

# PRÓTESIS PENIANAS MALEABLES

Amado Bechara

## Introducción

Desde hace muchos años, el implante de prótesis peniano ha sido el recurso de elección en los pacientes con disfunción eréctil de origen orgánico y constituye desde hace más de medio siglo uno de los tratamientos más eficaces para la disfunción eréctil.

Sin embargo, nuevas alternativas de tratamiento eficaces y más conservadoras han dejado de lado la indicación del implante protésico peniano para los pacientes que no lo acepten, o tengan contraindicación o no respondan a las nuevas opciones terapéuticas.

Actualmente, la primera línea de tratamiento de la disfunción eréctil (DE) es la terapia oral con inhibidores de la fosfodiesterasa tipo 5, asociado en ocasiones a la terapia hormonal, juntamente con cambios en el estilo de vida y, en muchas ocasiones, con la terapia sexológica; la segunda línea, los dispositivos de vacío o la autoinyección de drogas vasoactivas y, finalmente, la tercera línea representada por el implante de prótesis peniana<sup>1,2</sup>.

## EVOLUCIÓN HISTÓRICA

El concepto del implante de prótesis peniana surge por la observación en algunos mamíferos (perros, osos, mapaches, morsas, ballenas) de la presencia de hueso en el pene que refuerza la erección. Basado en esto, fue Bogoras quien en 1936 utilizó cartílago de costilla en el pene humano, aunque, sin embargo, este tipo de implantes autólogos se reabsorbían y luego de unos meses perdían su eficacia<sup>3,4</sup>.

A partir de ese momento comenzaron a utilizarse implantes aloplásticos, teniendo en cuenta inicialmente cuál debería ser la correcta ubicación de los cilindros y el tipo de material adecuado del dispositivo. Así, el primer implante aloplástico fue realizado usando prótesis de acrílico, ubicados en el surco intercavernoso, con pobres resultados<sup>3,4</sup>. Posteriormente, en el año 1966, Beheri utiliza dos cilindros de polietileno que introduce dentro de los cuerpos

cavernosos obteniendo una buena estabilidad y cosmética del implante en más de 700 pacientes<sup>2,4</sup>.

En el año 1967, Pearman describe una prótesis de silicona ubicada entre la fascia de Buck y la albugínea, a la cual le dio posteriormente una modificación colocándole un resorte de metal en su interior; sin embargo, estos implantes no eran estables y producían extrusiones penianas. La rigidez y el contorno estrecho del dispositivo ocasionaban dolor y perforación<sup>5-8</sup>.

En el año 1973, Scott introduce un nuevo concepto en el desarrollo de los implantes penianos, utilizando cilindros de silicona inflables que podían ser llenados voluntariamente por una bomba implantada en el escroto que enviaba líquido desde un reservorio ubicado en el abdomen al interior de los cilindros<sup>9</sup> pero que es tema de otro capítulo.

Small y Carrion desarrollaron luego un dispositivo semirrígido que proveía un adecuado largo y ancho del pene y que inicialmente fue ampliamente utilizado<sup>10-13</sup>. Sin embargo, una de las dificultades que ocasionaba este modelo debido a su estructura, era por un lado la necesidad de tener distintas medidas disponibles ya que su longitud no podía modificarse en más o en menos y, por otra parte, mantenía el pene en posición casi erecta ya que no eran maleables.

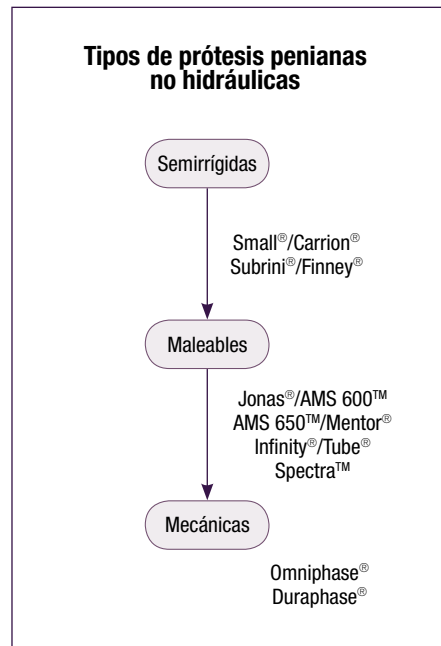
Estos dispositivos fueron el principio del desarrollo posterior de los diferentes tipos de prótesis semirrígidas, maleables y mecánicas (Cuadro 1).

