

Preliminary Study of Determining the Types of Corrosion in the Ureteral Stents Applications Using Polyester and Composite (Polyester + Fe) Materials

Ahmad Kafrawi Nasution*, Muhammad Akhirul Nopan, Ridwan Abdurrahman

Program Studi Teknik Mesin, Fakultas Teknik, Universitas Muhammadiyah Riau, Riau, Indonesia

*Korespondensi: ahmadkafrawi@umri.ac.id

Abstract. Prostate cancer ranks fourth out of the ten most cancers in the entire world. The surgery of removing partial or all parts of prostate cancer to control the spread of cancer in patients with early-stage prostate cancer in the treatment of prostate cancer is considered less efficient. Other actions usually carried out by doctors by installing an implant called the urethra stent. Each urethra stent is familiar with problems of infection, crust, and other disturbing symptoms. This study aims to develop a new design for the manufacture of urethra stents using biodegradable polymer materials. Where this polymer will be combined with drugs, so the drug can be released (drug release). This study uses experimental and numerical methods. Numerical methods are used to predict the type of flow that occurs in the urethra stents. While the experimental method was used to determine the effect of the type of flow on the type of corrosion that appears on the urethra stents. The conclusion from this study is that the form of corrosion that occurs after urinating with a time of up to 4 weeks is in the sample of polyester and composite (polyester + Fe) materials which can be obtained as a form of pitting and abrasive corrosion. Furthermore, when compared between the type of corrosion with the type of flow that occurs in the urethra stents sample shows the type of Laminar flow. This refers to the theory of Reynold numbers where the number of Reynold numbers is 1584. The type of Laminar flow tends to produce pitting and abrasive corrosion.

Keyword: Prostate cancer, urethra stent, biodegradable polymer, numerical method, experimental method.

© 2019. BKSTM-Indonesia. All rights reserved

Pendahuluan

Menurut data Riset Kesehatan Dasar (Riskesdas)-Kementerian Kesehatan RI pada tahun 2018, kanker prostat merupakan kanker nomor dua yang sering terjadi pada pria setelah kanker paru-paru. Kanker prostat menempati urutan keempat dari sepuluh kanker terbanyak di seluruh dunia [1]. Adanya pertumbuhan sel yang tidak terkontrol pada kelenjar yang mengelilingi *urethra* pada bagian sistem reproduksi pria yang mengakibatkan urine tidak dapat mengalir pada saat pria akan buang air kecil. Hal di atas yang menjadi ciri dari kanker prostat [2, 3].

Selama ini pengobatan kanker prostat dinilai kurang efisien, misalnya dengan tindakan operasi pengangkatan sebagian atau seluruh bagian kanker prostat untuk mengendalikan penyebaran kanker pada pasien terkena kanker prostat stadium awal. Menurut Umbas, 2008, ada beberapa metode untuk penanganan kanker prostat diantaranya adalah tindakan operasi. Tindakan operasi merupakan metode konvensional dimana sebagian pasien akan mengalami *inkontinensia* pasca operasi [2]. *Inkontinensia* merupakan kondisi pasien tidak dapat

mengontrol buang air kecil, akibatnya, urine keluar secara tiba-tiba. Metode lain yang juga sebagai pengobatan kanker prostat dengan melakukan radioterapi. Metode ini dengan memberikan radiasi eksternal, radiasi internal atau kombinasi radiasi eksternal dan internal [2]. Tetapi, secara klinis banyak pasien yang tidak mampu bertahan pada pengobatan ini, karena selain membunuh sel kanker, radiasi juga menyebabkan kerusakan pada jaringan normal di sekitarnya dan juga dapat menimbulkan berbagai komplikasi dan efek samping, sehingga membuat pasien yang sudah lemah menjadi semakin kesakitan [2]. Selanjutnya adalah metode kemoterapi, dimana metode ini dianggap efektif dalam mengontrol *proliferasi* dan penyebaran kanker, tetapi efek samping dari kemoterapi banyak juga pasien tidak mampu menanggungnya [2].

Mengacu pada permasalahan pasien lainnya yang harus minum obat sampai 3 kali sehari, dimana obat tidak kontak langsung (*direct contact*) dengan sel kanker prostat, sehingga membuat kinerja kantung kemih menjadi berat.

