

Stents y prótesis en urología

J. VICENTE, A. ROSALES y M.^a P. LAGUNA
Fundación Puigvert. Barcelona

La palabra prótesis significa órgano o elemento artificial que reemplaza a otro órgano total o parcialmente. En los últimos años se ha equiparado al sustantivo sajón «stent» de manera que ambos términos se emplean indistintamente en la práctica médica.

Los requerimientos actuales exigibles a cualquier prótesis son: biocompatibilidad y facilidad de colocación, además, en la práctica urológica será preciso el marcaje radiológico, una baja tasa de incrustación, rigidez y dureza suficientes así como disponer de diferentes calibres y longitudes.

Dividiremos el capítulo en tres partes: stents y prótesis ureterales, prótesis intraprostáticas y prótesis uretrales, obedeciendo tanto a un orden topográfico como a un orden cronológico pues si bien la primera prótesis urológica es colocada a nivel uretral por De Nicola en 1950 (1), tras esta experiencia aislada los esfuerzos se centran en el desarrollo de las prótesis ureterales, apareciendo posteriormente las intraprostáticas y las uretrales.

STENTS Y PRÓTESIS URETERALES

INTRODUCCIÓN

Los stents y prótesis ureterales están indicados en el manejo de los pacientes con obstrucción del tracto urinario superior, como drenaje quirúrgico, en las fístulas ureterales principalmente iatrógenas y en los traumatismos renales (Tabla I). Constituyen actualmente un fácil método de paliación en pacientes de sobrevida limitada por enfermedad maligna y

mejoran sustancialmente la calidad de vida en los afectos de obstrucción secundaria a proceso benigno. En el caso de las lesiones ureterales son la válvula de seguridad que permite la reparación quirúrgica en las mejores condiciones generales.

TABLA I

Indicaciones de los stents y prótesis ureterales

OBSTRUCCIÓN URETERAL:	Cancer / Litiasis / Fibrosis retroperitoneal Obstrucción / P.U. / Obstrucción / U.V. / Estenosis ureteral / Embarazo/otras.
DRENAJE QUIRÚRGICO:	Pielo y Ureterolitotomía / Pieloplastia / Uretero-ureterorrafia / Ureterocistoneostomia / Anastomosis ureteroileal.
FÍSTULA URETERAL:	Iatrógena / Neoplásica / Radiógena.
TRAUMATISMO RENAL.	

Stents y prótesis ureterales pueden colocarse retrogradamente vía endoscópica, anterogradamente a través de nefrostomía percutánea y perquirúrgicamente.

Nos ha parecido práctico el dividir a los Stents ureterales en históricos y modernos. Si bien la mayoría de los primeros son todavía disponibles en la actualidad, no deja de ser verdad que han caído en desuso debido a las ventajas aportadas por los modernos doble J (Fig. 1)

STENTS HISTÓRICOS

Los primeros catéteres ureterales funcionaban como stents quirúrgicos temporales. Eran rígidos y drenaban al exterior a través de la piel o de la uretra. Proporcionaban un drenaje más o menos adecuado de la vía, dependiendo del calibre pero su tiempo funcional era corto. Su composición y rigidez producían intensa reacción inflamatoria y era frecuente la incrustación obstruyéndose rápidamente.

Con objeto de drenar la vía durante períodos de tiempo más prolongados se precisaba de un sistema de fijación o autorretención del catéter. Los primeros intentos de tutorizar el uréter se realizaron con sondas vesicales de látex tipo Foley pero de pequeño calibre (2). Sin embargo, el látex resultaba

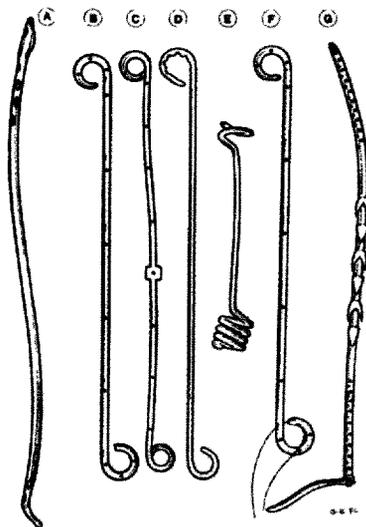


Fig. 1.—*Diferentes modelos de prótesis ureterales: a) Catéter de Puigvert, b) Stent doble J, c) doble pig-tail, d) Stent Uropass (silitec), e) Stent Coil, f) doble J percutáneo, g) Stent de Gibbons.*

demasiado blando, se incrustaba rápidamente y producía gran reacción inflamatoria. Adicionalmente al drenar al exterior constituían vías de entrada a la infección.

En 1963 Blum demuestra experimentalmente la excelente tolerancia de la silicona usada en forma de prótesis ureteral (3). Poco más tarde Zimskind (4) es el primero en usar un tubo de silicona de extremos perforados como prótesis ureteral interna en casos de obstrucción ureteral por enfermedad maligna. Estos primitivos catéteres, que se colocaban retrogradamente a través de un panendoscopio, no poseían perforaciones laterales ni sistema alguno de fijación o eran expulsados o inoperantes. Sin embargo, estas experiencias aisladas demuestran ya que el concepto de tutorización ureteral interna a largo plazo es factible.

A finales de los sesenta, Marmar (5), modifica los primitivos originales cerrando el extremo proximal con silicona adhesiva y añadiendo tres orificios cercanos a dicho extremo. El sellaje del extremo proximal facilitaba su colocación endoscópica pero todavía es preciso utilizar un catéter convencional de 4Fr como guía para su colocación.

Hasta finales de la década de los setenta, diversos autores introducen pequeñas variaciones consiguiéndose en general un drenaje satisfactorio pero sin solución al problema de la migración espontánea distal o proximal.

Catéter de Puigvert

El catéter de Puigvert (6) debe ser considerado junto con el de Gibbons uno de los primeros catéteres autorretentivos. Fue diseñado como catéter para uso quirúrgico. Su composición, poliuretano, le conferencia un tiempo de uso limitado. El extremo proximal del catéter estaba perforado y adoptaba forma de cabeza de cobra, lo que constituía el método de fijación a nivel de la unión pieloureteral. El extremo distal del catéter era en forma conico-olivar; dicho extremo se liberaba en cavidad vesical e impedía la migración proximal. El catéter tenía mayor longitud que los convencionales. Fue durante una época utilizado rutinariamente en nuestra Institución y aún se utiliza especialmente en el curso de la cirugía reconstructiva del uréter.

Stent de Gibbons

El stent de Gibbons (7) se incorpora al armamentario urológico en 1975 y consiste en un tubo recto de silicona con extremo proximal sellado, con el tercio distal perforado lateralmente y dotado de una serie de escamas en el tercio medio que proporcionan la fijación a la pared ureteral impidiendo la migración distal. El catéter estaba dotado de un pequeño flagelo distal que quedaba libre en vejiga y que servía teóricamente para evitar el desplazamiento proximal del tutor si bien la experiencia demostró su ineffectividad.

A lo largo de los años, el extremo distal del catéter ha sufrido diversas modificaciones incluyendo la incorporación de un collarete radiópaco y de mayor calibre que el resto del catéter que actúa a modo de fijación vesical al ser también de mayor calibre que un meato ureteral normal.

Está comercializado en dos diámetros (8 y 9,5 F) y en tres longitudes (15, 23 y 29 cm), y fue especialmente útil en las obstrucciones malignas del tercio distal del uréter en la época previa al doble J.

Pigtail simple

En 1978 Hepperlen, Mardis y Kamman (8) comercializan un tubo de polietileno cuyo extremo proximal estaba arrollado en forma de cola de cerdo. El catéter se introduce endoscópicamente mediante una guía metálica y una vez superada la unión pieloureteral y retirada la guía, el extremo proximal recupera la forma espiral y cuelga el catéter en la pelvis renal evitando la migración distal. El extremo distal quedaba libre en vejiga. Para la colocación endoscópica se usa ya un empujador plástico según la técnica propuesta por Seldinger para los cateterismos vasculares (9).

La morfología del extremo proximal dotaba ya a este catéter de un excelente medio de sujeción sin incremento del diámetro; sin embargo no era infrecuente que el catéter migrase proximalmente.

Pigtail doble

Un año más tarde, en 1979 y para obviar el problema de la migración proximal, Mardis (10) incorpora al pigtail simple una espiral en el extremo distal al objeto de paliar la migración proximal. El pigtail doble se comercializa en poliuretano o C-Flex lo que le confiere mayores rigidez y firmeza que las alcanzadas por los catéteres de silicona facilitando su colocación endoscópica. Este catéter está disponible en cuatro diámetros y varias longitudes.

Coil

El coil (2) es una modificación de los dos catéteres anteriores que se introduce al mercado en 1983. La variación más importante es que el extremo distal está enrollado formando cuatro espirales. Está comercializado en varios diámetros (5, 6, 7 y 8 F) pero en una sola longitud ajustable entre 12 y 30 cm dependiendo del número de espiras que se dejen enrolladas y libres en la vejiga.

STENTS MODERNOS

Doble J

En 1978 Finney (11) diseña una prótesis ureteral de silicona radiopaca finalizada en forma de J en cada uno de los extremos. Ambos extremos del catéter son ciegos, sin embargo dado que el catéter está perforado en toda su longitud, la colocación de una guía metálica permite enderezar cada uno de los extremos para su colocación intraoperatoria. Al retirar la guía ambas Jotas readoptan la forma inicial convirtiendo al catéter en autofijante. La perforación de toda su longitud permite el libre flujo de orina entre el uréter y la luz interna del catéter y viceversa. Las jotas, proximal y distal adoptan dirección opuesta al objeto de remedar la disposición anatómica pelvis-vejiga.

Para la colocación retrograda endoscópica del catéter es necesario recortar el extremo distal exponiendo la luz del catéter e introduciendo a su través una guía metálica. La progresión ureteral se consigue empujando el catéter mediante un tubo plástico según técnica de Seldinger (9).

El catéter doble J está comercializado en tres diámetros: 6, 7 y 8,5 F y en cuatro longitudes: 16, 26, 28 y 30 cm. Está marcado cada 5 cm al objeto de controlar visualmente su colocación y es radiópaco en toda su longitud. En los últimos años, el catéter doble J se ha comercializado en diferentes materiales al objeto de dotarlo de mayores resistencia y biotolerancia. Curiosa-

mente el trabajo de Burgos (12), demuestra que catéteres de similares características teóricas difieren notablemente en lo que respecta a diámetro interno y externo.

