Arch. Esp. de Urol., 54, 9 (895-904), 2001

Utilidad de los catéteres endourológicos en el tratamiento de la litiasis urinaria.

FRANCISCO JAVIER BURGOS REVILLA[1], JORGE VALLEJO HERRADOR[2] Y JUAN CARLOS SAENZ GARRIDO[3].

[1]*Servicio de Urología. Hospital Ramón y Cajal. Departamento de Ciencias Morfológicas y Cirugía. Universidad de Alcalá. Madrid.*
[2]*Servicio de Urología. Hospital del Aire. Madrid.*
[3]*Unidad de Biomateriales. Hospital Ramón y Cajal. Madrid. España.*

Resumen.- *OBJETIVO: Revisar las indicaciones y complicaciones del uso de los catéteres endourológicos asociado al tratamiento de la litiasis urinaria. Establecer la elección de los mismos en base a sus características físicas, hidrodinámicas y de biocompatibilidad.*

MÉTODOS: Se resumen los datos de los estudios experimentales y clínicos obtenidos por los autores en sus estudios, llevando a cabo también una revisión de los datos existentes en la literautra.

RESULTADOS: Los catéteres de poliuretano, C-Flex y Percuflex son los de mayor fuerza de retención, mientras que los de silicona, Urosoft y Wiruthan son los de menor. La fuerza tensil del poliuretano y los copolimeros es mayor que la de la silicona. El coeficiente de fricción, que es variable dentro de un mismo material, condiciona la facilidad de inserción del catéter. El número y diámetro de los orificios laterales del catéter es el elemento esencial en el comportamiento hidrodinámico del mismo. La silicona es el material más biocompatible seguida del Urosoft. Los poliuretanos y el C-Flex inducen importante hiperplasia urotelial y edema de lámina propia.

CONCLUSIONES: La elección de un catéter endourológico ha de ser individualizada en base a la indicación clínica. En la prevención de la obstrucción por calle litiásica post-litofragmentación se ha de seleccionar un catéter de flujo extraluminal alto y fuerza de retención elevada que favorezca el descenso de los fragmentos, evitando la migración del catéter.

Palabras clave: *Litiasis. Catéter. Biocompatibilidad. Litotricia extracorpórea.*

Summary.- *OBJECTIVE: To review the indications and complications of the use of endourological catheters in the treatment of urinary lithiasis and choice of catheter based on its physical and hydrodynamic characteristics and biocompatibility.*

METHODS: Data from our experimental and clinical studies, as well as those published in the literature are summarized.

RESULTS: Polyurethane, C-flex and Percuflex catheters have the highest retaining capacity, while the silicone, Urosoft and Wiruthan catheters have the lowest. The tensile strength of polyurethane and copolymers is superior to that of silicone. The friction coefficient, which varies within the same material, influences the facility of catheter insertion. The number and size of the side vents are essential to catheter hydrodynamic behavior. Silicone is the most biocompatible material, followed by Urosoft. The polyurethanes and C-flex catheters cause important urothelial hiperplasia and edema of the lamina propia.

CONCLUSIONS: The choice of endourological catheter should be individualized and based on the clinical indication. For prevention of obstruction from steinstrasse post- lithotripsy, a catheter with a high extraluminal flow

Correspondencia
F.J. Burgos Revilla
C/ Doña Juana I de Castilla, 34 - 1º A
28027 Madrid.
España.
e-mail: burgoss2000@yahoo.es

and high retaining capacity is indicated to facilitate passage of stone fragments and to avoid catheter migration.

Keywords: *Lithiasis. Catheter. Biocompatibility. Extracorporeal lithotripsy.*

INTRODUCCIÓN

El diseño del catéter ureteral doble J actual fue llevado a cabo por Finney en 1978 (1), habiendo experimentado múltiples modificaciones tanto en el material que lo integra, como en la disposición y número de los orificios laterales, en la conformación de los segmentos proximal y distal, o en las características mecánicas, hidrodinámicas y condicionantes de la biocompatibilidad del mismo. Constituye en la actualidad un elemento esencial para el tratamiento la litiasis urinaria, tanto en la prevención de las complicaciones obstructivas tras litotricia extracorpórea por onda de choque (LEOC), como en la resolución de las mismas. Igualmente es una medida auxiliar indispensable en el curso de la cirugía endourológica.

INDICACIONES

1.- Prevención de la obstrucción tras LEOC.

La incidencia de obstrucción y manipulación endourológica es directamente proporcional a la masa litiásica, siendo clásico el trabajo de Libby y cols. (1988) (2) en el que se establece como masa litiásica crítica 25 mm, ya que por encima de la misma las incidencias de obstrucción y de instrumentación endourológica pot-LEOC se elevan al 26% y 15% respectivamente. Sin embargo, la colocación de un catéter doble J con anterioridad a la LEOC disminuye estas cifras al 7% y 6% respectivamente. De hecho, el estudio multicéntrico americano publicado por Drach y cols. en 1984 (3) presentaba tasas de obstrucción, parcial o total, superiores, siendo del 23% para los cálculos menores de 10mm, del 35% para los de tamaño entre 10-20mm y del 53% para los mayores de 20mm.

