

Catéteres ureterales: ¿qué nos depara el futuro?

C. Vásquez-Lastra,* G. A. Castro,* G. R. Figueroa,* M. B. Cisneros,*
E. A. Contreras,* J. P. Lomelín,* A. J. Mérido*

RESUMEN

Gracias a los avances tecnológicos de los últimos años, el catéter ureteral se ha convertido en un recurso indispensable dentro del arsenal del urólogo, transformando a los procedimientos agresivos para aliviar patología obstructiva urinaria alta en una intervención ambulatoria y de invasión mínima. Los catéteres ureterales modernos tienen un bajo coeficiente de fricción, son termosensibles y poseen un recubrimiento hidrofílico que facilita su colocación. Sin embargo, aún estamos lejos de producir el catéter ureteral ideal. El objetivo del presente trabajo es brindar un panorama de los avances en materia de catéteres ureterales, específicamente los materiales, recubrimientos y diseños que se encuentran en uso e investigación y que tienen como objetivo revolucionar el mundo de la urología.

Palabras clave: Catéter ureteral, catéter doble J, stents ureterales, biomateriales, biocompatibilidad.

ABSTRACT

Ureteral stents have become an invaluable tool in our armamentarium due to the technological advances in the recent years. Thanks to this technology, we have been able to transform aggressive surgeries for alleviating obstructive pathology into an ambulatory, minimally invasive procedure. Modern ureteral stents have a low friction coefficient, are thermosensitive and have a hydrophilic layer that allow an easy placement in the urinary tract. Despite these advances, we are far from having an ideal stent. In this paper we will show the advances in ureteral stents, regarding new materials, coatings and designs, which are intended to modify modern urology as we know it.

Key words: Ureteral stent, double J cateter, biomaterials, biocompatibility.

INTRODUCCIÓN

Los catéteres ureterales (CU) han sido parte fundamental en los procedimientos urológicos por los últimos 30 años. Se ha incrementado su

uso gracias al perfeccionamiento de tecnologías como la litotripsia extracorpórea (LEOCH) y la ureteroscopia, así como avances en la construcción de los mismos catéteres. Los CU modernos tienen un bajo coeficiente de fricción, son termo-

* Centro Médico ABC, Departamento de Urología.

Solicitud de sobretiros: Dr. Carlos Vásquez Lastra
Sur 132 No. 118 Cons. 304, Col. Las Américas, C.P. 01120, México, D.F., Teléfono 5516-4012.
Correo electrónico: drcvlastra@hotmail.com

sensibles y poseen un recubrimiento hidrofílico que facilita su colocación. Sin embargo, aún estamos lejos de producir el catéter ureteral “ideal” (*Cuadro 1*). La morbilidad y las complicaciones asociadas a la presencia de los catéteres ureterales actuales se resume en:

1. La presencia de infecciones.
2. Un incremento en la cristalización de minerales en su superficie (incrustación).
3. La irritación de la vía urinaria con la consecuente presencia de sintomatología irritativa.
4. La necesidad de un segundo procedimiento para su retiro.
5. El riesgo de migración proximal.

La preocupación inicial se centró en el diseño del catéter, el cual debía facilitar su colocación y disminuir el riesgo de migración o expulsión de la vía urinaria. Gibbons describió el primer catéter en 1976, el cual poseía un reborde de silicón a lo largo del catéter con la intención de disminuir el riesgo de expulsión. Desafortunadamente, este mismo diseño dificultó mucho su colocación, ya que en conjunto el catéter tenía un diámetro de 11 Fr.¹ Además, este diseño se asoció a migración proximal, por lo que fue rápidamente sustituido por el actual diseño del catéter doble-J descrito por Finney en 1978.² Varias modificaciones desde entonces incluyen la creación del catéter con doble cola de cochino de diferentes longitudes y grosores.