Usaha lain yang biasanya dilakukan para dokter dengan memasang sebuah *urethra stent*. Setiap

urethra stent akrab dengan permasalahan infeksi, kerak, dan gejala yang mengganggu lainnya [4]. Adapun masalah ini juga yang membatasi dan mempengaruhi penggunaan *urethra stent* [4].

Selama beberapa tahun terakhir, insinyur dan ilmuwan telah bekerja pada identifikasi material dasar yang optimal untuk *urethra stent*, dengan fokus khusus pada kekuatan mekanik, fleksibilitas, biokompatibilitas, kekasaran permukaan dan efektivitas biaya [5]. Sedangkan ada dua jenis utama dari material biokompatibel yang umum digunakan untuk fabrikasi *urethra stent* yaitu: Polimer dan Logam [6, 7].

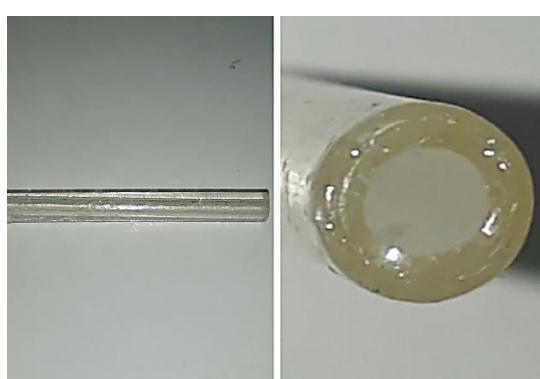
Berdasarkan permasalahan di atas dikembangkan desain baru terhadap pembuatan *urethra stent*. Desain baru ini akan berhubungan dengan dimensi untuk meningkatkan kenyamanan, aliran obat (*drug-eluting*) dengan antimikroba dan antisепtik serta desain agar tidak terbentuk biofilm pada *stent*. Material yang dikembangkan pada desain baru *urethra stent* ini adalah polimer yang mampu terdegradasi (*biodegradable polymer*). Dimana polimer ini nantinya akan dipadu dengan obat-obatan, sehingga obat dapat dilepas (*drug release*) dan manfaat lain obat *direct contact* dengan sel kanker.

Untuk mewujudkan desain baru *urethra stent*, dilakukan studi awal terhadap penentuan jenis korosi pada aplikasi *urethra stent* menggunakan material poliester dan komposit (poliester + Fe).

Material & Metode Penelitian

Material Penelitian.

Material yang digunakan pada penelitian ini adalah material poliester dan komposit. Dimana kompositnya merupakan paduan antara poliester + serbuk besi (Fe). Serbuk besi yang digunakan berukuran 350 Mesh dengan berat 2,5 % volume produk. Selanjutnya material ini digunakan untuk membentuk *tube* berdimensi panjang 30 mm dengan diameter dalam 3 mm dan diameter luar 4 mm (Gambar 1 dan 2).



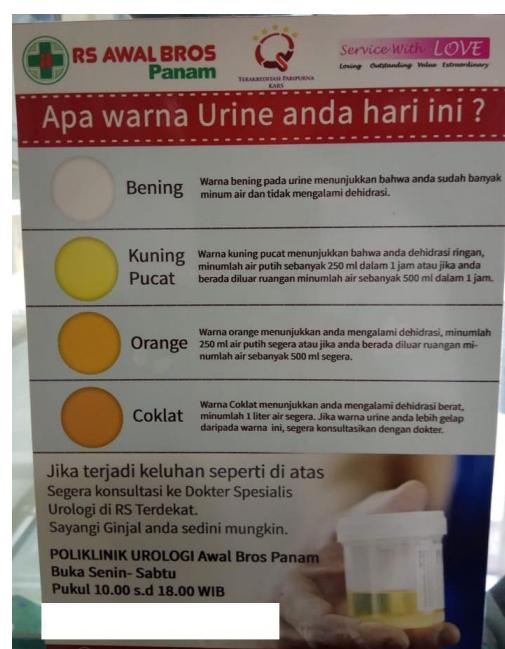
Gambar 1. *Tube* dengan material poliester.



Gambar 2. *Tube* dengan material koposit (poliester + 2,5% serbuk Fe).

Metode Penelitian

Penelitian ini menggunakan metode eksperimental dengan menggunakan urine manusia yang dialiri pada *tube* (produk *urethra stent*). Urine yang diambil adalah urine yang dianggap sehat dengan warna bening dan kuning bening (Gambar 3) mengikuti standar Poliklinik Urologi Rumah Sakit Awal Bros Panam Pekanbaru dengan variasi umur 18 sampai 55 tahun.