La incidencia de obstrucción en el tratamiento de la litiasis coraliforme mediante monoterapia con LEOC oscila en la literatura entre el 30% y el 50% (4), por lo que la derivación previa, mediante doble J o nefrostomia, es obligatoria en los casos seleccionados que constituyen buena indicación de monoterapia con LEOC (cálculos infectivos, sin afectación de la arquitectura calicial y masa litásica limitada).

La influencia que tiene la utilización de una derivación interna en el tiempo de eliminación de fragmentos o en la incidencia de litiasis residual post-LEOC está controvertida en la literatura. En el estudio de Libby y cols. (1988) (2) la presencia de un catéter no acorta el periodo de eliminación de fragmentos ni disminuye el porcentaje de unidades renales con litiasis residual. Sin embargo, para Cass y cols. (1992) (5) la incidencia de litiasis residual a los 3 meses es significativamente menor con doble J que sin él, tras el tratamiento de litiasis de diámetro inferior a 30mm. Para este mismo autor reduce igualmente el número de ondas, la dosis de radiación, el número de manipulaciones endourológicas, la estancia hospitalaria y el número de reingresos. Por el contrario, Preminger y cols. (6) refieren una mayor incidencia de litiasis residual con doble J que sin él (37% frente al 19%), además de ser necesario un mayor número de ondas y de retratamientos. Sin embargo, la tasa de infecciones urinarias no aumenta por la utilización de un catéter doble J asociado a la LEOC.

En cualquier caso, la elección ha de ser individualizada y preferiblemente por un periodo de tiempo inferior a 6 semanas en prevención de las complicaciones asociadas al uso de los mismos: incrustación, obstrucción, migración, infección o rotura del catéter. Por otro lado, ocasionalmente la presencia de un catéter doble J, si bien asegura el drenaje del tracto urinario superior en presencia de una calle litiásica ureteral post-LEOC, también dificulta la eliminación de los fragmentos, ya que ocupa parte de la luz ureteral, siendo frecuente la eliminación de la calle litásica tras la retirada del doble J, especialmente si ésta está bien fragmentada y el catéteter lleva más de 3-4 semanas colocado, ya que la dilatación y la ausencia de peristaltismo ureteral que se desarrollan tras la cateterización ureteral prolongada favorece la migración distal de los mismos.

2.- Litiasis ureteral obstructiva.

En pacientes con pielonefritis litiásica obstructiva, hidronefrosis importante, cólico renoureteral refractario a analgésicos o fracaso renal agudo obstructivo la implantación de un catéteter doble J o una nefrostomía con anterioridad a la LEOC es indispensable. Sin embargo, es controvertida la utilidad del cateterismo en la litiasis ureteral no complicada con la intención de

remontar el cálculo o sobrepasar el mismo para favorecer su fragmentación con el establecimiento de una interfase líquida entre el cálculo y la pared ureteral que aumente la eficacia de la onda de choque. Existen referencias que documentan tasas semejantes de éxito, de retratamientos, de procedimientos auxiliares y de ausencia de restos litiásicos con y sin catéteter.

3.- Litiasis en riñon único.

En los pacientes monorrenos la existencia de una masa litiásica mayor de 10mm constituye una indicación electiva de derivación con anterioridad a la LEOC, mediante doble J o nefrostomía, en prevención del riesgo de anuria obstructiva. El mismo planteamiento es válido en el tratamiento mediante LEOC de la litiasis en el trasplante renal.

4.- Litiasis en el embarazo.

La colocación de un catéteter doble J permite resolver la obstrucción ureteral litiásica en el embarazo, difiriendo hasta el post-parto el tratamiento de la misma mediante LEOC. La hipercalciuria fisiológica del embarazo puede favorecer la incrustación del doble J (7).

5.- Cirugía de la litiasis renoureteral.

Tanto la cirugía endourológica (nefrolitotomía percutánea, ureteroscopia) como la cirugía abierta (nefrolitectomía, pielolitectomía, ureterolitectomía) precisan frecuentemente de la colocación de catéteres como medida adyuvante a las mismas. La colocación de un catéter ureteral, frecuentemente recambiado por un doble J más tarde, y una nefrostomía en el acceso es la norma tras una nefrolitotomía percutánea. La implantación de un doble J está justificada en el curso de ureteroscopias con fragmentos litiásicos residuales o con edema ureteral importante a nivel de la impactación litiásica. Un principio básico de la cirugía urológica es la tutorización y derivación del tracto urinario con un doble J y/o nefrostomía tras extraer el cálculo y reconstruir el tracto urinario superior.