Finney en el año 1977 diseña una prótesis con un tallo proximal que al poder ser seccionado evitaba la necesidad de tener disponible muchas medidas y a su vez permitía al pene una mejor movilidad<sup>14</sup>.

Con el propósito de mejorar aún más la maleabilidad del dispositivo, Jonas diseñó una prótesis peniana de silicona con un alambre de plata en su interior que permitía estabilizar el pene en distintas posiciones sin afectar la rigidez, con un tip distal de baja resistencia para prevenir la perforación glandelar y con la misma posibilidad de la prótesis de Finney<sup>®</sup> de poder ser recortada para ajustar su longitud<sup>15,16</sup>. Una de las dificultades de este dispositivo era la frecuente ruptura del alambre de plata o la protrusión del mismo a través de la cubierta siliconada. Para disminuir esta posibilidad se diseñó una variante de la prótesis cuya guía de plata fue cubierta individualmente con teflón termoplástico<sup>17</sup>.

La prótesis maleable de Mentor<sup>®</sup> también consta de una hebra de plata, pero enrollado en un espiral a la manera de un sacacorchos<sup>18,19</sup>.

**CUADRO 1. Tipos de prótesis penianas**

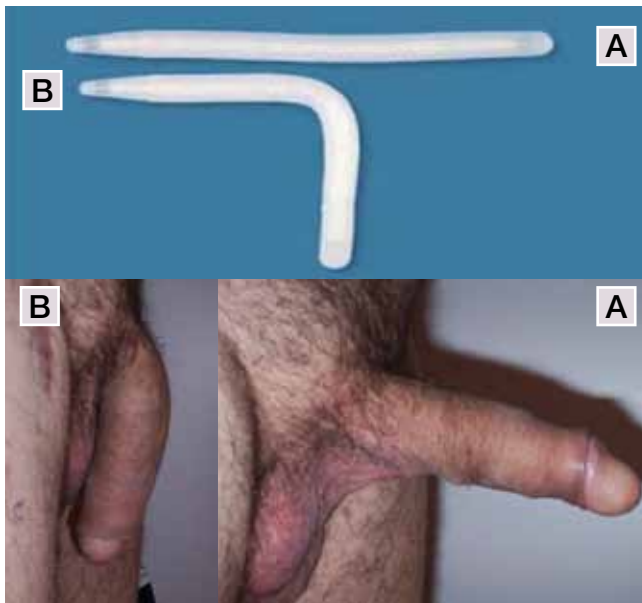


American Medical Systems Inc. (AMS) diseñó una prótesis maleable, la AMS 600™, que poseía un corazón de acero inoxidable en lugar de una hebra de plata, y, además, presentaba una funda externa de silicona removible que permitía disminuir el diámetro y tips extensores que agregándolos al extremo proximal permitían aumentar la longitud del dispositivo. En el año 1996 se modificó el diseño de esta última dando lugar a un modelo llamado AMS 650™, cuya maleabilidad es superior a la anterior (Figura 1). Estas prótesis se comercializan en medidas de 11 y 13 mm de diámetro y 12, 16 y 20 cm de largo con tips extensores de 0,1; 1,5 y 2 cm.<sup>5,19-21.</sup>

En la Argentina, el Dr. Olmedo ha diseñado hace varios años un modelo de prótesis maleable, que lleva su nombre y posteriormente su variante Infinity® que ha sido perfeccionada con el agregado de tips extensores (modelo Tube®).