Las características específicas de cada uno de los dobles J disponibles en la actualidad condicionará el uso de cada uno de ellos dependiendo de la patología subyacente.

Así, los stents doble J que deberían usarse en la prevención de la obstrucción por calle litiásica post LEOC serían aquellos capaces de proporcionar un alto flujo extraluminal que permita el paso de los fragmentos litiásicos y que además tuvieran alto poder de retención proximal.

En aquellos casos de obstrucción ureteral extrínseca: fibrosis retroperitoneal o compresiones malignas los catéteres Doble J a emplear deben proporcionar un alto flujo intraluminal y tener un alto grado de biocompatibilidad dado que permanecerán «in situ» durante largo tiempo. Desafortunadamente, el material mejor tolerado es la silicona pero su falta de rigidez no permite la consecución de un gran diámetro interno, Es por esto por lo que en este segundo apartado se aconsejan los catéteres doble J tipo Urosoft (12).

En aquellos casos en que la patología de base sea fistulosa y en los casos de cirugía reconstructiva se aconsejan catéteres de bajo flujo extraluminal y recubiertos de hidrogel (12).

El catéter doble J, en sus diferentes versiones, es el tipo de derivación interna más utilizado en la práctica clínica. Su colocación es preferentemente por vía retrógrada a través de cistoscopios convencionales; peroperatoriamente en casos de cirugía reconstructiva y de manera anterógrada a través de nefrostomía percutánea. Esta última maniobra, colocación previa de nefrostomía y conversión posterior en derivación interna ofrece un porcentaje de éxitos que alcanza el 93 % (13) y es especialmente útil en pacientes debilitados y con insuficiencia renal (13, 14).

El catéter doble J es de incontestable valor como apoyo a la LEOC. Así, la extensa revisión presentada en el LVII Congreso Nacional de Urología (15) demuestra que el catéter se colocó profilácticamente en el 3,3 % de los casos tratados mediante LEOC y que al ser utilizado como maniobra de apoyo resolvió de manera inmediata el 60 % de los casos con uropatía obstructiva post LEOC. Sin embargo, los mismos autores reconocen que la colocación retrógrada de un catéter doble J, no siempre es maniobra fácil en estas circunstancias. Su uso en los casos de litiasis viene generalmente condicionado por el tamaño de la masa litiásica (16).

Aproximadamente, el 30 % de los catéteres doble J se colocan como método paliativo en casos de enfermedad maligna (17, 18). En aquellos casos en que la obstrucción ureteral afecta al ángulo cérvico trigonal, cáncer de próstata y vesical, la resección previa del meato ureteral e incluso la inyección de indigo carmin por la sonda de nefrostomía facilitan la colocación de la derivación interna (14, 19).

En nuestra experiencia (14), sobre 46 casos de invasión del uréter intramural por cáncer de próstata se consiguió la colocación del doble J por vía

retrógrada y siempre tras resección del ángulo trigonal en 44 casos, teniendo que recurrir a la vía anterógrada en un mínimo porcentaje.

En términos generales, el catéter cumplió su función desobstructiva en el 84 % de los casos a medias de tiempo variables según las diferentes series y patologías pero que llegan a alcanzar incluso los 2 años (17, 18, 20).

El doble J es una derivación bien tolerada, cuyas complicaciones varían entre el 5 y el 28 % según las diversas series (16, 17, 18, 20). Las complicaciones se derivan o bien de su colocación o bien de su permanencia. Entre las primeras encontramos la perforación ureteral y la inadecuada colocación del extremo proximal o distal. Derivadas de su permanencia y responsables del fracaso (21) deben considerarse a la sintomatología miccional y la infección urinaria presentes aproximadamente en el 10 % de los pacientes portadores de un doble J. La hematuria macroscópica es infrecuente salvo en los casos de incrustación calcárea (2).

Cada vez menos frecuente es la rotura espontánea del doble J (Fig. 2) debido a que los modernos materiales: Silitex, C-Flex y Bio-Flex son más flexi-

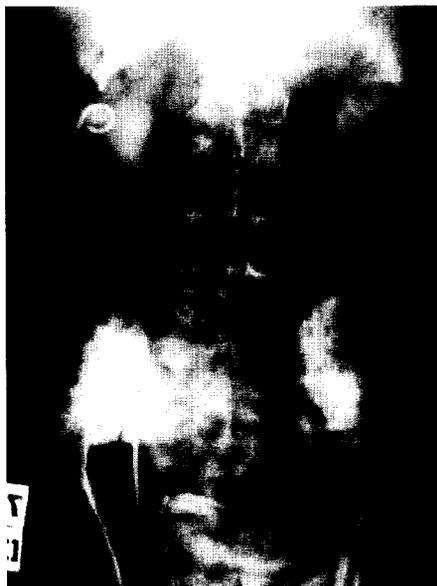


Fig. 2.—Fractura múltiple de doble J.

bles que el polietileno y la silicona. Con todo, la complicación más frecuente, especialmente en los casos de litiasis es la calcificación y consiguiente obstrucción (Fig. 3) favorecidas ambas por la infección. El reflujo, presente en la totalidad de los portadores de doble J no suele plantear complicaciones en ausencia de infección.

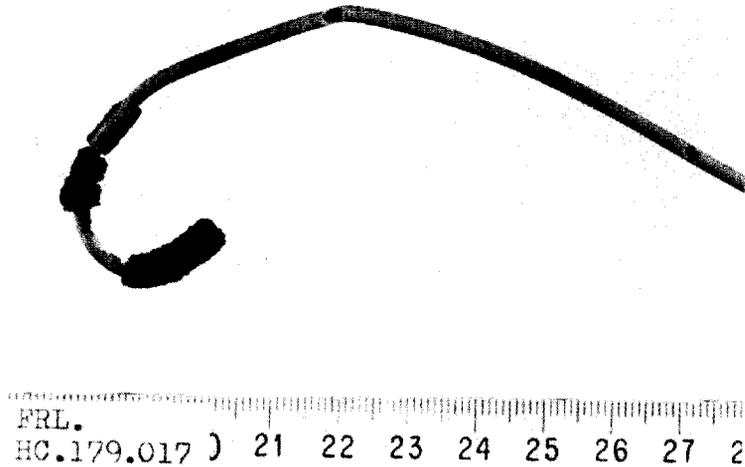


Fig. 3.—Calcificación sobre doble J.

Wallstent

A pesar de que su uso se ha popularizado en los últimos años en el tratamiento de la estenosis uretral, el Wallstent fue diseñado originariamente para el tratamiento de las estenosis vasculares (22) y se incorpora a la Urología para el tratamiento de las estenosis ureterales. En las obstrucciones malignas del uréter se obtienen excelentes resultados con seguimientos medios que oscilan entre los 6 y los 15 meses (23, 24), con la particularidad de que en aquellos casos en que se reproduce la obstrucción ureteral por crecimiento hiperplásico del tejido ureteral, es posible la reconversión a doble J (23).

La prótesis de Wallstent también representa una atractiva alternativa a la cirugía endoscópica o abierta de las estenosis ureteroileales. Lock (25), ha presentado recientemente su experiencia en 11 casos de estenosis ureteroileal. La prótesis fue expulsada espontáneamente en un solo caso. En dos casos se objetivó obstrucción transitoria por moco y solamente uno de los once casos presentó restenosis ureteral 4 cms por encima del Wallstent a los 36 meses de su colocación. El mismo autor hace hincapié en la meticulosa técnica de colocación, vía anterógrada que debe seguirse en estos casos.

Las complicaciones que comporta el Wallstent son escasas (23, 24, 25): crecimiento hiperplásico urotelial, hematuria transitoria y baja tasa de incrustación.

Derivación interna

En el curso del último año ha sido ya descrito el uso de una prótesis ureteral total a modo de sustitución ureteral (26). Consiste dicha prótesis en un tubo interno de silicona blanda recubierto por un tubo externo en espiral de politetrafluoro-etileno. La prótesis ureteral se inserta percutáneamente en la pelvis renal a través de un Amplatz y se traslada subcutáneamente hasta la región suprapúbica. Una vez allí puede suturarse directamente a piel a modo de nefrostomía cutánea anterior o bien suturarla a vejiga a través de una pequeña incisión a este nivel resultando en una auténtica derivación nefrovesical.

La primera experiencia con esta prótesis ha sido comunicada recientemente en un grupo de 10 pacientes. La prótesis fue bien tolerada en ausencia de complicaciones infecciosas en todos los casos entre 1 y 7 meses en los pacientes neoplásicos y hasta 2 años en un único caso de fístula ureteral post-trasplante renal.

Stent de Izquierdo

Recientemente y en nuestro medio (Fundación Puigvert) se ha desarrollado un stent tipo doble J pero metálico (Dr. F. Izquierdo). El stent, patentado pero no comercializado consiste en una fina espiral de acero en forma de doble J. Permite el paso de orina por su interior y externamente respetando los principios de Towers (27), así como el libre flujo de orina interno-externo en los puntos de flexión de la espiral que abarcan toda la longitud del catéter.

Por el momento el stent de Izquierdo sólo ha sido empleado en casos de litiasis (Fig. 4) con tolerancia y resultados aparentemente superiores a los obtenidos con el doble J convencional; sin embargo, dado su uso restringido nos parece prematuro emitir juicios.

CONCLUSIONES

Las prótesis o stents ureterales modernos son un excelente método de paliación en los casos de enfermedad maligna y ofrecen considerable confort en las patologías benignas posibilitando en ambos casos el tratamiento o la recuperación en regimen ambulatorio.

Son muy bien toleradas y el indice de complicaciones es bajo cuando se adoptan una serie de medidas de colocación y profilácticas básicas.

En el caso de los stents metálicos, el numero de pacientes tratados y el seguimiento son todavía escasos para emitir juicios a largo plazo pero las experiencias a corto plazo son alentadoras.