CARACTERÍSTICAS FÍSICAS DE LOS CATÉTERES ENDOUROLÓGICOS

1.- Tipos de material.- Están fabricados con polímeros sintéticos. El **polietileno** fue el primero utilizado, pero su rigidez, intolerancia y depolimerización al estar en contacto la orina con el consiguiente riesgo de fractura del catéter justifican que se haya dejado de utilizar. El **poliuretano** menos frágil y más flexible permite una fácil colocación debido a su bajo coeficiente de fricción, si bien su biocompatibilidad y biodurabilidad son bajas por lo que su uso ha de quedar limitado a pacientes con catéteres durante periodos cortos de tiempo. La **silicona** (polidimetilsiloxano) es el polímero más biocompatible, pero su escasa fuerza tensil exige que la pared de los catéteres sea gruesa y los orificios laterales pequeños para evitar la rotura. Estas dos circunstancias empeoran el comportamiento hidrodinámico de los dobles J de silicona. Por otro lado, la rugosidad de su superficie condiciona un alto coeficiente de fricción que dificulta la insercción de los mismos. Finalmente existen múltiples **copolímeros** (Urosoft, Silitek, C-Flex, Percuflex) que posibilitan la elaboración de catéteres con mayor fuerza tensil que la silicona, lo que permite un mayor diámetro interno y orificio laterales de mayor tamaño, con el consiguiente beneficio en el comportamiento hidrodinámico, a la vez que presentan grados variables de rugosidad y biocompatibilidad. La utilización de **hidrogeles** recubriendo los catétetes, permiten la absorción de agua por la superficie de los mismos, con una íntima adaptación al urotelio, a la vez que mejoran la biocompatibilidad.

2.- Diseño.- Las modificaciones introducidas en el diseño de los catéteres doble J han ido dirigidas a:

- Evitar su migración incrementando la fuerza de retención de la J proximal, bien a expensas de una doble hélice (Fig. 1) o con un mayor de espesor de la pared del catéter en este segmento.



Fig. 1: Doble J con configuración de la J proximal en doble espiral.

- Evitar el reflujo vesicoureteral asociado. En este sentido, Ahmadzadeh y cols. (1992) (8), idearon un catéter con un manguito de silicona en el extremo distal. Las presiones necesarias en modelos experimentales in vitro para el desarrollo de reflujo son de 6 cm H_2O para el vésicoureteral y de 35 cmH_2O para el vésicopiélico, trabajando con dobles J de diámetro 7Fr. (9, 10, 11)

- Mejorar el flujo extraluminal con la intención de incrementar el aclaramiento de los fragmentos litiásicos post-LEOC. Towers (1988) (12) ha diseñado un doble J con sección helicoidal, que permite un mayor espacio entre la pared ureteral y la superficie del catéter para facilitar la migración de los fragmentos en sentido descendente. Igualmente existen dobles J metálicos sin luz en cuyo tallo de titanio están implantadas esferas de cerámica que impiden la coaptación de las paredes del uréter haciendo máximo el espacio para la migración de fragmentos, si bien es cierto que no ofrecen la posibilidad de una vía intraluminal que permita el drenaje del tracto urinario superior en caso de una obstrucción ureteral completa por la calle litásica. El diámetro interno del catéter y el número y diámetro de los orificios laterales del mismo son factores que guardan una correlación directa con el flujo ureteral. En este sentido los catéteres de silicona, al tener este material menor fuerza tensil que el poliuretano o los copolímeros, exigen un mayor espesor de pared y un menor diámetro de los orificios laterales. Ambas circunstancias hacen que el flujo urinario en ellos sea sensiblemente inferior al de los catéteres de otros materiales poliméricos(10, 11).

- Mejorar la tolerancia incrementando la biocompatibilidad. El desarrollo de hidrogeles que recubren la superficie del catéter y la investigación de nuevos polímeros que reduzcan la reacción inflamatoria vesical son opciones potencialmente útiles.

El número de orificos laterales de los distintos dobles J existentes en el mercado oscila de 4 a 13, mientras que el diámetro de los mismos varía de 0,65 mm a 1,65 mm. Por otra parte, el espesor de la pared varía de 0,78 mm a 1,22mm. (9). Es destacable que el diámetro externo de algunos catéteres 6 Fr existentes en el mercado es superior al de otros de diámetro 7 Fr, que teóricamente deberían de tener 0,33 mm más de diámetro al ser la unidad French una unidad internacional de medida. Estas variaciones hacen que catéteres teóricamente idénticos tengan características mecánicas e hidrodinámicas absolutamente distintas.

3.- Fuerza de retención.- Es la carga expresada en gramos que es necesario generar por tracción para detorsionar el extremo proximal del catéter. Depende del grado de entrecruzamiento del polímero, de la configuración de la J proximal (configuraciones multiespirales tienen fuerzas de retención superiores) (Fig. 1) y de la localización de los orificios situados en la misma (los orificios situados en la concavidad de la J disminuyen la fuerza de retención) (Fig. 2). Los poliuretanos tienen fuerzas de retención altas que varían desde 75 a 230 gr al igual que el C-Flex y el Percuflex. Existe un grupo de materiales con fuerza de retención intermedia, entre los que se encuentran el Sof-Flex, el Biosoft y el Percuflex, que oscilan de 75 a 30 gr. Finalmente, hay un grupo de fuerza de retención baja integrado básicamente por las siliconas, el Urosoft, el Puroflex y el Wiruthan, los cuales varían de



Fig. 2: Doble J con configuración de la J proximal en arco con los orificios en la concavidad del mismo.

30 a 15 gr. La fuerza de retención de los catéteres disminuye a medida que éstos "envejecen" en el interior del organismo en contacto con la orina debido a la depolimerización, oxidación, hidrólisis e incrustación que sufre el material que integra el catéter.

