

Investigating the encrustation of reinforced ureteral stents by computational flow dynamic simulations

Étude de l'incrustation des sondes urétérales renforcées par simulations dynamiques de flux modélisés par ordinateur

Benoît Vogt

World Journal of Urology

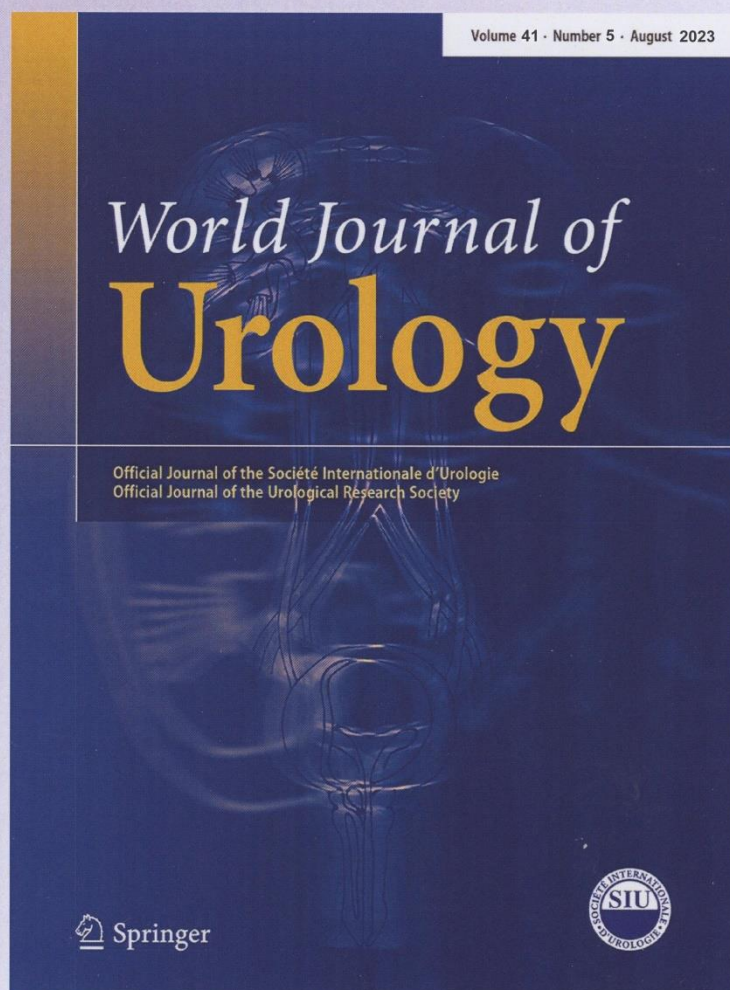
ISSN 0724-4983

Volume 41

Number 5

World J Urol (2023) 41:1451-1457

DOI 10.1007/s00345-023-04356-5





Investigating the encrustation of reinforced ureteral stents by computational flow dynamic simulations

Benoît Vogt¹

Received: 28 January 2023 / Accepted: 26 February 2023 / Published online: 17 March 2023
© The Author(s) 2023

Abstract

Purpose In cases of extrinsic ureteral obstruction, obstruction due to encrustation is particularly detrimental to functioning of the stent. A thorough understanding of the causes that lead to stent encrustation is essential. Computational fluid dynamic (CFD) simulations may provide a reliable screening platform for investigating the interplay between flow processes and encrustation dynamics in stents.

Methods Using a tailor-made program, we attempted to evaluate a number of reinforced ureteral stents by CFD simulations with an obstructed or unobstructed ureter and steady or discontinuous flow patterns to identify critical regions with abrupt changes in shape susceptible to stagnant flow and encrustation.

Results For the Vortek[®] and Urosoft stents, the longitudinal opening of the stents confirmed the presence of critical regions. No critical region was observed for the Superglide stent. CFD simulations showed that cavities formed near the critical regions represented patently stagnant flow and were potentially susceptible to the formation of encrusting deposits. Encrustations were greater in the obstructed design than in the unobstructed design. In the model with a suddenly interrupted laminar flow, the peristaltic motion resulted in new discontinuous encrustation areas scattered throughout the entire external and internal surface of the stent.

Conclusion The analysis of fluid dynamics through the tested stents confirmed that encrustations are possible in regions of stagnant flow and showed that stent models with the smoothest possible surface are preferable. The discontinuous flow model provided results that are closer to the findings observed in the clinic and should be more often integrated into CFD simulations.

Keywords Mathematical modeling · Computational fluid dynamics · Ureteral stent · Encrustation · Peristaltic movement · Stent failure

Introduction

The causes of extrinsic ureteral obstruction (EUO) requiring an indwelling stent are often benign or malignant extrinsic strictures (tumor compression or, post-radiation or post-surgical damage). However, ureteral obstruction is a challenge in the management of stent patency and most studies report an approximately 28% failure rate. Stent failure can induce renal failure, renal colic, or pyelonephritis [1–4].

The phenomenon of stent failure in the context of EUO is commonly attributed to deformation of the ureter and

external pressure, which leads to occlusion of the stent lumen. Nevertheless, the reality appears to be more complex. Shilo et al. suggested that it is the combination of external pressure, deformation, and colloid concentration that leads to stent failure. In EUO, urine flows exclusively through the stent lumen without any possibility of passage through the extraluminal space between the stent and the ureter wall [5]. Thus, maintaining flow through the stent lumen is an essential parameter to preserve the flow rate, but it can be altered by encrustation.

Bacterial infection is known to be an important factor in the development of encrustations in urinary stents [6, 7]. It is well established that hydrodynamic forces play a crucial role in bacterial attachment and De Grazia et al. suggested that one of the factors that govern bacterial attachment in a stented ureter is the presence of cavity flow in areas located

✉ Benoît Vogt
message@benoitvogt.fr

¹ Department of Urology, Polyclinique de Blois, 1 Rue Robert Debré, 41260 La Chaussée Saint-Victor, France

near a ureteral obstruction [8]. Thus, it is essential to identify critical regions susceptible to stagnant flow because increasing flow rates in these critical regions, by locally altering the architecture of the stent, could promote fluid drainage through the stent [5, 8, 9].

In previous studies, several reinforced ureteral stents were physically and clinically tested in patients [3, 4, 10]. The present study attempted to evaluate these same stents by computational fluid dynamic (CFD) simulations to identify critical regions susceptible to stagnant flow.

Materials and methods

A number of reinforced double-pigtail stents without holes, such as the Vortek[®] Tumor Stent (7F, Coloplast, Denmark), Urosoft Tumor Stent (7F and 8F, Bard Angiomed, Germany), and Superglide Tumour DD Ureter Stent (8F, Teleflex Medical, Ireland) have been physically (stiffness, lumen) [4, 10] and clinically (stent failure, survival) [3, 4] evaluated in previous studies. The geometry of each stent was determined after opening them along the longitudinal axis. The analysis focused on the internal structure of the stent, with the identification of abrupt changes in caliber or the shape of the internal surface.

Two-dimensional numerical meshes were developed and computational fluid dynamic (CFD) simulations were

used to further investigate urine flow dynamics near abrupt changes in shape of the internal surface of the ureteral stents. Three meshes were designed to replicate the geometric features of a stented ureter in the presence of different types of ureteral stents (Vortek[®] or Urosoft stents) (Fig. 1).

The Navier–Stokes equations describe compressible and non-compressible flow and are the starting point for CFD calculations. To facilitate the obtention of a numerical solution, it is necessary to change the form of Navier–Stokes equations from partial differential equations to algebraic equations by a process called discretization [11]. Temporal discretization of the Navier–Stokes equations for non-compressible flow in vector form for a velocity field $\vec{v}$ can be written as Eq. (1), where p , η , μ , grad , $\vec{\Delta}$, $\vec{f}$, t , and Δt represent the pressure, dynamic viscosity, density, gradient, Laplacian vector, volume forces on fluid particles, time, and time-step, respectively.

$$\frac{\vec{v}^{t+1} - \vec{v}^t}{\Delta t} = -(\vec{v}^t \cdot \text{grad}) \vec{v}^t - \frac{1}{\rho} \text{grad}(p') + \frac{\eta}{\rho} \vec{\Delta} \vec{v}^t + \vec{f} \quad (1)$$

The equations and intermediate calculations are presented in the Online Resource 1. The model design is summarized in a movie in Online Resource 2 from governing equations to simulations of urine flow dynamics and encrustations.