Por el momento el stent universalmente empleado es el doble J y la varie-

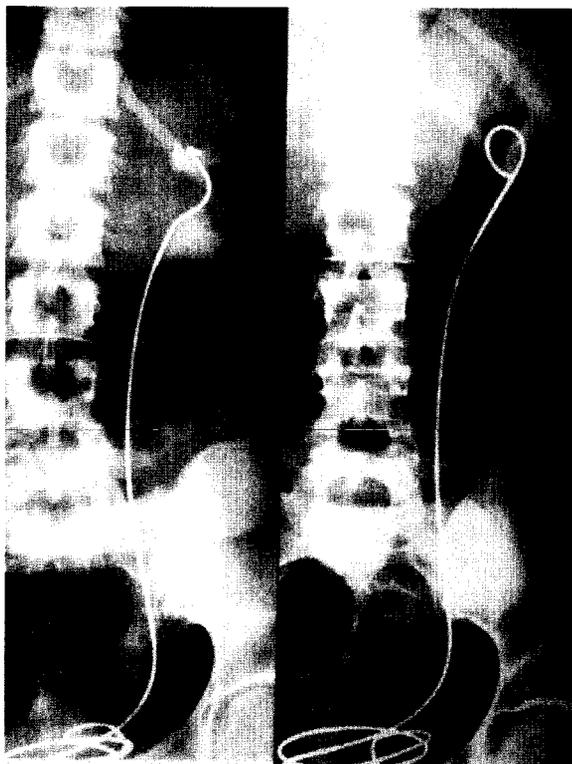


Fig. 4.—Stent de Izquierdo: a) antes de LEOC, b) tras una sesión de LEOC.

dad en cuanto a materiales, longitudes y diámetros de que disponemos actualmente permite escoger el tipo de catéter individualmente en función de la patología específica a tratar.

PRÓTESIS INTRAPROSTÁTICAS

INTRODUCCIÓN

Las prótesis intraprostáticas son dispositivos de diferente forma y material, que una vez situados en la uretra prostática permiten la micción espontánea. Son consideradas como alternativa a la cirugía prostática cuando ésta no es posible por alto riesgo quirúrgico o en pacientes obstruidos con contraindicación temporal anestésica y/o en espera de cirugía resolutive.

Existen dos grandes grupos de prótesis: temporales y permanentes. Las primeras constituyen una alternativa a la sonda uretral a permanencia y las segundas a la cirugía prostática. En este apartado estudiaremos ambos grupos especificando: tipos, indicaciones, técnica de colocación, relación coste/beneficio y resultados y complicaciones obtenidos en nuestra experiencia y en la bibliografía.

PRÓTESIS INTRAPROSTÁTICAS TEMPORALES

Están comercializadas en material metálico y forma de espiral: prótesis de Fabián o Uroespiral (28), Prótesis Prostacath (29) y Urocoil (30) o bien en material plástico con forma de doble Pezzer: Prótesis de Nissenkorn (31). Uno de los autores (Dr. Vicente) tiene diseñada y patentada pero no comercializada una prótesis en forma de dispositivo autofijable de material silicónado: PIUV (Fig. 5).

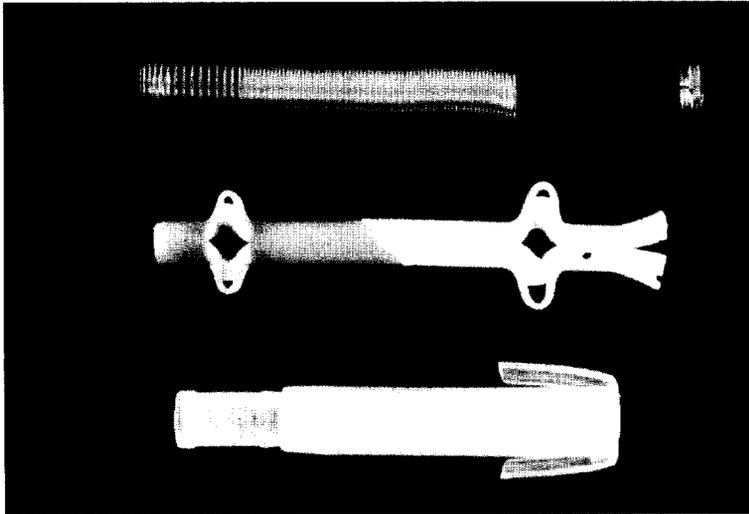


Fig. 5.—Prótesis Intraprostáticas Temporales. De arriba-abajo: P. de Fabian, P. de Nissenkorn, PIUV.

Los materiales con los que se fabrican estas prótesis son biotolerables y repelentes a los depósitos calcáreos. La forma sea en espiral, doble Pezzer o tubular, consigue separar ambos lóbulos prostáticos (función desobstructiva) y pretenden la fijación en uretra prostática, evitando su desplazamiento cefálico o externo.

Tanto el material como la forma de estas prótesis condiciona entre un 12 y un 14 % de «intolerancia» local, un 2-4 % de depósitos calcáreos sobre la prótesis y un 6-12 % de desplazamiento, siendo éste el responsable de las complicaciones: perforación uretral, incontinencia, etc.; sin embargo, se consigue la finalidad desobstructiva a largo plazo entre un 60-80 % de los casos (32).

Los casos en que está indicada su colocación son:

— Pacientes cuya patología contraíndica la cirugía temporalmente (infarto agudo de miocardio, AVC reciente....) o están en lista de espera prolongada y son portadores de sonda uretrovesical a permanencia; en nuestra experiencia en el 17 % de los casos «no operables», gracias a la colocación de una prótesis temporal, fue posible realizar una cirugía resolutive.

— Pacientes ancianos (en nuestra experiencia la edad media fue de 81,3 años) con corta perspectiva de vida; portadores de sonda a permanencia largo tiempo (media de 10,5 meses) y con alto riesgo quirúrgico por graves patologías generales (ASA IV el 84 %).

Las contraíndicaciones generales son: trastornos importantes de la coagulación, artropatías severas o incapacidad neurológica que impida a los pacientes el control miccional. Las contraíndicaciones locales son: estenosis uretral, infección urinaria no controlable o pacientes con próstatas de crecimiento preferente del lóbulo medio.

En las prótesis temporales (no así en las permanentes) es imposible introducir instrumentos endoscópicos a su través por lo que su colocación está contraíndicada en casos de patología vesical coincidente (litiasis, tumor vesical) (33, 34).

La técnica de colocación de las prótesis en espiral es sencilla pero precisa. Se realiza con anestesia local y el instrumental empleado es el habitual en cualquier servicio de Urología. La técnica está descrita en publicaciones previas (30, 35). Es más difícil su extracción que su colocación.

La prótesis de Nissenkorn, de 45 a 60 mm, es colocada a través de un panendoscopia 21 Ch o con un artilugio de introducción especial; un hilo no reabsorbible incorporado al extremo distal facilita su extracción.

La prótesis PIUV se coloca endoscópicamente, permite modificar su longitud, (mediante tracción con pinza del tubo interno) y queda fijada a nivel del cuello proximalmente y a nivel del veru montanum distalmente.

La relación coste/beneficio es favorable en el caso de la prótesis de Fabián y Nissenkorn. El coste debe especificarse sumando al precio de la prótesis (1993), el gasto sanitario (visitas, antibioterapia etc.) y es referido en nuestro caso al pago por conceptos en un Centro concertado como es Fundación Puigvert (36).

A continuación expondremos los resultados y complicaciones conseguidos con cada uno de los tipos de prótesis temporales intraprostáticas.

Prótesis de Fabián (uroespiral)

Los autores tienen experiencia en cincuenta prótesis colocadas en cincuenta pacientes ancianos obstruidos (edad media 81,5 años) y de alto riesgo quirúrgico (ASA IV: 84 %). El 12,5 % de ellas fueron retiradas por intolerancia. A una media de 22 meses obtuvimos buenos resultados en el 74,5 % de los casos. De los malos resultados, en dos casos hubo calcificación parcial de la prótesis (Fig. 6), movilización en 7 casos (Fig. 7), siendo ésta la causa de estenosis uretral en un caso (37).

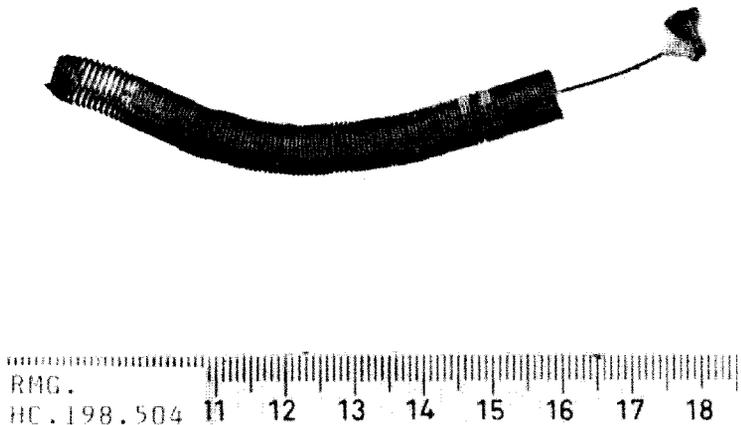


Fig. 6.—Calcificación parcial de prótesis de Fabian a los 16 meses de su colocación.

Estos resultados son similares a los reportados por Connort (38). Nordling (39), en una revisión de 12 trabajos que incluyen a 624 pacientes (edad media 79,5 años) refleja un 78 % de buenos resultados a una media de 13,4 meses. Recientemente Lewi (40) presenta su experiencia con 184 prótesis de Fabián colocadas en pacientes obstruidos con alto riesgo quirúrgico; a una media de 36 meses obtuvo un 55 % de buenos resultados con un 4 % de estenosis y un 2 % de calcificaciones de la prótesis.

Prótesis prostacath

Es similar a la prótesis de Fabián pero recubierta de oro a fin de evitar los depósitos calcáreos sobre su superficie. Su material encarece el precio y no consigue la finalidad. Nordling (29) obtuvo en 150 pacientes buenos resultados del 65,5 % entre 12 y 25 meses, pero con 17 casos de calcificación de la prótesis. Braff (41) en 62 prótesis colocadas tuvo un 12 % de calcificaciones con un 31 % de malos resultados globales. El mismo autor realiza un



Fig. 7.—*Desplazamiento externo de la prótesis. Resultado clínico: retención aguda de orina.*

estudio comparativo entre esta prótesis y la de Fabián no encontrando diferencias estadísticamente significativas.

Prótesis Urocoil

Es también una prótesis similar a las anteriores, fabricada en material metálico de diferentes longitudes. Yachia (30) reporta una serie de 45 pacientes con un seguimiento de 21 a 25 meses. La calcificación secundaria de la prótesis se encuentra en 11 casos y consigue buenos resultados en el 65,5 % de los casos.