La composición, tanto de los materiales como del recubrimiento de los catéteres, ha sido el objetivo de múltiples estudios y modificaciones a lo largo del tiempo. La idea central es la de producir un material que tenga una mínima reacción local y que además posea la suficiente fuerza

tensil para facilitar su colocación dentro de la vía urinaria. El material usado en los primeros catéteres fue silicón, el cual tenía la ventaja de brindar una buena biocompatibilidad, demostrando poca reactividad en varios modelos animales.³ Sin embargo, su alta flexibilidad dificultaba su colocación y promovía su expulsión. El polietileno también se ha utilizado; sin embargo, se ha perdido interés por su rigidez y la tendencia a fragmentarse con el tiempo.⁴ Otro material con el que se ha experimentado en el pasado es el poliuretano. La principal desventaja de este polímero es que tiene una alta reacción con los tejidos, como se ha demostrado en modelos caninos donde la erosión y la ulceración del urotelio son mucho mayores que con otros materiales.⁵ Actualmente, polímeros como C-Flex, así como el uso de diversos recubrimientos han tenido buena aceptación debido a la poca reacción con el organismo y por su fácil colocación.³

Independientemente de los avances en materiales y diseños, la morbilidad y las complicaciones producidas por la presencia de un catéter ureteral son aún muy comunes. La sintomatología irritativa producida por el catéter es muy extensa. Se ha descrito dolor lumbar, dolor suprapúbico, frecuencia, urgencia y hematuria⁶ con una incidencia de 26 a 46%.^{7,8} Aunque se ha visto que mucha de esta sintomatología irritativa disminuye después de una semana, en general la tolerancia al catéter no sufre modificación.⁹

Uno de los retos ante los que se enfrenta la medicina moderna es la presencia de infecciones al colocar un cuerpo extraño en el cuerpo humano. Una vez establecida una infección en un catéter colocado en la vía urinaria, es de muy difícil tratamiento, ya que la película biológica producida en torno al biomaterial le sirve a la

Cuadro 1. Características de un CU “ideal”.

- Biocompatible (que resista incrustación e infección)
- Biodurable (estable con el tiempo, que resista la degradación)
- Fácil de manipular (bajo coeficiente de fricción, radioopaco)
- Rigidez y memoria (mínima migración proximal o distal)
- Que permita el drenaje urinario para obstrucciones intrínsecas y extrínsecas
- Cómodo para el paciente
- Bajo precio

colonia bacteriana de protección contra el tratamiento antibiótico sistémico.¹⁰ Otro problema que produce esta misma película biológica es la formación de incrustaciones minerales en la superficie del catéter, lo que eventualmente producirá la formación de litiasis. Es posible que las complicaciones más severas ocurran al dejar catéteres por largo tiempo, lo que en ocasiones se ve en pacientes que se pierden al seguimiento con la presencia de un catéter ureteral. En estos casos, generalmente es necesaria la realización de múltiples procedimientos, así como un adecuado uso de antibióticos.¹¹

Por último, los catéteres actuales requieren de un segundo procedimiento para retirarlos. Se han ideado varios métodos para facilitar su extracción; sin embargo, éstos incrementan muchas veces la sintomatología irritativa o conlleven el riesgo de retirar el catéter accidentalmente antes de lo estipulado.

En el presente trabajo pretendemos revisar los avances en materiales, recubrimientos y diseños que podrán llevar a revolucionar el uso de los catéteres en los próximos años.

MATERIALES

Antes de enumerar los avances en este campo, es importante definir ciertos términos que competen a la elaboración de nuevos materiales a ser utilizados en el cuerpo humano. Un biomaterial se define como cualquier sustancia usada en el tratamiento de un paciente que interfiere con el tejido en algún punto dado.⁴ La biocompatibilidad se define como el estado utópico en el cual un biomaterial presenta una interface con un medio fisiológico, sin que este material afecte de forma adversa el medio en el que se encuentra y sin que el medio dañe o afecte al material en cuestión.¹² De esta forma, presentamos los avances en biomateriales disponibles.

Materiales sintéticos

Los materiales que actualmente se colocan en el interior de la vía urinaria están compuestos por sustancias poliméricas sintéticas. Las principales son poliuretano, silicón, así como mezclas entre ellas. El poliuretano ha demostrado ser erosivo y

causar úlceras uroteliales.¹³ Sus propiedades mejoran al mezclarse con otras sustancias. Por su parte, el silicón es actualmente uno de los mejores materiales usados gracias a su estado inerte y no tóxico, lo que le brinda una excelente compatibilidad con el tejido.¹⁴ Los productos comerciales actualmente disponibles con base de silicón son: Silitek (ACMI Corp. Southborough, Mass), C-Flex (Cook Urological, Spencer, Ind) y Percuflex (Microvasive/Boston Scientific, Natick, Mass).