Esta prótesis consiste en dos cilindros compuestos de un núcleo de plata, recubierto con un tubo de politetrafluoretileno (PTFE); la cubierta de elastómero de silicona ofrece tres grados de dureza a lo largo de la prótesis: el extremo distal es de menor dureza, minimizando el riesgo de irritación y erosión. El extremo proximal tiene mayor dureza, mejora la rigidez de la prótesis y asegura confort al paciente; a su vez es recortable, y junto a los extensores de silicona radiopaca, permiten adaptar la longitud de la prótesis<sup>22.</sup>

Finalmente, dentro del grupo de prótesis no hidráulicas mencionamos las llamadas mecánicas, hoy en desuso, como la Omniphase® y la Duraphase® I y II. En éstas, la rigidez y flaccidez está controlada por segmentos que se articulan entre sí, con un cable de acero inoxidable en su interior y a lo largo de los mismos y un resorte en cada extremo de la parte central<sup>2,23,24.</sup>



**IMAGEN 1.**

**A:** prótesis en posición activa; **B:** prótesis en posición pasiva

## **INDICACIONES**

La indicación del implante protésico es independiente del tipo de prótesis a utilizar, sean éstas hidráulicas o no.

En el caso de prótesis maleables es ideal en pacientes en quienes las ventajas cosméticas no son tan importantes como la facilidad para su uso y la baja probabilidad de falla mecánica. Otra indicación específica es en aquellos pacientes con órganos pélvicos trasplantados<sup>21</sup>.

## **TÉCNICA QUIRÚRGICA**

La vía de abordaje en el implante de prótesis maleables suele ser penoescrotal o subcoronal y, en algunos casos, combinada.

### **Técnica de abordaje de la vía penoescrotal**

Ubicación del paciente en posición decúbito dorsal. La colocación de una sonda vesical es recomendable para tener un mejor control de la uretra. Incisión longitudinal penoescrotal de aproximadamente 6 a 7 cm. (Imagen A.1) Se procede a la liberación de la fascia de Buck para exponer ambos cuerpos cavernosos (CC) (Imagen A.2). A continuación se colocan dos puntos tractors con Dexon® 0 a 1 cm de distancia entre sí en la cara ventral de los CC, cuidando de no lesionar la uretra (Imagen A.3). Estos puntos son útiles para la apertura de los CC y además como reparo para la medición de la longitud de los mismos. Apertura longitudinal de los

CC con bisturí frío o con electrobisturí (Imagen A.4). Dilatación de los CC con bujías de Hegar hacia proximal y distal comenzando con un calibre 10 y llegando a 14 (Imágenes A.5 y 6). En algunos casos, especialmente ante la presencia de fibrosis, puede iniciarse la dilatación con tijera curva cuidadosamente para no perforar el glande, la crura o la uretra y luego continuar con las bujías de Hegar (Imagen A.7). La colocación de los dilatadores de Hegar, como se observa en la figura, permite comprobar que la longitud de los dilatadores hacia proximal es simétrica aceptándose una diferencia de 0,5 cm (Imagen A.8).

Se procede a la medición distal y proximal de la longitud intracavernosa (Imágenes B.1 y 2). Efectuada la medición se selecciona dispositivo protésico que incluye tips extensores para corregir medida (Imagen B.3). Introducción del extremo proximal de la prótesis (Imagen B.4). Introducción del extremo distal (Imagen B.5). Prótesis implantada (Imagen B.6). Inicio del cierre del CC con sutura continua de Vycril® 2/0 (Imagen B.7). CC cerrado (Imagen B.8). Se efectúa igual procedimiento del otro CC, control de hemostasia. Cierre de la fascia de Buck y cierre de piel con puntos separados de material reabsorbible. Al final del procedimiento se retira la sonda vesical, y se efectúa un vendaje compresivo.

En la Imagen C.1 se observa sutura al final de cirugía. Prótesis en posición de flaccidez y de erección al mes de la cirugía (Imagen C.2-4).