Prótesis de Nissenkorn

Esta prótesis tiene sus extremos en forma de Pezzer, uno de ellos para situarse en el cuello vesical y el otro a nivel del Veru; ambos están unidos por un tubo cilíndrico hueco de 3 a 6 mm de longitud.

Nissenkorn (31) publicó su experiencia en 73 pacientes seguidos 6 meses; obtuvo buenos resultados en el 74 % de los casos. En 22 % de ellos fallo su colocación y el 6,8 % se movilizó de su situación original. Recientemente Alver (42) reporta su experiencia en 75 casos seguidos 8,7 meses; obtuvo buenos resultados en el 65 % de los casos. Fallo global en 23 % de ellos, con intolerancia en 2 casos, movilización en 4 casos e incrustación calcárea en 7 casos.

Nosotros hemos utilizado esta prótesis en 12 pacientes. En dos casos fue necesaria su retirada por intolerancia y la prótesis se movilizó en otros dos casos (Fig. 8). A seguimiento medio de 14 meses el 66 % de los pacientes estaba desobstruido y con micción confortable.

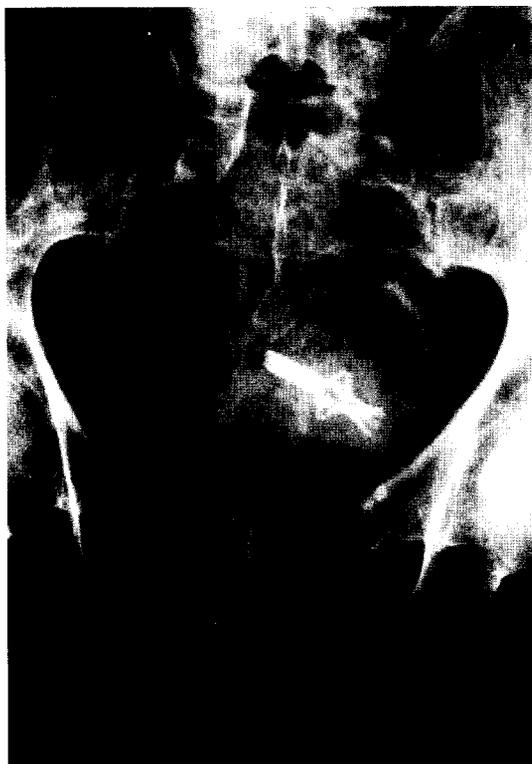


Fig. 8.—Desplazamiento cefalico y fractura de prótesis de Nissenkorn. Cuerpo extraño vesical.

PRÓTESIS INTRAPROSTÁTICAS PERMANENTES

Estas prótesis se comercializan en tres tipos diferentes: prótesis Wallstent (Urolume), prótesis de Titán (ASI) y prótesis Termoexpandible (Memotherm). Su diseño es en forma de malla expandible una vez se liberan del contenedor tubular que las retiene; su expansión condiciona el aumento de diá-

metro al impactarse en la mucosa de la uretra prostática y finalmente al incorporarse a la misma. Este proceso consigue la separación permanente de los lóbulos prostáticos y por consiguiente la micción espontánea.

El material de estas prótesis es metálico: acero en la Wallstent, titanio en la ASI y Nitinol en la Termoexpandible. Todas ellas se fabrican con artilugios diferentes para su colocación. Dicha colocación será descrita en el apartado correspondiente a prótesis uretrales, dado que la técnica empleada es similar.

Las indicaciones de las prótesis permanentes están limitadas a pacientes obstruidos con riesgo quirúrgico elevado y larga o aceptable perspectiva de sobrevida. No creemos se trate de una verdadera alternativa a la cirugía prostática y en ausencia de seguimiento a distancia, se desconocen en la actualidad los efectos adversos tardíos. Para Parra y cols. (32), la colocación de estas prótesis, excepto en casos muy limitados, debe ser considerada como «práctica imprudente». Este mismo autor recopila ocho trabajos publicados en la bibliografía mundial con un total de 297 prótesis colocadas y con elevado porcentaje de éxitos pero con corto seguimiento y notable incidencia de complicaciones: crecimiento hiperplásico, estenosis y en escaso número calcificaciones de los extremos o desplazamiento.

Por otro lado, la relación coste/beneficio es desfavorable al compararla con la Resección Transuretral (36). En nuestro país, en 1993, el coste de la prótesis Wallstent era de 410.000 ptas., superior al del entorno Europeo (43), el coste de la prótesis ASI era de 286.875 ptas. y el de la Memotherm Transuretral: 202.100 ptas, las prótesis intraprostáticas permanentes son sensiblemente más caras que la práctica de una cirugía endoscópica sobre la próstata, consiguiendo resultados similares pero a un tiempo de seguimiento limitado.

A continuación expondremos los resultados y complicaciones según bibliografía y según los diferentes tipos de prótesis permanentes.

Prótesis de Wallstent

Es la prótesis permanente más empleada en Europa y de la que se dispone de mayor tiempo de seguimiento.

El Multicentric European Evaluation ha recopilado los datos sobre 96 pacientes tratados con esta prótesis. De ellos, 73 fueron evaluados a los seis meses; malos resultados en 24 casos (calcificación en 14, estenosis uretral en 2 y necesidad de retirar la prótesis en 8). No hubo ningún caso de movilización espontánea y la tasa de buenos resultados se cifró en el 49 % (44).

El North American Urolume Study Group ha comunicado recientemente su experiencia en 95 casos seguidos a un año. Constatan buenos resultados en relación a la sintomatología, mejoría del flujo y disminución del residuo postmiccional. Sin embargo, el 67 % de los pacientes presentaron síntomas irritativos y 8 de las prótesis debieron ser extraídas (45).

Recientemente Guazzoni y cols. (46) han presentado resultados sobre 100 casos valorados a 3 años. Fueron buenos en el 83 % de los casos, siendo necesaria la extracción protesica en el 5 % de los pacientes, observándose depósitos de incrustaciones calcáreas en el 8 % y estenosis en el 2 %.

Prótesis titán (ASI)

Esta prótesis se coloca mediante un balón de dilatación prostática. En los Estados Unidos, el «United States National Cooperative Study» (47) ha presentado una serie de 106 pacientes con edad media de 74 años. De los 93 pacientes que han tolerado la prótesis, 91 consiguieron mejoría clínica y del flujo urinario, a un seguimiento de 6 meses.

En Europa, la mayor experiencia es la inglesa (48, 49). Mc Louglin (50), de 33 pacientes, sólo 14 eran asintomáticos a los 15 meses y con buena desobstrucción objetiva. Holmes (51) en 33 pacientes seguidos a 43 meses solamente obtuvo buenos resultados en el 53,8 % de los casos, precisando de cirugía el 26,6 % de los pacientes.

Prótesis termoexpandible

Existe poca experiencia con este tipo de prótesis. La mayor corresponde a Gottfried (52) y ha sido presentada en el reciente Congreso Europeo en Berlín. En 109 pacientes seguidos entre 1 y 2 años ha obtenido buenos resultados en el 81,6 % de los casos si bien, en el 10,1 % de los casos fue necesario recolocar la prótesis y el 8,3 % sufrieron de incontinencia.

CONCLUSIONES

Al comparar las prótesis temporales con las permanentes, se aprecian ventajas y desventajas que quedan reflejadas en la Tabla II.

Las prótesis temporales consiguen buenos resultados que oscilan entre el 65 y el 75 % antes del año y entre el 50 y el 60 % cuando sobrepasan el año de permanencia. Sus principales inconvenientes son la movilización (8 %) y la calcificación (6 %).

Están indicadas como alternativa a la sonda uretral a permanencia en aquellos pacientes en los que la cirugía prostática no es posible definitiva o transitoriamente.

Hemos de tener en cuenta que las prótesis temporales se transforman en permanentes en los pacientes en los que permiten la solución de la patología que contraindica la cirugía: 17 %, o en pacientes ancianos y de alto riesgo que fallecen con la prótesis colocada y funcionando: de un 15 a un 22 % y en pacientes que toleran bien la prótesis a larga permanencia.

TABLA II
Comparación entre prótesis Temporales y Permanentes

	<i>Temporales</i>	<i>Permanentes</i>
Longitud (cm)	Max. 7,5	Max. 3
Colocación	Fácil	Difícil
Anestesia	Local	Local / General
Coste	Bajo	Alto
Desplazamiento	Frecuente	Excepcional
Calcificación	Alto riesgo	Bajo riesgo
Exploración vesical	Imposible	Posible
Duración	Limitada	Ilimitada

TABLA III
**Características técnicas diferenciadas de las prótesis uretrales
 autoexpandibles permanentes**

<i>Prótesis endouretrales permanentes</i>	<i>Urolume®</i>	<i>Memotherm®</i>	<i>ASI®</i>
Material	Acero	Nitinol	Titanio
Estructura	Malla multifilamento	Malla monofilamento	Malla multifilamento
Colocación	Endoscópica Fluoroscópica	Endoscópica	Endoscópica
Liberación	Desprendimiento lineal	Desprendimiento secuencial	Balón coaxial
Fijación	Autoexpandible	Termoexpandible	Expandible por balón
Posibilidad de recolocación	Fácil	Moderado	Difícil
Extracción	Difícil	Fácil	Difícil

Al ser estrictas las indicaciones, el número de casos en que se deben emplear es reducido.

Son de fácil adquisición, no precisan de utillaje especial, se colocan en régimen ambulatorio y la relación coste/beneficio es favorable en los casos de la Uroespiral y la Nissenkorn.

Las prótesis permanentes cumplen su misión desobstructiva, a medio plazo, en el 50-90 % de los casos pero, requieren recolocación o extracción en el 5-10 % de los casos. Sus extremos se calcifican en el 4-8 % aunque no sufren movilización y la incorporación a la mucosa es completa en el 60-70 % de ellos.

Los tres principales problemas actuales que plantean estas prótesis son: desconocimiento de los efectos adversos a distancia debido al corto seguimiento de las series, elevado coste que ofrece balance negativo cuando se compara a la resección transuretral y más en el mercado español, e intolerancia local con aumento o persistencia de los síntomas irritativos a pesar de que los buenos resultados bajo el punto de vista de la desobstrucción alcanzan el 67 %.

Su adquisición es fácil en nuestro medio pero la técnica de colocación es más difícil que en el caso de las temporales; especialmente compleja es la extracción o recolocación.

