituto Nacional de Neurología y
 Neurocirugía. Insurgentes Sur 3877, Col. La Fama, 14269 México,
 D.F.

Palabras clave: *clip* de control externo, control de manejo arterial, aneurismas, lumen arterial.

REMOTE CONTROL OF THE ARTERIAL LUMEN DURING SURGERY

ABSTRACT

The surgical management of the aneurysms requires the control of the flow in the artery with the use of transitory clips a complete closing of the artery is obtained and this situation might produce vasospasm and in function we present a lumen regulator that is controlled from one side of the surgical field that can decrease the flow or if necessary interrupt completely and inmediately this was tested at the laboratory using the canuted artery of the dogs and was obtained from a minimal decrease of flow if a fatal obstruction in 3 seconds this devise might be used in the future in humans.

Key words: external controlled clip, control arterial, aneurisms, lumen arterial.

La palabra aneurisma proviene del griego *ana* (de un lado a otro) y *aurys* (ancho), ensanche o dilatación. El término se aplica médicaamente para denominar a la bolsa formada por dilatación o rotura de una de las paredes de una arteria o vena, estas son dilataciones localizadas en la pared de la arteria¹⁻³; Fue en el siglo II D.C. cuando Galeno utiliza la palabra aneurisma para describir el ensanchamiento patológico de las arterias^{1,2}. En su formación, crecimiento y ruptura se interrelacionan factores genéticos, anatómicos, hemodinámicos y degenerativos^{1,4,5}.

Morgagni en 1761, reportó el primer caso de un aneurisma cerebral y la primera descripción patológica

ca se atribuye a Francissi Biumi al reportar en material de autopsia un aneurisma cerebral roto¹. La primera descripción clínica se realizó por Blackall en 1813 en una mujer de 20 años con la ruptura de un aneurisma de la bifurcación de la arteria basilar⁶. En el siglo XIX Hutchinson diagnostica un aneurisma cerebral en un paciente⁷. En 1981 Quinckle utiliza la punción lumbar como una prueba diagnóstica en las enfermedades del sistema nervioso⁷. En 1927 Egas Moniz desarrolla la arteriografía por punción percutánea, con lo cual fue posible llegar a un diagnóstico exacto⁸.

En la mayoría de las veces, la oclusión vascular temporal de las arterias intracraneales es un componente integral de la disección y *clipaje* de aneurismas¹⁻¹⁰. Los aneurismas rotos son la segunda causa de hemorragia intracraneal, la cual pone en riesgo la vida y la funcionalidad del paciente que la padece¹¹.

Durante el tratamiento quirúrgico la utilización de oclusión temporal de la arteria en la cual se encuentra el aneurisma permite disminuir la presión y tamaño del mismo para facilitar su disección. Otra razón con mayor importancia por la que se usa la oclusión temporal, es para disminuir el riesgo de sangrado transquirúrgico.

Los primeros *clips* vasculares transitorios fueron utilizados en 1928 por Jefferson¹²; en 1947 Henry Schwartz diseñó y manufacturó un *clip* de metal ordinario el cual se podía aplicar con una pinza uterina¹³. Desde 1957, Gibbs informó sobre la utilización de unos *clips* modificados con tan buenos resultados que los recomendó ampliamente y en 1963 Alexander¹⁴ los consideró esenciales durante la cirugía. En 1969, Suzuki, *et al*¹⁵ publican sus resultados en la utilización de clipaje temporal en 215 pacientes, siendo los primeros en definir el tiempo permisible de clipado.

Para 1983, Ljunggren, *et al* da a conocer que el tiempo podía extenderse hasta a 20 minutos de *clipaje* transitorio si este era intermitente. Sin embargo poco después aparecieron informes de que podía existir lesión debida a la reperfusión intermitente^{16,17}.