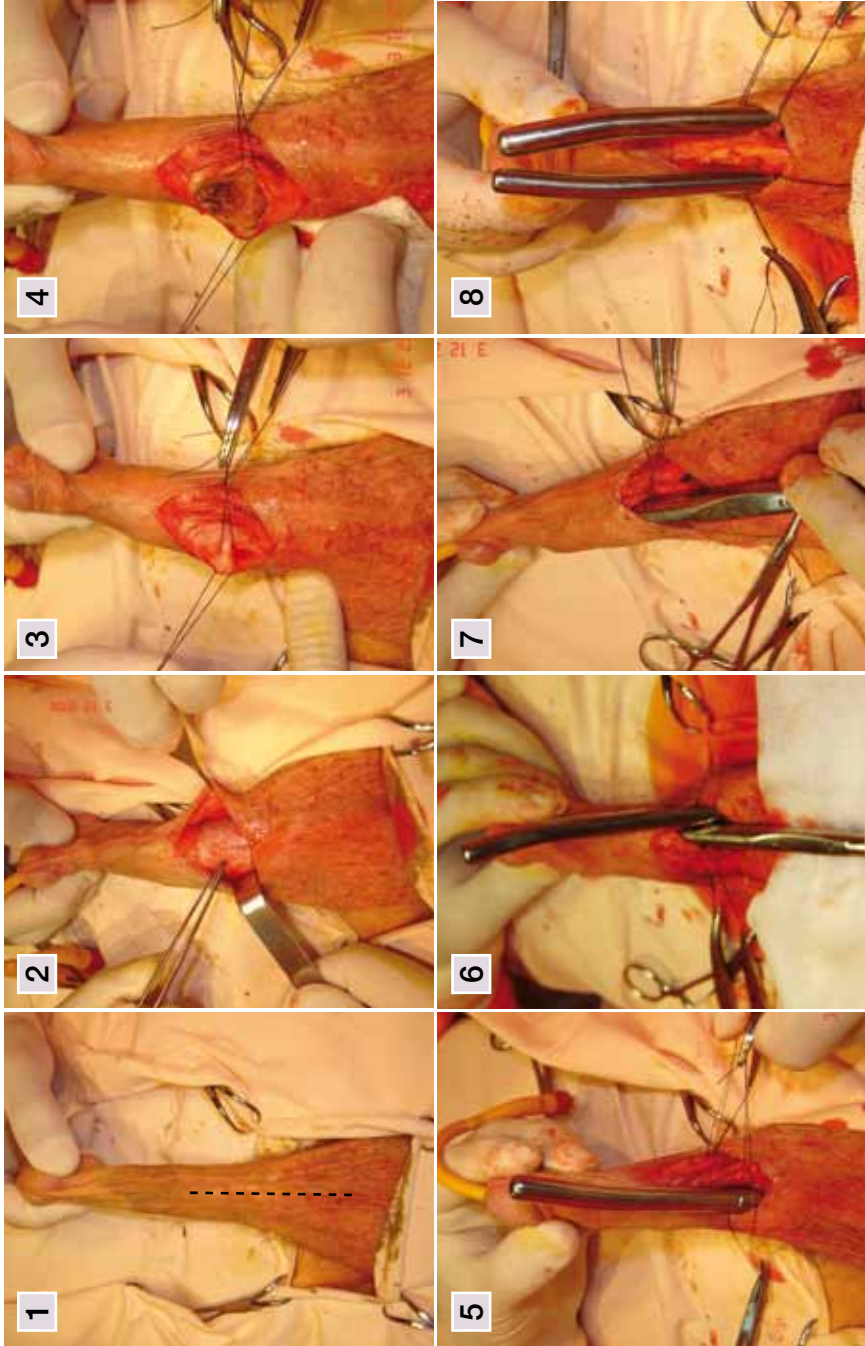


IMAGEN A. 1-8: Técnica quirúrgica con abordaje penoscrotal



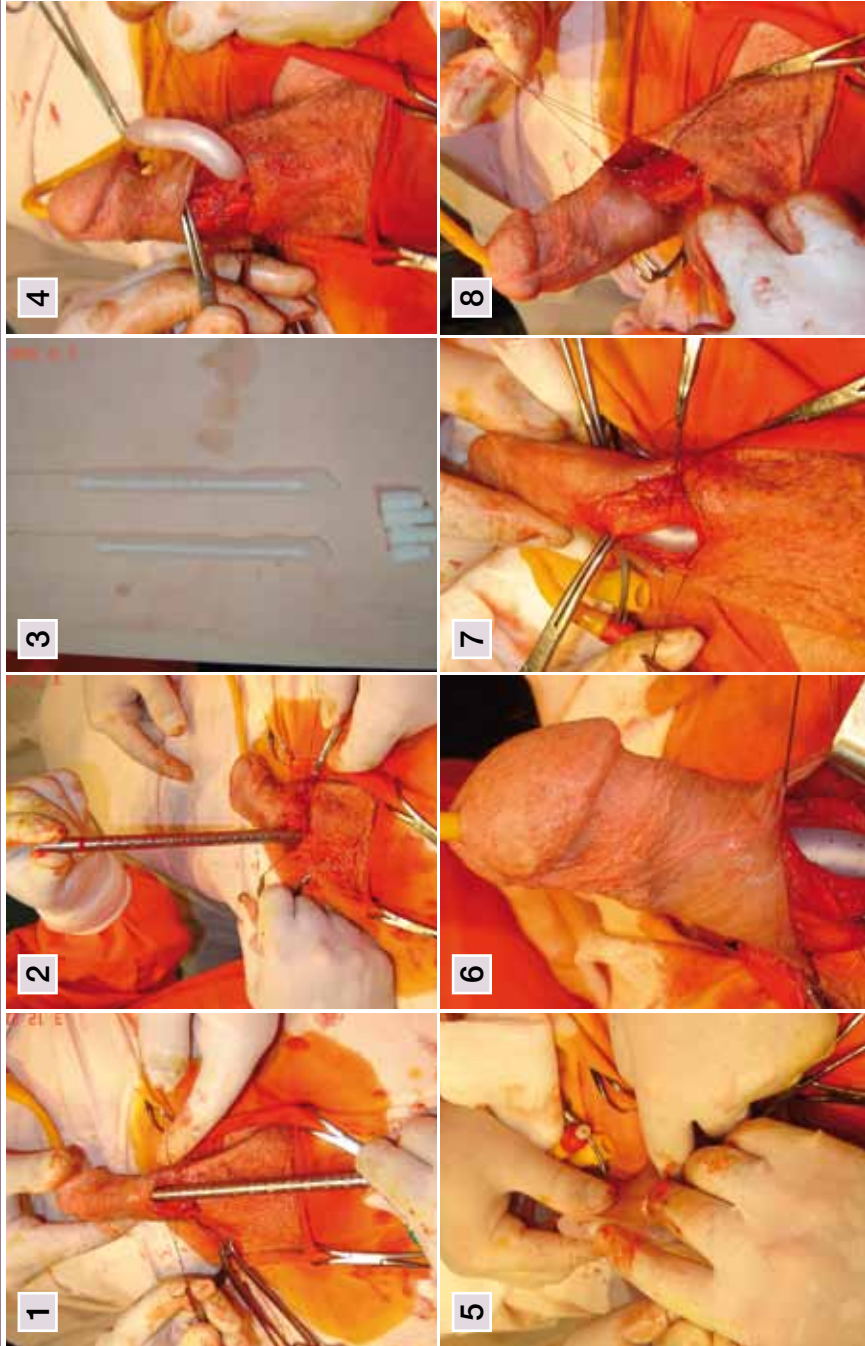


IMAGEN B. 1-8: Técnica quirúrgica con abordaje penoscrotal



**IMAGEN C. 1-4: Paciente con prótesis maleable implantada**

### **Técnica de abordaje de la vía subcoronal**

Incisión transversa de la mucosa subcoronal 0,5 cm por debajo de la corona del glande (Imagen D. 1-2). Es importante destacar que si el borde libre de mucosa es mayor, éste puede provocar un edema posoperatorio que en ocasiones obliga a una circuncisión posterior.

Si existiese un anillo fimótico o un prepucio poco elástico es conveniente efectuar una circuncisión siendo prudente comentar esta posibilidad con el paciente previamente. Se procede a la denudación del pene liberando la fascia de Buck para exponer ambos CC.

A continuación se colocan dos puntos tractores con Dexon® 0 a 1 cm de distancia entre sí en la cara anterolateral

del CC, lejos del paquete vasculoneurioso dorsal y cuidando de no lesionar la uretra, y se efectúa una incisión longitudinal del CC. Estos puntos son útiles para la apertura del CC, y además como reparo para la medición de la longitud del mismo (Imagen D.3). Dilatación distal del CC (Imagen D.4) y proximal. Colocación de dispositivo protésico primero hacia proximal y luego hacia distal. Una vez introducido el dispositivo (Imagen D.5) se procede al cierre del CC y posteriormente a la

sutura con puntos separados de material reabsorbible de la incisión coronal (Imagen D.6).

