

تحلیل محاسباتی جریان بولاس ادرار در میزنای و مثانه و اعتبارسنجی با استفاده از تصاویر سونوگرافی

بهمن وحیدی^۱ و ناصر فتورائی^{۲*}

۱. گروه مهندسی علوم زیستی، دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران

۲. آزمایشگاه مکانیک سیالات زیستی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)

(دریافت مقاله: ۱۳۸۹/۱۰/۶ - دریافت نسخه نهایی: ۱۳۹۰/۲/۱۴)

چکیده -

واژگان کلیدی :

* : مسئول مکاتبات، پست الکترونیکی: nasser@aut.ac.ir

Computational Analysis of Urine Bolus Flow in the Ureter and Bladder and Experimental Validation Using Sonographic Images

B. Vahidi¹ and N. Fatourae²

1. Department of Life Science Engineering, Faculty of New Sciences & Technologies, University of Tehran, Tehran, Iran

2. Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran 15194, Iran

Abstract: A computational model was presented to simulate peristaltic transportation of urine isolated bolus through the ureter. In this model, muscular stimulation was implemented using fluid-structure interaction and contact analysis. Urine drainage to the bladder was analyzed using two methods of numerical simulation and sonographic imaging in the region of bladder near the ureteral orifice. Moreover, pressure distribution in the ureter and dynamic variations of urine back flow during peristalsis were investigated. The results indicated that when urine bolus reached near the bladder, the maximum magnitude of urine pressure in the ureter increased up to nearly 5 times the ureteral inlet pressure. The average magnitude of urine flow rate computed from velocity profile in ureteral outlet during urine drainage was 2.267 ml/min.

Keywords: Peristalsis, Urine bolus, Reflux, Hyperelastic model, Computational fluid dynamics, Sonography.

بردار سرعت سیال	v	بردار تغییر مکان	d
سرعت سیال در راستای m/s	$y = v_2$	نرخ برش در صفحه تقارن	e
مختصه شعاعی در دستگاه مختصات استوانه‌ای	y	نیروهای حجمی در واحد حجم سیال N/m^3	f^B
دمای مطلق	θ	تانسور یکه	I
لزجت ثانویه سیال $kg/m-s$	λ	ثابت بولتزمن	K
کشیدگی قفل شدنی	λ_m	مدول بالک سیال	k
مدول برشی اولیه (μ) N/m^2	μ	چگالی زنجیره در مدل ارودا-بویس	N
لزجت دینامیکی ادرار	μ_0	تعداد اتصالات در هر زنجیره در مدل ارودا-بویس	n
تانسور تنش سیال	τ_f	بردار واحد عمود بر سطح	n
چگالی مبنای سیال	ρ	فشار سیال	P
چگالی سیال تراکم پذیر	ρ_m	سرعت متوسط جت ادرار درون مثانه	T_{AV}
تانسور تنش جامد	τ_s	زمان	t
زاویه در دستگاه مختصات استوانه‌ای	$\varphi = (x, \varphi, y)$	سرعت بیشینه جت ادرار درون مثانه	V_1

۱- مقدمه

پشت سرهم در طول یک مجرای انعطاف‌پذیر (میزنای) ایجاد می‌شود. این حرکت، علاوه بر میزنای، عامل انفعالات حیاتی زیادی در اندامهای بدن انسان است که انتقال سیالات زیستی را دربر می‌گیرند. سازوکار دودی شکل در میزنای، انتقال ادرار از

بررسی مکانیک سیستم دفع ادرار نقش به‌سزایی در شناخت سازوکارهای حیاتی این سیستم در بدن انسان در شرایط سالم و بیمار دارد. سازوکار دودی شکل از انقباضهای

کلیه به مثانه را تسهیل می‌کند. این سازوکار از زمان آغاز تحقیقات در زمینه حرکت دودی شکل، یکی از موضوعات مهم مورد بررسی بوده است [۳-۱]. با این وجود و با توجه به تحقیقات گسترده در این زمینه، سازوکار پدیده دودی شکل در میزناهی به‌طور کامل درک نشده است و هنوز جزو مسائل در دست تحقیق است.