En la actualidad se sabe que la oclusión precautoria mediante la colocación de un *clip* transitorio en las porciones proximal (e inclusive distal en ciertos casos) de la arteria cerebral en la cual se asienta el aneurisma es necesaria para evitar un sangrado importante a través de las paredes de esa arteria, en particular en su porción aneurismática, en caso de que ésta se rompa durante su manejo quirúrgico; sin embargo, la oclusión total del flujo sanguíneo de una arteria cerebral tiene un tiempo permisible menor a 10 minutos. En caso de que el cirujano se vea obligado a mantener la oclusión por un tiempo mayor a éste y

en ocasiones aún menor a los 10 minutos, expone al paciente a sufrir de infarto cerebral en el territorio irrigado por la arteria ocluida así como en territorios que son muy poco resistentes a la falta de perfusión sanguínea^{17,18}. Tal eventualidad puede conducir a la muerte del enfermo o a incapacidad física e intelectual permanente, por lo tanto, un adelanto médico necesario radica en la creación de un *clip* que al mantenerse en posición en la arteria progenitora permita regular el flujo sanguíneo de la arteria afectada, teniendo simultáneamente la capacidad de ocluir la luz arterial de inmediato al ser accionado desde fuera del lecho quirúrgico, protegiendo así del sangrado masivo en caso de ruptura del aneurisma durante su disección.

Aproximadamente en 1987, se utilizan *clips* vasculares transitorios fabricados con titanio debido a su necesidad de ser paramagnéticos a causa de que muchos pacientes neurológicos requieren ser estudiados mediante imágenes obtenidas por resonancia magnética, desplazando a los *clips* manufacturados con materiales ferrosos. La propuesta que se presenta en este trabajo no requiere de tal propiedad dado que son dispositivos que se retiran de la arteria antes de que termine el procedimiento quirúrgico. Los *clips* actuales basan su funcionamiento en la capacidad del metal de recuperar su forma original, por lo que sólo funcionan con un dispositivo que sostiene el *clip* y que al aplicar fuerza en la unión de las patas del *clip* origina la separación de éstas, permitiendo su colocación alrededor de las paredes de una arteria. Una vez que cesa la fuerza por el mecanismo de sostén, el *clip* aproxima sus patas y se mantiene en posición sobre la arteria, al mantener presión sobre las paredes arteriales condiciona el cierre total del flujo sanguíneo.

La prevalencia de aneurismas en series de autopsias va desde 0.2 a 8 %, estimándose actualmente que entre el 2 al 5 % de la población general es portadora de aneurismas. El aneurisma se rompe en menos del 1% de la población y del 0.4 al 0.6 % de todas las muertes son por ruptura del mismo. La incidencia anual de hemorragias subaracnoides (HSA) se estima entre un 10 y 11% por cada 100,000 habitantes y la ruptura del aneurisma representa del 75 al 80 % de las causas no traumáticas de HSA. Aunque no se dispone de estadísticas representativas en México, en Estados Unidos de Norteamérica la HSA se presenta en 21,000 pacientes por año y se asocia a una morbilidad y mortalidad combinada de entre el 50 y 65 %¹⁸⁻²⁰. La mayor incidencia de aneurismas ocurre entre los 40 y 60 años de edad con pico a los 55 años. Los varones son más susceptibles a los de la arteria comunicante anterior (3:2) y los aneurismas de

la cerebral media tienen una tendencia a tener la misma frecuencia por sexo²¹⁻²⁴. La incidencia de aneurismas intracraneales en más de un miembro de la misma familia es rara, sin embargo hay informes de pacientes con importante historia familiar en donde se sospecha cierta predisposición genética asociada a factores degenerativos vasculares. La incidencia de aneurismas múltiples en pacientes con historia familiar de aneurismas es mayor que en la población general, el pico ocurre en la cuarta década de la vida y la edad promedio de ruptura de aneurisma en pacientes con aneurismas familiares es menor que en el resto de la población, de tal forma que a los 50 años el 70% de estos pacientes ha presentado un sangrado en comparación con el 40% de los casos esporádicos^{24,25}. Los aneurismas en la infancia son raros y en diversas series representan del 0.6 al 2 % del total de aneurismas²⁶.

Forbes (1930), propone que los aneurismas resultan de un defecto congénito de la capa muscular ya están presentes desde el momento del nacimiento; sin embargo, Stehbens, Hassler y Ferguson publicaron que los aneurismas son el resultado de factores anatómicos, hemodinámicos y degenerativos^{18,22}. El crecimiento del aneurisma está dado por la turbulencia dentro del saco y por la vibración de la pared lo que produce degeneración de la pared con los cambios histológicos antes mencionados, haciéndose más propenso a la ruptura a partir de los 4 mm^{23-25,27}. El autor adicionalmente ha propuesto en base a lecturas hemodinámicas en animales con aneurismas implantados, que los aneurismas reciben incrementos intensos de energía sobre sus paredes debido al fenómeno de resonancia hemodinámica a causa de la presión de pulso²⁸ lo que crea variables antes no consideradas.

