

Artigos de Revisão

Stents Ureterais: Revisão

Tito Palmela Leitão¹, Tiago Mendonça¹, Pedro Barros², José Maria Alves³, João Varela³, Tomé Matos Lopes⁴

1 Interno Urologia

2 Assistente Hospitalar de Urologia

3 Assistente Graduado de Urologia

4 Director de Serviço de Urologia

Serviço de Urologia, Centro Hospitalar Lisboa Norte, Lisboa, Portugal

Resumo

Os stents ureterais estão presentes no dia-a-dia da Urologia e são indispensáveis no tratamento dos doentes com patologia renal e ureteral. Neste artigo pretende-se descrever a variedade de stents existentes actualmente, bem como apontar as evoluções que se encontram em desenvolvimento em termos de materiais, desenho e revestimentos. Fizemos uma revisão da literatura e estudo das actuais opções disponíveis no mercado. Para além dos stents de desenho convencional, encontram-se disponíveis inúmeros stents com desenho específico para determinados procedimentos e circunstâncias cirúrgicas. A sua colocação está associada a elevada morbilidade, nomeadamente o “síndrome do stent”, presente em 80% dos doentes. A incrustação é outra complicação frequente. Novos materiais biodegradáveis, novos revestimentos e a adsorção e/ou libertação de fármacos são algumas das promissoras soluções em estudo. Na maior parte dos casos, os resultados são ainda insuficientes, mas as investigações em curso prometem encontrar soluções eficazes a curto prazo.

Palavras-chave: stent, cateter ureteral, derivação urinária, síndrome do stent.

Abstract

Ureteral stents are present in every day urological practice and are indispensable in the treatment of renal and ureteral pathology. In this article we describe the variety of stents available. We also present the evolutions in stent materials, design and coatings under investigation. We reviewed the current literature and studied the available options in the market. Besides the ones with conventional designs, stents with specific designs for certain procedures or clinical circumstances are available. Their placement is frequently associated with significant morbidity, namely the “stent syndrome”, present in 80% of patients. New biodegradable materials, new coatings and the adsorption and/or release of medications are some of the promising solutions under investigation. In most of the cases, results are still insufficient, but current investigations are promising in providing new, better stents in the short-term.

Key-words: stent, ureteral catheter, urinary diversion, stent syndrome.

Introdução

Os stents ureterais estão presentes no dia-a-dia da Urologia e são indispensáveis no tratamento

dos doentes com patologia renal e ureteral. Um stent é um tubo fino com capacidade de auto-retenção para drenagem de urina do rim para a bexiga ou para o exterior. A auto-retenção é con-

seguida pela forma das extremidades, que geralmente consiste numa ansa de tamanho e enrolamento variáveis. A forma mais frequente é um duplo J, ou seja, com uma ansa em cada extremidade. O stent moderno foi desenvolvido em 1978.

As características ideais de um stent são as seguintes:

- Facilidade de colocação
- Restauração/manutenção do fluxo
- Resistência à migração
- Durabilidade
- Biocompatibilidade
- Tolerabilidade
- Baixo índice de fricção
- Radiopacidade
- Flexibilidade
- Preço baixo

São múltiplas as indicações para a colocação de stents ureterais. Hao *et al* estudaram a frequência de cada indicação, numa população de 2685 doentes, cujos resultados apresentamos na Tabela 1 (1).

Este estudo mostra que 76% dos stents são colocados por ureterorenoscopia, 15% por nefrostomia percutânea, 5% por cirurgia aberta e 4% por cistoscopia (1).

Existem múltiplos tamanhos e calibres disponíveis. O comprimento varia de um modo geral entre 12 e 30 cm, enquanto os calibres variam entre 4,7 e 9 Ch. Os tamanhos mais frequentemente utilizados são entre 24 e 26 cm. Os calibres mais frequentes são entre 6 e 7 Ch.

O calibre deste e de muitos outros instrumentos em Urologia é medido em Charrière (Ch) ou French (F), duas designações sobreponíveis (Figura 1), que configuram um sistema de calibração específico para instrumentos médicos e cirúrgicos criado por Joseph-Frédéric-Benoît Charrière, arte-são de instrumentos cirúrgicos francês que viveu no século XIX. 1 F = 1Ch = 1/3 mm de circunferência exterior H 1/3 mm de diâmetro.

