

Prótesis de pene: revisión histórica, descripción de la técnica y complicaciones

Ramiro Cabello Benavente e Ignacio Moncada Iribarren

Servicio de Urología. Unidad de Andrología. Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Madrid. España.

RESUMEN

La disfunción eréctil es una enfermedad conocida desde la antigüedad y con una alta prevalencia en la actualidad, ya que se estima que un 20% de los españoles entre 25 y 70 años la presentan.

La prótesis de pene es una posibilidad que hay que ofrecer a los pacientes cuando la enfermedad es refractaria a los tratamientos disponibles. Aunque hay una gran variedad de estos materiales, se pueden dividir en 2 grandes grupos: prótesis flexibles o maleables, y prótesis hidráulicas o inflables. La elección de un tipo u otro depende de las ventajas e inconvenientes de cada una de ellas y del tipo de paciente al que se implantará.

El implante de prótesis de pene constituye un tratamiento eficaz para la disfunción eréctil y ocupa un papel muy importante en el arsenal terapéutico del especialista.

Palabras claves: Prótesis de pene. Disfunción eréctil. Cirugía peneana.

ABSTRACT

Penile prostheses: historical review, technical description and complications

Erectile dysfunction has been known since ancient times. Currently, the prevalence of this disorder is high, affecting approximately 20% of Spanish men aged 25 to 70 years old.

The possibility of receiving a penile prosthesis should be offered to patients with disorders refractory to available treatments. Although there is a wide variety of these materials, they can be divided into two main groups: flexible or malleable prostheses and hydraulic or inflatable devices. The choice of one or other type depends on the advantages and disadvantages of each and the type of patient in whom the device will be implanted.

Penile implants are an effective treatment for erectile dysfunction and occupy an important place in the therapeutic arsenal.

Key words: Penile prosthesis. Erectile dysfunction. Penile surgery.

INTRODUCCIÓN

La disfunción eréctil (DE) se define como la "incapacidad persistente para lograr o mantener una rigidez suficiente del pene que permita una actividad sexual satisfactoria"¹. Es una enfermedad de la que se tiene constancia desde tiempos ancestrales, y ya en la cultura romana, china o japonesa, para su corrección, se utilizaban dispositivos externos que alargaban o conferían rigidez al pene².

Es una enfermedad con una alta prevalencia, se estima que la presentan cerca del 20% de los españoles

con edades comprendidas entre los 25 y 70 años³. La función eréctil requiere una coordinación de factores psicológicos, endocrinos, vasculares y musculares. Cualquier alteración de uno de estos elementos puede contribuir a la aparición de problemas de erección y, finalmente, a una DE establecida, que en la mayoría de las ocasiones será de origen multifactorial.

Para el tratamiento de la DE es fundamental conocer la etiología y el grado de severidad de la disfunción, valorar la eficacia y efectos secundarios de los diferentes tratamientos así como su aceptación por parte del paciente y su pareja. Cuando la DE es refractaria a tratamiento farmacológico, o éste provoca efectos secundarios inaceptables, se asocia a enfermedad de La Peyronie, o aparece secundariamente a fibrosis peneana tras un priapismo evolucionado, entonces hay que ofrecer al paciente la posibilidad de una prótesis de pene.

Correspondencia: Dr. I. Moncada Iribarren.
Servicio de Urología. Unidad de Andrología.
Hospital General Universitario Gregorio Marañón.
Doctor Izquierdo, 46. 28007 Madrid. España.
Correo electrónico: ignacio@moncada.name

HISTORIA

Las primeras referencias que se encuentran en la bibliografía moderna en las que se describe el uso de una prótesis para conferir rigidez al pene se deben a Boronas en 1936⁴, que describía el uso de cartílago costal autólogo dentro de un *flap* dérmico tubulizado para la reconstrucción de un pene amputado de forma traumática. De esta forma se creaba un *os penis* similar al que poseen algunos animales, que permitía al pene tener una rigidez suficiente, con la ventaja de minimizar la posibilidad de rechazo por parte del sistema inmunitario. Bergmann et al⁵, unos años más tarde publicaron una técnica similar, en la que el cartílago se implantaba entre los remanentes de los cuerpos cavernosos amputados. Sin embargo, y a pesar de las expectativas despertadas por estos autores, la técnica no se popularizó ya que el cartílago costal perdía rigidez y se reabsorbía al cabo de unos meses; además, contaba con otros inconvenientes, como proporcionar una incurvación exagerada o ser demasiado corto⁶.

La evolución desde los implantes de cartílago hasta las primeras prótesis verdaderamente fiables a principios de los años setenta fue larga, y casi fueron necesarias 2 décadas de investigación de diferentes materiales y técnicas quirúrgicas. Las prótesis necesitaban ser flexibles sin resultar frágiles y necesariamente de comportamiento biológico inerte. En 1952, Goodwin y Scot⁷ describieron el uso de los primeros implantes aloplásticos en la reconstrucción del pene tras amputación con el uso de prótesis acrílicas. Este material se deterioraba fácilmente y algunos pacientes tuvieron rechazos importantes. Además, estas prótesis se colocaban fuera de los cuerpos cavernosos, debajo de la fascia de Buck, con lo que el riesgo de movilización y de perforación con extrusión a la piel era muy alto.