Consideraciones de diseño en sujetadores remotos

La fuerza (masa por aceleración) que un sujetador aplica a una parte para sostenerla es típicamente usada por diseñadores e ingenieros. El torque (fuerza de torsión) que experimenta el sujetador tiene por lo general la misma importancia, aunque; sin embargo, esto solamente es referido por los fabricantes de manera poco precisa y en tablas que relacionan el torque con la longitud de la pinza del sujetador. El resultado es que el diseñador usualmente termina con pinzas mas grandes de lo requerido aumentando el costo del proyecto.

Los mitos que aparecen el cálculo de la pinza incluyen lo siguiente²⁹:

a. La creencia de que $1 + 1 = 2$.

En el caso de los sujetadores, 100 g de fuerza de cada pata de la pinza aplican sobre el objeto a su-

jetar un total de 100 g de fuerza. En esencia, la mitad de la fuerza que provee cada pata se utiliza en contrarrestar la otra mitad²⁹.

Existen tres maneras de probar lo anterior

1. Realizar un análisis de cuerpo libre.
2. Colocar un medidor de fuerza en las tenazas del sujetador y medir.
3. Empujar contra la pared con una fuerza conocida: Digamos que aplicamos 4 kg de fuerza en la pared. ¿Qué hace la pared?. Está empujando en sentido contrario los 4 kg. Por lo tanto, lo que está entre la fuerza que aplicamos y la pared será comprimido con sólo 4 kg de fuerza. Si sustituimos la pared con un amigo, él tendrá que devolvernos los 4 kg de fuerza para mantener estable la compresión. Sin embargo la compresión seguirá siendo de 4 kg de fuerza.

b. La eficiencia de aproximación de las patas.

Esta eficiencia de deslizamiento a menudo se proporciona en una gráfica en la que se relaciona en el eje de la "Y" distancia entre patas, y en el eje de la "X" fuerza administrada. Dado que la apertura y el cierre de la pinza simplemente es una función inversa podemos realizar cálculos a partir de esto. Lo anterior es de importancia cuando se llevan a cabo levantamientos del objeto, dado que al actuar de esa manera se están llevando a cabo aceleraciones que deben añadirse al cálculo de la pinza²⁴. Por supuesto al no estar en nuestro caso sujetadas las pinzas al levantamiento de peso pueden ser entonces tomados los valores de este inciso como insignificantes.

c. Valores ergonómicos de arterias cerebrales³⁰.

El diámetro de la arteria carótida interna intracerebral^{24,25}: 2.7 a 5.4 mm (promedio 4.6 mm). El diámetro de la arteria cerebral media^{24,25}: 2.4 a 4.6 mm (promedio 3.9 mm).

(No se revisan estos valores en niños dado que estamos buscando la longitud máxima de la pinza y se da por asentado que arterias mas pequeñas pueden ser ocluidas con ella. Por supuesto, es posible fabricar pinzas de dimensiones menores para mayor comodidad del cirujano, pero el análisis de tales variantes va más allá de los objetivos de este trabajo).

En consideración que los valores que se toman son los de las dos arterias de mayor importancia quirúrgica, utilizaremos el diámetro de la arteria carótida interna por ser la de mayores dimensiones para el cálculo de la longitud de las patas de la pinza.

Perímetro = $\pi \times \text{diámetro}$

Sustituyendo

Perímetro = $3.1416 \times (5.4\text{mm})$

Perímetro = $3.1416 \times 5.4 = 16.966$ mm

Si se considera que el perímetro se dividirá entre dos al estar completamente ocluida la arteria, encontramos el siguiente valor:

Longitud transversal máxima de la arteria carótida al estar completamente ocluida: 8.48 mm.

Con base en lo anterior se considera que la longitud de las patas de la pinza debe ser al menos de 9 mm o en su defecto fabricarse tamaños variables para utilización en arterias de menores dimensiones, quedando lo anterior a la preferencia del cirujano. Es conocido que las paredes de las arterias tienen un comportamiento elástico. Sin embargo, al estar estas ya distendidas bajo el efecto de la presión arterial no presentan aumentos perceptibles de longitud transversal máxima al ser ocluidas por las patas de los *clips*, lo cual se ha comprobado en numerosas ocasiones por el autor.