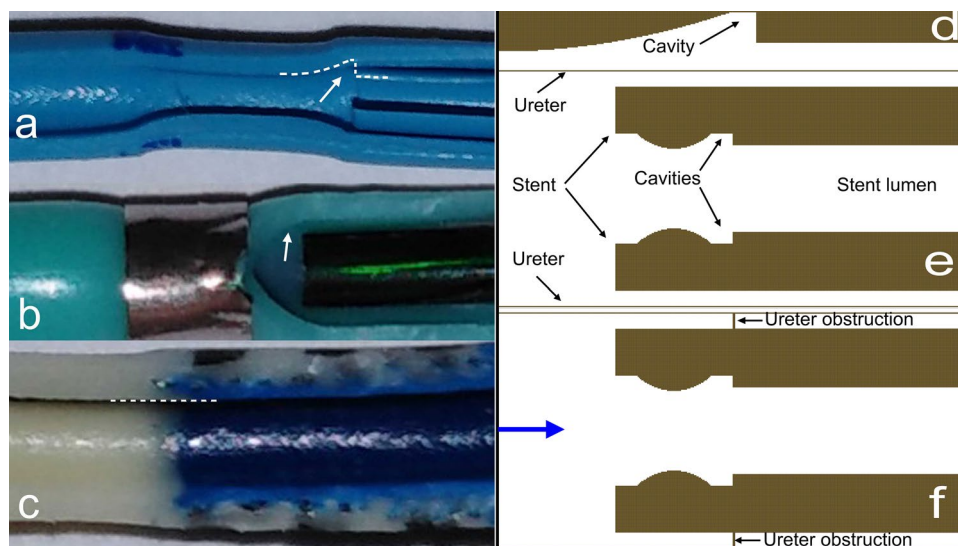


Fig. 1 Reinforced double-pigtail stents opened along the longitudinal axis and computational meshes with quadrilateral elements for calculation of the governing equations. **a** Vortek[®] Tumor Stent (7F, Coloplast, Denmark). The arrow and dotted line show the cavity between the tubular constriction zone and the sleeve. **b** Urosoft Tumor Stent (8F, Bard Angiomed, Germany). The arrow shows the same observations as in (a). **c** Superglide Tumour DD Ureter Stent (8F, Teleflex Medical, Ireland). The dotted line shows that the junction between

the white loop and the blue reinforced tube is smooth and regular. **d** Mesh 1 focused on the stent cavity that was observed after opening the stent along the longitudinal axis. **e** Mesh 2 represented the longitudinal section of the stent within the ureter, focusing on the observed differences in the shape of the surface. **f** Mesh 3 was designed to replicate the geometric features of **e** with an obstruction. The blue arrow indicates the inlet flow direction

Results

For the Vortek® and Urosoft stents, the longitudinal opening of the stents confirmed the abrupt change in shape previously suggested during the physical analysis of the stents [10] and showed cavities between tubular constriction zones and the sleeve. No changes in shape were observed for the Superglide stent (Fig. 1).

In the case of steady laminar flow, fluid flow was fastest at the center (0.7 mm s^{-1}) and slowest close to the stent wall (velocity of approximately 0.1 mm s^{-1} and wall shear stress (WSS) $< 70 \text{ mPa}$).

The cavity formed near the change in shape (Fig. 2a) represented a patently stagnant flow region characterized

by a low velocity of approximately 0.001 mm s^{-1} , a low WSS $< 0.7 \text{ mPa}$, and the presence of a laminar vortex.

In the study, it is, therefore, anticipated that regions with a WSS $< 1 \text{ mPa}$ are potentially susceptible to the formation and growth of encrusting deposits in the stents. When the WSS is above 1 mPa , the formation of encrusting deposits in the stent is shown by brown quadrilateral elements in Fig. 2.

After updating the mesh with the new encrustations, the growth of encrusting deposits in the stent stopped after 13 iterations due to the WSS reaching more than 1 mPa (Fig. 2b). No encrustation was observed for the Superglide stent. In this geometry, CFD simulations showed the WSS to be consistently above 30 mPa close to the stent walls.

Numerical simulations showed the cavities formed by a ureteral obstruction to be characterized by a wide area

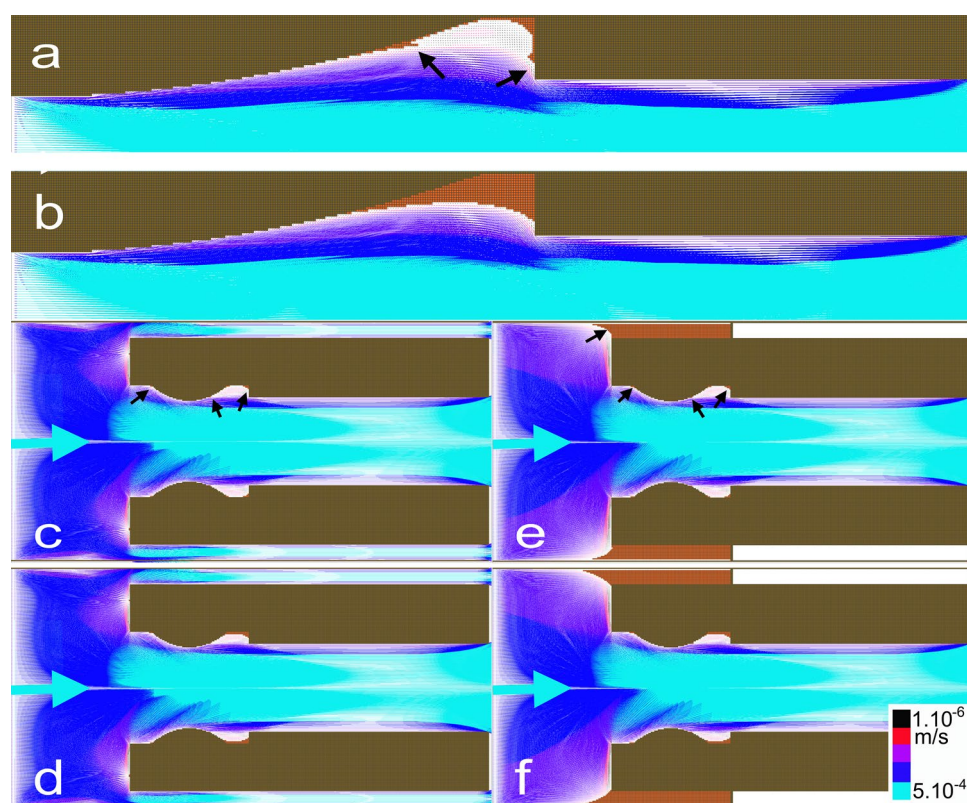


Fig. 2 Flow vectors determined from CFD simulations for a stented ureter with a Vortek® stent. **a** Flow vectors determined from CFD simulations for Mesh 1. CFD simulations showed very low WSS within the cavity. This region was also characterized by the presence of a laminar vortex. After temporal iterations and obtaining a steady state, encrusting deposits were observed in the cavity (black arrows). **b** After updating Mesh 1 with the new encrustations, the equations were used to calculate subsequent solutions until a steady state was achieved for which no WSS value was below 1 mPa . The areas of encrusted deposits then appeared to be more extensive. **c** Flow vectors determined from CFD simulations for Mesh 2. After temporal iterations and obtaining a steady state, encrusting deposits were observed close to the curvatures and cavities (black arrows). **d** After updating Mesh 2 with the new encrustations and obtaining a steady

state, the areas of encrusted deposits then appeared to be more extensive. **e** Flow vectors determined from CFD simulations for Mesh 3. After temporal iterations and obtaining a steady state, encrusting deposits were observed close to the curvatures and cavities and led to clogging of all the cavity areas between the stent and ureter (black arrows). **f** After updating Mesh 3 with the new encrustations and obtaining a steady state, the areas of encrusted deposits then appeared to be more extensive. Legends: Results were obtained at a fixed volumetric flow rate of 0.5 ml min^{-1} . The blue arrow indicates the inlet flow direction. The blue and red colors correspond to high and low velocity, as indicated in the color scale bar. Brown quadrilateral elements correspond to the regions of interest for which the WSS values were below 1 mPa and potentially susceptible to the formation of encrusting deposits

of low WSS (low velocity and $WSS < 1$ mPa) (Fig. 2e). Encrustations were greater in the obstructed design than in the unobstructed design and led to clogging throughout the cavity area.

In the second model with an abruptly interrupted laminar flow, the peristaltic motion resulted in recirculation zones with negative velocities developing in the different parts of the ureter. Encrustation simulations highlighted the presence of new discontinuous encrustation areas scattered throughout the entire external and internal surface of the stent (Fig. 3). In this model, no steady-state solution was obtained because the encrusted mesh modification systematically resulted in a $WSS < 1$ mPa.

Discussion

In cases of EUO, obstruction due to encrustation is particularly detrimental to functioning of the stent, as urine flows exclusively through the stent lumen without any possibility of passage through the extraluminal space [5]. A

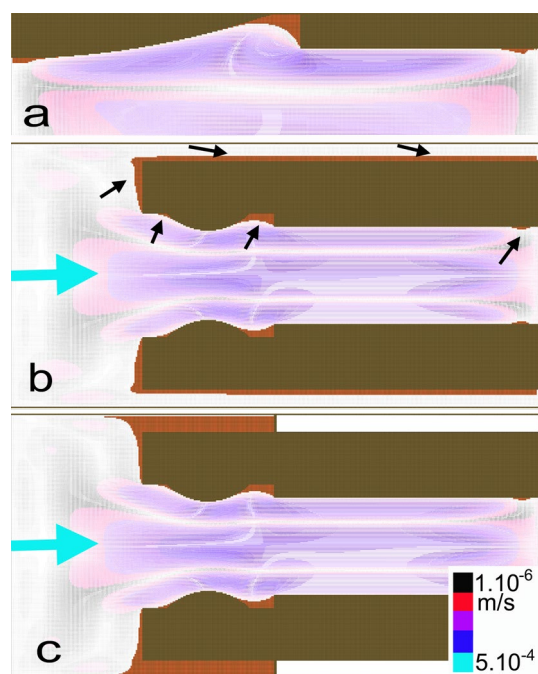


Fig. 3 Flow vectors determined from CFD simulations for a stented ureter with a Vortek® stent with an abruptly interrupted laminar flow to mimic pelvi-ureteric peristalsis. **a** Mesh 1 focused on the stent cavity. **b** Mesh 2 represented the longitudinal section of the stent within the ureter. **c** Mesh 3 was designed to replicate the geometric features of **b** with an obstruction. After temporal iterations, simulations highlighted the presence of new discontinuous encrustation areas scattered throughout the entire external and internal surface of the stent (black arrows). In this model, no steady-state solution was obtained because the encrusted mesh modification systematically resulted in a $WSS < 1$ mPa. The legends are the same as in Fig. 2

thorough understanding of the causes that lead to stent encrustation is essential. CFD simulation models provide a rapid, cost-effective, and reliable screening platform for investigating the interplay between flow processes and encrustation dynamics in stents. Thus, CFD simulations could be used to further advise stent development and assist in the selection of the most effective stents for drainage. [5, 8, 9, 11–14].