Vandela *et al* afirma que o calibre não parece influenciar os sintomas ou o desconforto dos doentes (2).

Materiais

Inúmeros materiais têm sido desenvolvidos ao longo dos tempos e muitos outros encontram-se actualmente em desenvolvimento.

Catheters and drains (urology/surgery)

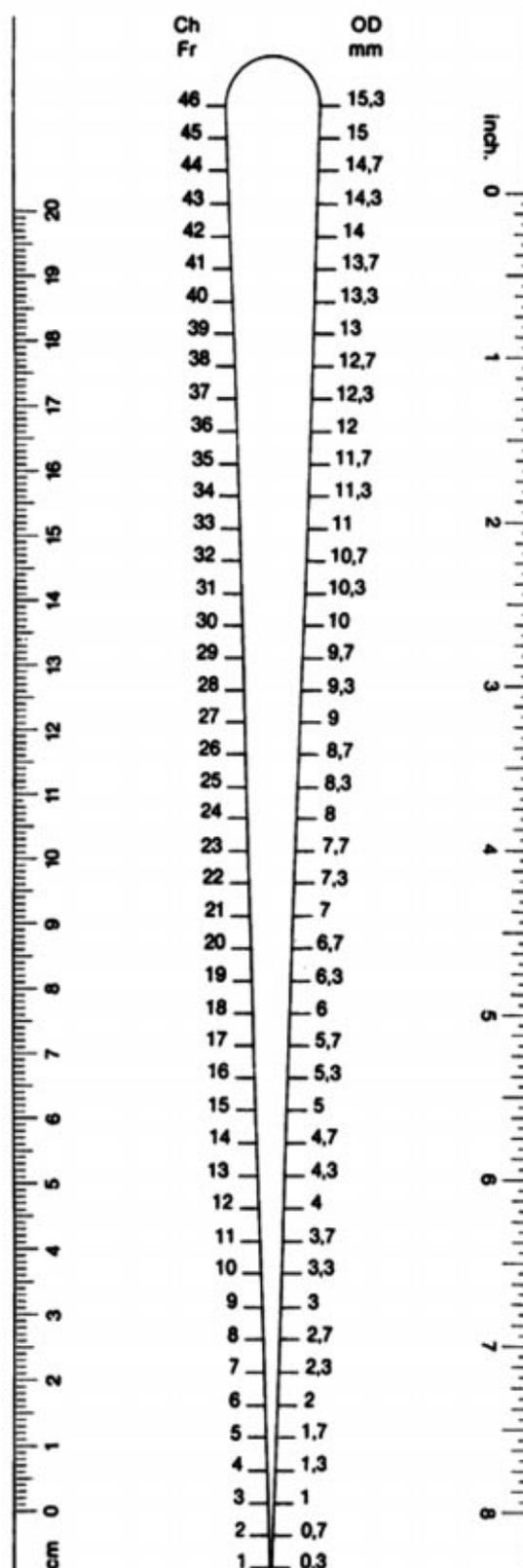


Figura 1. Escala comparativa entre as unidades Charrière (Ch), French (F), diâmetro exterior, centímetros e polegadas

Tabela 1. Frequência das indicações para colocação de stents (1).

Litíase	Ureterorrenoscopia com Litotrícia Intracorpórea	74%
	Nefrolitotomia Percutânea	12%
	Incisão Ureteral para Remoção de Cálculos	2,6%
	Litotrícia Extracorporal por Ondas de Choque	5,5%
Outras Indicações	Obstrução da Junção Ureteropélvica	1,3%
	Ureterocistoneostomia	1,1%
	Estenose Ureteral Benigna	1,9%
	Estenose Ureteral por Compressão Extrínseca	0,6%
	Trauma Ureteral Iatrogénico	1%

Materiais clássicos são o silicone, o *gold standard* em biocompatibilidade, o polietileno e o poliuretano. Estão neste momento no mercado diversas combinações de polímeros patenteadas, nomeadamente o Percuflex®, o C-Flex®, o Sof-Flex® e o Endo-Sof®. Os stents metálicos são usados em situações de obstrução neoplásica. Em investigação encontram-se materiais biodegradáveis.