Debe mencionarse que para poder afrontar el problema de la adaptabilidad al rango de diámetros posibles de las arterias intracraneales, los hospitales por lo general al manejar los *clips* transitorios actuales resuelven el problema teniendo disponibles una variedad de tamaños de patas del *clip* que abarcan usualmente desde los 7 hasta los 14 mm.

Adicionalmente se llevó a cabo un trabajo de investigación para determinar la fuerza necesaria para la movilización de las patas de los *clips* transitorios convencionales a posiciones de apertura. Lo anterior nos proporciona una guía sobre fuerza de cierre para el diseño de nuestro dispositivo sin depender de los valores publicados en el manual del usuario de la compañía que lo produce.

Los resultados obtenidos se analizaron de manera directa con el programa SPSS 10 y se presentan a continuación: lo anterior fue medido mediante un dinamómetro ($\text{dina} = \text{gramos} \times (\text{cm/s}^2)$) marca OHAUS (Ohaus Scale Corp. Florham Park N.J. USA). Aplicando tensión en la porción distal y proximal (como fenómenos independientes) de las patas de *clips* transitorios convencionales de 11 mm en 30 ocasiones para cada evento.

Los valores obtenidos permitieron las siguientes conclusiones:

- a. La fuerza de compresión sobre la arteria que ejercen las patas de los *clips* convencionales se reduce aproximadamente a la mitad en las puntas con respecto a sus porciones mediales, dicha disminución es una función lineal.
- b. La media de fuerza en el extremo distal del *clip* = 0.3201 N.
- c. La media de la fuerza a 1/3 del extremo distal del

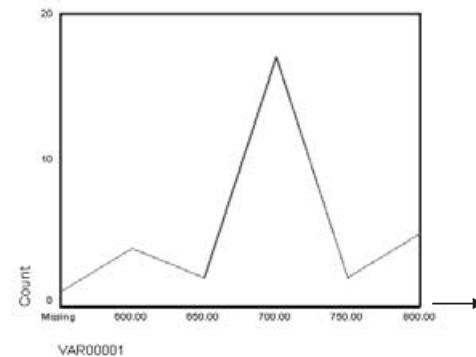
$$\text{clip} = 0.4344 \text{ N.}$$

- d. La media de la fuerza en el extremo angular del *clip* = 0.6892 N.
- e. Se ejerce una fuerza de cierre en el extremo proximal del *clip* de aproximadamente del doble de lo necesario. Por lo que pudiera producirse lesión sobre las paredes por presión excesiva (no sabemos el punto de ruptura de las paredes de las arterias al utilizar estos *clips*); sin embargo, dadas las

Prueba "t" de student		Notas
Creación de datos		13-MAR-2005 19:38:42
Ingreso de datos	Filtro Peso Registro dividido	<no> <no> <no>
Manejo de valores pedidos	Definición de perdido: Casos utilizados	31 Los valores definidos por el usuario. La estadística en cada análisis se basa en cada caso no perdido o fuera de rango para todas las variables de este análisis.
Sinaxis		T-TEST PAIRS= var00001 WITH var00002 (PAIRED) /CRITERIA= CIN(.95) /MISSING= ANALYSIS.
Recursos	Duración	0:00:00.36

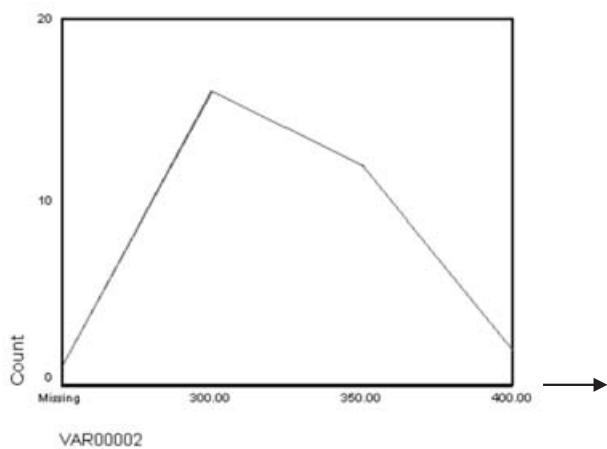
Estadística de muestras pareadas				
		Media	No.	Desviación estándar
Par 1	Fuerza máxima en extremo proximal del clip. (Var 1) en Newtons	.6889	30	.5684
	Fuerza máxima en extremo distal del clip (Var 2) en newtons	.3201	30	.3081