The mathematical solution used for this study was more rudimentary than the generally used software (such as Fluent® (Ansys Inc., USA)). However, it incorporated the same approximations, and the results are consistent with those published in the field. Indeed, by running this solution on models previously presented by other authors (Fig. Online Resource 3), vortices, encrustations, and the same differences in WSS were noted, with rates of 40 mPa along the tube and 0.2 mPa in the cavities [8, 9, 12, 13]. In addition, simulations using meshes with different formats (100×800) with different critical values of encrustation ($WSS = 2$ to 20 mPa) and continuous or discontinuous flow confirmed the results presented in this study.

For the Vortek® and Urosoft stents, the longitudinal opening of the stents confirmed the abrupt changes in shape previously suggested [10] and showed cavities. It is well established that the stent lumen is an important factor for increasing the volumetric flow rate [4, 10, 15].

Alterations of the internal lumen of the Vortek® and Urosoft stents may affect urine flow and lead to encrustations. Indeed, for laminar flow, quantitative analysis of colloid suspensions in tubular flow showed that colloids can accumulate particularly in regions where curvature, deformation, and compression alter the cylindrical cross-section of a tube [5]. However, no encrustation was seen for the Superglide stent. In this geometry, the stent design presented no visible attachment, suggesting that the WSS was not sufficiently low to initiate encrustations. Based on a control stented ureter system, the experiment of Shilo et al. found that colloids alone do not cause stent failure over time. Rather, it was the combination of external pressure, deformation, and colloid concentration that can lead to encrustations and stent failure [5].

As shown in Fig. 2, the cavities, where low-velocity laminar vortices were observed, are characterized by a low $WSS < 5$ mPa. It was, therefore, anticipated that these regions were potentially susceptible to the formation and growth of encrusting deposits.

These results are in accordance with those of previous studies using CFD simulations, microfluidic-based models, or a full-scale artificial model of the ureter, which revealed the presence of low-velocity laminar vortices in the cavity formed by a ureteral obstruction, and their roles in promoting the attachment of bacterial cells and the deposition of encrustations [8, 9, 12, 13].

Thus, fluid flow in a tube with an abrupt change in shape is subject to significant frictional resistance, which leads to a non-uniform flow pattern and possible deposition of encrustations. The modification of critical regions, resulting in a new stent architecture, can significantly decrease the formation of encrusting deposits in patients. For example, by modifying the side-hole design in a stent, Mosayyebi et al. were able to observe a significant increase in the WSS at the inactive side-holes where encrustation was seen to occur. Such an increase in WSS can significantly decrease the formation of encrusting deposits [13]. Using CFD simulations, Kim et al. showed that increasing the number of side-holes can increase the drainage flow rate [16]. However, in EUO, multiple side-holes in the straight portion of the stent may be at the origin of stent obstruction [17]. Furthermore, Zheng et al. suggested that side-holes may act as initial anchoring sites for encrustation based on micro-computed tomography observations [18], and Mosayyebi et al. demonstrated that more than 60% of side-holes show low WSS using a full-scale artificial model and CFD simulations and are, thus, prone to encrustation [14]. However, although stent obstruction occurs, stent side-holes can be expected to facilitate communication between ureter and stent lumen flow. Nonetheless, the creation of “tailor-made” holes is not possible because it is impossible to predict the position and evolution of the EUO around the stent [19].

These critical regions marked by stagnant flow are not the only ones to become encrusted. In clinical settings, Amitay-Rosen et al. observed that extensive stent lumen encrustation can occur within any region of a stent and lead to stent lumen occlusion, even when the exterior stent wall is essentially free of encrusted material [20]. However, such extensive encrustations are not described by CFD simulations or microfluidic-based models [5, 8, 12, 13]. Certain approximations could be at the origin of these discrepancies. Physiologically, it is well established that the flow of urine is discontinuous, with waves of peristalsis originating in the renal pelvis and moving toward the bladder [21]. Previous studies have shown that physiological urodynamics are impaired in the stented ureter and the presence of a stent has been shown to cause a significant reduction in peristaltic activity. Therefore, in studies using CFD simulations, the ureter has been generally assumed to be a rigid body with steady flow [9, 14, 22]. However, it is possible that, even in the presence of a ureteral stent, contractions of the renal pelvis persist and that the continuous flow model is not well suited to the analysis of flow in a stented ureter.

A peristaltic movement in the ureter was solved numerically using CFD simulations by Najafi et al. They found that peristaltic motion resulted in recirculation zones developing in various parts of the ureter and, as a result, negative velocities were created, especially near the wall. Trapping and reflux phenomena were identified as the result of wall

contraction [23]. Based on the study of Najafi et al., the present solution has been adapted to simulate discontinuous flow and the results of Fig. 3, and Fig. Online Resource 3 show irregular dissemination of the foci of encrustation depending on the ebb and flow, and appear to be closer to the clinical results observed by Amitay-Rosen et al. [20]. Such irregular dissemination could arise from trapping and reflux between two occluded ureteral zones. The occlusion can be pathological due to EUO or physiological due to simple concentric peristaltic contraction of the ureter.

Clearly, other circumstances influence the formation of encrusting deposits in stents. Most authors have suggested that flow processes may dictate where encrustations can grow over the stent surface [9, 12]. This observation can open new avenues for improving stent design via the optimization of fluid dynamics, but models based on fluid dynamics should simulate multiple instances of discontinuous flow to approximate the physiology of the ureter, even one that is stented [13].

To resist protein and bacterial adhesion, innovations include modifying the ureteral stent architecture or coating the stent with antimicrobials [6, 7, 13]. However, several authors suggested that the stent alone introduces a relevant obstruction distributed along the entire length of the ureter [12, 16]. To reduce encrustation, a solution could, thus, come from reducing the thickness of the material, such as the pigtail suture stent (JFil® stent) [24], or from reducing the length, such as the “Yoticurl” of Shilo et al. [25], the BraidStent® of Soria et al. [26], or a customized ureteral stent of Vogt [27]. These innovative stent designs shorten or eliminate the distal part of the stent, including the bladder loop, which frequently calcifies [28] and, in any case, is not necessary for urinary flow [11, 14].

Our study had several limitations. This CFD simulation solution assumed fixed placement of the stent, a uniform ureter diameter, and a constant contraction wave velocity, and did not account for the compliant nature of the ureter, the stellate-type ureteral geometry, the effect of the patient’s posture on stent movement, the chemical composition of the fluid, or the stent indwelling time. Furthermore, the bladder was modeled as an open end and the model did not account for bladder pressure or the reflux of urine from the bladder to the kidneys.

Conclusion

The analysis of fluid dynamics through the stents tested in this study confirmed that encrustations are possible in regions where the flow is stagnant. It is preferable to favor stent models that include the smallest possible number of critical regions that favor stagnation. The discontinuous flow model provided results closer to the findings observed in

human clinical practice and should be more often integrated into CFD simulations.

Supplementary Information The online version contains supplementary material available at <https://doi.org/10.1007/s00345-023-04356-5>.

Author contributions BV: data collection, data analysis, mathematical solution building, manuscript writing, supervising the study program.

Funding Not applicable.

Data availability All data are available in the main text or the supplementary materials.

Declarations

Conflict of interest BV certifies that all conflicts of interest, including specific financial interests and relationships and affiliations relevant to the subject matter or materials discussed in the manuscript are the following: BV received royalties from Rocamed for the treatment of ureteral stones but there are no financial competing interests in the manuscript.

Informed consent Not applicable.

Research involving human participants and/or animals None.