No fue hasta mediados de la década de los sesenta cuando se produjo un importante avance en la cirugía del implante protésico. Beheri⁸, tras describir la ulceración de las prótesis en 2 pacientes, fue el primero que comenzó a usar 2 cilindros de polietileno colocados en el interior de los cuerpos cavernosos. La descripción de la técnica no ha variado sustancialmente de la que se utiliza en la actualidad y los resultados obtenidos en su serie de 700 pacientes publicados en 1966 eran excelentes. Esta técnica se popularizó tras encontrarse el material apropiado (esponja de silicona) que permitía que la prótesis pudiera doblarse para ayudar a su inserción quirúrgica, además era más resistente y la mezcla de rigidez/flexibilidad adecuada, y se comportaba de forma biológicamente inerte. La silicona junto con el poliuretano, una innovación más reciente, continúan siendo los materiales de los cuales se fabrican la mayoría de las prótesis.

TABLA 1. Tipos de prótesis disponibles en la actualidad en el mercado

Prótesis semirrígidas, maleables y mecánicas	
Small-Carrion (Mentor)	
Jonas (Bard)	
Acuform (Mentor)	
AMS 600 (AMS)	
Subrini	
Duraphase y Omniphase (Dacomed)	
Prótesis inflables o hidráulicas	
Un solo componente	
Dynaflex (AMS)	
Dos componentes	
Mark II (Mentor)	
Ambicor (AMS)	
Tres componentes	
Alpha 1 (Mentor)	
Titan (Mentor)	
AMS 700 (AMS)	
AMS Ultrex (AMS)	

En 1973, el desarrollo de las prótesis de pene con mecanismo hidráulico supuso el último gran avance en la cirugía prostética penéana⁹. Este tipo de mecanismo ofrece una reproducción más natural de la erección, aunque precisa de una técnica quirúrgica más compleja para su colocación y supone una mayor probabilidad de fallo mecánico del dispositivo¹⁰. A pesar de diversas modificaciones constituye el fundamento de las prótesis que conocemos hoy en día. En la tabla 1 se suman los distintos tipos de prótesis disponibles en la actualidad en el mercado.

TIPOS DE PRÓTESIS

Actualmente en el mercado hay una gran variedad de prótesis de pene. De forma general se pueden dividir en 2 grandes grupos, las flexibles o maleables y las prótesis hidráulicas o inflables. Hoy día, en Estados Unidos se implantan un 70% de prótesis hidráulicas de 3 componentes, un 20% de 2 componentes y un 10% de maleables¹¹.

Prótesis flexibles y maleables

Este tipo de prótesis consiste en un par de cilindros que colocados en el interior del cuerpo cavernoso mantienen el pene rígido todo el tiempo, sin provocar aumento de la circunferencia ni longitud de éste. Como ventajas poseen un menor coste, una baja incidencia de fallos mecánicos y una mayor facilidad de colocación, ya que no hay que implantar ni bomba ni reservorio². El inconveniente fundamental es el pro-

blema estético que supone la rigidez constante del pene. Un problema adicional de los modelos flexibles es que debido a esta rigidez se dificulta enormemente la endoscopia urinaria, y en ocasiones llega a impedir la por completo, por lo que suponen una contraindicación en el paciente que en un futuro va a ser candidato a resección prostática o tiene una historia de tumor vesical superficial.

En 1975, Small et al¹² describieron la colocación mediante un acceso perineal de un nuevo implante hecho de una cubierta de silicona médica y rellena de esponja de silicona. Ésta ha sido la prótesis de pene de referencia con la que se ha comparado siempre cualquier nuevo modelo. Una característica de esta prótesis es la flexibilidad y la ausencia de maleabilidad, lo que le otorgaba demasiada rigidez, lo que hizo que se buscaran mejoras técnicas; posteriormente surgieron las prótesis de Subrini¹³, Finney¹⁴ y Jonas¹⁵. Las prótesis de Subrini¹³ y Finney¹⁴ (Flexirod I y II) estaban articuladas, es decir, poseían un especie de “bisagra” o articulación que permitía una “posición de reposo” en la cual el pene colgaba normalmente.

La prótesis de Jonas¹⁵ fue la primera maleable comercializada. Tiene la particularidad de poseer un cordón espiral hecho de 10 cables de plata dentro de cada cilindro, lo que permite su maleabilidad, es posible doblarla en cualquier dirección y la prótesis queda estable. Está disponible en 3 diámetros y 10 longitudes (de 16 a 25 cm). Aunque inicialmente había que disponer en el quirófano del set completo con todos los diámetros y longitudes, actualmente se suministra una versión adaptable en la que se puede recortar el extremo de ésta. Otras prótesis maleables son la AMS-600 y la Mentor Acuform, que se basan en el mismo principio que la prótesis de Jonas.

La AMS-600 está hecha de silicona con un extremo proximal en forma cónica para adaptarse a la parte crural de los cuerpos cavernosos. Los cilindros están manufacturados en un solo diámetro (13 mm), aunque pueden ajustarse retirando una cubierta de silicona y su diámetro pasa a 11 mm. Hay 3 longitudes base: 12, 16 y 20 cm, con extensores de 1, 2 y 3 cm que se colocan en la porción proximal, si es necesario.

La prótesis Mentor Acuform tiene los cilindros hechos de silicona con 2 cables interiores envueltos en una vaina de teflón; se suministra en una sola longitud aunque con 3 diámetros, el extremo proximal está numerado con las diferentes longitudes y una vez realizada la medición el cilindro se corta al tamaño apropiado, una vez cortado se coloca un tope que puede añadir hasta 1 cm adicional.