Están indicadas en pacientes obstruidos, con patología general que condiciona la cirugía resolutive y con aceptable perspectiva de vida.

No constituyen en este momento una verdadera alternativa a la cirugía prostática, RTU dado que el beneficio a distancia es desconocido y que son más caras y menos resolutivas.

PRÓTESIS ENDOURETRALES EN LA ESTENOSIS URETRAL

La estenosis uretral constituye una patología frecuente, con etiología relacionada con los procedimientos endoscópicos y manipulaciones uretrales, cuyo tratamiento no se encuentra resuelto en la actualidad, en donde se utilizan múltiples técnicas que consiguen resultados dispares.

Las dilataciones uretrales fueron durante mucho tiempo el tratamiento más empleado. Este procedimiento constituye una terapéutica curativa en los pacientes con estenosis puramente epiteliales y sin fibrosis del tejido esponjoso. La uretrotomía interna es un método poco invasivo y puede solucionar entre el 50 y el 65 % de las estenosis, pero los fracasos son muy frecuentes, especialmente en estenosis largas, de etiología traumática y con una severa espongiofibrosis (53, 54). Las recurrencias rondan el 58 % en los primeros seis meses (55). La asociación con cateterismo intermitente puede mejorar algo los resultados, pero sigue siendo una técnica con un bajo porcentaje de éxitos. Algunos autores utilizaron la inyección intralesional de corticoides tras la uretrotomía, con un rango de éxitos que oscilaba entre el 0 y el 91 %, pero todos con un bajo seguimiento de los pacientes (56, 57). Asimismo, la utilización del laser tampoco mejoró los resultados. Smith trató a 24 pacientes con estenosis de uretra mediante Nd: YAG láser obteniendo recidiva en 13 casos en 6 meses (58). En nuestra experiencia no encontramos diferencias significativas entre la uretrotomía aislada y la que se asociaba con láser (59). Turek empleó el KTP (potassium-titanyl-phosphate) láser basándose en la ventaja teórica de una mejor vaporización del tejido y de una profundidad

controlada a 1 mm, obteniendo una tasa de éxito del 60 % con un tiempo de seguimiento de 9,7 meses (60).

Por otro lado las uretroplastias se han reservado durante mucho tiempo para el abordaje de las estenosis de origen traumático o en los casos de estenosis recidivantes, aunque de forma cada vez más frecuente se tiende a utilizar las técnicas de uretroplastias en un sólo tiempo como primera estrategia terapéutica, aunque un fracaso pueda hipotecar maniobras posteriores. En un intento de mejorar los resultados de la cirugía endoscópica o de ofrecer otra alternativa endourológica válida y menos compleja a las uretroplastias, se han introducido recientemente dos tipos de prótesis endouretrales: a) las temporales y b) las permanentes.

PRÓTESIS ENDOURETRALES TEMPORALES

Su diseño y utilidad están indicadas para el tratamiento de las estenosis uretrales bulbo-membranosas e intentan mejorar los resultados de la uretrotomía interna y de las dilataciones, basándose en la capacidad regenerativa de la uretra, ofreciendo un soporte que favorezca su epitelización. A su vez, permite al paciente ser liberado de su cateterización postoperatoria, lo que favorece su permanencia durante 3 a 5 meses, aunque hay autores que en dispositivos bien colocados han permitido su estancia en el interior de la uretra durante 1 año, sin reportar más tasas de complicaciones. Su diseño permite su autofijación, no facilitando el crecimiento del tejido uretral a través de su estructura, pues a diferencia de las prótesis permanentes su constitución es lineal y no en forma de malla. La posibilidad de una fácil extracción o movilización permite la posibilidad de su utilización en pacientes jóvenes y su colocación sencilla y poco agresiva favorece su implantación mediante anestesia local tras la práctica de la uretrotomía. La imposibilidad de unión de las paredes uretrales tras la micción favorece la presencia de un remanente uretral de orina que provocará el goteo post-miccional tan frecuente en estos pacientes. El único problema importante consiste en la movilización, dado el difícil poder de retención de la uretra anterior en el momento de la micción. En la actualidad existen tres tipos de endoprótesis temporales: dos metálicas, la Uretrospiral® y el Urocoil® y una de poliuretano diseñada por Nissenkorn.

URETROSPIRAL ®

Esta prótesis endouretral, diseñada por Conort en 1988, se fundamenta en la prótesis espiral de Fabian utilizada en pacientes con obstrucción urinaria infravesical por hipertrofia benigna de próstata y alto riesgo quirúrgico. Está compuesta por una espiral de acero en monofilamento de forma cilíndrica, no autoexpandible, de 21 Fr de diámetro externo, que se introduce en-

doscópicamente, y que presenta tres partes. Una porción distal de 60 mm de longitud, formada por el cuerpo de la prótesis, que cubrirá la zona incindida tras la cirugía endoscópica, una parte media de 10 mm donde el hilo de acero se introduce por el esfínter externo y finaliza en la porción más proximal donde forma un pequeño cilindro de 10 mm que se deja por debajo del verumontanum, que constituye su sistema de autoretencción. Tras la práctica de la incisión uretral, bajo anestesia local o intradural, se coloca por una vaina del resector del 24 Fr que previamente ha sido posicionado bajo visión endoscópica a nivel del verumontanum. La Uretrospiral® se desliza empujada suavemente por una óptica de 0°, que puede introducirse por su luz hasta su porción media, controlando que el hilo de acero se halle abrazado por el esfínter externo, cubriendo así su porción distal la zona incindida (Fig. 9).

No existe experiencia publicada en la bibliografía por encontrarse en fase experimental. Nuestra práctica, incluida en un protocolo multicéntrico, se basa en la colocación de la endoprótesis Uretrospiral® en 6 pacientes afectos de estenosis de uretra sin etiología traumática cuya edad media



Fig. 9.—Colocación de prótesis uretrospiral® tras uretrotomía interna.

fue de 57,6 años. Las estenosis se localizaban en uretra bulbar, salvo un paciente que fue bulbo-peneana. La longitud media fue de 2,6 cms (1-4) y la media del flujo máximo preoperatorio fue de 4,3 ml/s. La media de seguimiento fue de 6 meses. El tiempo de permanencia de la prótesis fue de 2 meses en dos casos, 1 mes en otros dos pacientes, 3 días en un caso y tres meses en el otro. La media de flujo máximo postoperatorio se estableció en 15 ml/s (9-23), que descendió a 9,2 a los 6 meses, apreciándose la recidiva de estenosis en 3 pacientes, 2 con micciones confortables y uno que se halla en programa de dilataciones periódicas. Cuatro prótesis se han movilizado espontáneamente, dos proximalmente y dos distalmente que condicionaron la expulsión del dispositivo. En un caso de una uretrotomía realizada a las 6 horarias, el extremo distal de la prótesis se introdujo en el tejido esponjoso, haciendo necesaria la recolocación de la prótesis endoscópicamente (Fig. 10). Ningún enfermo con erecciones conservadas refirió erecciones dolorosas, y sólo un caso tuvo relaciones sexuales que fueron satisfactorias.



Fig. 10.—Decubito de la endoprotésis uretral en una zona incindida de la uretra anterior.

UROCOIL®

El Urocoil está constituida por una espiral de acero biocompatible en monofilamento y autoexpandible, ensamblada sobre un mandril desechable donde adopta un calibre entre 20-22 Fr. Se pueden encontrar en distintas longitudes, desde 4 a 8 cms. La inserción se realiza bajo control radiológico, expandiéndose tras ser liberada de su tutor, acortándose un 25 % en su longitud. Tiene una forma ondulada que alterna un calibre entre 26-32 Fr, que le aporta la propiedad de autorretención en el interior de la luz uretral. El objetivo de la prótesis es mantener constante el diámetro la luz uretral durante el proceso de cicatrización de la estenosis tratada endoscópicamente. De forma teórica, la escara del tejido esponjoso se forma, pero el calibre de la luz uretral se hallará determinado por el diámetro que la prótesis consiga en el interior de la uretra. Yachia ha tratado a 43 pacientes con este dispositivo con un seguimiento medio de 17 meses tras la extracción. La endoprótesis se mantuvo en una correcta posición entre 6 y 12 meses. En 5 pacientes se objetivó la restenosis durante los primeros 3 meses, el resto consiguieron micciones satisfactorias. Las complicaciones más frecuentes fueron la polaquiuria y los síntomas irritativos. No se describieron la presencia de calcificaciones o incrustaciones (61, 62). El mismo autor ha presentado recientemente una experiencia sobre 104 pacientes con estenosis recidivantes de uretra, incluyendo a 4 con ruptura traumática de la uretra posterior con un tiempo medio de seguimiento de 16 meses, exceptuando a los enfermos con ruptura traumática de la uretra, cuyo seguimiento osciló entre 3 y 9 meses. En las estenosis no traumáticas tras la retirada de las endoprótesis el 82 % de los pacientes no necesitaron más dilataciones ni uretrotomías, presentando un calibre miccional aceptable. En los casos de ruptura traumática, el Urocoil® se mantuvo durante 1 año. En todos los casos poseen micciones no obstructivas (63).

Yachia ha presentado su experiencia con una modificación de la prótesis para el tratamiento de las estenosis localizadas en uretra membranosa, cerca de la región esfinteriana. La Urocoil-S, es parecida a la Uretrospiral® y consta de tres segmentos. Una distal de 3 a 7 cms de longitud de forma cilíndrica, una media filiforme de 2 cms que atraviesa la zona esfinteriana, y una proximal de 1 cm que le sirve de anclaje a nivel de la zona submontana. La experiencia del autor se basa en 20 casos de estenosis de uretra membranosa de etiología yatrógena tras RTU de próstata, que tras dilataciones o uretrotomía se les colocó la prótesis Urocoil-S que se mantuvo entre 10 y 12 meses. Con un seguimiento medio de 10 meses tras la retirada de la prótesis, sólo un paciente desarrolló restenosis, aplicándole de nuevo el procedimiento. No se objetivó ninguna infección urinaria, pero un paciente presentó incrustaciones en la porción proximal de la prótesis a los 8 meses de su inserción (64).