Na tentativa de melhorar o comportamento e a resistência à incrustação, foram desenvolvidos inúmeros revestimentos. Os resultados estão, no entanto, longe de serem os ideais. Por isso, existem muitos revestimentos em investigação.

O comportamento destes diversos materiais é muito diferente. Tunney *et al* avaliaram o grau de incrustação de estruvite e hidroxiapatite em stents compostos de diversos materiais (3). Chegou à conclusão que o material onde se verificou menos incrustação foi o silicone, seguida de, por ordem crescente, poliuretano, Percuflex® e poliuretano revestido por hidrogel.

Pryor *et al* diz-nos que a composição do stent e a presença ou não de sutura de remoção fácil não afecta significativamente a morbidade associada a esta instrumentação (4).

Marcas e Stents no Mercado

Inúmeras marcas competem na tentativa de criar os stents com desenho mais adequado às diversas indicações. Os materiais e desenhos dos stents disponíveis no mercado são, na sua grande maioria, patenteados, pelo que se torna necessário referir marcas e modelos pelos seus nomes comerciais. Mencionaremos aqui os stents mais significativos das marcas com maior presença no mercado.

A Bard® disponibiliza (Figura 2):

- *Bardex®* – Stent convencional
- *Figure 4 Silicone* – Stent em silicone com uma extremidade com ansa em forma de 4 e outra com forma helicoidal, soluções que pretendem uma maior resistência à migração.
- *Fluoro-4®* – Stent em silicone com tântalo, com forma semelhante ao anterior.

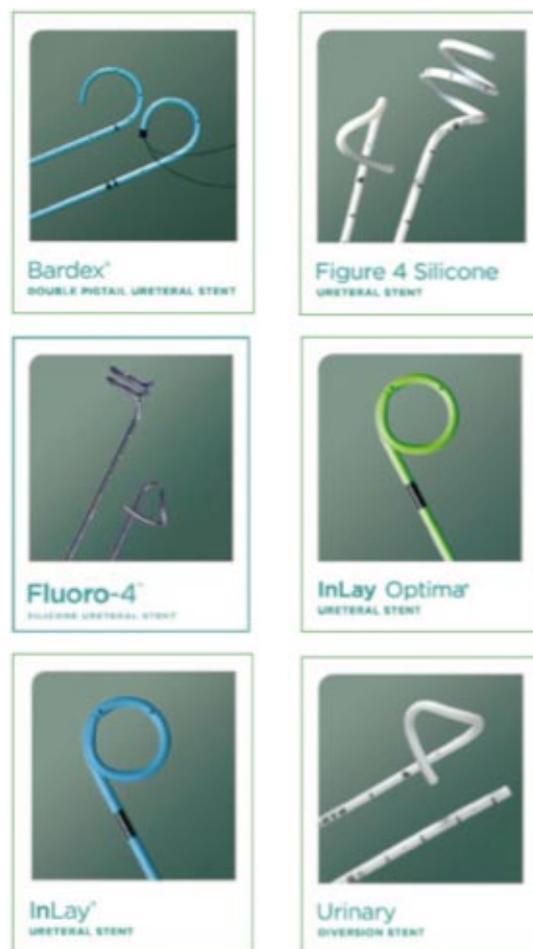


Figura 2. Stents Bard®

- *InLay Optima®* – Stent de longa duração, que pode permanecer 1 ano. É termosensível, ou seja, a dureza do material diminui em 50% à temperatura corporal. Para além disso apresenta um revestimento que estabiliza o pH e diminui a deposição de sais de cálcio.

- *InLay®* – Para além de ser também termosensível, este stent apresenta um revestimento hidrofílico.

- *Urinary Diversion Stent* – Stent específico para derivações urinárias.

A Boston Scientific ® tem (Figura 3):

- *Percuflex® Stent* – Stent convencional, cujo material é o Percuflex® (copolímero de bloco olefinico).

- *Contour VL™ Variable Length Percuflex® Stent* – Stent com bobina distal de comprimento variável, em Percuflex®.

- *Polaris™ Ultra Ureteral Stent* – Stent de durometria dupla, com menor rigidez na extremidade posicionada na bexiga, em Percuflex®.