Gambar 3. Tabel warna urine.

Sistem aliran di buat bercabang banyak, sehingga satu kali aliran banyak sampel *urethra stent* yang dapat dialiri urine manusia. Satu *urethra stent* akan dialirkan urine dengan debit 1600ml/hari [8] pada temperatur 37 °C [9]. Selanjutnya sistem saluran dilakukan dengan pendekatan mekanika fluida untuk menentukan jenis aliran dengan menghitung bilangan Reynold seperti tampak pada gambar 3 (b).

Pengukuran bilangan Reynold (Re_D) menggunakan persamaan :[10]

$$Re_D = \frac{\rho \cdot v \cdot D}{\mu} \quad (1)$$

Dimana

Re_D = Bilangan Renold

ρ = Densitas (kg/m^3)

v = Kecepatan fluida (m/s)

D = Diameter (m)

μ = Viskositas kinematis (m^2/s)

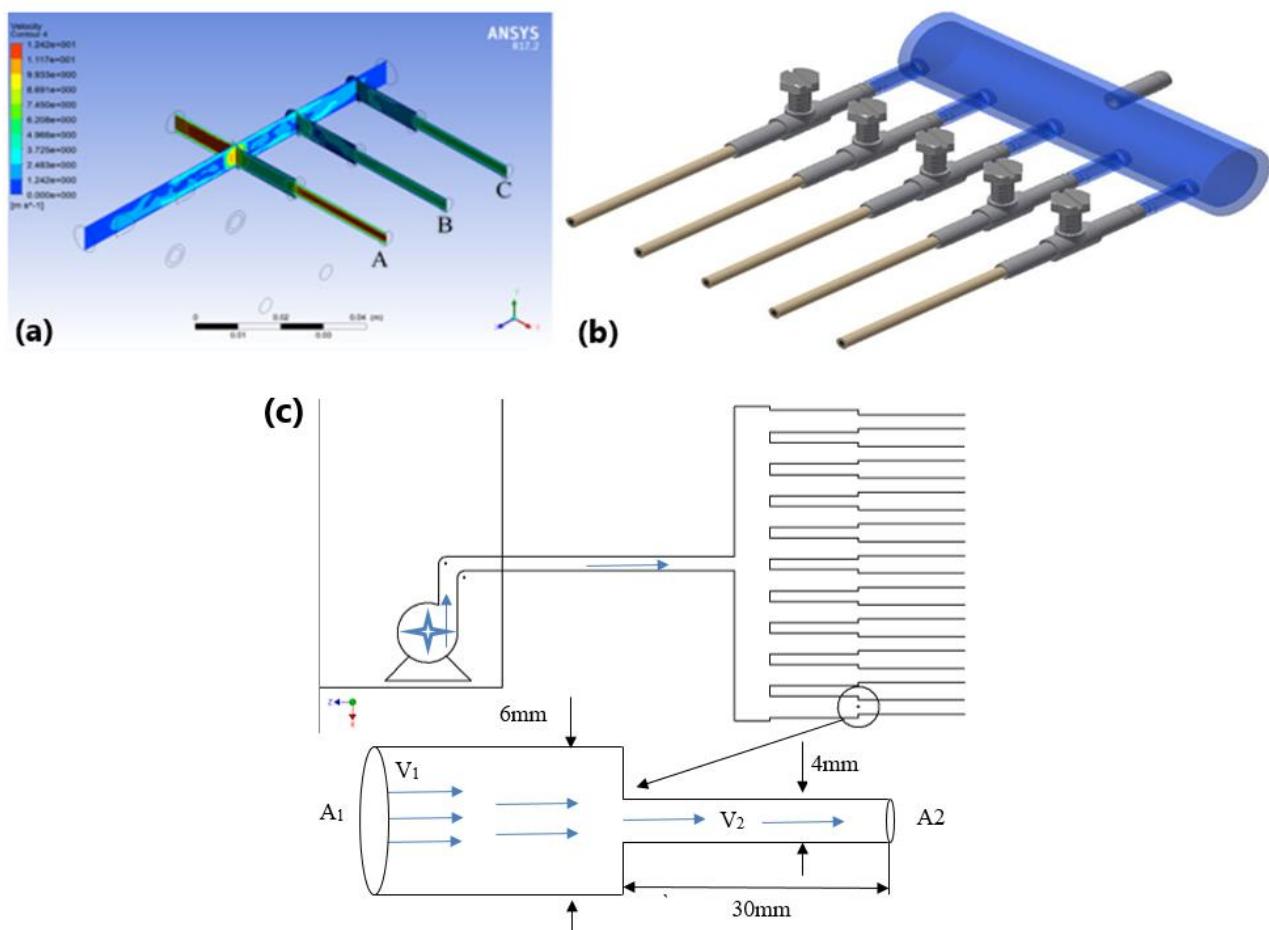
Setelah melakukan perhitungan, maka dilanjutkan dengan pembuatan simulasi aliran urine pada *urethra stent* menggunakan Ansys 17.2.