Open Access This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

References

1. Elsamra SE, Leavitt DA, Motato HA et al (2015) Stenting for malignant ureteral obstruction: tandem, metal or metal-mesh stents. *Int J Urol* 22:629–636. <https://doi.org/10.1111/iju.12795>
2. Yoon JH, Park S, Park S, Moon KH, Cheon SH, Kwon T (2018) Renal function is associated with prognosis in stent-change therapy for malignant ureteral obstruction. *Investig Clin Urol* 59:376–382. <https://doi.org/10.4111/icu.2018.59.6.376>
3. Vogt B, Blanchet LH (2021) 10-Year experience with reinforced ureteral stents for malignant ureteral obstruction. *Res Rep Urol* 13:581–589. <https://doi.org/10.2147/RRU.S326274>
4. Vogt B, Blanchet LH (2021) Analysis of ureteral tumour stents for malignant ureteral obstruction: towards reshaping an optimal stent. *Res Rep Urol* 13:773–782. <https://doi.org/10.2147/RRU.S334277>
5. Shilo Y, Modai J, Leibovici D, Dror I, Berkowitz B (2020) Impact of colloidal fluid on stent failure under extrinsic ureteral obstruction: an in vitro experimental study. *J Endourol* 34:987–992. <https://doi.org/10.1089/end.2020.0330>
6. Khoddami S, Chew BH, Lange D (2020) Problems and solutions of stent biofilm and encrustations: a review of literature. *Turk J Urol* 46(Suppl. 1):S11–S18. <https://doi.org/10.5152/tud.2020.20408>
7. Kram W, Buchholz N, Hakenberg OW (2022) Encrustation in Urinary Stents. In: Soria F, Rako D, de Graaf P (eds) *Urinary stents*. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-031-04484-7_9
8. De Grazia A, LuTheryn G, Meghdadi A, Mosayyebi A, Espinosa-Ortiz EJ, Gerlach R et al (2020) A microfluidic-based investigation of bacterial attachment in ureteral stents. *Micromachines* (Basel) 11:408. <https://doi.org/10.3390/mi11040408>
9. Mosayyebi A, Yue QY, Somani BK, Zhang X, Manes C, Carugo D (2018) Particle accumulation in ureteral stents is governed by fluid dynamics. In vitro study using a “stent-on-chip” model. *J Endourol* 32:639–646. <https://doi.org/10.1089/end.2017.0946>
10. Vogt B (2020) Stiffness analysis of reinforced ureteral stents against radial compression: in vitro study. *Res Rep Urol* 12:583–591. <https://doi.org/10.2147/RRU.S285031>
11. Tong JC, Sparrow EM, Abraham JP (2007) Numerical simulation of the urine flow in a stented ureter. *J Biomech Eng* 129:187–192. <https://doi.org/10.1115/1.2472381>
12. Clavica F, Zhao X, ElMahdy M, Drake MJ, Zhang X, Carugo D (2014) Investigating the flow dynamics in the obstructed and stented ureter by means of a biomimetic artificial model. *PLoS ONE* 9:e87433. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0087433>
13. Mosayyebi A, Lange D, Yann Yue Q, Somani BK, Zhang X, Manes C et al (2019) Reducing deposition of encrustation in ureteric stents by changing the stent architecture: a microfluidic-based investigation. *Biomicrofluidics* 13:014101. <https://doi.org/10.1063/1.5059370>
14. Mosayyebi A, Vijayakumar A, Mosayyebi M, Lange D, Somani BK, Manes C et al (2022) The accumulation of particles in ureteric stents is mediated by flow dynamics: full-scale computational and experimental modeling of the occluded and unoccluded ureter. *APL Bioeng* 6:026102. <https://doi.org/10.1063/5.0083260>
15. Haifler M, Kleinmann N, Weiss D (2021) Tandem ureteral stents drainage lowers renal pelvis pressure in malignant ureteral obstruction: Experimental and computational models. *J Biomech* 117:110237. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110237>
16. Kim KW, Choi YH, Lee SB, Baba Y, Kim HH, Suh SH (2015) Numerical analysis of the effect of side holes of a double J stent on flow rate and pattern. *Biomed Mater Eng* 26(Suppl 1):S319–S327. <https://doi.org/10.3233/BME-151319>
17. Song MG, Seo TS, Lee CH, Kim KA, Kim JS, Oh SC et al (2015) Comparison of two types of double-j ureteral stents that differ in diameter and the existence of multiple side holes along the straight portion in malignant ureteral strictures. *Cardiovasc Intervent Radiol* 38:702–708. <https://doi.org/10.1007/s00270-014-0963-5>
18. Zheng S, Amado P, Kiss B, Stangl F, Haeberlin A, Sidler D et al (2022) Quantitative evaluation of encrustations in double-J ureteral stents with micro-computed tomography and semantic segmentation. *Front Urol* 2:836563. <https://doi.org/10.3389/fruro.2022.836563>
19. Amitay-Rosen T, Shilo Y, Dror I, Berkowitz B (2022) Influence of single stent size and tandem stents subject to extrinsic ureteral obstruction and stent occlusion on stent failure. *J Endourol* 36:236–242. <https://doi.org/10.1089/end.2021.0426>
20. Amitay-Rosen T, Dror I, Shilo Y, Berkowitz B (2022) Imaging and chemical analysis of external and internal ureteral stent encrustation. *Res Rep Urol* 14:159–166. <https://doi.org/10.2147/RRU.S364336>
21. Rose JG, Gillenwater JY (1978) Effects of obstruction on ureteral function. *Urology* 12:139–145. [https://doi.org/10.1016/0090-4295\(78\)90323-0](https://doi.org/10.1016/0090-4295(78)90323-0)
22. Gómez-Blanco JC, Martínez-Reina FJ, Cruz D, Pagador JB, Sánchez-Margallo FM, Soria F (2016) Fluid structural analysis of urine flow in a stented ureter. *Comput Math Methods Med* 2016:5710798. <https://doi.org/10.1155/2016/5710798>

23. Najafi Z, Schwartz BF, Chandy AJ, Mahajan AM (2018) A two-dimensional numerical study of peristaltic contractions in obstructed ureter flows. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 21:22–32. <https://doi.org/10.1080/10255842.2017.1415333>
24. Vogt B, Desgrippes A, Desfemmes FN (2015) Changing the double-pigtail stent by a new suture stent to improve patient's quality of life: a prospective study. *World J Urol* 33:1061–1068. <https://doi.org/10.1007/s00345-014-1394-2>
25. Shilo Y, Willenz U, Berkowitz B (2022) Design of a fully intraureteral stent and proof-of-concept in vivo evaluation. *Transl Androl Urol* 11:773–779. <https://doi.org/10.21037/tau-22-41>
26. Soria F, Morcillo E, Serrano A, Rioja J, Budia A, Moreno J et al (2015) Preliminary assessment of a new antireflux ureteral stent design in swine model. *Urology* 86:417–422. <https://doi.org/10.1016/j.urology.2015.05.020>
27. Vogt B (2020) A new customized ureteral stent with nonrefluxing silicone end-piece to alleviate stent-related symptoms in malignant diseases. *Urology* 137:45–49. <https://doi.org/10.1016/j.urology.2019.12.022>
28. Keane PF, Bonner MC, Johnston SR, Zafar A, Gorman SP (1994) Characterization of biofilm and encrustation on ureteric stents in vivo. *Br J Urol* 73:687–691. <https://doi.org/10.1111/j.1464-410x.1994.tb07557.x>

Publisher's Note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Supplementary Materials and Methods

The governing equations

The working fluid in the study was assumed to be noncompressible and Newtonian. The flow was assumed to be steady and laminar (low Reynolds number of approximately 10)¹ and the volume forces $\vec{f}$ on fluid particles (gravity, inertial forces) were not considered in the study.

Temporal discretization of the Navier-Stokes equation for noncompressible flow (1) of the Materials and Methods can be written as equation (1a) in the form of nabla vectors, where $\vec{v}$, p , η , μ , $\vec{f}$, t , and Δt represent the velocity field, pressure, dynamic viscosity, density, volume forces on fluid particles, time, and time-step, respectively.

$$\frac{\vec{v}^{t+1} - \vec{v}^t}{\Delta t} = -(\vec{v}^t \cdot \vec{\nabla}) \vec{v}^t - \frac{1}{\mu} \vec{\nabla} p^t + \frac{\eta}{\mu} \vec{\nabla}^2 \vec{v}^t + \vec{f} \quad (1a)$$

To ensure mass conservation at a constant density, the divergence of the velocity was set to zero (no penetration of the fluid through the ureteral wall) (Equation (1b)).

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{v} = 0 \quad (1b)$$

Equation (1a) leads to scalar equations (1c) and (1d) in two dimensions, one for each velocity component (u , v) of $\vec{v}$.

$$\begin{cases} u^{t+1} = u^t - \Delta t \left[\left(u^t \frac{\partial u^t}{\partial x} + v^t \frac{\partial u^t}{\partial y} \right) + \frac{1}{\mu} \frac{\partial p^t}{\partial x} - \frac{\eta}{\mu} \left(\frac{\partial^2 u^t}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u^t}{\partial y^2} \right) \right] & (1c) \\ v^{t+1} = v^t - \Delta t \left[\left(u^t \frac{\partial v^t}{\partial x} + v^t \frac{\partial v^t}{\partial y} \right) + \frac{1}{\mu} \frac{\partial p^t}{\partial y} - \frac{\eta}{\mu} \left(\frac{\partial^2 v^t}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v^t}{\partial y^2} \right) \right] & (1d) \end{cases}$$

The terms in equations (1c) and (1d) were discretized using finite differences that approximate the derivatives using neighboring values and the second derivative using Taylor series, resulting in scalar equations (2) and (3).

$$\begin{aligned} u_{i,j}^{t+1} = & u_{i,j}^t - u_{i,j}^t \frac{\Delta t}{\Delta x} (u_{i,j}^t - u_{i-1,j}^t) \\ & - v_{i,j}^t \frac{\Delta t}{\Delta y} (u_{i,j}^t - u_{i,j-1}^t) \\ & - \frac{\Delta t}{2\mu\Delta x} (p_{i+1,j}^t - p_{i-1,j}^t) \\ & + \frac{\eta}{\mu} \left(\frac{\Delta t}{\Delta x^2} (u_{i+1,j}^t + u_{i-1,j}^t - 2u_{i,j}^t) \right. \\ & \left. + \frac{\Delta t}{\Delta y^2} (u_{i,j+1}^t + u_{i,j-1}^t - 2u_{i,j}^t) \right) \quad (2) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} v_{i,j}^{t+1} = & v_{i,j}^t - u_{i,j}^t \frac{\Delta t}{\Delta x} (v_{i,j}^t - v_{i-1,j}^t) - v_{i,j}^t \frac{\Delta t}{\Delta y} (v_{i,j}^t - v_{i,j-1}^t) \\ & - \frac{\Delta t}{2\mu\Delta y} (p_{i,j+1}^t - p_{i,j-1}^t) \\ & + \frac{\eta}{\mu} \left(\frac{\Delta t}{\Delta x^2} (v_{i+1,j}^t + v_{i-1,j}^t - 2v_{i,j}^t) \right. \\ & \left. + \frac{\Delta t}{\Delta y^2} (v_{i,j+1}^t + v_{i,j-1}^t - 2v_{i,j}^t) \right) \quad (3) \end{aligned}$$