PRÓTESIS URETRAL DE NISSENKORN

Esta prótesis endouretral temporal es una modificación de las prótesis no expandibles de poliuretano, presentadas por el mismo autor para solucionar las obstrucciones urinarias por hipertrofia benigna prostática (HBP). Posee un calibre de 16 Fr y una longitud de 30 a 40 mm. Se introduce fácilmente a través de un uretrotomo del 21 Fr y se puede retirar gracias a un cabo de nylon que está fijado a su extremo más distal. Nissenkorn presenta una experiencia en 22 pacientes tratados mediante uretrotomía interna bajo anestesia local con Lidocaína, tras la cual se colocó la prótesis endouretral. En 10 pacientes el tiempo de permanencia de la prótesis fue entre 3 y 5 meses. En 6 pacientes la prótesis permaneció en el lecho uretral durante 6 meses y en los otros 6 restantes durante 24 meses. Todos los pacientes presentaban una buena calidad de micción, con un rango de flujo máximo entre 17 y 23 ml/s, sin describir el autor movilizaciones ni otras complicaciones (65).

PRÓTESIS ENDOURETRALES PERMANENTES

La utilización de prótesis endouretrales autoexpandibles permanentes, se introdujo como una alternativa válida a la uretroplastia en casos muy seleccionados de estenosis uretrales recidivantes. El origen de estas prótesis tuvo lugar en 1987 cuando Rousseau y Sigwart (22, 66) las utilizaron para estenosis vasculares en el sistema arterial periférico y coronario tras angioplastias transluminales. Posteriormente se realizaron estudios en experimentación animal mediante prótesis metálicas (Wallstent) y de poliuretano, escogiéndose las primeras por su tolerancia y fijación a la pared uretral (67). Su mayor virtud consiste en la composición del material metálico empleado (acero o titanio o nitinol), el tipo de malla desarrollado y su característica de autoexpansión y flexibilidad que teóricamente, permite mantener un calibre inalterado una vez expandida. Su estructura en forma de malla, y la presión que ejerce sobre las paredes uretrales facilita el crecimiento del urotelio que la incorpora a la pared uretral, integrándose en ésta y evitando la reestenosis y los procesos de calcificación. Su indicación principal, se halla en las estenosis de uretra bulbar, no recomendándose tratar con estos dispositivos las estenosis traumáticas de uretra membranosa, donde el porcentaje de recurrencias es alto, debido al gran crecimiento del tejido fibrótico. Estos procedimientos presentan un bajo índice de complicaciones, estando el goteo postmiccional entre las más comunes por la imposibilidad de coaptación de las paredes uretrales. Entre las más graves se encuentran la restenosis y el crecimiento del tejido de granulación que en ocasiones pueden obstruir o sellar la uretra como en la experiencia de Baert, que halló en un 57 % de casos una proliferación fibrótica que requirió tratamiento desobstructivo (resección endoscópica o laserificación)(68). Parra atribuye este fenómeno a una reacción inflamatoria a cuerpo extraño, frente al material protésico. Este crecimiento hiperplásico parece que ocurre más frecuentemente con

las prótesis de acero y en algún caso es necesario su extracción y la práctica de una uretroplastia de sustitución (69).

Su colocación puede realizarse mediante técnicas fluoroscópicas, aunque las tres modalidades existentes se hallan actualmente diseñadas para su inserción bajo visión endoscópica, estando ensambladas y comprimidas en «sets» desechables. Su emplazamiento se realiza tras la dilatación uretral neumática o con bujías, o más frecuentemente tras uretrotomía interna, para conseguir un diámetro mínimo de la uretra que oscile entre 24 y 30 Fr. Actualmente existen en el mercado tres tipos de prótesis uretrales permanentes autoexpandibles: la Urolume® (Wallstent), la ASI® y la prótesis Memotherm®.

UROLUME® (WALLSTENT)

Introducida en Urología por Milroy en 1988, ha ido sufriendo distintas modificaciones desde entonces (70, 71). Actualmente se encuentra en el mercado la Urolume plus® que representa la última generación de la prótesis original. Consta de una malla flexible de acero multifilamento de longitud variable (20 a 30 mm.) que está montada en un dispositivo desechable, por el que se puede introducir una óptica de 0 grados para su control endoscópico. Consta de un elemento de trabajo recubierto por una vaina externa en cuyo interior se halla plegada la prótesis, que permite la liberación lenta y progresiva de la malla de acero hasta un tope distal, que permite la recolocación de la prótesis al poder ocultarse de nuevo en caso de un emplazamiento incorrecto. Presenta además un dispositivo de seguridad para su liberación definitiva en el interior de la luz uretral una vez confirmada endoscópicamente la correcta situación. Una vez liberada la prótesis, puede adoptar un diámetro máximo de 14 mm en el interior de la uretra, ejerciendo una presión sobre ésta que la aplica a sus paredes. El crecimiento del tejido hiperplásico uretral es exuberante durante los primeros 3 meses, pudiendo disminuir la luz uretral, dando falsas imágenes de estenosis en las exploraciones radiológicas, pero sin alterar la fisiología miccional (Fig. 11). En caso de extracción de la Urolume®, ésta se halla dificultada al estar constituida por una malla en multifilamento, siendo necesario el desamblaje «in situ» en caso de mala colocación o movilización.

Existen varias experiencias con la utilización de las prótesis de acero pero en 1991 se publicó un extenso estudio multicéntrico europeo, donde se analizaron 71 pacientes portadores de Urolume® con un seguimiento igual o superior a 12 meses en 64 casos. La media de flujo máximo previo a la inserción fue de 6 ml/seg y a los 15 meses postcolocación de 15 ml/seg. La mayoría de las estenosis estaban situadas en uretra bulbar y la etiología más frecuente era la yatrógena tras la resección transuretral de próstata. Resultados: 68 de 71 casos se mostraron satisfechos con los resultados y en 2 casos la hiperplasia del tejido uretral produjo una severa obstrucción que requirió de resección transuretral. Complicaciones: en 16 pacientes apareció disconfort perineal que se resolvió espontáneamente a los tres meses, en 8 casos perma-



Fig. 11.—Crecimiento del tejido hiperplásico uretral a través de la malla de una prótesis Urolume®, sin alteración del flujo urinario.

neció dicho discomfort hasta los 8 meses y en un caso es permanente. La hematuria se produjo en 4 casos durante los primeros tres meses y en un caso se extendió hasta el octavo mes asociada a infección urinaria, el goteo postmiccional apareció, en 28 casos durante los tres primeros meses pasando a 10 casos a los 8 meses y a 4 a los 15 meses, la incontinencia de stress fue rara, así como las erecciones dolorosas. Solamente tres pacientes presentaron infección urinaria y una piuria estéril fue el hallazgo usual hasta la epitelización del dispositivo. Tras doce meses de su colocación 23 prótesis se hallaban completamente cubiertas por epitelio, sin infección ni incrustaciones (72).

La experiencia Norteamericana está reflejada en un estudio multicéntrico sobre 175 pacientes con estenosis recidivante de uretra bulbar a los que se colocó una endoprótesis tipo Urolume®. La longitud de la estenosis osciló entre 0,4 y 5,5 cm (media 2,2 cm). Los resultados a los 12 meses de seguimiento fueron los siguientes: la puntuación subjetiva de los síntomas descendió de 12,7 en la preinserción a 2,3 ($p < 0,001$), la media del flujo máximo pasó de 9,8 ml/seg a 22,4 ml/s postinserción ($p < 0,001$). A los 6 meses el 67 % de las prótesis estaban totalmente epitelizadas y a los 12 meses lo estaban el 88 %. El porcentaje de retratamiento postinserción fue del 15 % y en el 9 % fue necesaria la inserción de una prótesis adicional. En 5 casos tuvieron que ser retiradas las prótesis sin dificultad y sin secuelas posteriores. La tasa de infección, erosión, incrustación o migración fue mínima así como la alteración de la función sexual. A los 6 meses el 53 % de los pacientes presentaban un cierto grado de goteo postmiccional, el 26 % tenía molestias perineales y el 15 % refirieron hematuria en alguna ocasión (45, 73).

De los datos publicados sobre los análisis de la experiencia con las prótesis de Wallstent nos encontramos con divergencias en cuanto al resultado de éxitos en el procedimiento, sin que ello esté influenciado por el tiempo de seguimiento. Así Resel presenta una tasa de buenos resultados del 75 % a los 12 meses (74). Oesterling reporta un 96 % de éxitos con un seguimiento medio de 12 meses en la colocación de la prótesis Urolume en 131 pacientes (73). A su vez Sarramon, con un «follow-up» de 32 meses obtiene micciones confortables en el 92 % de sus pacientes (75). Por otro lado, experiencias más recientes como la de Boccon-Gibod, presenta un 67 % de buenos resultados con un seguimiento de 11,5 meses (76). También Luther especifica que sólo en 6 de 12 pacientes tratados no se observó ninguna complicación postoperatoria. En el resto de pacientes se contabilizaron 4 estenosis de la uretra en los extremos de la prótesis y 2 obliteraciones completas de la luz uretral por el crecimiento de tejido fibroso (77). Estos resultados nos indican que la diferencia entre los distintos grupos pueden estar relacionados con el criterio de selección de los pacientes tributarios a ser tratados mediante estos dispositivos. El estado del resto de la uretra, la localización bulbar, y el descartar la etiología traumática al valorar los resultados podrían explicar la diferencia entre los datos (Fig. 12).



Fig. 12.—Restenosis de uretra bulbar a los 6 meses de la colocación de una prótesis uretral permanente.

PRÓTESIS ASI®

La prótesis está compuesta por una malla de titanio poco flexible montada sobre un balón coaxial no distensible en el extremo distal, que se coloca bajo visión endoscópica, tras dilatar o seccionar la estenosis. Esta prótesis se ha utilizado preferentemente en el tratamiento de las obstrucciones infravesicales por HBP. La longitud de la estenosis se mide mediante un catéter uretral graduado y cuando la prótesis se halla en la posición correcta el balón se hincha liberándose la prótesis. Este dispositivo se encuentra en fase de investigación clínica y no está comercializado en USA. Como tratamiento de la estenosis uretral recidivante se ha utilizado en 5 pacientes, con un tiempo medio de seguimiento de 14,1 meses y con un 80 % de buenos resultados iniciales, aunque en dos casos se requirió posteriormente de uretroplastia. El mayor inconveniente de esta prótesis lo constituye su falta de flexibilidad que limita su colocación en los segmentos estenóticos. En un caso con estenosis traumática de la uretra membranosa, se produjo la migración de la prótesis tras la sobredistensión uretral. En esta pequeña serie no se objetivaron incrustaciones ni infecciones urinarias (69).