Este tipo de abordaje podrá utilizarse también como complemento de las vías abdominal o penoescrotal (vía combinada) en los casos en los cuales es necesario completar el implante con el tratamiento de la placa (sección) o la plicatura en la enfermedad de La Peyronie, o en aquellos en quienes es conveniente efectuar la circuncisión.



**IMAGEN D. 1-6. Técnica quirúrgica con abordaje subcoronal**



## COMPLICACIONES

Las complicaciones de los implantes de prótesis peniana maleables no difieren en general de las complicaciones de cualquier implante peniano<sup>21</sup> y están enumeradas en la Tabla 1 como intraoperatorias, mayores y menores. Este apartado será desarrollado en otro capítulo de esta obra; sin embargo, creemos importante hacer algunas consideraciones en relación con las prótesis maleables.

La falla mecánica o la ruptura son muy infrecuentes en las prótesis maleables. La perforación de la crura que puede ocurrir durante la dilatación de los CC puede resolverse en estas prótesis fabricando una “media” de teflón que se adhiere al extremo proximal del cilindro y se sutura a la albugínea proximal, o se cubre el defecto con un tipo extensor de la prótesis maleable que también se sutura a la túnica albugínea<sup>25,26</sup>.

En un análisis de las complicaciones en una serie de 191 implantes de prótesis maleables e hidráulicas no encontramos diferencias en la ocurrencia de complicaciones relacionadas con la vía de abordaje utilizada y el tipo de prótesis implantada. Tampoco encontramos diferencia en el número de explantes ocurridos en relación al tipo de prótesis<sup>26</sup>.

En ocasiones de salvataje de prótesis hidráulicas de dos o tres componentes en los que el área especialmente comprometida es la de la bomba escrotal en ocasiones con erosión de la piel, el recambio por una prótesis maleable es de utilidad ya que permite la recuperación del área afectada con conservación de la función eréctil al reemplazar los cilindros hidráulicos por los maleables. Esto a su vez da la posibilidad de que en un futuro, si el paciente quiere reimplantarse una prótesis hidráulica, el cambio sea sencillo sin la fibrosis posimplante habitual<sup>27</sup>.

**TABLA 1. Complicaciones intraoperatorias y extraoperatorias**

Menores		Mayores	Intraoperatorias
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Dolor glandelar</li> <li>• Dolor peneano prolongado</li> <li>• Retención aguda de orina</li> <li>• Equimosis</li> <li>• Dehiscencia de la herida</li> <li>• Úlcera del glande</li> <li>• Parafimosis</li> <li>• Hematoma escrotal</li> <li>• Hematoma peniano</li> <li>• Uretritis</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Trastorno eyaculatorio</li> <li>• Disminución deseo</li> <li>• Edema de prepucio</li> <li>• Rodamiento del cilindro</li> <li>• Anorgasmia</li> <li>• Scalp epidérmico</li> <li>• Isquemia glandelar</li> <li>• Hipoestesia glandelar</li> <li>• Sensación de pene corto</li> <li>• Supuración herida</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Infección</li> <li>• Falla mecánica</li> <li>• Ruptura cilindro</li> <li>• Extrusión</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Perforación uretra</li> <li>• Perforación crura</li> <li>• Entrecruzamiento</li> </ul>

## EFICACIA Y SATISFACCIÓN

En nuestro medio el mayor porcentaje de prótesis implantadas es en general de dispositivos maleables debido al alto costo de la prótesis hidráulicas que, además, no es cubierto por los sistemas de seguro médico, contrariamente a lo que ocurre en otros países como los Estados Unidos o algunos países de Europa en lo cuales el dispositivo más implantado es el hidráulico.

En general, las variables que están relacionadas con calidad de rigidez, satisfacción en la actividad sexual, autoestima, calidad de vida y relación de pareja mejoran con este tipo de implantes.

En el análisis de una serie de pacientes implantados con prótesis maleables, la eficacia, considerando la calidad de la rigidez y capacidad de penetración, fue alta (95,1%) como la informada por otros autores con prótesis hidráulicas<sup>2,26,28-31</sup>.