The continuity equation for noncompressible flow does not have a dominant variable and there is no obvious way to couple velocity and pressure. Thus, equation (1a) could be derived by taking the divergence (equation (1e)) and forcing the divergence of $\vec{v}^{t+1}$ to result in zero (equation (1f)).

$$\begin{aligned} \vec{\nabla} \cdot \vec{v}^{t+1} = & \vec{\nabla} \cdot \vec{v}^t + \Delta t [-\vec{\nabla} \cdot ((\vec{v}^t \cdot \vec{\nabla}) \vec{v}^t) - \frac{1}{\mu} \vec{\nabla}^2 p^t \\ & + \frac{\eta}{\mu} \vec{\nabla}^2 (\vec{\nabla} \cdot \vec{v}^t)] \quad (1e) \end{aligned}$$

$$\vec{\nabla}^2 p^t = \frac{\mu}{\Delta t} \vec{\nabla} \cdot \vec{v}^t - \mu [\vec{\nabla} \cdot ((\vec{v}^t \cdot \vec{\nabla}) \vec{v}^t) - \frac{\eta}{\mu} \vec{\nabla}^2 (\vec{\nabla} \cdot \vec{v}^t)] \quad (1f)$$

In the study, the last two terms of the right-hand side can be ignored and equation (1f) can approximate the pressure-Poisson equation (1g) and ensure that continuity is satisfied.

$$\vec{\nabla}^2 p^t \approx \frac{\mu}{\Delta t} \vec{\nabla} \cdot \vec{v}^t \quad (1g)$$

The left-hand side terms in equation (1g) were discretized using finite differences that approximate the derivatives using neighboring values and the second derivative using Taylor series, resulting in scalar equation (1h).

$$\frac{\partial^2 p^t}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 p^t}{\partial y^2} \approx \frac{p_{i+1,j}^t + p_{i-1,j}^t - 2p_{i,j}^t}{\Delta x^2} + \frac{p_{i,j+1}^t + p_{i,j-1}^t - 2p_{i,j}^t}{\Delta y^2} \quad (1h)$$

The right-hand side terms in equation (1h) were discretized using finite differences that approximate the derivatives using neighboring values, resulting in scalar equation (1i).

$$\frac{\mu}{\Delta t} \left[\frac{\partial u^t}{\partial x} + \frac{\partial v^t}{\partial y} \right] \approx \frac{\mu}{\Delta t} \left[\frac{u_{i+1,j}^t - u_{i-1,j}^t}{2\Delta x} + \frac{v_{i,j+1}^t - v_{i,j-1}^t}{2\Delta y} \right] \quad (1i)$$

Solving the right-hand side terms in equations (1h) and (1i) led to equation (4).

$$p_{i,j}^t = \frac{(p_{i+1,j}^t + p_{i-1,j}^t) \Delta y^2 + (p_{i,j+1}^t + p_{i,j-1}^t) \Delta x^2}{2(\Delta x^2 + \Delta y^2)} - \frac{\mu \Delta x^2 \Delta y^2}{2(\Delta x^2 + \Delta y^2)} \left[\frac{1}{\Delta t} \left(\frac{u_{i+1,j}^t - u_{i-1,j}^t}{2\Delta x} + \frac{v_{i,j+1}^t - v_{i,j-1}^t}{2\Delta y} \right) \right] \quad (4)$$

These equations have been described by Barba et al² and equations (2), (3), and (4) were used in the present study for CFD simulations.

The computational meshes

An area of 3x3 mm² (height × width) was defined to include a transverse ureteral diameter of 3 mm.³ This area was meshed using 200x400 quadrilateral elements as a compromise between computational cost and the robustness of the solution (corresponding to a total of 80,000 elements). The dimensions of the quadrilateral elements were 0.015x0.0075 mm² and made it possible to define the elements of the mesh using Δx and Δy, respectively (Fig. Online Resource 4).

Three meshes were designed to replicate the geometric features of a stented ureter in the presence of different types of ureteral stents (Vortek[®] or Urosoft stents). Mesh 1 focused on the abrupt change in shape and cavity of the stent that were observed after opening it along the longitudinal axis. Mesh 2 and Mesh 3 were designed to replicate the geometric features of a stented ureter with or without an obstruction, respectively. The design for Mesh 3 was based on obstructions between the stent and ureter wall.

Solving the governing equations

Equation (1a) can be solved using numerical methods based on these computational meshes. A custom program in C was subsequently created to define the relevant physical models and boundary conditions and to solve the equations for the conservation of mass and momentum. A no-slip boundary condition was applied to the ureter and stent walls. The initial condition was $u = 0$, $v = 0$, and $p = 0$. For velocity, the boundary conditions were $u = 1$ mm/s at $j = 0$ and $u = 0$ and $v = 0$ for the other boundary conditions (Dirichlet conditions). The imposed inlet velocity value was chosen to replicate a physiologically relevant condition, in accordance with previous studies^{1,4}. For pressure, atmospheric pressure was applied to the device inlet and outlet and the boundary conditions were $\partial p / \partial x^{-1} = 0$ and $\partial p / \partial y^{-1} = 0$ near the ureter wall, the stent wall, or an obstruction (Neumann conditions). Identical boundary

conditions were defined for each geometry of the stent.

The numerical simulation was started with $t = 0$ and initial conditions were $\eta = 0.007$ Pa.s and $\mu = 1.000$ kg.m⁻³. The time-step value of $\Delta t = 0.00026$ s was chosen according to the Courant-Friedrichs-Lewy conditions to obtain convergence and a stable final solution. The initial conditions were used to populate the initial velocity field. The equations were used to calculate the subsequent solutions.

A steady state laminar flow model was first used to solve the governing equations. Every simulation was run for 50,000 iterations and the residual of the solution for the velocity was below 10⁻⁹ mm.s⁻¹.

A second model with an abruptly interrupted laminar flow was used to mimic pelvi-ureteric peristalsis. Simulations of pelvic contractions were run during five periods of 10,000 iterations, each including a period at steady flow of 2,000 iterations followed by a rest period of 8,000 iterations.

The velocity gradient near the wall is called the wall shear stress (WSS) and describes the tangential force per unit area applied over a solid boundary by a fluid in motion. Particular attention was devoted to the WSS and the magnitude of fluid velocity as potential determinants of the formation of encrusting deposits. In the present study, a velocity below 0.0015 mm.s⁻¹ (WSS < 1 mPa) in the immediate vicinity of the stent wall was considered to be sufficiently low to lead to encrustation of the quadrilateral element. After updating the mesh with the new encrustations, the equations were used to calculate subsequent solutions until achieving a steady state with WSS > 1 mPa. For each quadrilateral element, a velocity vector colored by the magnitude of the velocity in mm.s⁻¹ allowed the final representation of flow in the stented ureter.

References

1. Vogt B (2020) Stiffness Analysis of Reinforced Ureteral Stents Against Radial Compression: In vitro Study. *Res Rep Urol* 12:583–91. <https://doi.org/10.2147/RRU.S285031>
2. Barba LA, Forsyth GF (2018) CFD Python: the 12 steps to Navier-Stokes equations. *Journal of Open Source Education* 1,21. <https://doi.org/10.21105/jose.00021>
3. Clavica F, Zhao X, ElMahdy M, Drake MJ, Zhang X, Carugo D (2014) Investigating the flow dynamics in the obstructed and stented ureter by means of a biomimetic artificial model. *PLoS One* 9:e87433. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0087433>
4. De Grazia A, LuTheryn G, Meghdadi A, Mosayyebi A, Espinosa-Ortiz EJ, Gerlach R, et al (2020) A Microfluidic-Based Investigation of Bacterial Attachment in Ureteral Stents. *Micromachines* (Basel) 11:408. <https://doi.org/10.3390/mi11040408>