PRÓTESIS MEMOTHERM®

Está constituida por una malla autoexpandible en monofilamento de nítinol, un material biológicamente inerte formado por una aleación de níquel, titanio y aluminio, que convenientemente tratado presenta memoria térmica. La malla metálica adopta una forma cilíndrica y se expande totalmente a una temperatura de 37 grados, y se contrae perdiendo su capacidad elástica si se descende la temperatura del medio (Fig. 13). Esto facilita las maniobras de movilización y extracción en caso de malposición. Se encuentra en unas longitudes de 20 a 40 mm y su diámetro totalmente expandida es de 36 Fr. La endoprótesis se halla alojada sobre un elemento de trabajo, por el que se introduce una óptica de 0 grados, y plegada bajo una vaina externa, que al retirarse permite la extracción del dispositivo que se libera a segmentos de 1 cm. A diferencia de la prótesis Urolume® no puede esconderse de nuevo una vez descubierta de su vaina externa lo que obliga a una cuidadosa colocación. Por otro lado posee la ventaja de ser un monofilamento que asociada a la memoria térmica facilitan teóricamente las maniobras de movilización y extracción. Su incorporación a la pared uretral se realiza por crecimiento del epitelio uretral a través de la malla epitelizándola entre los 6 y 12 meses de su implantación. Estas prótesis se han utilizado también para tratar las obstrucciones infravesicales como alternativa a la cirugía en pacientes de riesgo quirúrgico elevado. Presenta las mismas dificultades y problemas que las prótesis Urolume®, la movilización en el momento de la colocación, el crecimiento del tejido de granulación uretral, el goteo postmiccional (Fig. 14) y las restenosis en casos de uretras con lesiones de espongiopfibrosis extensas.



Fig. 13.—Prótesis endouretral permanente termoexpandible (Memotherm®).



Fig. 14.—Demostración radiológica del residuo uretral post-miccional que ocasionará el goteo.

Existe poca experiencia en el uso de este dispositivo endouretral para el tratamiento de la estenosis uretral. Nuestro grupo realizó un estudio prospectivo en 20 pacientes afectos de estenosis uretral recidivante tratados mediante uretrotomía interna más la colocación de prótesis endouretral permanente. La población de pacientes se dividió aleatoriamente en dos grupos. A 10 pacientes se les colocó 13 prótesis Urolume®, con un tiempo de seguimiento medio de 26 meses y a los 10 pacientes restantes 10 prótesis endouretrales de Memotherm® con un tiempo medio de seguimiento de 12 meses. Las estenosis se localizaron predominantemente en uretra bulbar y la etiología fue yatrogénica, aunque dos casos presentaron estenosis traumáticas. La epiteliización de las prótesis se distribuyó por un igual, estando incorporadas a la uretra entre los 5 y los 16 meses (78).

El 75 % de los pacientes presentaron un buen resultado, siendo igual dicha tasa en los dos grupos. En 5 pacientes (25 %), tuvimos malos resultados con restenosis en el 20 % y una fístula urinaria en el 5 %. Las restenosis aparecieron antes de los 12 meses de seguimiento y en nuestra experiencia la etiología traumática no se comportó como un factor de mal pronóstico. En cambio, los pacientes con uretras con espongiofibrosis largas, fueron los que presentaron recidiva de la estenosis en uno de los extremos. En un paciente la fibrosis ocluyó la luz uretral y requirió la extracción de la prótesis y la práctica de una uretroplastia amplia de sustitución. Las complicaciones menores se repartieron entre hematuria autolimitada, goteo postmiccional, erecciones dolorosas, que generalmente fueron bien toleradas por los pacientes. Se objetivaron dos desplazamientos: uno anterior en una estenosis de uretra peneana tras una erección postoperatoria, y una posterior en un paciente con una uretra posterior muy dilatada por la estenosis, que obligó a la colocación de una nueva prótesis.

CONCLUSIONES

La utilización de las prótesis endouretrales temporales, puede constituir un método para mejorar la rentabilidad de los resultados de la uretrotomía interna en pacientes con estenosis bulbares, aunque cabría mejorar su diseño para evitar las frecuentes movilizaciones de los dispositivos. A su vez podría constituir una alternativa al cateterismo postoperatorio de estos pacientes, mejorando su confort de vida. Por otra parte las prótesis uretrales permanentes constituyen una alternativa a la cirugía de la estenosis uretral en pacientes muy seleccionados con estenosis localizadas y una uretra restante en buenas condiciones. No se recomienda su utilización en estenosis de etiología traumática, ni como última alternativa, pues su fracaso implica difíciles soluciones.

BIBLIOGRAFIA

1. De Nicola, R. R.: «Permanent artificial (silicone) urethra». *J. Urol.*, 63:168-172, 1950.
2. Finney, R. P.; Hopkins, S. C.: «Ureteric Stents», en *Urological Prostheses, Appliances and Catheters*. Eds. John P. Pryor. Springer-Verlag, London, 1992, pp. 33-72.
3. Blum, J.; Skemp, Ch.; Reiser, M.: «Silicone Rubber Ureteral Prosthesis». *J. Urol.*, 90:276-280, 1963.
4. Zimskind, P. D.; Fetter, T. R.; Wilkerson, J. L.: «Clinical Use of Long-term Indwelling Silicone Rubber Ureteral Splints Inserted Cystoscopically», *J. Urol.*, 97:840-844, 1967.
5. Marmar, J. L.: «The management of ureteral obstruction with silicone rubber splint catheters», *J. Urol.*, 104:386-389, 1970.
6. Puigvert, A.: *En tratado de operatoria urológica*. Editorial Labor, S. A, Barcelona, 1971. Comunicación de autor.
7. Gibbons R. P.: «Gibbons ureteral stents». *Urol. Clin. North. Am.*, 9:85-88, 1982.
8. Hepperlen, T. W.; Mardis, H. K.; Kammandel, H.: «Self-retained Internal Ureteral Stents: a new Approach», *J. Urol.*, 119:731-734, 1978.
9. Seldinger, S. I.: «Catheter replacement of the needle in percutaneous arteriography: a new technique». *Acta Radiol.*, 39:368-376, 1953.
10. Mardis, H. K.; Hepperlen, T. W.; Kammandel, H.: «Double Pigtail Ureteral Stent». *Urology*, 14:23-26, 1979.
11. Finney, R. P.: «Experience with new double J ureteral catheter stent». *J. Urol.*, 120:678-681, 1978.
12. Burgos, F. J.: *Biomechanical and hydrodynamic behaviour of double-J ureteral stents*. Comunicación personal.
13. Elyaderani, M. K.; Gabriele, O. F.; Kandzari, S. J. *et al.*: «Percutaneous nephrostomy and antegrade ureteral stent insertion». *Urology*, 20:650-656, 1982.
14. Vicente, J.; Laguna, P.: «Palliative Surgery for Advanced Prostatic Cancer». En *Prostate Cancer in Questions*. Treatment. Eds. S. Khoury, C. Chatelain, G. Murphy, L. Denis, P. Mechali. SCI, France, 1992, pp 49-52.
15. J. Alcover, A. Rousaud, F. J. Ruiz Marcellan, N. Serrallach, R. Serrate.: *Efectos adversos de las ondas de choque*. Tema monografico LVII Congreso Nacional de Urología. Septiembre 1992, Madrid.
16. J. A. Lancina Martin, M. Arrabal Martin, M. García Perez *et al.*: «Catéter ureteral doble J: su aplicación en pacientes con litiasis renal compleja como manobra de apoyo para litofragmentación extracorpórea. Analisis de 441 casos consecutivos». *Arch. Esp. de Urol.*, 42:557-563, 1989.
17. Vicente Rodríguez, J.; Chéchile, G.; Valenzuela, R.: «Résultats du catheter en double J comme dérivation urinaire interne». *Journal d'Urol.*, 93:553-556, 1987.

18. Andriole, G. L.; Bettmann, M. A.; Garnick, M. B. *et al.*: «Indwelling double-J ureteral stents for temporary end permanent urinary drainage: experience with 87 patients». *J. Urol.*, 131:239-241, 1984.
19. Flamm, T.; Geraud, M.; Zerbib, M. *et al.*: «Derivation palliative par sonde ureterale autostatique après resection endoscopique du méat ureteral dans les tumeurs pelviennes T4». *Ann. Urol.*, 24:530-532, 1990.
20. De Petriconi, Egghart, G.; Hautmann, R. E.: *Complications of long term indwelling ureteral stents in a series of more than 100 patients*. Congress of AUA. Atlanta 1985.
21. Docimo, S. G.; Dewolf, W. C.: «High failure rate of indwelling ureteral stents in patients with extrinsic obstruction: experience at 2 institutions». *J. Urol.*, 142:277-279, 1989.
22. Sigwart, U.; Puel, J.; Mirkovitch, V. *et al.*: «Intravascular stents to prevent occlusion and restenosis after transluminal angioplasty». *N. Engl. J. Med.*, 316:701-706, 1987.
23. Flueckiger, F.; Lammer, J.; Klein, G. E. *et al.*: «Malignant ureteral obstruction: Preliminary results of treatment with metallic self-expandable stents». *Radiology*, 186:169-173, 1993
24. Pauer, W.; Lugmayr, H.: *Wallstents for extrinsic ureteral obstruction: four years experience*. XIth Congress of the European Association of Urology, Berlin, 1994, p. 35.
25. Lock, T. M. T. W.; van Waes, P. F. G. M.; van Schaik, J. P. K. *et al.*: *Endourological Treatment of Strictured Ureteroileal (UI) Anastomoses using a self-expandable Permanent Metallic Stent (Wallstent)*. XIth Congress of the European Association of Urology, Berlin, 1994, p. 34.
26. Desgrandchamps, F.; Cussenot, O.; Bron, J. *et al.*: *Percutaneous Nephrovesical Diversion and Anterior Cutaneous Nephrostomy: Two Applications of a Newly Designed Urinary Tube*. XIth Congress of the European Association of Urology, Berlin, 1994. p. 5.
27. Towers, R. J.: «Design and use of externally draining ureteral stent». *Urology*, 32:532-534, 1988.
28. Fabian, K. M.: «Der interprostatiche "Pastielle Katheter" (Urologische Spiral)». *Urologe (A)*, 19:236-238, 1980.
29. Nordling, J.; Ovesen, H.; Poulsen, A.: «The intraprostatic spiral: clinical results in 150 consecutive patients». *J. Urol.*, 147:645-647, 1992.
30. Yachia, D.; Beyar, M.: «Long-term follow-up after insertion of the self-expanding and self-retaining coil stent: prostacoil». En *Urology*, 1992. Eds. Monduzzi, Bologna, 1992, p. 283.
31. Nissenkorn, I.: «Prostatic Stents». *J. Endourol.*, 5:79-82, 1991.
32. Parra, R.; Boullier, J.; Cummings, J.: «Endoluminal Urethral Stent: a Review». *J. Endourol.*, 7:117-123, 1993.