Hace unos años se introdujo un nuevo tipo de implante ideado por Subrini que, aunque entraría dentro del grupo de las prótesis flexibles, supone un

concepto distinto. Consta de 2 cilindros de silicona blanda que se colocan intracavernosamente y que “restauran” la erección al rellenar el cuerpo cavernoso hasta el punto de crear un nuevo estado hemodinámico dentro de él, y permite aprovechar la erección incompleta que tenía el paciente.

Un tipo diferente de prótesis maleables lo constituyen las prótesis articuladas mecánicamente o prótesis mecánicas (Duraphase y Omniphase de Dacomed Corporation). La primera de ellas, introducida en 1987, posee un sistema de piezas articuladas entre sí y centradas por un cable a una tensión constante entre los discos, esta prótesis también llamada posicionable proporciona una excelente rigidez y, al ser doblada, mantiene la posición de la misma forma que lo hace una lámpara de tipo “flexo”. La Omniphase, introducida en 1986, tiene un mecanismo similar, salvo que posee un dispositivo en uno de los extremos que al accionarse facilita que la longitud del cable aumente unos 4 mm, lo que permite a las piezas articuladas separarse ligeramente para proporcionar flacidez a la prótesis. Tiene el inconveniente de un tacto siempre duro, a diferencia de la sensación líquida de las prótesis hidráulicas, y un sonido demasiado mecánico al ser manipuladas.

Prótesis hidráulicas

Aproximadamente al mismo tiempo en el que apareció la prótesis de Small-Carrion¹², Scott et al introdujeron, en 1973⁹, una prótesis de silicona de 4 componentes consistente en 2 cilindros inflables situados en cada uno de los cuerpos cavernosos, 1 reservorio y 2 bombas de llenado situadas a ambos lados del escroto. El principio de la transferencia hidráulica de un fluido ofrecía rigidez, correcto acoplamiento de la prótesis dentro del espacio intracavernoso y aumento del diámetro del pene hasta un nivel que no era posible conseguir con los implantes semirrígidos. El mecanismo de funcionamiento es, por tanto, lo más parecido al hecho hemodinámico de la erección, permitiendo, como ventaja adicional, un estado de flacidez mucho más natural que con los implantes rígidos. Han surgido numerosas modificaciones de este dispositivo y nuevos diseños basados en el mismo principio, por lo que ahora el urólogo y el paciente disponen de un amplio abanico de posibilidades.

Las prótesis hidráulicas, término más adecuado que “inflable”, como ha defendido Roselló en numerosas ocasiones, pueden ser de 1, 2 o 3 componentes.

Prótesis hidráulicas de 1 componente

Después de una década de experiencia con las prótesis maleables y las inflables de 3 componentes, era

obvio que ningún dispositivo era ideal. En 1985, la American Medical Systems (AMS), en un intento de combinar la facilidad de inserción de las prótesis semi-rígidas y eliminar las desventajas de las inflables, introdujo la prótesis Hydroflex. Este modelo contiene dentro de cada cilindro un mecanismo hidráulico relleno con solución isotónica que permite el paso de fluido desde un reservorio situado en la parte proximal de la prótesis hacia una cámara inflable situada en la porción media. Este paso de fluido tiene lugar cuando se acciona una bomba situada en la parte más distal de la prótesis, debajo del glande. Por tanto, disponen de reservorio y bomba en el mismo cilindro, de esta forma se evitan tubos y conexiones.

La segunda generación de este dispositivo lo constituye la prótesis AMS Dynaflex, que tiene un mecanismo de funcionamiento similar, pero cuyo sistema de deflación consiste en doblar la prótesis durante 10 s. Esto permite que no se produzca vaciado espontáneo durante la realización del coito. Otro modelo con una filosofía similar es la Flexi-flate II (Surgitek Inc.) ya retirada del mercado por su mal funcionamiento y cuyo principal problema resultó ser precisamente una alta incidencia de vaciado espontáneo. El inconveniente fundamental de este tipo de implantes ha sido la dificultad en enseñar a los pacientes cómo activar y desactivar ambos cilindros. Además, hay una falta de aumento de la circunferencia y de la longitud del pene que, junto a frecuentes fallos mecánicos, desanimó a muchos en la elección de estos modelos y propició su retirada del mercado.

Prótesis hidráulicas de 2 componentes

Con el fin de reducir la posibilidad de fallo mecánico en las prótesis inflables, se hicieron numerosos intentos para reducir componentes, conectores y tubos. Mentor desarrolló en 1983 una prótesis hecha de bioflex, un material biocompatible (poliuretano) de mayor duración que la silicona aunque menos elástico, que constaba de 2 cilindros y un reservorio de localización escrotal que incluía en una sola pieza el mecanismo de inflado y desinflado (*resipump*); por tanto, la GFS (*girth, flaccidity, simplicity*) fue el primer implante peniano de 2 piezas. El bioflex, al ser relativamente inelástico, no forma aneurismas ya que los aumentos en la presión del cilindro se traducen en rigidez más que en expansión no controlada. Por tanto, su uso está indicado en pacientes con fibrosis de los cuerpos cavernosos por enfermedad de La Peyronie o tras retirada de prótesis. Con la finalidad de acortar aún más el tiempo quirúrgico y disminuir las posibilidades de fallo por las conexiones, se desarrolló la Mentor Mark II en la que no hay conexiones. Mentor retiró este modelo del mercado al

no resultar popular. Esta prótesis se manufacturaba con 2 longitudes diferentes de tubos, según el acceso fuera infrapúbico o penoescrotal. Tenía como inconveniente principal el que el *resipump* escrotal podía resultar molesto en ocasiones por su excesivo volumen.