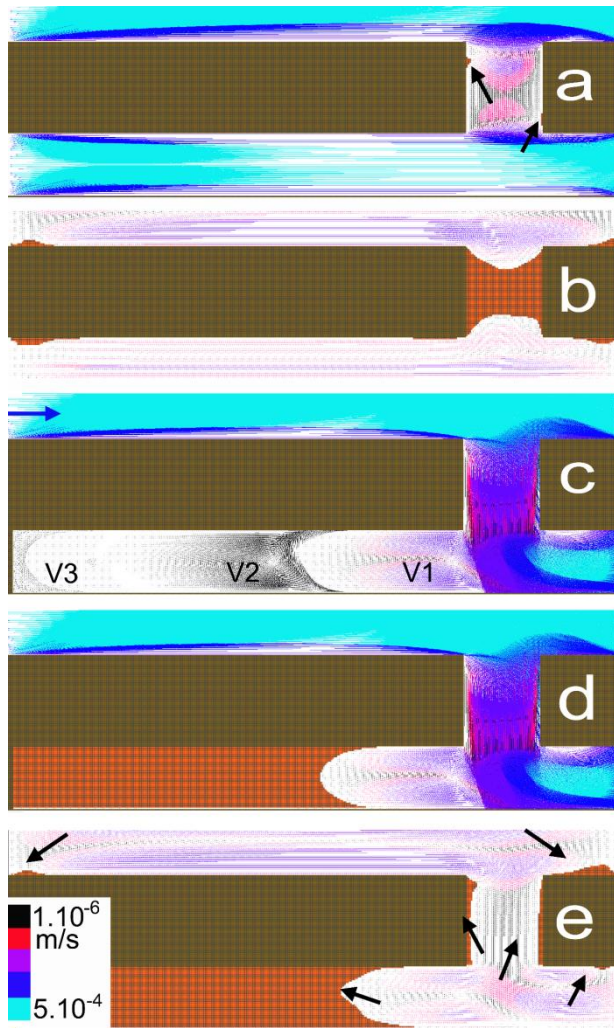


Fig. Online Resource 3 Flow vectors determined from CFD simulations near a stent side hole for numerical models described by several authors (a) Laminar flow model with encrusting deposits in areas with a low WSS < 1 mPa (black arrows). (b) Model as in (a) with an abruptly interrupted laminar flow to mimic pelvi-ureteric peristalsis. Encrusting deposits were observed in new discontinuous areas scattered throughout the entire external and internal surface of the stent. (c) Laminar flow model with obstruction and cavity. After temporal iterations and obtaining a steady state, vortices (V1, V2, and V3) were observed with central velocities of 10^{-5} , 10^{-7} , and 10^{-10} m.s⁻¹, respectively. (d) Laminar flow model as in (c) with encrusting deposits in areas with a low WSS < 1 mPa. (e) Model as in (c) with an abruptly interrupted laminar flow to mimic pelvi-ureteric peristalsis. Encrusting deposits were observed in new discontinuous areas scattered throughout the entire external and internal surface of the stent (black arrows).

The legends are the same as in Fig. 2.

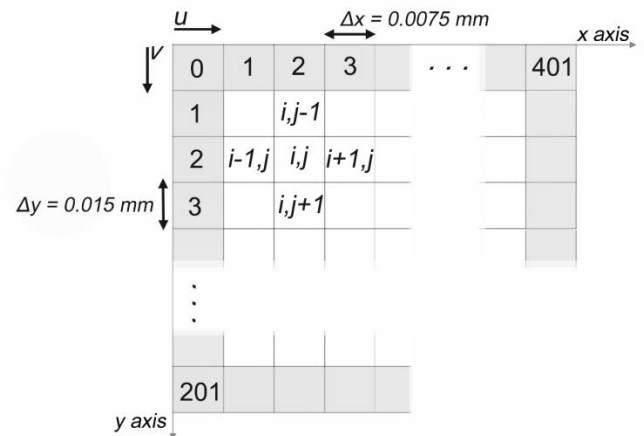


Fig. Online Resource 4 Computational mesh for calculation of the velocities and pressure in each quadrilateral element

The mesh divided the domain into 400×200 quadrilateral elements, in which there were 400 quadrilateral elements in the x axis and 200 in the y axis. The quadrilateral elements of the mesh are referred to using their index. The i -index refers to the quadrilateral elements in the x axis and the j -index to those in the y axis. The velocity is referred to using the velocity components u , and v in the x axis and in the y axis, respectively. The side rows and columns in grey were not used in the calculation but allowed definition of the boundary conditions.

Étude de l'incrustation des sondes urétérales renforcées par simulations dynamiques de flux modélisés par ordinateur

Benoît Vogt

World Journal of Urology 2023, 41(5):1451-1457. Doi : 10.1007/s00345-023-04356-5

Résumé

Bases de connaissance : Dans le cas d'une obstruction urétérale extrinsèque, l'obstruction due à l'incrustation est particulièrement préjudiciable à la fonction de la sonde. Une compréhension approfondie des causes conduisant à l'incrustation de la sonde représente un sujet d'investigation essentiel. Les simulations de dynamique des fluides computationnelle (CFD) peuvent fournir une plate-forme de dépistage fiable pour étudier l'interaction entre les processus d'écoulement et la dynamique d'incrustation dans les sondes.

Méthodes : Avec un programme sur mesure, cette étude a tenté d'évaluer certaines sondes urétérales renforcées avec des simulations CFD sur un uretère obstrué ou non obstrué et des modèles d'écoulement stables ou discontinus. Le but était d'identifier des régions critiques liées aux changements brusques de forme et susceptibles de produire des écoulements lents et des incrustations.

Résultats : Pour les sondes Vortek® et Urosoft, l'ouverture longitudinale des sondes a confirmé la présence de régions critiques. Aucune région critique n'a été observée pour la sonde Superglide. Les simulations CFD ont montré que les cavités formées à proximité des régions critiques produisaient un écoulement stagnant et étaient potentiellement sensibles à la formation de dépôts incrustants. Les incrustations étaient plus importantes dans le modèle obstrué que dans le modèle non obstrué. Dans le modèle à flux laminaire brusquement interrompu, le mouvement péristaltique a entraîné de nouvelles zones d'incrustation discontinues dispersées sur toute la surface externe et interne de la sonde.

Conclusions : L'analyse de la dynamique des fluides au travers des sondes testées a confirmé que des incrustations sont possibles dans des régions de flux stagnants et a montré qu'il paraît essentiel de privilégier les modèles de sonde comportant le moins d'aspérités à leur surface. Le modèle d'écoulement discontinu a donné des résultats plus proches des constatations observées en clinique humaine et devrait être plus souvent intégré aux simulations CFD.

Introduction

Les causes d'obstruction urétérale extrinsèque (EUO) nécessitant une sonde à demeure sont souvent des sténoses extrinsèques bénignes ou malignes (compression tumorale, lésion post-radique ou post-chirurgicale). Cependant, l'obstruction urétérale est un défi dans la gestion de la perméabilité des sondes et la plupart des études rapportent un taux d'échec d'environ 28 %. La défaillance de la sonde peut induire une insuffisance rénale, une colique néphrétique ou une pyélonéphrite.¹⁻⁴

Le phénomène de défaillance de la sonde en cas d'EUO est couramment attribué à la déformation de l'uretère et à la pression externe qui conduisent à l'occlusion de la lumière de la sonde. Néanmoins, il semble que la réalité soit plus complexe. Shilo et al. ont suggéré que la combinaison de la pression externe, de la déformation et de la concentration de colloïdes peut entraîner une défaillance de la sonde. Dans le cas d'une EUO, l'urine s'écoule exclusivement à travers la lumière de la sonde sans possibilité de passage dans l'espace extraluminal entre la sonde et la paroi de l'uretère.⁵

Ainsi, la lumière de la sonde est un paramètre essentiel pour préserver le débit mais elle peut aussi être altérée par l'incrustation.

L'infection bactérienne est connue pour être un facteur important dans le développement d'incrustations sur les sondes urinaires.^{6,7} Il est bien établi que les forces hydrodynamiques jouent un rôle crucial dans l'attachement bactérien, et De Grazia et al. ont suggéré que la présence de cavités stagnantes avec faibles flux ou tourbillons lents dans les zones situées à proximité d'une obstruction urétérale constituent des facteurs régissant l'attachement bactérien dans l'uretère sondé.⁸ Il semble ainsi essentiel d'identifier les régions critiques susceptibles de produire de faibles flux car la modification correctrice de l'architecture de la sonde au niveau de ces zones critiques pourrait améliorer le drainage des fluides à travers la sonde.^{5,8,9}

Dans des études antérieures, certaines sondes urétérales renforcées ont été testées et physiquement et cliniquement chez des patients.^{3,4,10} Cette étude a tenté d'évaluer ces mêmes sondes par des simulations de dynamique des fluides computationnelle (CFD) afin d'identifier des régions critiques sensibles à l'écoulement stagnant.

Matériels et méthodes

Dans des études précédentes, certaines sondes double-J renforcées sans trous telles que la Tumor Stent Vortek® (7F, Coloplast, Danemark), l'Urosoft Tumor Stent (7F et 8F, la Bard Angiomed, Allemagne) et la Superglide Tumor DD Ureter Stent (8F, Teleflex Medical, Irlande) ont été évaluées physiquement (rigidité, lumière)^{4,10} et cliniquement (obstruction, survie).^{3,4}

La géométrie de chaque sonde a été déterminée après ouverture selon l'axe longitudinal de la sonde et l'analyse s'est focalisée sur la structure interne de la sonde avec identification de rupture brutale de calibre ou de surface.

Dans le but d'étudier plus précisément la dynamique du flux urinaire à proximité des ruptures de forme des sondes urétérales, des maillages numériques bidimensionnels ont été créés et des simulations CFD ont été utilisées. Trois maillages ont été conçus pour reproduire les caractéristiques géométriques d'un uretère sondé en présence de différents types de sondes urétérales (stents Vortek® ou Urosoft) (Fig. 1).

Les équations de Navier-Stokes décrivent les flux compressibles ou non, et sont le point de départ du code CFD. Pour obtenir une solution numérique, il est nécessaire de transformer les équations de Navier-Stokes sous forme d'équations aux dérivées partielles en équations algébriques par un processus appelé discrétisation.¹¹

La discrétisation temporelle des équations incompressibles de Navier-Stokes sous forme vectorielle pour un champ de vitesse $\vec{v}$ peut être écrite comme l'équation (1) où p , η , μ , $\overrightarrow{\text{grad}}$, $\vec{\Delta}$, $\vec{f}$, t , and Δt représentent la pression, la viscosité dynamique, la masse volumique, le gradient, le vecteur Laplacien, les forces volumiques sur les particules fluides, le temps et l'intervalle de temps, respectivement.

$$\frac{\vec{v}^{t+1} - \vec{v}^t}{\Delta t} = -(\vec{v}^t \cdot \overrightarrow{\text{grad}})\vec{v}^t - \frac{1}{\mu} \overrightarrow{\text{grad}}(p^t) + \frac{\eta}{\mu} \vec{\Delta} \vec{v}^t + \vec{f} \quad (1)$$

Les équations et les calculs intermédiaires ont été décrits dans *Matériels et Méthodes Supplémentaires*.