Correlaciones de muestras pareadas			
	No.	Correlation	Sig.
Pair 1	VAR00001 & VAR00002	30	-.050 .793
No.=	Número de casos		



Los newtons son unidades que se obtienen al multiplicar masa por aceleración de la gravedad, dado que Fuerza= masa x aceleración.

Se muestra en la gráfica X=la fuerza (en $N = 9.8 \times 10^{-4}$) para la apertura del *clip* en su porción proximal y Y= número de mediciones realizadas.



Se muestra en la gráfica X = la fuerza (En N = 9.8×10^4) para la apertura del *clip* en su porción distal y Y = número de mediciones realizadas.

Estadísticas de muestras pareadas					
	Media	No.	Desv.Std.	Media de error std.	
N=número de casos	Newton				
Pareo 1	VAR00001	.6889	30	.0574	.0101
	VAR00002	.3201	30	.0308	.0057
Fuerza máxima	.6892			En el extremo proximal del <i>clip</i> .	
Fuerza mínima	.3200			En el extremo distal del <i>clip</i> .	

Correlaciones de muestras pareadas.					
		No.	Correlacion	Sig.	
Pair 1	VAR00001 & VAR00002	30	-.050	.793	

Prueba de muestras pareadas.							
		Diferencias pareadas.			t	df	Sig. (2- colas)
		Media	Desviación estándar	Media de error estándar			
Pair 1	VAR00001 - VAR00002	.3691	.0665	.0121	.3442	.3939	30.388 .000

consecuencias graves de permitir flujo, en las especificaciones de diseño aparentemente se decidió el mantener fuerzas elevadas sobre la arteria. El diseño de cierre angular de estos *clips* necesariamente tiene la deficiencia de variación en función con la distancia al ángulo del *clip*. Nótese que los fabricantes no publican sus resultados en los manuales de uso y que las dos mediciones de fuerza las hacen una en la porción angular y otra a la mitad de la pinza o a 1/3 del extremo distal.

f. La fuerza ejercida sobre la pared arterial por el *clip*

comprende rangos de 0.32 a 0.68 N.

- g. La presión ejercida sobre la pared arterial por el *clip* comprende rangos de 0.09 a 0.19 N / mm², la presión sobre las paredes de la arteria varía también como función lineal,
- h. Para disminuir el flujo sanguíneo en una arteria del cuello o de la cabeza sólo es necesario aumentar la resistencia al flujo al disminuir el área en el interior de la pared de la arteria.

Esto quiere decir que nuestros parámetros de diseño debían orientarse de la siguiente manera:

- a. Obtener rangos de fuerza máxima sobre la arteria entre los 0.32 a 0.7 N

MATERIAL Y MÉTODOS

Como ya se ha mencionado, posterior a la detección de la necesidad neuroquirúrgica se llevó a cabo un proceso de diseño²⁸ que incluyó generación de especificaciones de acuerdo a las medidas de la arteria carótida, así como al cálculo de la fuerza necesaria para la oclusión total del lumen arterial sin la lesión del vaso así como la construcción de prototipo (figuras 1 y 2). A continuación se llevó a cabo la medición del desempeño con parámetros quirúrgicos. Las pruebas que se reportan fueron realizadas en el quirófano del bioterio así como en el del Laboratorio de Cirugía Experimental del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía.

Se llevó a cabo la selección de un ejemplar canino del bioterio, mediante anestesia general, previo protocolo quirúrgico, con el ejemplar en decúbito dorsal con la cabeza en posición neutra, se procedió a la realización de incisión quirúrgica bilateral sobre el borde anterior del músculo esternocleidomastoideo así como a la disección y apertura del músculo platisma. Adicionalmente se completó el proceso de disección sobre el borde anterior y medial del músculo esternocleidomastoideo hasta la identificación del paquete vascular y nervioso. De forma cuidadosa con el fin de preservar el paquete nervioso, se separó la arteria carótida común de la vena yugular profunda y de los nervios craneales. Una vez lograda una exposición quirúrgica adecuada se realizó lo siguiente (figuras 3 y 4).