Materiales biodegradables

Otro de los inconvenientes de los CU es la necesidad de extracción. Esto se realiza mediante una cistoscopia bajo anestesia general, cistoscopia flexible con anestesia local, o bien, con métodos innovadores como es la colocación de una sutura en el rizo distal del catéter, o bien, el método descrito por Taylor mediante la introducción de una sonda con un imán en la punta, el cual se adhiere a una cuenta metálica colocada en el rizo vesical del catéter.^{15,16} El tener acceso a un material biodegradable con adecuada biocompatibilidad implica colocar un catéter que se disuelva espontáneamente en la vía urinaria después de su colocación, y por ello evitar un segundo procedimiento en aquellos pacientes donde se planee dejar el CU por un corto tiempo. También podría disminuir las molestias ocasionadas por la presencia del catéter y reducir el riesgo en aquellos pacientes con catéteres "olvidados". El uso de polímeros degradables inició en 1966 cuando Kulkarni y cols. describieron el uso del ácido poliláctico como implante quirúrgico.¹⁷ El primer reporte de materiales biodegradables en urología es el uso de suturas bioabsorbibles en la vía urinaria.¹⁸ Olweny y cols. reportaron el uso de CU temporales (CUT) a base de un copolímero formado a base de ácido láctico y ácido glicólico (PLGA) después de una endopielotomía en un modelo porcino.¹⁹ Se observó una menor biocompatibilidad del material biodegradable en comparación con los CU convencionales al demostrar menor cicatrización del urotelio. Además, el tiempo de desintegración del material fue muy variable, presentando absorción completa en uno de cinco animales a las 12 semanas. Auge también utilizó un modelo porcino para evaluar

la seguridad de tres materiales biodegradables diferentes.²⁰ Mediante el uso de un componente radioopaco se verificó la degradación del catéter en un lapso de dos a siete días, demostrando buena biocompatibilidad con el urotelio. El trabajo de Lingeman en este tema representa el primer estudio clínico multicéntrico en fase II.²¹ En éste se observó una buena respuesta de los catéteres temporales, con 89.5% de los catéteres permaneciendo con adecuada colocación las primeras 48 horas, siendo aún el tiempo de eliminación muy variable. Mientras 81% de los pacientes permaneció con catéter más de 48 horas, con un tiempo de eliminación promedio de ocho días, en tres de los 87 pacientes se encontraron fragmentos en la vía urinaria tres meses después del procedimiento, requiriendo LEOCH en uno y LEOCH más ureteroscopia en el restante. Además, un paciente sufrió migración proximal, mientras que otro presentó expulsión prematura, requiriendo de la colocación de un CU convencional. Aunque los resultados son alentadores, aún faltan estudios para poder considerar esta tecnología segura. Poder controlar el tiempo de degradación de los catéteres fue propuesto por Schlick, quien describió el uso de un material biodegradable que es estable a un pH urinario de cinco a seis, logrando la degradación del catéter después de 24 horas de alcalinizar la orina mediante bicarbonato vía oral.²²

Materiales autólogos

El rápido avance en la ingeniería de tejidos promete revolucionar los biomateriales actuales y mejorar las aplicaciones clínicas de éstos. Amiel desarrolló con éxito un catéter a base de condroctitos sembrados en una matriz polimérica cilíndrica, y demostró su viabilidad tanto en un modelo *in vitro* como en uno *in vivo*.²³ Esto podría algún día resolver problemas de estenosis, tanto ureterales como uretrales con un material 100% biocompatible.

Materiales metálicos

Estos son catéteres permanentes que por la fuerza tensil que les confiere el material logra vencer obstrucciones extrínsecas importantes. El objetivo final de éstos es el de eventualmente ser

cubiertos por urotelio normal, evitando así la formación de litiasis. No es un concepto nuevo y su uso ha sido descrito en cirugía cardiovascular y de la vía biliar.^{24,25} Los materiales actuales son a base de acero inoxidable, titanio, o bien, una aleación de níquel y titanio (nitinol). Son varios los trabajos publicados al respecto.²⁶⁻³⁰ Los problemas asociados a estos catéteres incluyen: migración, obstrucción de la luz por crecimiento de colágeno, formación de hiperplasia urotelial en la luz, obstrucción distal o proximal y fibrosis intensa.