Sebelum dilakukan investigasi terhadap *urethra stent*, terlebih dahulu sampel dicuci dengan air sulingan (*distilled water*) dan dicuci lagi dengan

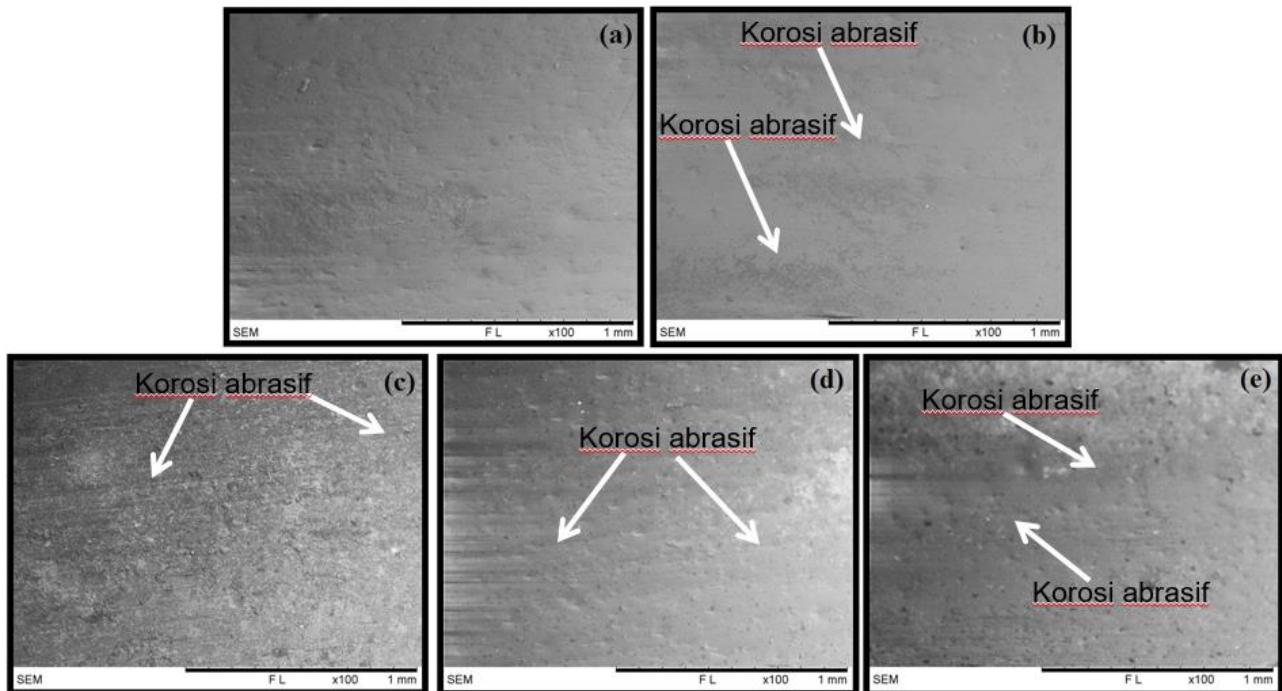
etanol menggunakan *ultrasonic cleaner* pada temperatur 40°C selama 15 menit. Selanjutnya masing masing *urethra stent* di belah untuk melihat permukaan bagian dalam. Investigasi untuk morfologi dan jenis korosi yang terjadi dilakukan menggunakan *scanning electron microscope* (SEM, Hitachi TM3000, Japan).