- *Polaris™ Loop Ureteral Stent* – Stent também de durometria dupla. Para além disso e nessa mesma extremidade tem, em alternativa à ansa enrolada convencional, diversos *loops* de espessura reduzida, que resultam em menos 69% de material intra-vesical. Estas características procuram diminuir os sintomas irritativos vesicais resultantes da sua presença.

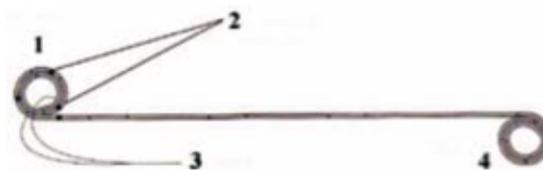
A Cook Medical ® tem um vasto catálogo de stents, todos com revestimento hidrofílico (Figura 4):

- *C-Flex® Double Pigtail Ureteral Stent* – Stent convencional, constituído por copolímero de stireno, etileno e butilenos, material denominado de C-Flex®. Tem a duração de 6 meses.

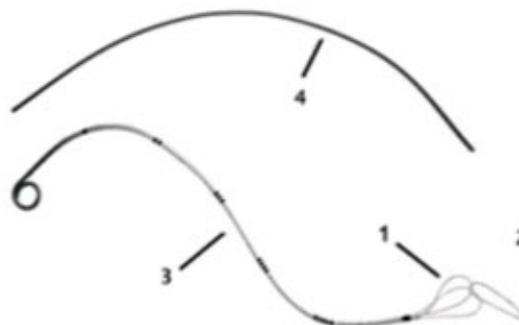
- *Sof-Flex® Double Pigtail Ureteral Stent* – Stent convencional em Sof-Flex®, com a duração de 6 meses.

- *C-Flex® ESWL Passive Spiral Tip Stent* – Stent específico para ser utilizado em doentes submetidos a litotricia extracorpórea por ondas de choque (LEOC), com a duração de 3 semanas.

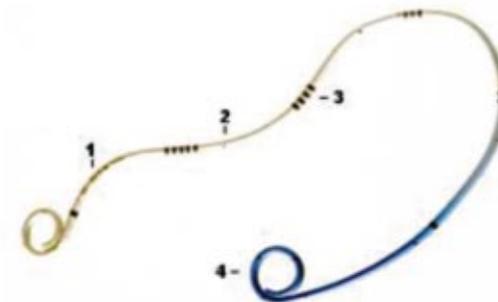
- *Wegenke Exchange Retrograde Ureteral Stent* – Outro stent específico para LEOC, que permite a injeção retrógrada de contraste durante o procedimento e a remoção sem cistoscopia, traccionando a sutura fixa à extremidade vesical. Tem uma duração de 8 semanas.



a) Contour VL™ Variable Length Percuflex® Stents



b) Polaris™ Loop Ureteral Stent



c) Polaris™ Ultra Ureteral Stent

Figura 3. Stents Boston Scientific ®

- *C-Flex® Multi-Length Stent* – Stent com comprimento variável da bobina e com duração de 6 meses.

- *Sof-Flex® AQ® Multi-Length Stent* – Stent com comprimento variável da bobina e com duração de 6 meses.

- *Dretler Ureteroscopy Stent* – Stent específico para pós-ureteroscopia, com 4 semanas de duração.

- *Endo-Sof™ Double Pigtail Ureteral Stent* – Stent de Endo-Sof™, de longa duração (1 ano).

- *Endo-Sof™ Multi-Length Stent* – Stent de Endo-Sof™ com comprimento variável da bobina e 1 ano de duração.

- *C-Flex® Endoureterectomy Stent* – Stent específico para ser colocado após uma endoureterotomia. Este stent tem uma haste com um calibre superior e uma duração de 8 semanas.