Recientemente se ha introducido la prótesis Ambicor de AMS y la Excel Resist de Mentor, que son muy similares a la Dynaflex, pero en lugar de tener el mecanismo de inflado en la porción más distal de los cilindros, tienen una bomba de inflado que se coloca en el escroto y que facilita mucho el hinchado de la prótesis. Para desactivarla basta con doblar la prótesis 90° durante unos 12 s. Los cilindros y la bomba están preconectados y el sistema está relleno de solución salina estéril.

El uso de las prótesis de 2 componentes está muy extendido ya que proporciona una erección de gran calidad sin necesidad de implantar reservorio abdominal, por lo que es casi imprescindible en pacientes que presentan impotencia tras una cirugía radical pelviana en los que el espacio de Retzius puede estar bloqueado. El menor volumen alojado en los reservorios de estas prótesis hace que la diferencia entre el estado de rigidez y flaccidez sea menor en éstas respecto a las de 3 componentes.

Prótesis hidráulicas de 3 componentes

Desde 1973, en que se desarrolló la prótesis de Scott⁹, hasta nuestros días ha habido un gran número de cambios. Este modelo tenía una alta tasa de fracasos y reoperaciones (hasta un 61%) debido fundamentalmente a fallos mecánicos, lo que motivó que se desarrollaran mejoras y cambios. En su forma actual, este dispositivo consta de 1 bomba de inflado-desinflado, 1 reservorio de almacenamiento y 2 cilindros inflables.

Las ventajas de este tipo de implantes son producir una erección con la mejor rigidez y con apariencia y tacto normales, tanto activada como en estado de deflación. A diferencia de los modelos flexibles y semi-rígidos no impide la endoscopia urinaria. Al activarse aumenta considerablemente la circunferencia del pene, y en el modelo con cilindros Ultrex de AMS además hay un aumento de la longitud del pene tras el inflado. La última versión del modelo Ultrex se conoce como LGX (*length and girth expansion*).

La prótesis AMS 700 (fig. 1), similar al modelo original de Scott salvo por la presencia de una sola bomba escrotal, ha permanecido con muy pocas modificaciones durante años. Únicamente han sufrido cambios considerables los cilindros. Se comenzó suministrando con cilindros PPS, sustituidos en 1983 por los PPT de paredes más gruesas. Estos cilindros se



Figura 1. Prótesis AMS serie 700CX con cobertura InhibiZone.

distendían de forma uniforme, el problema se presentaba cuando la albugínea del cuerpo cavernoso estaba debilitada con el desarrollo de aneurismas del cilindro. Estos aneurismas se veían comúnmente cuando se extirpaban placas de Peyronie y se sustituían por injertos dérmicos o en sitios donde la corporotomía se había cerrado insuficientemente. Para evitar la expansión del cilindro en estas áreas se desarrolló el cilindro PND que era no-distensible, por lo que se permitía una expansión uniforme, como inconveniente presentaba un aumento máximo de diámetro de 13 mm, esto impedía en pacientes con diámetros penianos mayores un relleno completo del cuerpo cavernoso referida por el paciente como una erección insuficien-



Figura 2. Bomba de activación/desactivación modificada de AMS *Tactile pump*. Superficie rugosa que facilita la manipulación. Dispone de un área más amplia para la desactivación.

te. Para solucionar estos problemas se desarrolló el cilindro CX de expansión controlada. Estos cilindros están hechos de 3 capas: una cubierta exterior de silicona, una capa intermedia de tejido sintético expansible (malla de polipropileno monofilamento y lycra) y una capa interna de silicona elástica. Este cilindro, básicamente similar al PND, tiene la ventaja de una expansión del diámetro de hasta 18 mm. También está disponible un cilindro llamado CXR, de un diámetro menor y que está disponible en tamaños muy pequeños. Está diseñado para el mercado oriental donde no es infrecuente encontrar penes estrechos y de pequeño tamaño. Es muy útil, sin embargo, para el reimplante de prótesis en pacientes con prótesis previamente infectadas y que tienen una fibrosis importante que impedirá la colocación de cilindros de tamaño normal. Recientemente se ha introducido el cilindro Ultrex, con el que se mantiene el principio de la expansión controlada del CX, permite una expansión de hasta 18 mm de diámetro, pero a diferencia del CX la capa intermedia de polipropileno-lycra está tejida de tal modo que permite una expansión longitudinal de hasta un 20% de la longitud total del cilindro, lo que la convierte en la única prótesis que alarga el pene. Posteriores modificaciones de esta prótesis redujeron el número de conexiones que había que realizar en el momento de la cirugía, actualmente con una sola conexión (modelo Ultrex plus), entre la bomba y reservorio, lo que acorta ligeramente el tiempo operatorio y reduce el riesgo de fallo mecánico. La última modificación mejoró la bomba de activación, *Tactile Pump* (fig. 2), de superficie rugosa que facilita su prensión, aumentando el volumen de la bomba y el área que hay que presionar para su desactivación, así se facilita su utilización.