33. Vicente, J.; Salvador, J.; Chéchile, G.: «Spiral Urethral Prosthesis as an Alternative to Surgery in High Risk Patients with Bening Prostatic Hyperplasia: Prospective Study». *J. Urol.*, 142:1504-1506, 1989.
34. Vicente, J.; Salvador, J.; Izquierdo, F.: «Prótesis intraprostáticas». *Arch. Esp. Urol.*, 44:615-621, 1991.
35. Vicente, J.: «Prótesis intraprostáticas». *Act. Urol. Esp.*, 131-135, 1993.
36. Vicente, J.: «Prótesis intraprostáticas». *Act. Urol. Esp.*, 635-637, 1993.
37. Vicente, J.; Salvador, J.; Laguna, M. P.: «Les protheses intraprostatiques». *J. Urol. Nephrol.*, 99:324-327, 1993.
38. Conort, P.: «Report of the Committee on other non medical treatment. Urethral stents». En *The International Consultation on Benign Prostatic Hyperplasia*. Eds. Cockett *et al.*, Paris, 1991, p. 230.
39. Nordling, J.: «Report of the Committee on other non medical tratment. Urethral stents». En *The International Consultation on Benign prostatic Hyperplasia*. Eds. Cockett *et al.* Paris, 1991, p. 229.
40. Lewi, H. J.: *The Porges Uroespiral: three years follow-up*. XIth Congress of the European Association of Urology, Berlin, 1994, p. 310.
41. Braf, Z.; Sofer, M.; Chen, J. *et al.*: *Long-term experience with two different intraurethral coils in BPH patients*. XIth Congress of the European Association of Urology, Berlin, 1994, p. 311.
42. Alver, J. M.; Vaz, J. L.; Carneiro de Moura, J. L.: *Temporary prostatic stenting with poliurethane intraurethral device: Results in 75 patients*. XIth Congress of the European Association of Urology, Berlin 1994, p. 309.
43. Williams, G.: «The cost effectiveness of urethral stents». *Br. J. Urol.*, 71:1, 1993.
44. Sarramon, J. P.: «The treatment of Benign Prostatic Hyperplasia: prostatic stents». En *II Teaching Course*. Xth Congress European Association of Urology. Genova, 1992.
45. Oesterling, J. E.; Epstein, H.: «The North American Urolume Study Group. The North American Experience with the Urolume Endoprosthesis as a Treatment for Symptomatic BPH: long-term Results». *J. Urol.*, 149:216 A, 1993.
46. Guazzoni, G.; Montorzi, F.; Conroni, P. *et al.*: *Prevention and management of complications with the prostatic Urolume wallstent: long term experience in the firts 100 patients*. XIth Congress European Association of Urology, Berlin, 1994, p. 307.
47. Chiou, R. K.; Omaha, N. E.; Suarez, G. M. *et al.*: «Use of the Titan intraprostatic stent in men with BPH: preliminary results from the United States National Cooperative Study». *J. Urol.*, 149:216A, 1993.
48. Abrams, P.; Gillatt, D.; Chadwick, D.: «Intraprostatic stent. Experience with the ASI stent to treat bladder outflow obstruction». *J. Urol.*, 145:641 A, 1991.
49. Kirby, R. S.; Heard, S. R.; Muller, P. *et al.*: «Use of the ASI-Titanium stent in the management of bladder outflow obstruction due to BPH». *J. Urol.*, 148:1195, 1992.
50. Mc Loughlin, J.; Jager, R.; Abel, P. D.: «The use of prostatic stent in patients with urinary retention who are unfit for surgery». *Br. J. Urol.*, 66:66-70, 1990.

51. Holmes, S. A. V.; Crocker, P. R.; Kirby, R. S.: *Long-term follow-up on the use of an intraprostatic stent*. XIth Congress European Association of Urology, Berlin, 1994, p. 311.
52. Gottfried, H. W.; Hautmann, R. E.: *Memotharm stent for BPH treatment in high risk patients: experience of more than 100 cases*. XIth Congress European Association of Urology, Berlin, 1994, p. 308.
53. Petersen, N. E.: «Traumatic posterior urethral avulsion». *Monographs in Urology*, 1986; 7:61-82.
54. Konnak, J. W.; Kogan, B. A.: «Otis internal urethrotomy in the treatment of urethral stricture disease». *J. Urol.*, 1980; 124:356-358.
55. Holm-Nielsen, A.; Schultz, A.; Moller-Pedersen, V.: «Direct vision internal urethrotomy. A critical review of 365 operations». *Br. J. Urol.*, 1984; 56:308-312.
56. Sharpe, J. R.; Finney, R. P.: «Urethral strictures: Treatment with intralesional steroids». *J. Urol.*, 1976; 116:440-443.
57. Korhonen, P.; Talja, M.; Ruutu, M.: «Intralesional corticosteroid injections in combination with internal urethrotomy in the treatment of urethral strictures». *Int. Urol. Nephrol.*, 1990; 22:263-269.
58. Smith, J. A. Jr.; Dixon, J. A.: «Neodymium: YAG laser treatment of benign urethral strictures». *J. Urol.*, 1984; 131:1080-1081.
59. Vicente, J.; Salvador, J.; Caffaratti, J.: «Endoscopic urethrotomy versus urethrotomy plus Nd-YAG laser in the treatment of urethral stricture». *Eur. Urol.*, 1990; 18:166-168.
60. Turek, P. J.; Mally, T. R.; Cedron, M.: «Ktp-532 laser ablation of urethral strictures». *Urology*, 1992; 40:330-334.
61. Yachia, D.; Beyar, M.: «Temporary implanted urethral coil stent for the treatment of recurrent urethral strictures: a preliminary report». *J. Urol.*, 1991; 146:1001-1004.
62. Yachia, D.; Beyar, M.: «The use of three types of self-expanding and self-retaining temporary coil stents in the treatment of recurrent strictures in various parts of the urethra». *J. Urol.*, 1992; 147:369A. Abstract 628.
63. Yachia, D.; Atilla, F.; Erlich, N.: *High cure rates using a termovable coil stent in recurring urethral strictures (including post-traumatic posterior urethral strictures)*. Berlin.
64. Yachia, D.; Beyar, M.: «New sel-expanding self-retaining temporary coil stent for recurrent urethral strictures near the external sphincter». *Br. J. Urol.*, 1993; 71:317-321.
65. Nissenkorn, I.: *A Polyurethane urethral stent for treatment of urethral strictures*. XI Congress of E.A.U. Abstracts Book (76):39.
66. Rousseau, H.; Puel, J.; Joffre, F.; Sigwart, V.; Duboucher, C.; Imbert, C.; Knight, C.; Kropf, L.; Wallsten, H.: «Self expanding endovascular prosthesis. An experimental study». *A. M. J. Radiol.*, 1987; 164:709-714.

67. Sarramon, J. P.; Joffre, F.; Rousseau, H.; Puech, J. L.; Wallstent, H.; Eldin, A.: «Early results of a new self-expandable endoluminal prosthesis for the treatment of difficult membrano-bulbar urethral stricture». RSNA, 1988.
68. Baert, L.; Verhamme, L.; Van Poppel, H.: «Long-term consequences of urethral stents». *J. Urol.*, 1993; 150:853-855.
69. Parra, R. O.; Boulier, J. A.: «Titanium urethral stent: alternative to prostatectomy in high surgical risk patients». *J. Endourol.*, 1992; 6:449-454.
70. Milroy, E. J. G.; Chapple, C. R.; Cooper, J. E.: «A new treatment for urethral strictures». *Lancet*, 1988; 1:1424-1427.
71. Milroy, E. J. G.; Chapple, C. R.; Eldin, A.; Wallsten, H.: «A new stent for the treatment of urethral strictures». *Br. J. Urol.*, 1989; 63:392-396.
72. Ashken, M. H.; Coulange, C.; Milroy, E. J. G.; Sarramon, J. P.: «European experience with the urethral Wallstent for urethral strictures». *Eur. Urol.*, 1991; 19:181-185.
73. Bihrlé, W.; Hullbert, J.; Kodama, R.; Jordan, G.; Stone, A.; Webster, G.; Ackman, C. F. D.; Badlani, G.; Smith, A.; Foster, R.; Chandellar, M.; Chetner, M.; Lloyd-Smith, G.; Thorndyke, L. L.; Defalco, A.; Mayo, M.; Oesterling, J.; Wilson, T.; Reddy, P.; Smith, I.; Bruskevitz, R.: *Urolume®*, prosthesis: North American Clinical Trials. 1994.
74. Resel, L.; Blanco, E.; Platas, A.; Mohamed, Z.; Mendez, S.; Tobio, R.: *Actas Urol. Esp.*, 1991; 14:422-426.
75. Sarramon, J. P.; Joffre, F.; Rischmann, P.; Rousseau, H.; Eldin, A.: «Prótesis endouretal Wallstent en las estenosis uretrales recidivantes. *Arch. Esp. Urol.*, 1990; 43 (5):537-541.
76. Boccon-Gibod, L.; Leduc, A.; Viens, C.: The endourethral Wallstent prosthesis: A definitive solution to the problem of urethral strictures?». XI Congress of E.A.U. Abstracts book (71):37.
77. Luther, A.; Prong, J.; Kleinschmidt, K.; Hautmann, R. E.: Long-term complications after Wallstent implantation in the treatment of recurrent urethral strictures. XI Congress of E.A.U. Abstracts book (75):39.
78. Rosales, A.; Montlleó, M.; Laguna, P.; Salvador, J.; Vicente, J.: «Estenosis uretral: Prótesis autoexpandibles versus prótesis termoespandibles». *Actas Urol. Esp.*, 1994; LIX Congreso Nacional de Urología (C-8):17.