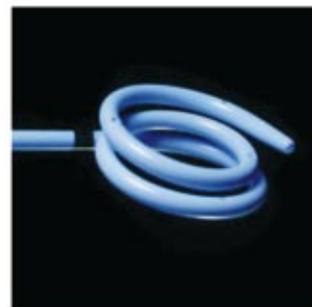
- *Black Silicone Filiform Double Pigtail Stent* – Stent de desenho convencional, em silicone, com 1 ano de duração.



a) Stent com extremidade helicoidal, específico para LEOC – *C-Flex® E.S.W.L. Passive Spiral Tip Stent*



b) Stent específico para LEOC, que permite a injeção retrógrada de contraste – *Wegenke Exchange Retrograde Ureteral Stent*



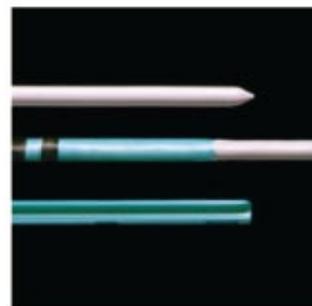
c) Stent com comprimento variável – *Endo-Sof™ Multi-Length Stent*



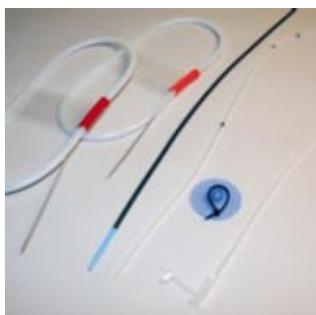
d) Stent para endoureterotomia – *Endoureterotomy Stent C-Flex®*



e) Stent de silicone – *Filiform Double Pigtail Stent – Black Silicone*



f) Stent com segmento ureteral aberto, específico para pieloplastia – *Kidney Internal Splint Stent*



g) Tubo de nefrostomia e stent ureteral em continuidade – *Smith Universal Ureteral Stent*



h) Stent que permite a injeção de contraste no intra-operatório – *Kwart Retro-Inject™ Double Pigtail Stent – Sof-Flex®*



i) Stent para colocação anterógrada – *Siedmon Antegrade Stent Set*



j) Stent para drenagem e irrigação de condutos ileais – *Rankin Ureteral Ileal Conduit Stent*

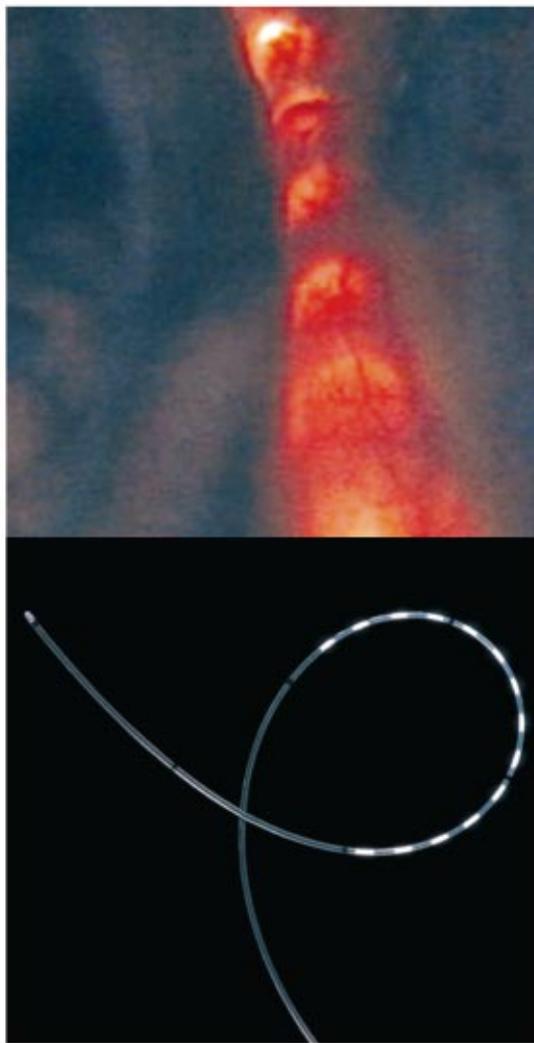


k) Stent de superfície estriada, específico para litíase – *Towers Peripheral Ureteral Stent*



l) Stent metálico para obstruções de causa neoplásica – *Resonance Metallic Ureteral Stent*

Figura 4. Stents Cook Medical ®



Bush DL™ Ureteral Illuminating Catheter Set

Figura 4. Stents Cook Medical ®

- *Silicone Filiform Multi-Length Double Pigtail Stent* – Stent com comprimento variável, em silicone, com 1 ano de duração.

- *Greene Renal Transplant Stent* – Stent específico para rins transplantados, com 1 ano de duração e bobina de comprimento variável.