El efecto de la onda de choque sobre los polímeros que constituyen los catéteres dobles J de los que frecuentemente son portadores los pacientes con litiasis tratados mediante LEOC ha sido escasamente analizado. Sin embargo, ha sido referida una disminución de la fuerza de retención de los catéteres procedentes de pacientes tratados mediante LEOC en comparación con los procedentes de pacientes que no han sido tratados con onda de choque. Burgos et al (1996) (13) en un intento de evaluar el posible efecto de la onda de choque sobre la estructura del polímero diseñaron un estudio comparativo mediante ensayo de fatiga física por flexión pura (100 veces) de segmentos de catéter, determinando el ángulo de deformación residual en 2 grupos de catéteres: uno tratado y otro no tratado previamente con onda de choque. El ángulo de deformación residual y la incidencia de microfracturas fue significativamente mayor en el grupo tratado con LEOC. El efecto lesivo de la onda de choque sobre la cadena polimérica parece ser distinto para cada material, existiendo una frecuencia de impacto para la cual dicho efecto es máximo para cada tipo de biomaterial (13).

4.- Fuerza tensil.- Es la tensión que hay que generar en los extremos del catéter para conseguir la rotura del mismo. La fuerza tensil tiene implicaciones en el diseño del catéter, ya que materiales con fuerza tensil elevada (fundamentalmente poliuretano y otos copolímeros) permiten espesores de pared pequeños, lo que incrementa el diámetro interno y consecuentemente el flujo endoluminal. Igualmente, permite aumentar el diámetro de los orificios laterales, parámetro que guarda una correlación directa tanto con los flujos endo como extraluminales del catéter. Por el contrario, las siliconas, materiales de fuerza tensil baja, exigen espesores de pared elevados y orificios laterales pequeños, por lo que su comportamiento hidrodinámico es peor que el de los catéteres de poliuretano u otros copolímeros (14).

5.- Coeficiente de fricción.- Es la resistencia que ofrece el biomaterial al deslizamiento, tanto en su superficie interna (paso de la guía), como en su superficie externa (deslizamiento por el endoscopio y el urotelio). En general guarda correlación con la rugosidad de la superficie del catéter, cuanto más lisa es ésta menor es el efecto friccional de la interfase. El recubrimiento con hidrogeles, materiales capaces de embeber agua, de la superficie de los catéteres disminuye su coeficiente de fricción facilitando su inserción. Vallejo (9) ha evaluado la rugosidad de la superficie externa de los distintos catéteres existentes mediante la determinación de un coeficiente (K_a) que expresa la desviación media de las oscilaciones de altura registradas por una aguja que se desliza por la superficie del catéter. Es destacable que la rugosidad no va obligatoriamente ligada a un tipo de material. De hecho, para las siliconas osciló de 0,34 a 2; para los poliuretanos de 0,23 a 2,7 y para los copolímeros de 0,41 a 1. El polietileno presentó K_a de 0,79. La silicona Multilengh es la silicona más lisa (K_a=0,34), el Urosoft es el poliuretano más liso (K_a=0,23) y el Percuflex el más liso de los copolímeros (K_a=0,41).

6.- Radiopacidad.- Ninguno de los polímeros utilizados en la fabricación de catéteres tiene densidad radiológica por sí mismo para ser identificado radiológicamente. Su densidad, que se puede medir mediante TAC en unidades Hounsfield, depende de la adición de sales metálicas (Bario, Bismuto, Tántalo o Tungsteno). Por tanto, la opacidad del catéter, circunstancia que facilita su colocación mediante control radiológico, no depende del material que integra el mismo sino de la sustancia radiopacificante que se ha añadido. La opacidad de los catéteres existentes en el mercado oscila desde 3070 U Hounsfield de algunas siliconas hasta 1000 U Hounsfield de otras, teniendo la mayoría de los poliuretanos y copolímeros densidades que varían desde 2200 a 2800 U Hounsfield. Las sales usadas como radiopacificantes probablemente juegan algún papel en el grado de compatibilidad del catéter (9, 13).

COMPORTAMIENTO HIDRODINÁMICO DE LOS CATÉTERES ENDOUROLÓGICOS

La repercusión hidrodinámica de la colocación de un catéter doble J en el tracto urinario superior es distinta dependiendo de: la existencia o no de obstrucción, el flujo urinario, la replección vesical y las

características del catéter. En ausencia de obstrucción, flujo urinario bajo y escasa replección vesical la presencia de un doble J incrementa el flujo ureteral, ya que impide la coaptación ureteral durante la onda peristáltica, permitiendo un flujo constante entre una pelvis de baja presión (5 cm H_2O) y la vejiga. Sin embargo, en ausencia de obstrucción, flujo urinario alto y presiones elevadas (>15 cm H_2O) la presión del fluido impide la coaptación de las paredes del uréter. La presencia de un catéter en esta situación reduce la sección ureteral de flujo urinario disminuyendo el mismo. Por tanto, la presencia de un catéter en esta situación induce cierto grado de obstrucción, siendo ésta tanto mayor cuanto mayor es el diámetro del catéter, la presión piélica y la replección vesical (10).

El número de orificios laterales es el parámetro clave en el establecimiento del régimen hidrodinámico del doble J. El peso del catéter, el diámetro externo del mismo y el espesor de la pared son factores que se correlacionan inversamente con el flujo ofertado por el catéter (10).