1. La medición de la fuerza necesaria para la oclusión de la arteria carótida por parte del dispositivo en estudio en 30 ocasiones. Lo anterior fue medido mediante un dinamómetro (dina = gramos x (cm/s²) marca OHAUS (Ohaus Scale Corp. Florham Park N.J. U.S.A.) aplicando tensión en la porción más alejada del campo quirúrgico.

2. La medición del tiempo necesario para la oclusión arterial total por parte del nuevo dispositivo en 30 ocasiones con posicionamiento previo del dispositivo en estudio. Lo anterior fue medido con un cronómetro electrónico con resolución de décimas de segundo.

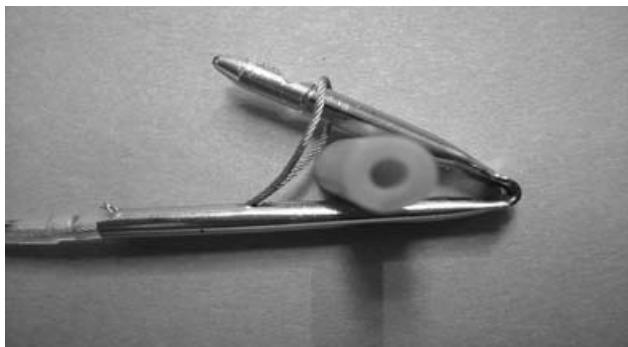


Figura 1. Vista lateral del clip antes de oprimir.



Figura 2. Vista del clip oprimiendo el vaso.

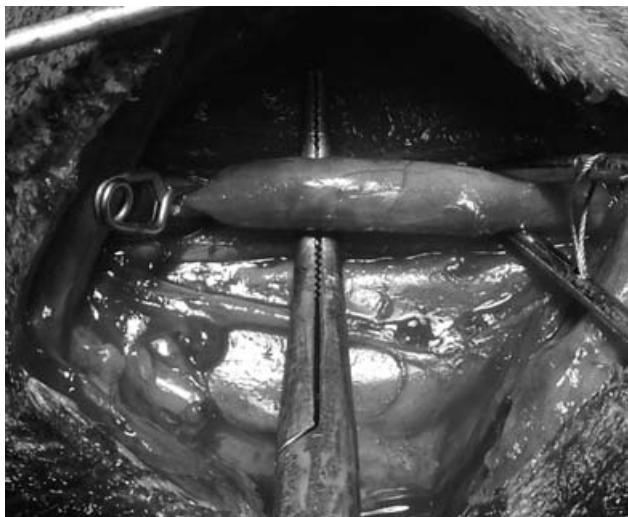


Figura 3. Los clips en el vaso.



Figura 4. El vaso patente a la remoción de los clips.

RESULTADOS

Una vez obtenidos los datos se presentan en los histogramas correspondientes de las figuras 5 y 6.

Figura 5 muestra la fuerza necesaria para la oclusión arterial.

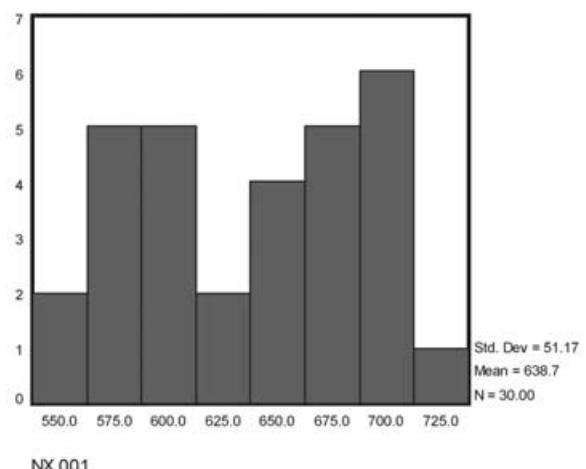


Figura 5. Histograma de fuerza necesaria para oclusión arterial.
X= Valores en newtons x 0.001
Y= Número de veces que coincidió el valor de X.

Figura 6 muestra el tiempo necesario para la oclusión arterial.