Hasil & Pembahasan

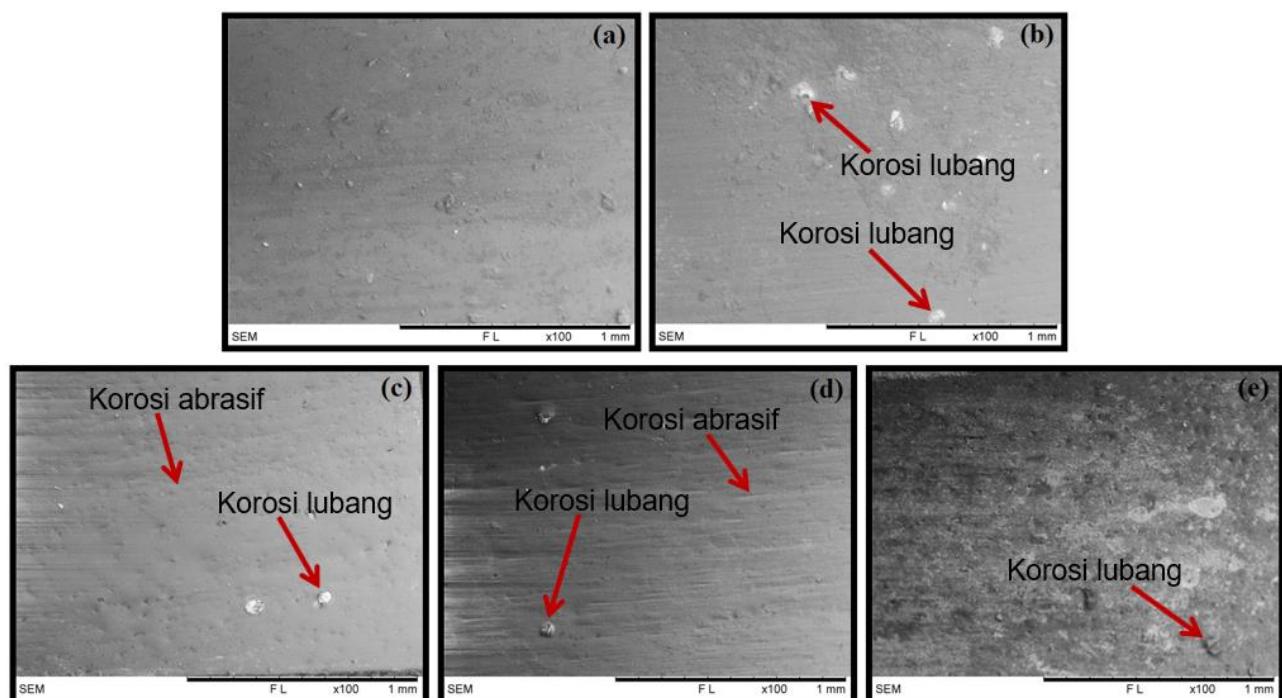
Dari simulasi yang dilakukan maka didapatkan hasil berupa kontur kecepatan seperti diperlihatkan pada gambar 4 (a). Dimana diperoleh perbedaan distribusi kecepatan pada *tube (urethra stent)* yakni pada lokasi A sebesar 12.24 m/s , lokasi B sebesar 5.34 m/s dan lokasi C sebesar 5.98 m/s . Sehingga untuk mengatur agar kecepatan pada *tube* seragam maka sistem dilengkapi dengan katup pada masing-masing lokasi. Sehingga pengukuran bilangan Reynold diperoleh 1584.



Gambar 4. (a) simulasi aliran urine (b) sistem aliran urine bercabang (c) sketsa sistem aliran urine



Gambar 5. Mikrograf SEM *tube* material poliester X100, (a) morfologi permukaan tanpa aliran urine (b) korosi abrasif setelah 1 minggu urine dialirkkan (c) korosi abrasif setelah 2 minggu urine dialirkkan (d) korosi abrasif setelah 3 minggu urine dialirkkan (e) korosi abrasif setelah 4 minggu urine dialirkkan



Gambar 6. Mikrograf SEM *tube* material kopolisit (poliester + 2,5% serbuk Fe) X100, (a) morfologi permukaan tanpa aliran urine (b) korosi lubang setelah 1 minggu urine dialirkkan (c) korosi abrasif dan korosi lubang setelah 2 minggu urine dialirkkan (d) korosi abrasif dan korosi lubang setelah 3 minggu urine dialirkkan (e) korosi lubang setelah 4 minggu urine dialirkkan

Dari gambar 5 (a) hasil pengujian SEM untuk material poliester tanpa dialiri urine terlihat permukaan yang bersih. Untuk material poliester yang dialiri urine selama 1 minggu tidak jauh

berbeda dengan material poliester yang tanpa dialiri urine, hanya saja sudah mulai muncul korosi abrasif. Material poliester yang dialiri urine selama

2, 3 dan 4 minggu memperlihatkan korosi abrasif yang lebih jelas (Gambar 5 (c, d dan e)).