Mentor desarrolló también un modelo muy similar a éste: la Alpha 1 (fig. 3), que se diseñó para eliminar las 3 causas más comunes de fallo mecánico que se

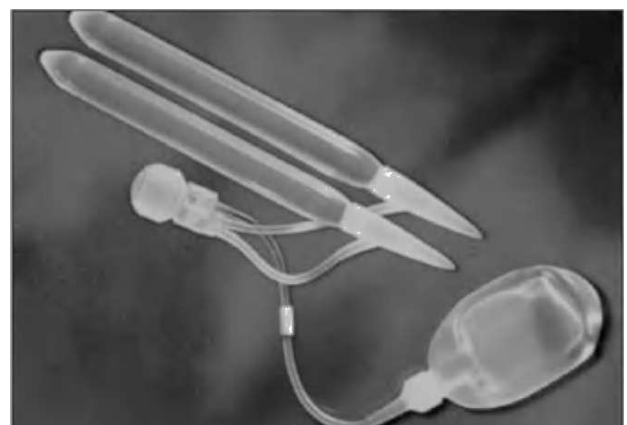


Figura 3. Modelo Mentor Alpha 1.

encuentran en la prótesis de Scott: fugas y aneurismas del cilindro y fallos en los conectores. Las prótesis de Mentor suministraban cilindros de bioflex (poliuretano, que comparado con la silicona tiene un mayor índice de resistencia a la abrasión), los mismos que los del dispositivo de 2 piezas anteriormente comentado y un sistema de conectores a presión (*snap-on*) que era más sencillo de usar y más fiable que el sistema de conexiones anudadas con hilos de sutura. Con el objeto de reducir aún más los fallos en los conectores, punto débil del dispositivo (ya que tiene que soportar presiones intraluminales durante el inflado y el coito de hasta 1.400 mmHg), se comenzó a manufacturar con los tubos desde los cilindros a la bomba preconnectados con un excelente índice de satisfacción por parte del paciente y una tasa de fallos mecánicos muy baja. Actualmente, la Mentor Titan añade una válvula para evitar la activación espontánea de la prótesis¹⁶ (fig. 4). Este modelo también está disponible en una versión con cilindros más estrechos, Titan NB, cuyas indicaciones son similares a las descritas para la AMS CXR. Mentor tiene preparada una mejora de la bomba conocida como OTR (*one-touch release pump*) que estará disponible en el mercado a lo largo de 2007.

La infección es la complicación más temida en la cirugía prostética penéana. El biofilm constituye una fina película que recubre la superficie de las prótesis que demuestra crecimiento bacteriano resistente al tratamiento antibiótico sistémico¹⁷. El metabolismo microbiano en esta película es mínimo debido a la baja presión parcial de oxígeno¹⁸. Se han diseñado nuevas estrategias para alterar el biofilm. La cobertura InhibiZone de AMS, introducida en 2001, añade una capa con una combinación antibiótica, rifampicina y minociclina, para inhibir el crecimiento bacteriano. La superficie de la prótesis queda impregnada de una cantidad de antibiótico que difunde a los tejidos adyacentes tras la cirugía. Las altas concentraciones iniciales de antibiótico inhiben el crecimiento bacteriano, especialmente de *Staphylococcus epidermidis* y *Staphylococcus aureus*¹⁹. Mentor también ha desarrollado un sistema para reducir la infección prostética. Este sistema, conocido inicialmente como Resist y posteriormente rebautizado como Titan, utiliza un recubrimiento hidrofílico que, además de aumentar la lubricación de la prótesis, absorbe la solución antibiótica en la que se sumerge, liberándola a los tejidos adyacentes entre 24 y 72 h y minimizando el riesgo de infección²⁰. Esta cobertura hidrofílica permite al cirujano elegir el tipo de antibiótico que considere más adecuado. Con estos 2 sistemas de cobertura antibiótica se ha comunicado reducción de las tasas de infección²¹⁻²³.



Figura 4. Sistema valvular que evita la activación espontánea de la prótesis. Mentor.

SELECCIÓN E INFORMACIÓN DE LOS PACIENTES

Es muy importante ofrecer esta cirugía sólo a pacientes adecuadamente seleccionados y elegir correctamente el modelo de prótesis disponible en el mercado para satisfacer las necesidades de cada paciente. Los pacientes con penes más grandes se beneficiarán de una prótesis de 3 componentes, que les ofrecerá mayor rigidez; igualmente, a los que tienen penes más cortos también se les debe ofrecer una de 3 componentes, especialmente tras el desarrollo de cilindros CXR, ya que las maleables y las de 2 componentes serán mucho más difíciles de implantar¹¹. Los pacientes con problemas de destreza manual son excelentes candidatos a una prótesis maleable¹¹.

Los candidatos para implantarse una prótesis de pene deberían cumplir los siguientes criterios de la ISSM: buen estado de salud; fracaso o contraindicación del tratamiento médico de la DE; estabilidad psicológica; estar perfectamente informado del procedimiento y sus posibles complicaciones, y firma del consentimiento informado de la cirugía². Es imprescindible que el paciente conozca que la longitud de su pene tras el implante prostético será menor a la que tenía cuando conseguía erecciones satisfactorias, habitualmente será similar a la del pene estirado en flacidez, ya que el objetivo de la prótesis es que el paciente recobre la rigidez suficiente para poder penetrar¹¹. Con frecuencia tienen expectativas irreales acerca de la futura longitud de su pene que resultan imposibles de conseguir.

Es importante conocer otros factores que pueden complicar la cirugía, como la obesidad o la presencia concomitante de enfermedad de La Peyronie; así como detectar a los pacientes diabéticos con mal control glucémico ya que se ha sugerido que esto puede aumentar la tasa de infección en el postoperatorio²⁴.