RECUBRIMIENTOS

Además del biomaterial utilizado en los elementos protésicos, el recubrimiento de dicho material determina muchas de sus propiedades. El objetivo de un recubrimiento es el de facilitar su colocación al disminuir el coeficiente de fricción y reducir el riesgo de infección e incrustación al impedir la formación de una película biológica (*biofilms*). Ésta es una película de matriz extracelular, proteína del huésped o glicocalix que se forma en la superficie de cualquier biomaterial a las pocas horas de su colocación en el cuerpo humano. El efecto de la película biológica es que permite que las bacterias se adhieran con firmeza al biomaterial, proporcionándoles una zona de estabilidad que es difícilmente alcanzada por los antibióticos, produciendo finalmente una infección de difícil tratamiento en el huésped. Si estas bacterias son organismos productores de ureasa, como *Proteus*, la alcalinización de la orina traerá como consecuencia la incrustación del biomaterial, principalmente con cristales de fosfato de calcio. La consecuencia de esto la vemos reflejada en el riesgo constante de infección y formación de litiasis en aquellos pacientes con catéteres ureterales o cualquier material protésico en la vía urinaria. A continuación, describiremos algunos de los recubrimientos, tanto en uso como en experimentación.

Hidrogel

Es el recubrimiento más comúnmente utilizado en urología. Consiste en un polímero hidrofílico que atrapa a las moléculas de agua dentro de la estructura polimérica. Los polímeros que se

han usado son poliacrilamida, alcohol polivinílico, polietilenglicol, *poli-N-vinilpirrolodona* y recientemente *pirolidona polivinílico*.³¹ Al atrapar la molécula de agua en la estructura polimérica, disminuye el coeficiente de fricción del biomaterial. Esto permite colocar el biomaterial con mayor facilidad, además de disminuir la sintomatología al reducir la adhesión al urotelio y la irritación local. Hay evidencia que este recubrimiento también disminuye la formación de litiasis, así como colonización bacteriana,³² lo que se ve incrementado si se coloca un antibiótico encapsulado en los liposomas de la estructura del hidrogel.³³

Heparina

El compuesto utilizado clínicamente y en modelos de experimentación es a base de polisacáridos con estructura semejante a la heparina. Su mayor aplicación ha sido en el campo de intervencionismo cardiovascular. En urología, ha demostrado resistir la formación de película biológica, así como de incrustaciones.³⁴ Zupkas lo demostró en catéteres recubiertos por estos polisacáridos después de seis semanas de su colocación.³⁵

Plata

El uso de plata también tiene sus orígenes en catéteres cardiovasculares. Muchos son los trabajos que han estudiado sus ventajas, principalmente al reducir el riesgo de infección. Sin embargo, los resultados clínicos no han sido satisfactorios.³⁶

Ofloxacina y nitrato de plata

Multanen evaluó la biocompatibilidad y los niveles de incrustación de catéteres espirales de ácido poli-L-láctico recubiertos de una mezcla de nitrato de plata y ofloxacina.³⁷ Este estudio demostró una menor formación de incrustaciones, así como una buena tolerabilidad del urotelio al biomaterial.

Fosforilcolina

Éste es un elemento natural en la superficie de los eritrocitos humanos. Recubrir un biomaterial con una estructura semejante a la molécula origi-

nal tiene como objetivo crear una membrana lipídica que disminuya la sobreinfección. Un estudio por parte de Stickler demostró la ausencia de incrustaciones y colonización bacteriana en catéteres recubiertos con fosforilcolina analizados después de 12 semanas.³⁸