- *Salle Intraoperative Pyeloplasty Stent* – Desenhado para obter e manter drenagem por nefrostomia após pieloplastia. Tem uma duração de 4 semanas.

- *Kidney Internal Splint Stent* – Tem a mesma função que o anterior. O segmento posicionado ao nível do ureter é aberto. Tem a duração de 4 semanas.

- *Smith Universal Ureteral Stent* – Tubo de nefrostomia e stent ureteral em continuidade, com a duração de 6 meses. Pode ser usado em casos de endopielotomia ou nefrolitotomia percutânea.

- *Kwart Sof-Flex® Retro-Inject™ Double Pigtail Stent* – Catéter de desenho convencional em duplo J, mas que permite a injeção de contraste intraoperatoriamente.

- *Poliurethane Double Pigtail Stent* – Stent duplo J, com 6 meses de duração.

- *Siedmon Antegrade Stent* – Desenhado para colocação anterógrada, tem a duração de 6 meses.

- *Mazer Antegrade Stent* – Tem características idênticas ao anterior.

- *Paterson-Forrester Subcutaneous Urinary Diversion Stent* – Usado em doentes terminais, com necessidade de derivação pielovesical subcutânea. Tem a duração de 3 meses.

- *Rankin Ureteral Ileal Conduit Stent* – Stent com desenho em mono J, para drenagem e irrigação de condutos ileais. Tem 4 semanas de duração.

- *Bander Ureteral Diversion Stent* – Para derivações urinárias em anastomoses ureteroileais, é um stent mono J, com 6 meses de duração.

- *Towers Peripheral Ureteral Stent* – Tem uma superfície estriada e uma bobina distal de comprimento variável. Tem 6 meses de duração.

- *Resonance Metallic Ureteral Stent* – Stent em metal, usado para derivar obstruções neoplásicas extrínsecas ou intrínsecas. É de longa duração, podendo permanecer colocado até 1 ano.

- *Bush DL™ Ureteral Illuminating Catheter Set* – Stent utilizado para a transiluminação dos ureteres, facilitando a sua identificação e assim minimizando o risco de lesão iatrogénica. Assumem particular interesse na cirurgia laparoscópica.

- *Endo-Sof™ Radiance Double Pigtail Ureteral Stent* – Primeiro stent revestido de heparina, que diminui a incrustação e aumenta a longevidade. Tem um desenho convencional em duplo J, é termossensível, constituído de Endo-Sof™, e tem a duração de 1 ano.

A Gyrus ACMI® tem no seu catálogo (Figura 6):

- *Double-J® II Ureteral Stents* – Stent com configuração em duplo J, de durometria dupla, termossensível e com revestimento hidrofílico.

- *Sof-Curl™ Ureteral Stents* – Stent que apresenta uma ansa renal com enrolamento de 360°, de durometria dupla, termossensível e com revestimento hidrofílico.

- *LithoStent™ Ureteral Stents* – Stent específico para litíase, por apresentar uma superfície



Figura 5. Stents Gyrus ACMI®

estriada, solução que procura melhorar a resistência ao *kinking* e ao colapso. É também termosensível e com revestimento hidrofílico.

- *Quadra-Coil® Multi-Length Ureteral Stents* – Stent com revestimento hidrofílico, com uma das extremidades com bobina helicoidal, ajustável entre os 22 e os 28 cm, o que pode permitir poupança a nível do *armamentarium*.

Complicações

76% dos doentes submetidos a colocação de stents sofrem do Síndrome do Stent (5). Este caracteriza-se por desconforto ou dor lombar e/ou na fossa ilíaca e/ou no hipogastro, bem como por sintomas vesicais irritativos.

Numa série de 2685 doentes, Hao *et al* estudaram as complicações resultantes da colocação de

stents (6). 19,6% dos doentes tiveram complicações durante a colocação. As complicações pós-operatórias minor foram: hematúria em 15% dos doentes, dor (no flanco ou suprapúbica) em 3,7% e sintomas irritativos em 3,9%. As complicações pós-operatórias major foram: incrustação em 1,9%, estenose ou re-estenose em 1,9%, migração em 1,6%, febre alta em 0,2% e casos pontuais de fragmentação, infecção urinária, fístula ureteral e refluxo vesico-ureteral.