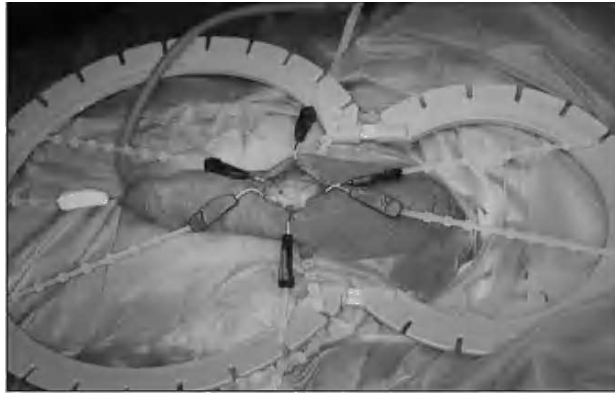


Figura 5. Situación inicial de la cirugía. Incisión sobre rafe medio y separador de Scott colocado.

La mayoría de los autores recomienda para los pacientes con lesiones medulares el implante de prótesis hidráulicas ya que las maleables, al ejercer una presión constante en ausencia de sensación táctil, tienen una mayor tendencia a la extrusión²⁵. Un punto fundamental en el momento de la cirugía es detectar la presencia de infecciones. Los pacientes que presenten algún tipo de infección en el área genital, o una infección sistémica, deben posponer la cirugía hasta la resolución del cuadro².

TÉCNICA QUIRÚRGICA

Preoperatorio

Los pacientes ingresarán el día previo o la mañana de la cirugía. A menor estancia hospitalaria, menor riesgo de contraer una infección nosocomial.

Se debe usar profilaxis antibiótica de rutina, y se debe administrar de forma intravenosa la primera dosis de antibiótico por lo menos 1 h antes de la cirugía. No hay consenso respecto al antibiótico más adecuado, aunque el que se usa con más frecuencia es la cefazolina 2 g. Los gérmenes involucrados con mayor frecuencia en las infecciones protésicas son *Staphylococcus*, especialmente *S. epidermidis*, así como otros bacilos entéricos gramnegativos².

Las medidas de asepsia son muy importantes para minimizar el riesgo de infección postoperatoria. Inmediatamente antes de comenzar la cirugía se debe afeitar la zona quirúrgica, acto seguido se prepara la piel del paciente en quirófano con betadine jabonoso durante 10 min, posteriormente se lava con solución antiséptica y se inyectan 5 ml de la solución antiséptica en la uretra. Después de colocar los paños estériles, que deben ser impermeables al agua, se coloca una sonda de Foley y se evacúa la vejiga.

Cirugía

Las prótesis de pene se pueden implantar a través de varios accesos quirúrgicos. Inicialmente se implantaban a través de un acceso perineal, que se abandonó por ser excesivamente complejo y con alta morbilidad. Otra vía de acceso abandonada, salvo para las prótesis mecánicas, es la vía subcoronal. Las vías de acceso que se emplean más en la actualidad son la penoescrotal, que la popularizaron Barry y Seifert, y la infrapúbica.

En la vía penoescrotal (fig. 5) se realiza una incisión de 3 cm sobre el rafe penoescrotal y se coloca un separador de Scott. Se diseca lateralmente para identificar la albugínea y se colocan suturas de tracción de material reabsorbible (Vycril 2/0). Posteriormente se abren los cuerpos cavernosos en una longitud de 2 o 3 cm y se introducen dilatadores de Hegar o de Brooks, comenzando con el número 9 para acabar con el 13. Una vez dilatado el cuerpo cavernoso se mide su longitud con el medidor de Furlow. El procedimiento se repite en el lado opuesto. Una vez terminado este paso se prepara la prótesis, se escoge el tamaño apropiado y se introducen los cilindros dentro de ambos cuerpos cavernosos con la ayuda del insertor-medidor de Furlow (fig. 6). Hay que poner especial énfasis en que los cilindros no queden acodados en el caso de las prótesis inflables y que el tamaño sea el correcto. Las corporotomías se cierran ayudándonos de los puntos de tracción que se habían dado previamente, así se evita tener que suturar con la prótesis dentro con el riesgo de perforar los cilindros. En el caso de prótesis de 3 piezas, se retira en este momento el separador de Scott y se crea al espacio escrotal destinado a la bomba de inflado-desinflado. Se introduce el dedo



Figura 6. Medición del tamaño de los cuerpos cavernosos con el medidor de Furlow tras realizar la corporotomía.

índice a través de la incisión buscando el anillo inguinal externo, una vez localizado éste, con la ayuda de unas tijeras de Metzenbaun se penetra en el espacio de Retzius a través de la *fascia transversalis*. Con el dedo se diseca de forma roma la grasa prevesical, así se crea un espacio donde va a alojarse el reservorio que se introduce con la ayuda de unas pinzas de Crile protegidas. En este momento se rellena el reservorio con suero fisiológico y se comprueba que no hay una presión excesiva en éste. Tras este paso se procede a la conexión de la bomba con el reservorio. Por último se coloca un drenaje de Jackson-Pratt exteriorizado por la contraincisión en el escroto y, finalmente, se introduce la bomba en el espacio escrotal creado previamente.

El cierre se realiza en 2 planos, uno de dartos y finalmente de piel con material reabsorbible. Durante el procedimiento se irriga abundantemente con una solución antibiótica.

Postoperatorio

El drenaje y la sonda de Foley se pueden retirar a las 24 h de la intervención, momento en el que se pueden dar de alta la mayoría de los pacientes. Durante la primera revisión, que se debe programar a los 7 o 10 días de la cirugía, se debe instruir a los pacientes a comenzar a activar/desactivar la prótesis tan pronto como el dolor local lo permita. La actividad sexual no debe reiniciarse hasta que no transcurran por lo menos 6 semanas, habitualmente tras una segunda visita de control.