La *vidéo1* résume la conception du modèle, des équations gouvernantes aux simulations de la dynamique du flux urinaire et des incrustations.

Résultats

Pour les sondes Vortek® et Urosoft, l'ouverture longitudinale des sondes a confirmé la rupture brutale de forme précédemment suggérée lors de l'analyse physique des sondes¹⁰ et a montré des cavités entre les zones de constriction tubulaire et le manchon. Aucune rupture de forme n'a été observée pour la sonde Superglide (Fig. 1).

Dans le cas d'un flux stable et laminaire, le flux de fluide était le plus rapide au centre (0,7 mm.sec⁻¹) et le plus lent près de la paroi de la sonde (vitesse d'environ 0,1 mm.sec⁻¹ et contrainte de cisaillement de la paroi (CCP) < 70 mPa). La cavité formée à proximité de la rupture de forme de la sonde (Fig. 2a) représentait une région d'écoulement manifestement stagnante et était donc caractérisée par une faible vitesse autour de 0,001 mm.s⁻¹, une faible CCP < 0,7 mPa et par la présence d'un tourbillon laminaire.

Dans l'étude, il est donc anticipé que les régions avec CCP < 1 mPa sont potentiellement sensibles à la formation et à la croissance de dépôts incrustants dans les sondes. Lorsque CCP < 1 mPa, la formation de dépôts incrustants dans la sonde a été dessinée par des éléments quadrilatéraux bruns sur la figure 2. Après mise à jour du maillage avec ces nouvelles incrustations, la croissance des dépôts incrustants dans la sonde s'est stabilisée après 13 itérations tandis que la modification du maillage incrusté imposait des niveaux de CCP supérieurs à 1 mPa (Fig. 2b). Aucune incrustation n'a été observée pour la sonde Superglide. Dans cette géométrie, les simulations CFD ont montré que les CCP étaient toujours supérieures à 30 mPa à proximité des parois de la sonde.

Comme le montre la figure 2e, des simulations numériques ont montré que les cavités formées par une obstruction urétérale étaient caractérisées par une large zone de CCP les plus basses (faible vitesse et CCP < 1 mPa). Les incrustations étaient plus importantes dans la conception obstruée que dans la conception non obstruée et ont conduit au colmatage de toutes les zones de la cavité.

Dans le deuxième modèle avec un flux laminaire brusquement interrompu, le mouvement péristaltique a entraîné des zones de recirculation à vitesses négatives se développant dans les différentes parties de l'uretère. Les simulations d'incrustation ont mis en évidence la présence de nouvelles zones d'incrustation discontinues disséminées sur toute la surface externe et interne de la sonde (Fig. 3). Dans ce modèle, une solution stationnaire n'a pas été obtenue du fait que la modification du maillage incrusté imposait systématiquement des niveaux de CCP inférieurs à 1 mPa.

Discussion

Dans le cas de l'EUO, l'obstruction par incrustation est particulièrement préjudiciable à la fonction de la sonde, puisque l'urine s'écoule exclusivement dans la lumière de la sonde sans possibilité de passage dans l'espace extraluminal.⁵ Une compréhension approfondie des causes conduisant à l'incrustation de la sonde représente un sujet d'investigation essentiel. Les modèles de simulations CFD fournissent une plate-forme de dépistage rapide, rentable et fiable pour étudier l'interaction entre les processus d'écoulement et la dynamique d'incrustation dans les sondes. Par conséquent, des simulations CFD peuvent être utilisées pour conseiller davantage la modélisation de la sonde et peuvent aider à la sélection de la sonde la plus efficace pour le drainage.^{5,8,9,11-14}

Le solveur mathématique de cette étude était plus rudimentaire que les logiciels habituellement utilisés (comme Fluent® (Ansys Inc., USA)) mais il intégrait les mêmes approximations et ses résultats étaient en adéquation avec les résultats publiés dans le domaine étudié. En effet, en exécutant ce solveur sur des modèles préalablement présentés par d'autres auteurs (Fig. Online Resource 3), les tourbillons, les incrustations et les mêmes écarts de CCP ont été notés avec des taux de 40 mPa le long du tube et 0.2 mPa dans les cavités.^{8,9,12,13} De plus, des simulations sur des Mesh aux formats différents (100x800) avec des valeurs critiques d'incrustations différentes (CCP = 2 à 20 mPa) et des flux continus ou discontinus ont confirmé les résultats présentés dans cette étude.

Pour les stents Vortek® et Urosoft, l'ouverture longitudinale des sondes a confirmé le changement brutal de forme précédemment suggéré¹⁰ et a montré des cavités. Il est bien établi que la lumière de la sonde est un facteur important pour augmenter le débit volumétrique.^{4,10,15} La modification de la lumière interne des sondes Vortek® et Urosoft peut affecter le débit urinaire et entraîner des incrustations. En effet, pour un écoulement laminaire, l'analyse quantitative des suspensions de colloïdes en écoulement tubulaire a montré que les colloïdes peuvent s'accumuler notamment dans les régions où la courbure, la déformation et la compression altèrent la section cylindrique d'un tube.⁵ Cependant, aucune incrustation n'a été observée pour la sonde Superglide. Dans cette géométrie, la conception de la sonde ne présentait aucune attache visible, suggérant que la CCP n'était pas suffisamment basse pour initier des incrustations. Sur la base d'un système d'uretère avec sonde de contrôle, l'expérience de Shilo et al. a révélé que les colloïdes seuls ne provoquent pas de défaillance de la sonde au fil du temps. C'est plutôt la combinaison de la pression externe, de la déformation et de la concentration de colloïdes qui peut entraîner des incrustations et une défaillance de la sonde.⁵

Comme le montrent la figure 2, les cavités, où des vortex laminaires à faible vitesse ont été observés, sont caractérisées par de faibles niveaux de CCP inférieurs à 5 mPa et, il a donc été anticipé que ces régions étaient potentiellement sensibles à la formation et à la croissance de dépôts incrustants. Ces résultats sont en accord avec des études antérieures utilisant des simulations CFD, des modèles basés sur la microfluidique ou un modèle artificiel à grande échelle de l'uretère, qui ont révélé la présence de tourbillons laminaires à faible vitesse dans la cavité formée par une obstruction urétérale, et leurs rôles dans la promotion de la fixation des cellules bactériennes et le dépôt de l'incrustation.^{8,9,12,13}

Ainsi, l'écoulement de fluide dans un tube présentant une rupture de surface soudaine est soumis à une résistance de frottement importante, qui conduit à un schéma d'écoulement non uniforme et éventuellement au dépôt d'incrustations. La modification des régions critiques conduisant à une nouvelle architecture de la sonde peut réduire considérablement les dépôts incrustants chez les patients. Par exemple, en modifiant la conception des trous latéraux dans une sonde, Mosayyebi et al. ont pu observer une augmentation significative des CCP des trous latéraux inactifs où une incrustation a été observée. Cette augmentation des CCP peut réduire considérablement les dépôts incrustants.¹³ À l'aide de simulations CFD, Kim et al. ont montré que l'augmentation du nombre de trous latéraux pouvait augmenter le débit de drainage.¹⁶ Cependant, dans l'EUO, de multiples trous latéraux dans la partie droite de la sonde pourraient être à l'origine de l'obstruction de la sonde.¹⁷ De plus, avec la micro-CT, Zheng et al. ont suggéré que les trous latéraux peuvent agir comme des sites d'ancrage initiaux pour l'incrustation,¹⁸ et avec un modèle artificiel à grande échelle et des simulations CFD, Mosayyebi et al. ont démontré que plus de 60 % des trous latéraux souffrent de faibles niveaux de CCP et sont donc sujets à l'incrustation.¹⁴ Cependant, en cas d'obstruction de la sonde, on peut s'attendre à ce que les trous latéraux facilitent la communication du flux entre l'uretère et la lumière de la sonde, mais cette création de trous « sur-mesure » est peu envisageable car il n'est pas possible d'anticiper la position et l'évolution de l'EUO autour de la sonde.¹⁹

Ces régions critiques marquées par un flux stagnant ne sont pas les seules à s'incruster. En milieu clinique, Amitay-Rosen et al. ont observé qu'une incrustation étendue de la lumière de la sonde peut se produire dans n'importe quelle région d'une sonde et peut entraîner une occlusion de la lumière de la sonde, même lorsque la paroi extérieure de la sonde est entièrement exempte de matériau incrusté.²⁰ Or, ces incrustations extensives ne sont pas décrites par les simulations CFD ni par les modèles basés sur les microfluides.^{5,8,12,13} Certaines approximations pourraient être à l'origine de ces discordances. Physiologiquement, il est bien établi que l'écoulement de l'urine est discontinu avec des ondes de péristaltisme naissant du bassin et se dirigeant vers la vessie.²¹ Des études antérieures ont montré que l'urodynamique physiologique est altérée dans l'uretère sondé et il a été démontré que la présence d'une sonde provoque une réduction significative de l'activité péristaltique. Par conséquent, dans les études utilisant des simulations CFD, l'uretère a généralement été supposé être un corps rigide avec un flux constant.^{9,14,22} Cependant, il est possible que, même en présence d'une sonde urétérale, des contractions du bassin persistent et que le modèle de flux continu ne soit pas bien adapté à l'analyse du flux dans un uretère sondé.