Enzimas derivadas de *Oxalobacter formigenes*

Una etiología para la formación de litiasis urinaria es el exceso de oxalato en orina, la cual puede precipitar el calcio y fomentar la formación de cristales de oxalato de calcio. El oxalato proveniente de la dieta se degrada en el tubo digestivo mediante la enzima oxalato decarboxilaza producida por *Oxalobacter formigenes*. Esta bacteria anaeróbica degrada el oxalato mediante la producción de varias enzimas (oxalil-coenzima A, oxalato decarboxilasa y formil-coenzima A transferasa).³⁹ Watterson logró recubrir discos de silicón con decarboxilasa oxalil-coenzima A y formil-coenzima A posterior a someterlos a incubación. Después de 30 días de permanencia en la vejiga de conejos demostró una menor cantidad de incrustación que los discos control.⁴⁰

Catéteres liberadores de medicamentos

Los estudios actuales van encaminados a agregarle ciertos medicamentos a los biomateriales para que éstos se liberen de forma controlada mientras el material se encuentre dentro del organismo. En este ámbito se han hecho importantes avances en cardiología con el uso de catéteres intraarteriales con la habilidad de liberar sustancias como paclitaxel, sirolimus y metotrexate, con la finalidad de disminuir la incidencia de reestenosis.⁴¹ Poder aplicar esta tecnología en urología podría crear catéteres ureterales que liberen dosis continuas de antibióticos, lo que prevendría y posiblemente trataría infecciones a la vez de drenar la vía urinaria. Esto mismo reduciría el riesgo de incrustaciones. Mittelman demostró que el uso de catéteres con la posibilidad de liberar el antibiótico triclosan inhibieron el crecimiento de *Proteus mirabilis* y de *Escherichia coli*.⁴² Kallinteri en un modelo *in vitro* demostró que catéteres ureterales con el potencial de liberar dexametasona, presentaban liberación de 50% del

medicamento en las primeras 48 horas.⁴³ Otro grupo de medicamentos en estudio son los analgésicos. Catéteres con la posibilidad de liberar cantidades controladas de analgésicos podrían reducir las molestias causadas por la presencia del catéter, y reducir el requerimiento del paciente de dosis sistémicas. Recientemente, un trabajo por Perlstein describió un catéter intravascular diseñado para liberar terapia génica a las paredes arteriales.⁴⁴ Este concepto podría traspolararse a un CU capaz de liberar quimioterapia para un carcinoma de urotelio, o bien, como tratamiento de una estrechez mediante la liberación de modificadores de la respuesta biológica encaminados a la cicatrización de la vía urinaria.

FLUOROQUINOLONAS ORALES

La administración de fluoroquinolonas (ciprofloxacino, ofloxacino) orales durante la permanencia del catéter es una práctica común que tiene como objetivo disminuir la presencia de infecciones. Se sabe que parte del antibiótico es integrada a la película biológica, lo que en teoría es suficiente para inhibir el crecimiento bacteriano.⁴⁵ Riedl demostró que clínicamente esto no ha disminuido la presencia de infecciones y colonizaciones.⁴⁶ En un estudio de 93 pacientes encontró que independientemente del manejo profiláctico con antibióticos orales, 100% de los catéteres habían sido colonizados por bacterias. El problema es que una vez colonizado el catéter o el cuerpo extraño es muy difícil tratar la infección, ya que se ha demostrado que las bacterias alojadas dentro de una película biológica son resistentes a los antibióticos sistémicos por la protección que la misma película les brinda. Independientemente de una alta concentración de antibióticos en la orina, la infección es difícil de eliminar si no se retira el catéter y se inicia terapia antimicrobiana parenteral.⁴⁷

DISEÑOS

Los objetivos que se buscan al modificar el diseño del CU son: reducir el riesgo de migración, disminuir la sintomatología y mejorar el drenaje de orina.

Catéteres espirales

La idea de agregar un componente espiral en torno a un catéter convencional es el de mejorar el drenaje de orina a la vez de hacerlo más resistente a la compresión extrínseca. Stroller desarrolló un modelo *in vitro* para comparar un catéter convencional con un catéter espiral (Spirastent, Urosurge Inc., Coralville, Iowa). Demostró con este estudio una mejor eliminación de fragmentos de litos, así como de orina gracias al diseño espiral del catéter.⁴⁸