De otro lado, la presencia de un catéter doble J condiciona la existencia de un reflujo vesicoureteral pasivo en el 68% de los casos y activo en el 80%, lo que condiciona una reducción progresiva del peristaltismo ureteral, un aumento del diámetro del uréter y que el flujo urinario se lleve a cabo por transmisión pasiva de presiones en un sistema tubular abierto. Este hecho explica la dilatación, con modificaciones histológicas de la pared ureteral, que se instaura en uréteres crónicamente cateterizados. Igualmente, este es uno de los mecanismos que favorecen la migración en sentido distal de los fragmentos que integran las calles litiásicas tras la LEOC, ya que la orina refluida hasta la pelvis posteriormente desciende por el espacio extraluminal del catéter favoreciendo la eliminación de los fragmentos. Experimentalmente en nuestro laboratorio se ha documentado que es necesario alcanzar una presión vesical de 6 cm H_2O para que se inicie el reflujo vesicoureteral y de 35 cm H_2O para el vesicopiélico. A medida que el catéter envejece se hace más refluyente (10, 11). Los catéteres de silicona con extremo proximal ciego y múltiples orificios laterales de diámetro elevado exigen presiones vesicales más altas para el establecimiento del reflujo.

El desarrollo de una **obstrucción endoluminal** segmentaria del un catéter doble J por restos litiásicos no es clínicamente muy trascendente, de hecho tan sólo el 4% de los pacientes en los que se objetivan obstrucciones endoluminales segmentarias del doble J tienen clínica de obstrucción. Esto es así dado que al nivel de la obstrucción el flujo ureteral se desvía del espacio intra al extraluminal a través de los orificios laterales y una vez sobrepasada la ésta el flujo se vuelve a redistribuir en sentido del espacio extra al intraluminal, por lo que el flujo ureteral total no se modifica. Por ello es esencial que los dobles J que se seleccionen como medida preventiva de obstrucción por calle litiásica tras la LEOC tengan múltiples orificios laterales de diámetro amplio (10).

Por el contrario, el desarrollo de una **obstrucción extraluminal** del catéter (calle litiásica post-LEOC) es hidrodinámicamente muy trascendente, ya que condiciona una reducción significativa del flujo ureteral, que es tanto más importante cuanto más proximal es la obstrucción. Esto es así debido a que la mayor parte del flujo endoluminal procede del flujo que se aporta a través de los orificios laterales; por tanto cuánto más proximal sea la obstrucción extraluminal (más alta sea la calle litásica) más intensa es la reducción del flujo ureteral. Este efecto es tanto más importante cuanto mayor es el diámetro del catéter. De hecho, en modelos experimentales in vitro la reducción porcentual del flujo es del 74%, 43% y 25% respectivamente para catéteres del 5, 6 y 7 Fr respectivamente. Los dobles J metálicos son los que generan una menor reducción del flujo en presencia de una obstrucción extraluminal, sin embargo su uso en la práctica clínica ha sido escaso y no ofrecen la opción de una vía de drenaje intraluminal en caso de calle litiásica ureteral obstructiva (9, 10).

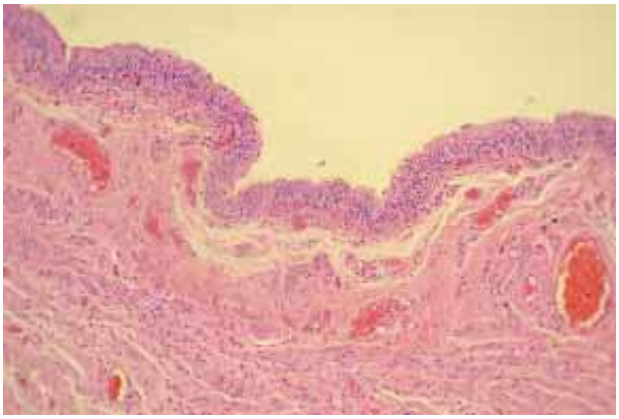


Fig. 3: Aspecto histológico de la zona de contacto de un catéter de C-Flex con hiperplasia urotelial y edema de la lámina propia.



Fig. 4: Incrustación en orificio lateral de un catéter doble J.

BIOCOMPATIBILIDAD DE LOS CATÉTERES ENDOUROLÓGICOS

La biocompatibilidad de un implante situado en el tracto urinario superior tiene una triple vertiente: el efecto del biomaterial sobre el urotelio (tolerancia al catéter), el efecto del biomaterial sobre la orina (incrustación del catéter) y efecto de la orina sobre el biomaterial ("envejecimiento del implante").

En relación al **efecto del biomaterial sobre el urotelio** desde la década de los 1940 son conocidos los efectos de la presencia de un catéter sobre la pared del uréter. Entre ellos destacan: la hiperplasia urotelial, ocasionalmente asociada a ulceración mucosa, el edema de la lámina propia, la hipervacularización, la hipertrofia de la muscular, la fibrosis y la dilatación de la luz ureteral. Existen estudios experimentales en perro en los que se analizaron comparativamente el efecto de los distintos tipos de biomateriales (poliuretano, Silitek, C-Flex y silicona) sobre los uréteres, concluyendo que el poliuretano era el que desencadenaba mayor intolerancia por parte del urotelio, mientras que la silicona y el C-Flex parecían ser los más biocompatibles (15).Estos distintos grados de biocompatibilidad han sido puestos en relación con la rugosidad, los distintos coeficientes de fricción y el grado de hidrofobicidad. Sin embargo, es probablemente la formulación química de cada polímero y los aditivos del mismo, como opacificantes, los responsables fundamentales del la citotoxicidad. Vallejo y Burgos (9, 11), en un estudio experimental mediante implantación de segmentos de catéteres en vejigas de rata y cuantificación de la hiperplasia urotelial tras medir el espesor del urotelio, establecen que ésta es máxima para el Sof-Flex y mínima para la silicona, presentando los poliuretanos, el Urosoft o el C-Flex, grados intermedios. En relación al edema de la lámina propia, éste fue máximo con el C-Flex y mínimo con la silicona. Curiosamente el Sof-Flex y el C-Flex , los dos materiales que desencadenan mayor intolerancia llevan como radiopacificante Bismuto. Igualmente, todos los materiales indujeron la presencia de un infiltrado variable de células inflamatorias y una hipervascularización en la lámina propia (9) (Fig. 3).