COMPLICACIONES

Infección

La infección es la complicación más temida y devastadora de la cirugía protésica peneana. Ocurre entre un 1 y un 3% de los pacientes a los que se les realiza un primer implante²⁶. Asciende en pacientes con factores de riesgo conocidos, al 8% en diabéticos, al 9% en lesionados medulares y al 10% en la reintervenciones²⁷. La mayoría de las infecciones aparecen en los primeros 3 meses después de la cirugía, y son raras las que aparecen más allá del año, lo que soporta la teoría de que las infecciones se originan por contaminación del material protésico en el momento de la cirugía. Los recubrimientos recientemente agregados con componentes antibacterianos han reducido la incidencia de esta complicación²².

Los factores de riesgo identificados son varios: la profilaxis antibiótica inadecuada; la falta de medidas

de asepsia; la hospitalización prolongada; una cirugía prolongada, y en la cirugía de los reimplantes¹⁷. La diabetes mellitus se ha sugerido como un factor de riesgo independiente de infección protésica^{24,28}.

La gravedad de las infecciones varía desde las que se pueden manejar de manera conservadora a las que pueden poner en peligro la vida del paciente, como la gangrena peneana. Los pacientes deben ser instruidos en consultar ante signos o síntomas de infección (exudado purulento, aumento del dolor local progresivo, empeoramiento de la induración o eritema y la presencia de fiebre alta).

Fallo mecánico

Inicialmente, uno de los problemas que limitaron la expansión de estos dispositivos fue su falta de fiabilidad a corto y medio plazo. Con la evolución y perfeccionamiento de los diferentes modelos se ha conseguido que el fallo mecánico se reduzca a un 0,8% por año durante los 3,5 primeros años, aumentando al 3,1% por año posteriormente, con una supervivencia global a 5 años del 92,6%²⁹. El fallo mecánico más frecuente es la fuga del suero del interior de las prótesis.

Cruce de cuerpos cavernosos

Ocurre durante el implante que, en ocasiones, al dilatar el cuerpo cavernoso se perfora de forma involuntaria el septo y se llega al cuerpo cavernosos contralateral. No constituye una complicación catastrófica, puesto que resulta fácil de reconocer y reparar, redirigiendo el dilatador hacia el cuerpo cavernoso correcto.

Perforación uretral o del cuerpo cavernoso

Es más frecuente que ocurra durante la dilatación de cuerpos cavernosos fibrosos. Se han descrito multitud de técnicas para reparar el cuerpo cavernoso, que van desde la corporoplastia directa, al implante de un parche de *gore-tex* o dacron³⁰. Si la lesión afecta al cuerpo cavernoso distal, se puede plantear suspender la cirugía y volver a intentarlo en un segundo tiempo cuando ocurre al intentar colocar el primer cilindro. Cuando esto ocurre en la colocación del segundo cilindro, se puede dejar el implante con un solo cilindro, que en ocasiones ofrece al paciente la rigidez suficiente para la penetración¹⁷. En los casos de lesión uretral, se puede reparar de forma primaria cuando se trata de lesiones pequeñas, o dejar que cicatrice manteniendo la sonda de Foley más tiempo en el postoperatorio¹⁷ (fig. 7).

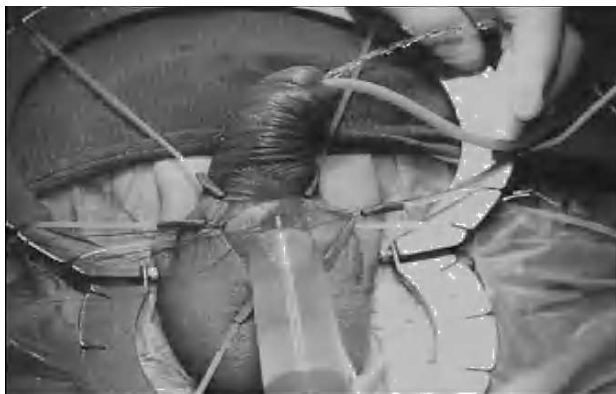


Figura 7. Perforación uretral objetivada al realizar lavado del cuerpo cavernoso con suero fisiológico.

Extrusión

La exteriorización del material protésico a través de la piel del pene puede ocurrir de forma aislada o como manifestación de la infección del dispositivo. Los implantes maleables son más propensos a la extrusión. La necesidad de sondaje vesical o autocateterismos intermitentes es un factor de riesgo para la erosión y extrusión de la prótesis.

Deformidad en SST

La deformidad conocida como en SST (*supersonic transport deformity*), llamada así por su similitud con el morro del avión supersónico Concorde, puede ser secundaria a la colocación de una prótesis demasiado pequeña o por dilatación distal inadecuada de la punta de los cilindros en el vértice de los cuerpos cavernosos. Para su corrección es prudente esperar unas semanas ya que la cicatrización puede "fijar" el glande y hacer innecesario el procedimiento.

Complicaciones del reservorio

No son frecuentes. Se ha descrito la herniación con migración hacia el escroto y, más raramente, la erosión sobre vísceras adyacentes^{31,32}.

CONCLUSIONES

El implante de prótesis de pene constituye un tratamiento eficaz para la DE. Ocupa un importante papel en el día a día del urólogo especialista en andrología y salud sexual.

La mejora de los diseños y materias de las prótesis hace que actualmente dispongan de una excelente durabilidad con una tasa reducida de complicaciones.