Se detectó dislocación del dispositivo en cero casos. Al cierre del dispositivo la oclusión del flujo fue completa en todos los casos. La fuerza necesaria para la oclusión arterial del CRA fue similar a la que utilizan los *clips* transitorios convencionales y corresponde de forma congruente al cálculo para la realización del prototipo. El tiempo necesario para la oclusión arterial total utilizando el CRA nunca excedió los tres segundos.

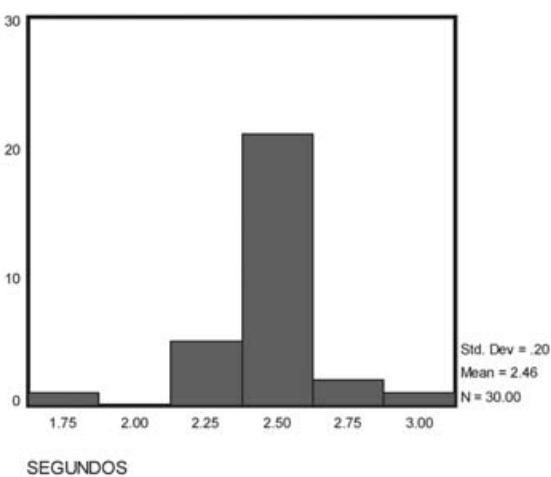


Figura 6. Histograma de tiempo necesario para oclusión arterial.
X= Valores en segundos.
Y= Número de veces que coincidió el valor de X.

DISCUSIÓN

Se satisfizo la necesidad de confiabilidad al detectarse dislocación nula del CRA de acuerdo a los objetivos de diseño planteados²⁸. El controlador remoto transquirúrgico de lumen arterial también observó un desempeño exitoso con respecto a la capacidad de oclusión arterial completa en todos los casos, presentando cero fallas en dos parámetros esenciales. Por otra parte debe mencionarse que se supera con creces el estándar de oro del *clip* transitorio convencional en lo que respecta a variabilidad en la apertura de lumen arterial dado que la posición de cerrado sobre la arteria es la única posible en los *clips* transitorios actuales. La fuerza necesaria para la oclusión arterial por parte del CRA se mantuvo en parámetros aceptables aunque variable con respecto al estándar dorado el cual simplemente depende del elemento dinámico (deformabilidad del *clip*). Por supuesto, si el CRA se controla mediante un elemento electromecánico, como lo puede ser un solenoide (cuyas especificaciones se acotan en el proceso de diseño²⁸), la fuerza utilizada por el solenoide tenderá a ser la misma. Lo anterior plantea la pregunta de que si en arterias de diámetros reducidos la fuerza pudiera llegar a lesionar la pared arterial. La respuesta es simple: dado que el desplazamiento nunca excede un límite de aproximación de tenazas cuando el CRA se acciona, se evita una trituración o corte arterial por exceso de compresión. Por último, al examinar el tiempo que es necesario en el CRA para la oclusión arterial, debemos hacer notar que el diseño del dispositivo habilita en un

tiempo no mayor a tres segundos al cierre arterial independientemente de que el campo esté inundado o no. Los *clips* transitorios o definitivos convencionales por el contrario, para cohibir un sangrado arterial necesitan para colocarse adecuadamente, visualización directa. Lo anterior dependerá entonces de la habilidad del cirujano y de la velocidad de succión disponible durante la inundación del campo operatorio. Debe decirse sin embargo que lograr dicha oclusión puede lograrse usualmente en minutos y con pérdidas sanguíneas importantes.

CONCLUSIÓN

Se presenta un dispositivo que intenta superar los inconvenientes de los *clips* transitorios conocidos. Su desempeño en animales se muestra en este trabajo.