En relación al **efecto del biomaterial sobre la orina**, es decir al desarrollo de incrustaciones, es un proceso que se inicia con la adsorción de proteínas en la superficie del catéter, seguido de la adhesión de células y finalmente del depósito de cristaloides. Los factores que determinan la incrustación dependen del

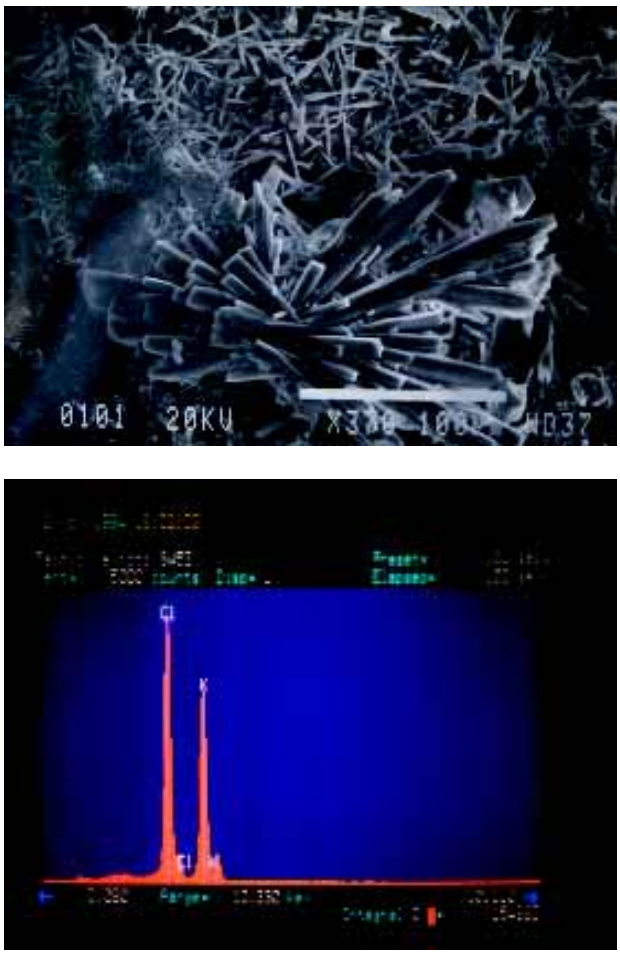


Fig. 5: A, B.- Aspecto al microspio electrónico de cristales de cloruro potásico en la superficie de un catéter doble J.

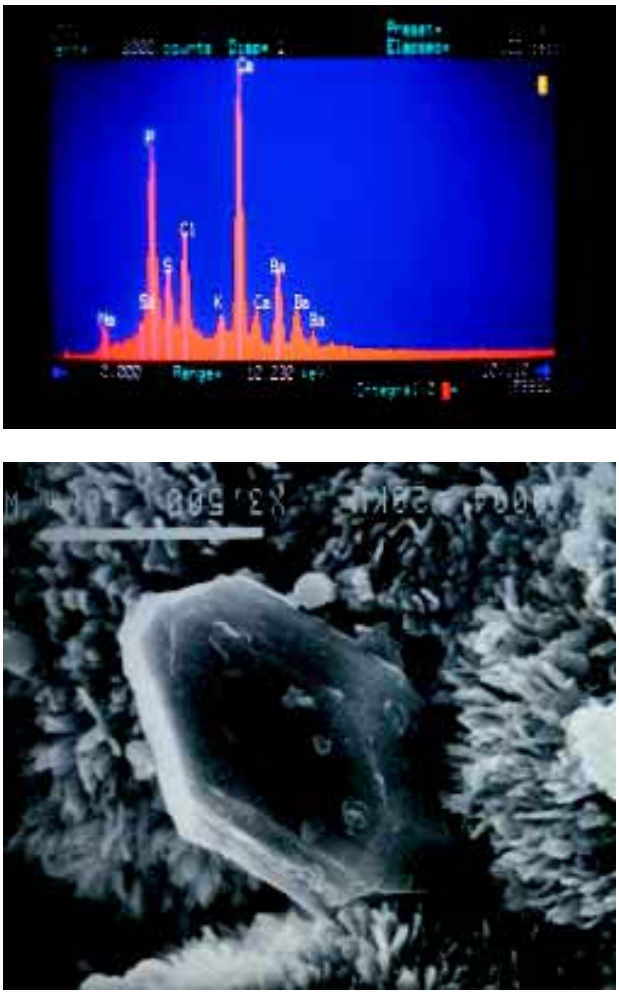


Fig. 6: A,B.- Aspecto al microscopio electrónico de cristales de fosfato amónico-magnésico con el típico aspecto de "ataúd" en la superficie de un catéter doble J.

biomaterial (rugosidad superficial, composición polimérica, carga superficial, e hidrofobicidad), de la orina (composición bioquímica y microbiológica) y del tiempo de permanencia.