Bibliografía

- Atienza Merino G. La prótesis de pene en el tratamiento de la disfunción eréctil. *Actas Urol Esp.* 2006;30:159-69.
- Morales A. Penile prosthetic surgery. En: Porst H, Buvat J, editors. *Standard practice in Sexual Medicine.* Oxford: Blackwell Publishing; 2006.
- Martín Morales A, Sánchez Cruz JJ, Saenz de Tejada I, Rodríguez-Vela L, Jiménez-Cruz JF, Burgos-Rodríguez R. Prevalence and independent risk factors for erectile dysfunction in Spain: results of the Epidemiología de la Disfunción Eréctil Masculina Study. *J Urol.* 2001;166:569-74; discussion 574-5.
- Boronas N. Ubre die volle plastisch wiederherstellung eines zum koitus fähigen penis (penisplastica totales). *Zentralbl Chir.* 1936;63:1271.
- Bergmann RT, Howard A, Barnes RW. Plastic reconstruction of the penis. *J Urol.* 1948;59:1174.
- Hauri D. Development of surgical procedures in the treatment of erectile dysfunction. A historical overview. *Urol Int.* 2003;70:124-31.
- Goodwin WE, Scot WW. Phalloplasty. *J Urol.* 1952;68:903-8.
- Beheri GE. Surgical treatment of impotence. *Plast Reconstr Surg.* 1966;38:92-7.
- Scott FB, Bradley WE, Timm GW. Management of erectile impotence: use of implantable inflatable prosthesis. *Urology.* 1973;2:80-2.
- Kothari DR, Timm GW, Frohib DA, Bradley WE. An implantable fluid transfer system for treatment of impotence. *J Biomech.* 1972;5:567-70.
- Mulcahy JJ, Wilson SK. Current use of penile implants in erectile dysfunction. *Curr Urol Rep.* 2006;7:485-9.
- Small MP, Carrion HM, Gordon JA. Small-Carrion penile prosthesis. New implant for management of impotence. *Urology.* 1975;5:479-86.
- Subrini L, Couvelaire R. Surgery of male impotence intracavernous prosthesis of the penis. *J Urol Nephrol (Paris).* 1974;80:269-74.
- Finney RP. New hinged silicone penile implant. *J Urol.* 1977;118:585-7.
- Jonas U, Jakobi GH. Silicone-silver penile prosthesis: description, operative approach and results. *J Urol.* 1980;123:865.
- Wilson SK, Henry GD, Delk JR, Cleves MA. The Mentor Alpha 1 penile prosthesis with reservoir lock-out valve. Effective prevention of auto-inflation with improved capability for ectopic reservoir placement. *J Urol.* 2002;168:1475-8.
- Sadehi-Nejad H. Penile prosthesis surgery: a review of prosthetic devices and associated complications. *J Sex Med.* 2007;4:296-309.
- Silverstein A, Donatucci CF. Bacterial biofilms and implantable prosthetic devices. *Int J Impot Res.* 2003;15 Suppl 5: S150-4.
- Carson CC. Diagnosis, treatment and prevention of penile prosthesis infection. *Int J Impotence Res.* 2003;15 Suppl 5: S139-46.
- Hellstrom WJG, Hyun JS, Human L, Sanabria JA, Bivalacqua TJ, Leungwattanakij S. Antimicrobial activity of antibiotic-soaked, resist-coated (Bioflex). *Int J Impotence Res.* 2003;15: 18-21.
- Carson CC. Efficacy of antibiotic impregnation of inflatable penile prosthesis in decreasing infection in original implants. *J Urol.* 2004;171:1611-4.
- Droggin D, Shabsigh R, Anastasiadis AG. Antibiotic coating reduces penile prosthesis infection. *J Sex Med.* 2005;2:565-8.
- Walter CE, Hellstrom WJG. The hydrophilic-coated inflatable penile prosthesis: one year experience. *J Sex Med.* 2004;2:221-4.
- Bishop JR, Moul JW, Sihelnik SA, Peppas D, Gormley T, McLeod DL. Use of glycosylated hemoglobin to identify diabetics at high risk for penile periprosthetic infections. *J Urol.* 1992;147:368-86.
- Dossier AB, Fam BA. Indication and results of semi rigid rod prosthesis in spinal cord patients: long term follow up. *J Urol.* 1984;131:59-62.
- Montague DK, Angermeier KW, Lakin MM. Penile prosthesis infections. *J Imp Res.* 2001;13:326-8.
- Wilson SK, Delk JRII. Inflatable penile implant infection: predisposing factors and treatment suggestions. *J Urol.* 1994;153:659-61.
- Lynch MJ, Scott GM, Inglis JA, Pryor JP. Reducing the loss of implants following penile prosthetic surgery. *Br J Urol.* 1994;73:423-7.

29. Wilson SK, Cleves MA, Delk JR. Comparison of mechanical reliability of original and enhanced Mentor Alpha 1 penile prosthesis. *J Urol.* 1999;162:715-8.
30. Carson CC, Noh CH. Distal penile prosthesis extrusion: treatment with distal corporoplasty or Goretex windsock reinforcement. *Int J Impot Res.* 2002;14:81-4.
31. Sadehi-Nejad H, Sharma A, Irwin RJ, Wilson SK, Delk JR. Reservoir herniation as a complication of three-piece penile prosthesis insertion. *Urology.* 2001;57:142-5.
32. Singh J, Godec CJ. Asynchronous erosion of inflatable penile prosthesis into small and large bowel. *J Urol.* 1992;147:709-10.