Neste mesmo estudo constatou-se que 2,2% dos stents tiveram de ser removidos, 48% por hematúria grave, 30% por dor intolerável, 12% por sintomas irritativos e 10% por febre alta (6).

Num artigo de Joshi *et al*, um grupo de doentes foi submetido a um questionário, intitulado *Stent Symptom-Specific Questionnaire* (SSQ) (7). Este consistia em 5 secções de sintomas: sintomas uri-

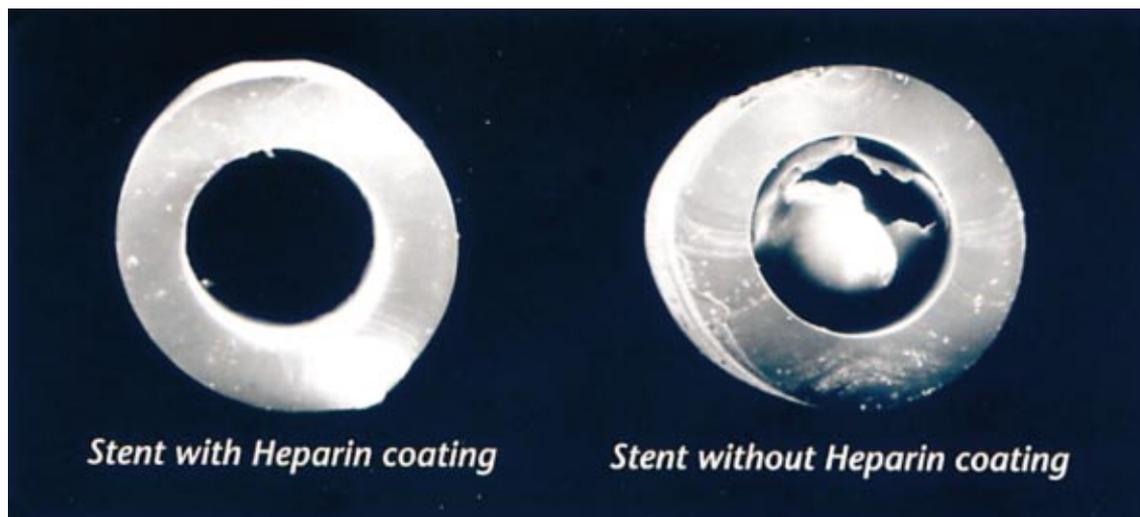


Figura 6. Comparação entre stent com e sem revestimento de heparina após algum tempo de permanência intra-corpórea.

nários, dor, questões sexuais, saúde em geral e *performance* no trabalho. Chegaram à conclusão de que 80% dos doentes apresentam morbidade, qualquer que seja, e que 40% apresentavam queixas de disfunção sexual.

Resolução das Complicações

Uma das principais complicações da colocação de stents é a incrustação. Esta consiste na formação de biofilme na superfície do stent e a consequente deposição de sais de cálcio e estruvite, que pode ocorrer tanto na superfície do stent, como no lúmen do mesmo, rapidamente causando obstrução. Este fenómeno encurta a duração dos stents. É, portanto, necessária prudência na análise da duração anunciada pelos fabricantes.

A localização desta incrustação é variável. Singh *et al* encontraram a seguinte distribuição (8): 53% no segmento superior, 20% nos segmentos superior e inferior, 27% na totalidade do stent. 80% dos doentes apresentavam o lúmen do stent obliterado. Noutro estudo, por Rana *et al*, a distribuição foi (9): 15% no segmento superior, 19% no segmento superior e corpo, 31% no segmento inferior e corpo e 35% na totalidade do stent.

Este problema pode ser resolvido recorrendo a manipulação ureterorenoscópica retrógrada (com ou sem litotricia intracorpórea), LEOC, terapêuticas *sandwich*, em que se associam sessões de

LEOC e ureterorenoscopia, nefrolitotomia percutânea ou cirurgia aberta.

Soluções em Investigação

A contínua investigação nesta área visa obter uma maior durabilidade dos stents e menor morbidade. Descrevemos de seguida as principais soluções em estudo, que vão desde novos materiais a diversos revestimentos.