La mayoría de los pacientes se adaptan al dispositivo implantado desde el punto de vista general, urinario y coital entre el 1<sup>er</sup> y el 3<sup>er</sup> mes.

Una de las desventajas o motivos de insatisfacción en el implante de prótesis maleables suele ser la estética; sin embargo, aun en este grupo de pacientes la mayoría aconsejaría a otro paciente este tratamiento<sup>29</sup>. De esta manera, la capacidad de mantener una erección rígida y sentir confianza y seguridad, independientemente del tipo de prótesis implantada, constituye el hecho prioritario en estos pacientes y avala el uso de prótesis maleables especialmente en pacientes en quienes las ventajas cosméticas no son importantes como la facilidad para su uso y la baja probabilidad de falla mecánica.

## CONSIDERACIONES FINALES

El éxito de un implante depende de diferentes variables que influyen en el resultado y en el futuro de los pacientes como la indicación precisa, la información adecuada, la evaluación de las perspectivas del paciente y su pareja, la presencia de patologías asociadas, los costos que pueda afrontar el paciente, su destreza manual y su expectativa de vida.

En general el paciente elige inicialmente métodos no cruentos, dejando la elección de la cirugía ante el fracaso de otros tratamientos o como último recurso. Sin embargo, el lugar en la elección del implante dependerá también de distintas variables como la edad, la patología causal, las características anatómicas del paciente, los costos y la perspectiva y voluntad del paciente y su pareja.

La Tabla 2 describe diferencias entre prótesis maleables e hidráulicas que podrán influir en la decisión del dispositivo a implantar.

Para el médico será importante también considerar los costos, el tamaño del pene, las patologías asociadas y la destreza manual del paciente para poder orientarlo acerca de la mejor alternativa, a manera de ejemplo:

1. Costos: maleables.
2. Tamaño del pene: hidráulicas de dos componentes en penes largos y de tres componentes en todo tipo de pene.
3. Patologías asociadas: hidráulicas en pacientes con tumor de vejiga, LUTS/HPB con próstata pasibles de RTU y afecciones neurológicas sensitivas, de dos componentes en pacientes con previos abordajes abdominales.
4. Destreza manual: maleables.

TABLA 2. Diferencias entre prótesis peneanas

Maleables	Hidráulicas
Bajo costo	Alto costo
Fácil implante	Mayor técnica
No fallas mecánicas	Fallas mecánicas
Pene semirecto	Pene flácido
No modifican tamaño del pene	Algunas modifican tamaño
Dificultad para endoscopia rígida	Sin dificultad para endoscopia rígida

## BIBLIOGRAFÍA

- Wespes E, Amar E, Eardley I, Giuliano F, Hatzichristou D, Hatzimouratidis K, Montorsi F, Vardi Y. "Guidelines on Male Sexual Dysfunction: Erectile dysfunction and premature ejaculation". *European Association of Urology*, 2009.
- Simmons M, Montague DK. "Penile Prosthesis Implantation: Past, Present and Future". *Int. J. Impot. Res.*, 2008; 20:437-444.
- Benson J, Boileu M, "The penis: Sexual function and dysfunction, Chapter 40". In: *Adult and pediatric urology*. Gillenwater J, Grayback J, Howards S, Duckert J. (eds.) Mosby Year Book, 1996.
- Jonas U. "Alloplastie in the treatment of erectile dysfunction". In: *Erectile Dysfunction* Jonas U, Ton W, Stief C (eds.). Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 1991, p. 291.
- Pearman R. "Insertion of silastic penile prosthesis for the treatment of organic sexual impotence". *J. Urol.*, 1972; 107:802:806.
- Narayan P, Lange P. "Semi-rigid penile prosthesis in the management of erectile impotence". *Urol. Clin. North. Am.*, 1981, 8:169.
- Lash H. "Silicone implant for impotence". *J. Urol.*. 1968; 100:709.
- Morales P, Suarez J, Delgado J. "Penile implant for erectile impotence". *J. Urol.*, 1973; 106:641.
- Scott E, Bradley W, Timm G. "Management of erectile impotence". *Urology*, 1973; 2:80.
- Small M, Carrion H, Gordon J. "Small-Carrion penile prosthesis". *Urology*, 1975; 5:479.
- Small M. "Small-Carrion penile prosthesis: a report on 160 cases and review of the literature". *J. Urol.*, 1978; 119:365-368.
- Kauffman J, Linder A, Raz S. "Complications of penile prosthesis surgery for impotence". *J. Urol.*, 1982; 128:1192.
- Melman A. "Experience with implantation of the Small-Carrion penile implant for organic impotence". *J. Urol.*, 1976; 116:49.
- Finney R. "New hinged silicone penile implant". *J. Urol.*, 1977; 118:585-587.
- Krane R, Freedberg P, Siroky M. "Jonas silicone-silver penile prosthesis: initial experience in America". *J. Urol.*, 1981; 123:475.
- Tawil E, Hawatmeh Y, Apte S, Gregory J. "Multiple fractures of the silver wire strands as a complication of the silicone-silver wire prosthesis". *J. Urol.*, 1984; 132:762.