Las incrustaciones son más frecuentes en la superficie interna de los catéteres y en los orificios laterales (Fig. 4), circunstancia en posible relación con el enlentecimiento y la turbulencia del flujo a estos niveles, así como por las irregularidades existentes en la superficie del catéter. La menor presencia de incrustaciones en la superficie externa puede estar en relación con el efecto de "arrastre" del peristaltismo ureteral.

Estudios experimentales en los que se han evaluado las incrustaciones desarrolladas sobre la superficie de los catéteres con 10 tipos de orina distintos en base al pH, la concentración de calcio y el contenido bacteriano muestra que la orina alcalina hipercalciúrica e infectada con gérmenes ureolíticos es la que tiene una mayor tendencia a generar incrustaciones en la superficie de los catéteres. Por el contrario, la orina ácida, normocalciúrica y estéril es la que tiene una menor tendencia a desarrollar las mismas. En cualquier caso, los depósitos iniciales siempre están formados por sales de cloro, sodio y potasio. La presencia de infección por gérmenes no ureolíticos, en presencia de orinas ácidas, no modifica esta secuencia (9).

El tiempo de permanencia del catéter es esencial. A los tres días se puede objetivar ya un recubrimiento, que varía en composición y cantidad según el tipo de orina en la totalidad de los catéteres. No se ha observado ningún biomaterial que esté libre de incrustaciones, incluso en presencia de una orina ácida, normocalciúrica y estéril) (Figs. 5, 6).

En relación al **efecto de la orina sobre el biomaterial** está claramente establecido que éste sufre un "envejecimiento" en contacto con la orina, que está vinculado con la depolimerización, oxidación, hidrólisis y mineralización del mismo. Este hecho modifica sus características mecánicas e hidrodinámicas. Los catéteres en contacto con la orina incrementan su rígidez y fragilidad, disminuyendo su fuerza de retención, lo que les hace más proclives a migrar. Igualmente, las incrustaciones existentes en su luz, en sus orificios laterales y fundamentalmente en el extremo distal del catéter reducen el flujo ureteral, pudiendo condicionar una obstrucción completa del mismo.

COMPLICACIONES ASOCIADAS AL USO DE CATÉTERES ENDOUROLÓGICOS

1.- Intolerancia.- Es la complicación más frecuentemente asociada al uso de un catéter doble J, estando en relación con la reacción inflamatoria inducida a nivel del trígono, a veces auténticas cistitis polipoides. Su frecuencia oscila del 18-75%. El tipo de polímero elegido, junto con la rígidez, la longitud, la configuración de la J distal, la incrustación del catéter y el sexo del paciente son factores que condicionan la intolerancia (16).

2.- Reflujo vesicoureteral.- Su incidencia varía del 50-80%, siendo más frecuente en varones, circunstan-

cia en relación con la mayor presión miccional de los mismos. Sin embargo, la manifestación clínica del mismo, en forma de dolor lumbar miccional, es mucho menos frecuente (20-30%) que la incidencia documentada radiológicamente.

3.- Migración.- Su incidencia varía del 3-10%, siendo más habitual en sentido distal (descenso espontáneo a vejiga) que en sentido proximal (ascenso espontáneo al uréter). Los catéteres con J proximal en arco, con fuerzas de retención bajas (silicona, titanio) y de sección circular son más proclives a la migración que los de configuración multiespiral, fuerzas de retención altas (poliuretano) o de sección triangular (9).

4.- Infección.- Las bacterias se adhieren con más facilidad a los materiales poliméricos altamente hidrofóbicos o de baja tensión superficial. La incidencia global de colonización es del 35%, si bien es cierto que ésta incidencia es doble para el poliuretano que para la silicona. La incorporación de las bacterias al "biofilm" que recubre el catéter condiciona que las concentraciones urinarias habituales de antibiótico sean insuficientes para erradicar las mismas.

5.- Rotura.- La incidencia de rotura espontánea es mayor cuanto mayor es el tiempo de permanencia del catèter en contacto con la orina y está vinculada a la depolimerización y mineralización del material. La rotura siempre tiene lugar a nivel de los orificios laterales, ya que éste es uno de los puntos de "defecto" del material desde un punto de vista mecánico. El polietileno y el poliuretano son los materiales que sufren una mayor degradación, mientras que el C-Flex, el Percuflex y la silicona son los que menos se degradan.

6.- Incrustación.- La incidencia de incrustación clínicamente evidente es directamente proporcional al tiempo de permanencia del catéter, estando alrededor del 5% en las primeras 6 semanas y oscilando del 18-68% entre las 8 y 9 semanas. Entre los factores de riesgo para el desarrollo de la misma se encuentran: la bacteriuria , especialmente por gérmenes ureolíticos, los trastornos metabólicos asociados, la rugosidad superficial, la presencia de hidrogeles, el flujo urinario bajo, el número y tamaño de los orificios laterales o el diseño de la sección del catéter. Con microscopía electrónica se llega a documentar obstrucción de los orificios laterales hasta en el 48% de los catéteres con más de 6 semanas de permanencia . Incrustaciones de fosfato cálcico, fosfato amónico-magnésico, cistina y otras más complejas integradas por carbonato-oxalato-úrico y amónicomagnésico han sido referidas en la literatura en la superficie de los catéteres endourológicos (9) (Figs. 5 y 6).