REFERENCIAS

1. Goldman MS, Anderson RE, Meyer FB. Effects of intermittent reperfusion during temporal focal ischemia. *J Neurosurg* 1992;77: 911-6.
2. Guo J, White JA, Batjer HH. Limited protective effects of etomidate during brainstem ischemia in dogs. *J Neurosurg* 1995;82: 278-83.
3. Luliano BA, Anderson RE, Meyer FB. Effect of intermittent reperfusion and nitric oxide synthase inhibition on infarct volume during reversible focal cerebral ischemia. *J Neurosurg* 1995;83:491-5.
4. Milde LN, Milde JH. Preservation of cerebral metabolites by etomidate during incomplete cerebral ischemia in dogs. *Anesthesiology* 1986;65:272-7.
5. Renou AM, Vernhiet J, Macrez P, et al. Cerebral blood flow and metabolism during etomidate anaesthesia in man. *Br J Anaesth* 1978;50: 1047-50.
6. Selman WR, Spetzler RF, Roski RA, et al. Barbiturate coma in focal cerebral ischemia. Relation ship of protection to timing of surgery. *J Neurosurg* 1982;56: 685-90.
7. Jabre A, Symon L. Temporary vascular occlusion during aneurysm surgery. *Surg Neurol* 1987;27:47-63.
8. Ljunggren B, Saveland H, Brandt L, Kagstrom E, Rehncrona S. Temporary clippingduring early operation for ruptured aneurysm; Preliminary Report. *Neurosurgery* 1983;12:525-30.
9. Ogawa A, Sato H. Limitation of temporary vascular occlusion during aneurysm surgery. *Surg Neurol* 1991;36:453-7.
10. Ogilvy CS, Carter BS. Mild hypothermia, hypertension and mannitol are protective against infarction during experimental intracranial temporary vessel occlusion. *Neurosurgery* 38: 1202-10.
11. Adams V. Manual de principios de neurología. 2000;357-363 Sexta Ed. Mc-Graw Hill.
12. Pool JL. Aneurysms of the anterior communicant artery. *J Neurosurg* 1961;18:98-112.
13. Gibbs JR. On the advantages of opening certain intracranial aneurysms. *J Neurol Neurosurg Psychiat* 1957;20:165-7.
14. Albertson TE, Tseng CC. Propofol Modification of evoked hippocampal dentate inhibition in urethane-anesthetized rats. *Anesthesiology* 1991;75: 82-90.
15. Suzuki. The safe time limit of temporary clamping of temporal arteries in the direct surgical treatment of intracranial aneurysms

- under moderate hypothermia. *Tohoku J Exp Med* 1979;127:1-7.
16. Siesjo BK, Agardh CD. Free radicals and brain damage. *Cerebrovasc Brain Metab Rev* 1989;1:165-211.
17. McCord JM. Oxygen derived free radicals in postischemic tissue injury. *N Engl J Med* 1985;312:159-63.
18. Redekop G, Ferguson G. Intracranial aneurysms. Philip Carter, Spetzler RF, Hamilton MG. *Neurovascular Surgery*. Mc Graw Hill, Inc. 1994:625-48.
19. Chiyat D. *The epidemiology, genetics and clinical behavior of intracranial aneurysms*. AANS Publications Committee, 1993.
20. King JT. Epidemiology of aneurysmal subarachnoid hemorrhage. In: Cerebral aneur. Neuroimaging clinics of north America. 1997;(7):659-68.
21. Stehbens WE. Etiology of Intracranial berry aneurysms. *J Neurosurgery* 1989;70:821-31.
22. Weir B. Intracranial aneurysms and subarachnoid hemorrhage. An overview. Wilkins RH, Rengachary SS, eds. *Neurosurgery*. Mc Graw Hill Book Co. 1985.
23. Rhon AL. Anatomy of secular aneurysms. *Surg Neurol* 1980; 14:59-66.
24. Rhon AL, Saeki N, Perlmutter D, Zeal A. Microsurgical Anatomy of Common Aneurysms Sites. *Clin Neurosurg* 1979;26:248-306.
25. Sakai N, Sakata K, Yamada H. Familial occurrence of intracranial aneurysms. *Surg Neurol* 1975;2:25-9.
26. Cedzich C, Schramm J, Rockeltein G. Multiple middle cerebral artery aneurysms in an infant. *J Neurosur* 1990;72:806-9.
27. Gomez-Acevedo H, Gomez Llata S. Nuevas variables involucradas en la génesis y ruptura aneurismática. *Arch Neurociencias* 2006;(11):77-84.
28. Gómez-Acevedo H, Scharer Ulrich. Clip transitorio neurovascular que regula el flujo arterial. Tesis de maestría, U.N.A.M. 2005.
29. Zajac J Ted. Robotic gripper sizing: the science, technology and lore <http://www.grippers.com/size.htm>
30. Rhon AL. Cranial anatomy and surgical approaches. Ed. Lippincott 2003.