Polaris y Soft-Curl

La idea de crear un catéter que mejore la sintomatología irritativa producida por el rizo vesical del catéter ureteral convencional dio origen a estos catéteres. Tanto el catéter Polaris (Microvasive/Boston Scientific) como el Soft-Cur (ACMI Corp) son conocidos como "dual durometer" por poseer un material diferente en el rizo vesical en comparación con el rizo renal. Usando el mismo principio, los "tail stents" tienen la característica de poseer un diámetro de 7 Fr. en el extremo renal, el cual se adelgaza hasta tener un tamaño de 3 Fr. sin luz en el vesical. Hay estudios que han demostrado mejor tolerabilidad a esta última modificación.⁴⁹

Otros diseños

El uso de CU con la capacidad de iluminarse se ha descrito con anterioridad en cirugía laparoscópica, tanto en procedimientos como colectomía y en procedimientos ginecológicos.⁵⁰ Hay modificaciones que están encaminadas a reducir la morbilidad durante el retiro del catéter. Taylor describió una sencilla modificación a un catéter ureteral preexistente al unir una cuenta metálica a su extremo. Esto permite la extracción del CU mediante la introducción de una sonda transuretral con un imán en su extremo, evitando la necesidad de un segundo procedimiento para su extracción.⁵¹

CONCLUSIONES

Es indiscutible que el uso de los catéteres ureterales continuará por un largo tiempo. La búsqueda del catéter ureteral "ideal" aún conti-

núa. Hasta el momento, la investigación se centra en proporcionar nuevos materiales, recubrimientos y diseños que brinden al urólogo un catéter que resuelva la patología a tratar sin la morbilidad asociada. Los principales problemas de los catéteres actuales son el riesgo de infección e incrustación, así como las molestias ocasionadas por su presencia. Los avances, tanto en el campo de los biomateriales como en biocompatibilidad, prometen la existencia de un catéter que pueda reducir esta morbilidad. Los catéteres ureterales podrían en un futuro liberar antibióticos e incluso terapia génica local, tratando patologías tan diversas como la enfermedad litiasica, cáncer de urotelio o estenosis de uretra. Los recientes progresos en ingeniería de tejidos también prometen la creación de nuevos biomateriales con capacidades de biocompatibilidad únicas.

Todas estas investigaciones llevarán a la creación de nuevos materiales y nuevos recubrimientos, los cuales eventualmente nos conducirán a la creación del biomaterial ideal, el cual resultará en una importante reducción e incluso eliminación de la morbilidad relacionada con los catéteres ureterales actuales.