ELECCIÓN DEL DOBLE J SEGÚN LA INDICACIÓN CLÍNICA

La elección del catéter doble J debe ser individualizada en función de la indicación clínica, el sexo, y el tiempo presumible de permanencia. Las exigencias hidrodinámicas, de fuerza de retención y de biocomptibilidad son distintas en los pacientes litiásicos que van a ser tratados mediante LEOC, en los pacientes con obstrucción ureteral extrínseca por neoplasia o fibrosis, o en los casos en los que el doble J se usa para la resolución de una fístula ureteral o como adyuvante a la cirugía reconstructiva del tracto urinario superior.

En concreto, en la prevención de la obstrucción por calle litiásica asociada al tratamiento mediante LEOC de cálculos de elevada masa litiásica es preciso la selección de un catéter que ofrezca: un flujo extraluminal alto, que favorezca el aclaramiento de fragmentos litiásicos; así como una fuerza de retención elevada de la J proximal que evite la descolocación del catéter como consecuencia de la tracción ejercida sobre el mismo por los fragmentos litiásicos en progresión (10, 11). La utilización de catéteres de calibre 5 ó 6 Fr de poliuretano, urosoft, C-Flex o Wiruthan constituyen una alternativa válida. El tiempo de permanencia de estos catéteres suele ser corto por lo que la biocompatibilidad no es el factor esencial en la elección de los mismos. Sobre todo considerando que la silicona, si bien es el material más biocompatible, no tiene un buen comportamiento hidrodinámico ofreciendo los catéteres fabricados con ella flujos ureterales bajos. Por otro lado, el coste económico de los catéteres de silicona es más elevado que los de poliuretano u otros copolímeros.

BIBLIOGRAFÍA Y LECTURAS RECOMENDADAS (*lectura de interés y **lectura fundamental)

1. FINNEY, R.: "Experience with a new double J ureteral catheter stent." J. Urol., 120: 678, 1978.
2. LIBBY, J.; MEACHAM, R.; GRIFFITH, D.: "The role of silicone ureteral stents in extracorporeal shock wave lithotripsy of large renal calculi." J. Urol., 139: 15, 1988.

3. DRACH, G.; DRETLER, S.; FAIR, W. y cols.:"Report of the United States Cooperative Study of extracorporeal shock wave lithotripsy." J. Urol., 135: 1127, 1996.
4. MILLER, K.; BACHOR, R.; HAUTMAN, R.: "ESWL monotherapy for large stones and staghorn calculi." Urol. Int., 45: 95, 1990
5. CASS, A.: "Uretral stenting with extracorporeal shock wave lithotripsy." Urology, 39: 446, 1992.
*6. PREMINGER, G.: "Ureteral stenting during extracorporeal shock wave lithotripsy: help or hindrance?" J. Urol., 142: 32, 1989.
7. GOLDFARB, A.; NEERHUT, G.; LEDERER, E.: "Management of acute hydronephrosis of pregnancy by ureteral stenting: risk of stone formation." J. Urol., 141: 921, 1989.
8. AHMADZADEH, M.: "Flap valve ureteral stent with antireflux function. A review of 46 cases." Urol. Int., 48: 466, 1992.
**9. VALLEJO, J.: "Estudio de las propiedades físicas, hidrodinámicas y sobre biocompatibilidad de los catéteres endourológicis doble J. Tesis Doctoral." Universidad de Alcalá. 1996.
**10. BURGOS, F.J.; SAEZ, J.C.; VALLEJO, J. y cols.: "Comportamiento hidrodinámico de los catéteres endourológicos." Arch. Esp. Urol., 48: 627, 1995.
**11. VICENTE, J.; BURGOS, F.J.; LAGUNA, P.: "Behaviour, indication and complication of JJ stent." Eur. Urol. Update Series 4: 130, 1995.
*12. BURGOS, F.J.; SAEZ, J.C.; TELLEZ; M. y cols.: "Modificaciones de las característicasde los catéteres endourológicos inducidas por la onda de choque." Arch. Esp. Urol., 45: 50, 1996.
13. VALLEJO, J.; CUEVAS, A.; BURGOS F.J. y cols.: "Radiopacidad de lo catéteres. Cuantificación por TAC e implicaciones clínicas." Arch. Esp. Urol., 50: 159, 1997.
**14. MARDIS, H.; KROEGER, R.; MORTON, J. y cols.: "Comparative evaluation of materials ureteral stents." J. Endourol., 7: 105, 1993.
*15. MARX, M.; BETTMAN, M.; BRIDGE, S. y cols: "The effects of various stent materials on the normal canine ureter." J. Urol., 139: 180, 1988.
*16. VALLEJO, J.; BURGOS, F.J.; ALBA, A. y cols.: "El catéter ureteral doble J. Complicaciones clínicas." Arch. Esp. Urol., 51: 361, 1998.