Dans le deuxième modèle avec un flux laminaire brusquement interrompu, le mouvement péristaltique a entraîné des zones de recirculation à vitesses négatives se développant dans les différentes parties de l'uretère. Les simulations d'incrustation ont mis en évidence la présence de nouvelles zones d'incrustation discontinues disséminées sur toute la surface externe et interne de la sonde (Fig. 3). Dans ce modèle, une solution stationnaire n'a pas été obtenue du fait que la modification du maillage incrusté imposait systématiquement des niveaux de CCP inférieurs à 1 mPa.

Un mouvement péristaltique dans l'uretère a été résolu numériquement à l'aide des simulations CFD de Najafi et al. Ils ont constaté que le mouvement péristaltique entraînait le développement de zones de recirculation dans les différentes parties de l'uretère et, par conséquent, des vitesses négatives étaient créées, en particulier près de la paroi. Des phénomènes de piégeage et de reflux ont été identifiés comme résultat de la contraction de la paroi.²³ En s'appuyant sur l'étude de Najafi et al., le présent solveur a été adapté pour simuler un flux discontinu et les résultats des figures 3, et Online Resource 3 montrent une dissémination irrégulière des foyers d'incrustation dépendant des flux et reflux, et semblent être plus proche des résultats cliniques observés par Amitay-Rosen et al.²⁰ Ces disséminations irrégulières pourraient provenir du piégeage et du reflux entre deux zones urétérales occluses, l'occlusion pouvant être pathologique par EUO mais aussi physiologique par simple contraction concentrique péristaltique de l'uretère.

De toute évidence, d'autres circonstances influencent les dépôts incrustants dans les sondes. La plupart des auteurs ont suggéré que les processus d'écoulement peuvent dicter où les incrustations peuvent se développer sur la surface de la sonde.^{9,12} Cette observation peut ouvrir de nouvelles voies pour améliorer la conception de la sonde via une optimisation de la dynamique des fluides, mais les modèles basés sur la dynamique des fluides devraient simuler de multiples décharges de flux discontinu afin de se rapprocher de la physiologie de l'uretère même sondé.¹³

Pour résister à l'adhérence des protéines et des bactéries, les innovations incluent la modification de l'architecture de la sonde urétérale ou le revêtement de la sonde avec des antimicrobiens.^{6,7,13} Cependant, certains auteurs ont suggéré que la sonde seule introduit une obstruction pertinente répartie sur toute la longueur de l'uretère.^{12,16} Pour diminuer les incrustations, une solution pourrait alors venir de la réduction du matériel en épaisseur comme la sonde pigtail suture stent (JFil®)²⁴ ou en longueur comme la "Yoticurl" de Shilo²⁵ et al, la BraidStent® de Soria et al²⁶ ou la customized ureteral stent de Vogt.²⁷ Ces sondes au design innovant raccourcissent ou suppriment la partie distale de la sonde, dont la boucle vésicale se calcifie fréquemment²⁸ et n'est pas utile à l'écoulement urinaire.^{11,14}

Il y a plusieurs limites à l'étude. Ce solveur de simulations CFD suppose un placement fixe de la sonde, un diamètre d'uretère uniforme, une vitesse d'onde de contraction constante et ne tient pas compte de la nature compliant de l'uretère, de la géométrie urétérale de type étoilé, de l'effet de la posture du patient sur le mouvement de la sonde, de la composition chimique du fluide et le temps de séjour de la sonde. De plus, la vessie a été modélisée comme une extrémité ouverte et ne tient pas compte de la pression de la vessie et du reflux d'urine de la vessie vers les reins.

Conclusions

L'analyse de la dynamique des fluides au travers des sondes testées dans cette étude a confirmé que des incrustations sont possibles dans les régions dont le flux est stagnant. Il paraît essentiel de privilégier les modèles de sonde comportant le moins de régions critiques favorisant la stagnation du flux. Le modèle d'écoulement discontinu a donné des résultats plus proches des constatations observées en pratique clinique humaine et devrait être plus souvent intégré aux simulations CFD.

Traduction des Figures

Fig. 1. Sondes double-J renforcées ouvertes le long de l'axe longitudinal et maillages informatiques avec éléments quadrilatéraux pour le calcul des équations gouvernantes.

- (a) Tumor Stent Vortek® (7F, Coloplast, Danemark). La flèche et la ligne pointillée montrent la cavité entre la zone de constriction tubulaire et le manchon.
- (b) Urosoft Tumor Stent (8F, Bard Angiomed, Allemagne). La flèche montre les mêmes observations que (a).
- (c) Superglide Tumor DD Ureter Stent (8F, Teleflex Medical, Irlande). La ligne pointillée montre que la jonction entre la boucle blanche et le tube renforcé bleu était lisse et régulière.
- (d) Le maillage 1 s'est concentré sur la cavité de la sonde qui a été observée après l'ouverture de la sonde le long de l'axe longitudinal.
- (e) Maillage 2 constituant la coupe longitudinale de la sonde au sein de l'uretère centrée sur les ruptures de surface produites.
- (f) Le maillage 3 a été conçu pour reproduire les caractéristiques géométriques de (e) avec une conception obstruée. La flèche bleue indique le sens du débit d'entrée.

Fig. 2. Vecteurs de flux déterminés à partir des simulations CFD pour l'uretère sondé en présence d'une cavité de la sonde Vortek®.

- (a) Vecteurs de flux déterminés à partir de Mesh 1. Les simulations CFD ont montré de très faibles niveaux de CCP dans la cavité, et cette région était également caractérisée par la présence d'un vortex laminaire. Après itérations temporelles et obtention d'un état d'équilibre, des dépôts incrustants ont été observés dans la cavité (flèches noires).
- (b) Après avoir mis à jour Mesh 1 avec ces nouvelles incrustations, les équations ont été utilisées pour calculer les solutions suivantes jusqu'à avoir un état stable pour lequel aucune valeur de CCP n'était en dessous de 1 mPa. Les zones de dépôts incrustés apparaissaient alors plus étendues.
- (c) Vecteurs de flux déterminés à partir de Mesh 2. Après itérations temporelles et obtention d'un état d'équilibre, des dépôts incrustants ont été observés à proximité des courbures et des cavités (flèches noires).
- (d) Après mise à jour de Mesh 2 avec ces nouvelles incrustations et obtention d'un état stationnaire, les zones de dépôts incrustés apparaissaient alors plus étendues.
- (e) Vecteurs de flux déterminés à partir de Mesh 3. Après itérations temporelles et obtention d'un état d'équilibre, des dépôts incrustants ont été observés à proximité des courbures et des cavités, et ont conduit à colmater toutes les zones de la cavité entre la sonde et l'uretère (flèches noires).
- (f) Après mise à jour de Mesh 3 avec ces nouvelles incrustations et obtention d'un état stationnaire, les zones de dépôts incrustés apparaissaient alors plus étendues.

Légendes : Les résultats ont été obtenus à un débit volumétrique fixe de $0,5 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$, et la flèche bleue indique la direction du flux d'entrée. Les couleurs bleue et rouge correspondent à des niveaux de vitesse élevés et faibles, comme indiqué dans la barre d'échelle colorée. Les éléments quadrilatéraux bruns correspondent aux régions d'intérêt, sur lesquelles les valeurs CCP étaient inférieures à 1 mPa et étaient potentiellement sensibles à la formation de dépôts incrustants.

Fig. 3. Vecteurs de flux déterminés à partir de simulations CFD pour un uretère sondé avec une sonde Vortek® avec un flux laminaire brusquement interrompu pour imiter le péristaltisme pelvi-urétéral.

- (a) Mesh 1 concentré sur la cavité de la sonde. (b) Le maillage 2 représentait la section longitudinale de la sonde dans l'uretère. (c) Mesh 3 a été conçu pour reproduire les caractéristiques géométriques de (b) avec une obstruction. Après itérations temporelles, les simulations ont mis en évidence la présence de nouvelles zones d'incrustation discontinues disséminées sur toute la surface externe et interne de la sonde (flèches noires). Dans ce modèle, aucune solution en régime permanent n'a été obtenue car la modification du maillage incrusté entraînait systématiquement une $\text{CCP} < 1 \text{ mPa}$.

Les légendes sont les mêmes que sur la Fig. 2.

Fig. Online Resource 3. Vecteurs de flux déterminés à partir de simulations CFD pour un modèle numérique à proximité immédiate d'un trou latéral de stent décrit par d'autres auteurs.

- (a) Modèle d'écoulement laminaire avec dépôts incrustants dans les zones à faible CCP $< 1 \text{ mPa}$ (flèches noires).
- (b) Modèle comme dans (a) avec un flux laminaire brusquement interrompu pour imiter le péristaltisme pelvi-urétéral. Des dépôts incrustants ont été observés dans de nouvelles zones discontinues disséminées sur toute la surface externe et interne de la sonde. (c) Modèle de flux laminaire avec obstruction et cavité. Après des itérations temporelles et l'obtention d'un état d'équilibre, des tourbillons (V1, V2 et V3) ont été observés avec des vitesses centrales de 10^{-5} , 10^{-7} et $10^{-10} \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, respectivement. (d) Modèle d'écoulement laminaire comme dans (c) avec des dépôts incrustants dans les zones à faible CCP $< 1 \text{ mPa}$. (e) Modèle comme dans (c) avec un flux laminaire brusquement interrompu pour imiter le péristaltisme pelvi-urétéral. Des dépôts incrustants ont été observés dans de nouvelles zones discontinues disséminées sur toute la surface externe et interne de la sonde (flèches noires).
- Les légendes sont les mêmes que sur la Fig. 2.