REFERENCIAS

1. Gibbons RR, Correa RJ, Cummings KB, Mason JT. Experience with indwelling ureteral stent catheters. *J Urol* 1976; 115: 22.
2. Finney RP. Experience with new double J ureteral catheter stent. *J Urol* 1978; 120: 678.
3. Cormio L, Talja M, Koivusalo A, Mäkisalo H, Wolf H, Rutu M. Biocompatibility of various indwelling double-J stents. *J Urol* 1995; 153: 494.
4. Mardis HK, Kroeger RM. Ureteral stents materials. *Urol Clin North Am* 1988; 15: 471.
5. Marx M, Bettmann MA, Bridge S, Brodsky G, Boxt LM, Richie JP. The effects of various indwelling ureteral catheter materials on the normal canine ureter. *J Urol* 1988; 139: 180.
6. Prior JL, Langley MJ, Jenkins AD. Comparison of symptom characteristics of indwelling ureteral catheters. *J Urol* 1991; 145: 719.
7. Pollard SG, Macfarlane R. Symptoms arising from double-J ureteral stents. *J Urol* 1988; 139: 37.
8. Bregg K, Riehl RA Jr. Morbidity associated with indwelling internal ureteral stents after shock wave lithotripsy. *J Urol* 1989; 141: 510.
9. Irani J, Siquier J, Pires C, Lefebvre O, Dore B, Aubert J. Symptom characteristics and the development of tolerance with time in patients with indwelling double-pigtail ureteric stents. *BJU Int* 1999; 84: 276.
10. Pugach JL, Valerio D, Mittelman MW, Bruce AW, DiCosmo F. Antibiotic hydrogel coated foley catheters for prevention of urinary tract infection in a rabbit model. *J Urol* 1999; 162: 883.
11. Monga M, Klein E, Castañeda-Zúñiga WR, Tomas R. The forgotten indwelling ureteral stent: a urological dilemma. *J Urol* 1995; 153: 1817.
12. Darren TB, Knudsen BE, Watterson JD, Cadieux PA, Reid G, Denstedt JD. Urinary Tract Biomaterials. *J Urol* 2004; 171: 2438.
13. Marx M, Bettmann MA, Bridge S, Brodsky G, Boxt LM, Richie JP. The effects of various indwelling ureteral catheter materials on the normal canine ureter. *J Urol* 1988; 139: 180.
14. Denstedt JD, Wollin TA, Reid G. Biomaterials used in urology: current signs of biocompatibility, infection, and encrustation. *J Endourol* 1998; 12: 493.
15. Yu DS, Yang TH, Ma CP. Snail-headed catheter retriever: A simple way to remove catheters from female patients. *J Urol* 1995; 154: 167.
16. Taylor WN, McDougall IT. Minimally invasive ureteral stent retrieval. *J Urol* 2002; 168: 2020-3.
17. Kulkarni RK, Pani KC, Neuman C, et al. Polylactic acid for surgical implants. *Arch Surg* 1966; 93: 839.
18. Drinker HR. Polyglycolic acid sutures in genitourinary surgery. *Urology* 1974; 3: 215.
19. Olweny EO, Landman J, Andreoni C, Collyer W, Kerbel K, Onciu M, et al. Evaluation of the use of a biodegradable ureteral stents after retrograde endopyelotomy in a porcine model. *J Urol* 2002; 167: 2198.
20. Auge BK, Ferraro RF, Madenjian AR, Preminger GM. Evaluation of a dissolvable ureteral drainage stent in a Swine model. *J Urol* 2002; 168: 8008.
21. Lingerman JE, Preminger GM, Berger Y, Denstedt JD, Goldstone L, Segura JW, et al. Use of a temporary ureteral drainage stent after uncomplicated ureteroscopy: results from a Phase II clinical trial. *J Urol* 2003; 169: 1682.
22. Schlick RW, Planz K. *In vitro* results with special plastics for biodegradable endoureteral stents. *J Endourol* 1998; 12(5): 451.
23. Amiel GE, Yoo JJ, Kim BS, Atala A. Tissue engineered stents created from chondrocytes. *J Urol* 2001; 165: 2091.
24. Sigwart U, Puel J, Mirkovitch B, Joffre F, Kappenberg L. Intravascular stents to prevent occlusion and restenosis after transluminal angioplasty. *New Engl J Med* 1987; 316: 701.
25. Adam A, Chetty N, Roddie M, Yeung E, Benjamín IS. Self-expandable stainless steel endoprosthesis for treatment of malignant bile duct obstruction. *Amer J Radiol* 1991; 156: 321.
26. Kulkarni R, Bellamy E. Nickel-titanium shape memory alloy memokath 051 ureteral stent for managing long-term ureteral obstruction 4-year experience. *J Urol* 2001; 166: 1750.
27. Barbalias GA, Liatsikos EN, Kalogeropoulou C, Kernabatis D, Zabakis PL, Athanasopoulos A. Externally coated