Pada gambar 5 (c) mulai terbentuk sebuah lapisan yang buram, lapisan tersebut dikenal dengan lapisan biofilm. Hal yang sama disampaikan oleh Mosayyebi et al (2017) dimana inovasi evolusi *ureteral stents* adalah mengatasi masalah pembentukan biofilm [11].

Berbeda dengan material koposit tanpa dialiri urine, dimana banyak muncul tonjolan partikel Fe dipermukaan bagian dalam *tube* (Gambar 6 (a)). Pada minggu pertama untuk material komposit sudah terjadi korosi lubang. Material komposit yang dialiri urine selama 2, 3 dan 4 minggu memperlihatkan kombinasi mekanisme kerusakan dari korosi abrasif dan korosi lubang (Gambar 6 (c, d dan e)). Sedano-de la Rosa, C., et al., (2017) mengatakan kondisi aliran meningkatkan pembentukan lubang, mendorong penghancuran logam [12]. Sehingga sangat cocok mencampurkan logam terdegradasi pada material *ureteral stents* yang dapat terkikis dan hancur oleh aliran urine. Pada material koposit terbentuk juga lapisan biofilm dan lapisan ini terbentuk pada minggu ke 4.

Kesimpulan

Jenis korosi yang terjadi pada pada *tube* (*urethra stent*) dengan material poliester dan komposit setelah dialiri urine hingga 4 minggu adalah korosi abrasif dan korosi lubang. Sedangkan kondisi dan jenis aliran meningkatkan pembentukan korosi lubang.

Ucapan Terimakasih

Seluruh penulis mengucapkan terimakasih kepada Lembaga Penelitian dan Pengabdian Kepada Masyarakat Universitas Muhammadiyah Riau. Pada kesempatan ini juga, penulis mengucapkan terima kasih kepada Kemenristekdikti, Direktorat Jenderal Penguatan Riset dan Pengembangan melalui Direktorat Riset dan Pengabdian kepada Masyarakat (DRPM) yang telah membiayai kegiatan penelitian ini melalui Skim Penelitian Terapan dengan nomor kontrak penelitian: 009/L10/AK.04/KONTRAK-PENELITIAN/2019.

Referensi

1. Kementerian Kesehatan RI, *Data Riset Kesehatan Dasar Tahun 2018*. 2018: JAKARTA.

2. Umbas, R., *Penanganan Kanker Prostat saat ini dan Beberapa Perkembangan Baru*. Indonesian Journal of Cancer, 2008. **2**(3).
3. Chodidjah, *ASPEK IMUNOLOGIK PADA KANKER PROSTAT*. Majalah Ilmiah Sultan Agung, 2009. **44**(118): p. 1-14.
4. Brotherhood, H., D. Lange, and B.H. Chew, *Advances in ureteral stents*. Translational andrology and urology, 2014. **3**(3): p. 314-319.
5. Mosayyebi, A., et al., *Advances in Ureteral Stent Design and Materials*. Current urology reports, 2018. **19**(5): p. 35-35.
6. Chew, B.H., et al., *Next Generation Biodegradable Ureteral Stent in a Yucatan Pig Model*. Journal of Urology, 2010. **183**(2): p. 765-771.
7. Fu, W.-J., et al., *Comparison of a biodegradable ureteral stent versus the traditional double-J stent for the treatment of ureteral injury: an experimental study*. Biomedical Materials, 2012. **7**(6): p. 065002.
8. Putnam, D.F., *Composition and concentrative properties of human urine*. 1971: WASHINGTON, United States.
9. Kajzer, W., et al., *Corrosion resistance of Cr-Ni-Mo steel in simulated body fluids*. Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering, 2006. **18**.
10. Incropera, F.P. and D.P. DeWitt, *Fundamentals of heat and mass transfer*. 5 ed. 2002, New York: J. Wiley.
11. Mosayyebi, A., et al., *Engineering solutions to ureteral stents: material, coating and design*. Central European journal of urology, 2017. **70**(3): p. 270-274.
12. Sedano-de la Rosa, C., et al., *Erosion-corrosion of X-52 steel pipe under turbulent swirling impinging jets*. Wear, 2017. **376-377**: p. 549-556.