O revestimento com heparina é uma solução que já se encontra no mercado. A heparina é um glicosaminoglicano que forma uma superfície anti-adesiva e inibidora da cristalização, atrasando a formação de biofilme. Inibe depósitos orgânicos e inorgânicos (Figura 6). Assim, reduz a incrustação, nomeadamente a sua espessura, extensão, densidade e uniformidade. A camada de heparina não se degrada no tempo útil do stent, que tem uma duração de 6 a 12 meses (10).

Numerosos estudos exploram a hipótese da adsorção de fármacos no revestimento dos stents. A adsorção de antibióticos é promissora na redução das taxas de infecção. No entanto, tem-se verificado a selecção de estirpes bacterianas multi-resistentes e de efeitos adversos frequentes. Mais estudos serão necessários antes destes stents serem uma realidade (11).

Foram criados recentemente stents biodegradáveis. Estes teriam a grande vantagem de não ser

necessário um novo procedimento para a sua extracção. Eliminariam também os casos de permanência demasiado prolongada dos stents, o que acontece por razões nem sempre controláveis pelo clínico. Teriam uma maior biocompatibilidade e reduziriam o risco de re-estenose. Para estes stents serem viáveis, teriam que sofrer uma degradação e eliminação total, o que frequentemente não acontece. Ao invés, tem-se constatado uma elevada taxa de fragmentos residuais, com necessidade de extracção, por vezes complicada (13).

Stents libertadores de fármacos são outra opção em estudo. A libertação de citostáticos, nomeadamente de metotrexato, pode ter aplicação em situações de obstrução neoplásica. Os resultados não são ainda conclusivos e será necessária investigação adicional (13).

Conclusão

Existe actualmente um vasto leque de opções quando queremos escolher o stent mais indicado para o nosso doente. Para além dos stents de desenho convencional, encontram-se disponíveis inúmeros stents com desenho específico para determinados procedimentos e circunstâncias cirúrgicas.

A colocação destes componentes está associada a elevada morbilidade, nomeadamente a “síndrome do stent”, presente em 80% dos doentes. São também frequentes diversas outras complicações, nomeadamente a incrustação.

Estas limitações dos stents actuais estimulam a investigação, que tem procurado melhorar o seu comportamento e a qualidade de vida dos doentes.

Novos materiais, biodegradáveis, novos revestimentos e a adsorção e/ou libertação de fármacos são algumas das promissoras soluções em estudo. Já se encontram no mercado, por exemplo, stents revestidos de heparina, aparentemente com bons resultados na diminuição da incrustação. Na maior parte dos casos, os resultados são ainda insuficientes para que os novos stents sejam viáveis na prática clínica. No entanto, as investigações em curso prometem encontrar novas e eficazes soluções a curto prazo.

Bibliografia

1. Hao, P, Li, W, Song, C, et al. *J Endourol* 2008 Jan; 22: 65-70.
2. Candela, JV, Bellman, JC. *J Endourol*. 1997 Feb ;11 (1): 45-7.
3. Tunney, MM, Keane, PF, Jones, DS, Gorman, SP. *Biomaterials*. 1996 Aug ;17 (15): 1541-6.
4. Pryor, JL, Langley, MJ, Jenkins, AD. *J Urol*. 1991 Apr; 145 (4): 719-22.
5. Chew, BH, Knudsen, BE, Denstedt, JD. *Curr Opin Urol* 2004 Mar; 14: 111-5.
6. Hao, P, Li, W, Song, C, et al. *J Endourol* 2008 Jan; 22: 65-70.
7. Joshi, HB, Stainthorpe, A, Keeley, FX Jr, et al. *J Endourol* 2001 Mar; 15: 151-4.
8. Singh, I, Gupta, NP, Hemal, AK, et al. *Urology* 2001 Oct; 58: 526-31.
9. Rana, AM, Sabooh, A. *J Endourol* 2007 Jun; 21: 628-32.
10. Cauda, F, Cauda, V, Fiori, C, et al. *J Endourol* 2008 Mar; 22: 465-72.
11. Denstedt, JD, Reid, G, Sofer, M. *World J Urol* 2000 Sep; 18: 237-42.
12. Sternberg, K, Selent, C, Hakansson, N, et al. *Urologe A* 2004 Oct; 43: 1200-7