- ureteral metallic stents: an unfavorable clinical experience. *Eur Urol* 2002; 42: 276.
28. Barbalias GA, Siablis D, Liatsikos EN, Karnabatidis D, Yarmenitis S, Bouropoulos K. Metal stents: a new treatment of malignant ureteral obstruction. *J Urol* 1997; 158: 54.
29. Hekimoglu B, Men S, Pinar A, Ozmen E, Soylu SO, Conkayir I. Urothelial hyperplasia complicating use of metal stents in malignant ureteral obstruction. *Eur Radiol* 1996; 6: 675.
30. Braf Z, Chen J, Soler M, Matzkin H. Intraprostatic metal stents (Prostakath and Urospiral): more than 6 years clinical experience with 110 patients. *J Endourology* 1996; 10: 555.
31. Tunney MM, Gorman SP. Evaluation of a poly(vinyl pyrrolidone)-coated biomaterial for urological use. *Biomaterials* 2002; 23(23): 4601-8.
32. Gorman SP, Tunney MM, Keane PF, et al. Characterization and assessment of a novel poly(ethylene oxide)/polyurethane composite hydrogel (Aquavente) as a ureteral stent biomaterial. *J Biomed Mater Res* 1998; 39(4): 642-9.
33. Pugach JL, DiTzio V, Mittelman MW, Bruce AW, et al. Antibiotic hydrogel coated foley catheters for prevention of urinary tract infection in a rabbit model. *J Urol* 1999; 162: 883-7.
34. Riedel CR, Witkowsky M, Plas E, et al. Heparin coating reduces encrustation of ureteral stents: a preliminary report. *Int J Antimicrob Agents* 2002; 19(6): 507-10.
35. Zupkas P, Parsons CL, Percival C, Monga M. Pentosamoly sulfate coating of silicone reduces encrustation. *J Endourology* 2000; 14: 483.
36. Stickler DJ. Biomaterials to prevent nosocomial infections: is silver the gold Standard? *Curr Opin Infect Dis* 2000; 13(4): 389-93.
37. Multanen M, Tammela TL, Laurila M, et al. Biocompatibility, encrustation and biodegradation of ofloxacin and silver nitrate coated poly-L-lactic acid stents in rabbit urethra. *Urol Res* 2002; 30(4): 227-32.
38. Stickler DJ, Evans A, Moris N, et al. Strategies for the control of catheter encrustation. *Int J Antimicrob Agents* 2002; 19(6): 499-506.
39. Sidhu H, Ogden SE, Lung HY, Luttge BG, Baetz AL, Peck AB. DNA sequencing and expression of the formyl coenzyme A transferase gene, frc, from *oxalobacter formigenes*. *J Bacteriol* 1997; 179: 3378.
40. Watterson JD, Cadieux PA, Beiko DT, Cook AJ, Burton JP, Harbottle RR, et al. Oxalate-degrading enzymes from *oxalobacter formigenes*: A novel device coating to reduce urinary tract biomaterial-related encrustation. *J Endourology* 2004; 17: 269.
41. Granada JF, Kaluza GL, Raizner A. Drug-eluting stents for cardiovascular disorders. *Curr Atheroscler Rep* 2003; 5(4): 308-16.
42. Mittelman M, Bucay-Cuto W, Li J, et al. *In vitro* antimicrobial release profile of a new tricosan-eluting ureteral stent. *J Urol* 2004; 171 (4 Suppl.): 443.
43. Kallinteri P, Antimisiaris SG, Karnabatidis D, et al. Dexamethasone incorporating liposomes: An *in vitro* study of their applicability as a slow releasing delivery system of dexamethasone from covered metallic stents. *Biomaterials* 2002; 23(24): 4819-26.
44. Perlstein I, Connolly JM, Cui X, et al. DNA delivery from an intravascular stent with a denatured collagen-polylactic-polyglycolic acid-controlled release coating: mechanisms of enhanced transfection. *Gene Ther* 2003; 10(17): 1420-8.
45. Reid G, Habash M, Vachon D, et al. Oral fluoroquinolone therapy results in drug adsorption on ureteral stents and prevention on biofilm formation. *Int J Antimicrob Agents* 2001; 17(4): 317-9.
46. Riedl CR, Plas E, Hubner WA, et al. Bacterial colonization of ureteral stents. *Eur Urol* 1999; 36(1): 53-9.
47. Nickel JC, Costerton JW, Malean JC, Olson M. Bacterial biofilms. Influence on the pathogenesis, diagnosis and treatment of urinary tract infections. *J Antimicrob Chemother* 1994; 33: 31.
48. Stoller ML, Schwartz BF, Frigstad JR, et al. An *in vitro* assessment of the flow characteristics of spiral-ridged and smooth-walled JJ ureteric stents. *BJU Int* 2000; 85(6): 628-31.
49. Liatsikos EN, Hom D, Dirlenc CZ, et al. Tail stent *versus* re-entry tube: A randomized comparison after percutaneous stone extraction. *Urology* 2002; 59(1): 15-19.
50. Chahin F, Dwivedi AJ, Paramesh A, et al. The implications of lighted ureteral stenting in laparoscopic colectomy. *JSLS* 2002; 6(1): 49-52.
51. Taylor WN, McDougall IT. Minimally invasive ureteral stent retrieval. *J Urol* 2002; 168(5): 2020-3.