17. Jonas U, Jacob G. "Silicone-silver penile prosthesis: description. Operative approach and results". *J. Urol.* 1980; 123:865-867.
18. Salama N. "Satisfaction with the malleable penile prosthesis among couples from the Middle East—is it different from that reported elsewhere?" *Int. J. Impot. Res.*, 2004; 16:175-180.
19. Henry GD. "Historical review of penile prosthesis design and surgical techniques: Part 1 of a three-part review series on penile prosthetic surgery". *J. Sex-Med.*, 2009; 6:675-681.
20. Moul J, McLeod D. "Experience with the AMS 600™ maleable penile prosthesis". *J. Urol.*, 1986; 135:929-931.
21. Sadeghi-Nejad H. "Penile prosthesis surgery: A review of prosthetic devices and associated complications". *J. Sex. Med.*, 2007; 4:296-309.
22. Promedon Group. [www.promedon.com.ar](http://www.promedon.com.ar)
23. Mulcahy J, Krane R, Lloyd L, Edson M, Siroky M. "Duraphase penile prosthesis – results of clinical trials in 63 patients". *J. Urol.*, 1990; 143:518-519.
24. Krarse W, Sago A, Perestsman S, et al. "Report of a multicenter clinical evaluation of the Dura-II penile prosthesis". *J. Urol.*, 1996; 155:1613-1616.
25. Mulcahy JJ. Prevention and correction of penile implant problems. AUA Update Series, Lesson 27, Vol. 13, 1994. American Urological Association, Inc., Office of Education, Houston, Texas.
26. Bechara A, Casabé A De Bonis W, Hurdade P, Rey H. "Evaluación a largo plazo de los resultados, complicaciones y satisfacción de 191 pacientes con implante de prótesis peniana". *Rev. Arg. Urol.*, 2010; 75 (4):186-202.
27. Köhler TS, Modder JK, Dupree JM, Bush NC, McVary KT. "Malleable implants substitution for the management of penile prosthesis pump erosion: A pilot study". *J. Sex. Med.*, 2009; 6:1474-1478.
28. Casabé A, Gueglio G, Mazza O, Becher E, Rey Valzacchi G, Bechara A, Speranza J, Chéliz G. "Consideraciones y conclusiones del curso de perfeccionamiento sobre implantes de prótesis peniana". *Rev. Arg. Urol.*, 1997; 62:157-162.
29. Wilson S, Cleves M, Delk J. "Long-term results with hydroflex and Dynaflex penile prosthesis: Device survival comparison to multicomponent inflatables". *J. Urol.*, 155:1621-1623.
30. Carson CC, Mulcahy JJ, Govier FE. "Efficacy, safety and patient satisfaction outcomes of the AMS 700CX inflatable penile prosthesis: results of a long-term multicenter study. AMS 700CX Study Group". *J. Urol.*, 2000; 164(2):376-80.
31. Montorsi F, Rigatti P, Carmignani G, Corbu C, Campo B, Ordesi G, Breda G, Silvestre P, Giannusso B, Morgia G, Graziottin A. "AMS three-piece inflatable implants for erectile dysfunction: a long-term multi-institutional study in 200 consecutive patients". *Eur. Urol.*, 2000; 37:50-5.