سازوکار دودی شکل در میزناهی به این صورت است که تحریک الکتریکی دیواره، موج انقباضی ایجاد می‌کند که به‌طور پیوسته و سلول به سلول^۱ از محل تحریک به سمت مثانه منتشر می‌شود [۴]. در یک میزناهی سالم، حرکت دودی شکل یک تا پنج بار در دقیقه اتفاق می‌افتد. زمانی که انقباضهای دودی شکل در میزناهی وجود ندارد (در باؤه‌های زمانی بین دو تحریک توسط انقباض ساز^۲)، میزناهی به‌صورت مجرای نافع عمل می‌کند که در آن جریان ادرار به‌صورت پایا وجود دارد [۲]. شایان ذکر است که انتقال ادرار در میزناهی تنها در اثر حرکت دودی شکل صورت نمی‌گیرد و به اختلاف فشار بین لگنچه‌های کلیوی و مثانه نیز بستگی دارد [۳]. جریان غیر عادی ادرار از مثانه به میزناهی و احتمالاً به کلیه‌ها، رفلکس^۳ نامیده می‌شود. در موارد شدید این عارضه، رفلکس می‌تواند باعث انتقال مواد سمی و باکتریها از مثانه به کلیه و ایجاد عفونت و اختلال در عملکرد کلیه شود [۳] که در این صورت، دیالیز یا پیوند کلیه اجتناب‌ناپذیر است [۵].

کارکرد فیزیولوژیک میزناهی که نرخ انقباض ماهیچه صاف را دربر می‌گیرد، بسیار پیچیده است و به این سبب، ماهیچه صاف میزناهی تاکنون به‌طور دقیق مدل‌سازی نشده است [۶]. سه فاکتور تأثیرگذار در نرخ انقباض ماهیچه صاف عبارت‌اند از:

(۱) نیرویی که باعث انقباض ماهیچه‌ای می‌شود که به‌طور عمده از نیروهای هیدرودینامیکی (لزجی) تشکیل می‌شود که برای به حرکت درآوردن ادرار مورد نیاز است؛

(۲) هندسه دینامیکی میزناهی

(۳) شرایط تحریک آن.

در حالت کلی، چهار نوع رژیم جریان در حین سازوکار دودی

شکل در میزناهی گزارش شده است [۷-۹] که عبارت‌اند از:

(۱) جریان بولاس ایزوله^۴ (بولاس به مقدار معینی از ادرار که هر بار در اثر موج دودی شکل جابه‌جا می‌شود، گفته می‌شود).

(۲) جریان بولاسهای در تماس^۵

(۳) جریان بولاسهای نشت‌کننده^۶

(۴) جریان لوله باز^۷

یافته‌های بالینی اولسن [۸] نشان داد که در شرایط کارکرد طبیعی میزناهی انسان، سازوکار غالب انتقال ادرار از طریق امواج دودی شکل تحت رژیم انتقال بولاس ایزوله ادرار صورت می‌گیرد و سازوکارهای دیگر، تنها در شرایط فیزیولوژیک خاصی که دبی ادرار بیشتری انتقال می‌یابد، اتفاق می‌افتد [۱۰].

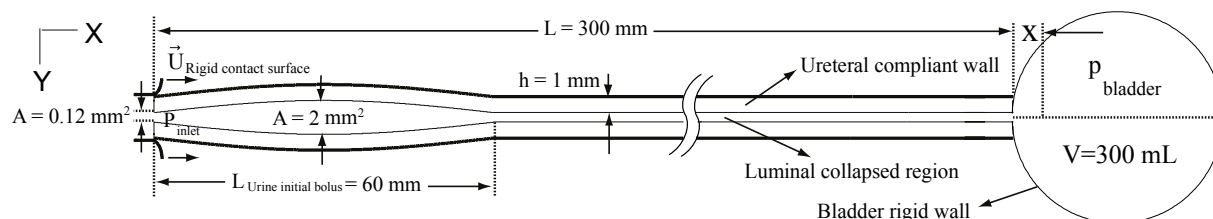
وحیدی و فتورائی [۱۱] مدلی دو بعدی از جریان ادرار از کلیه به مثانه ارائه کردند. در آن مدل، فرض شد که یک دیواره الاستیک در راستای طولی بین دو صفحه صلب حرکت می‌کند.

مهمترین محدودیت آن تحقیق، عدم اعمال تحریک سلول به سلول دیواره میزناهی در طی حرکت دودی شکل است که در شرایط فیزیولوژیک اتفاق می‌افتد [۴]. پس از آن، وحیدی و همکاران [۱۲-۱۴] مدل‌هایی مقارن محوری مربوط به شرایط

جریان لوله باز در میزناهی را با استفاده از داده‌های واقعی میزناهی ارائه کردند که در آن، این محدودیت را برطرف و تأثیر پارامترهای مکانیکی مختلف را بر توزیع جریان در میزناهی و تنش در جداره داخلی آن بررسی کردند. در آن مطالعات، مدل‌های الاستیک خطی برای دیواره استفاده شد که فرض ساده

کننده‌ای محسوب می‌شود. در تحقیق حاضر، این محدودیت را برطرف کرده‌ایم؛ بدین گونه که با استفاده از داده‌های آزمایشگاهی، ویژگیهای مکانیکی دیواره میزناهی را با استفاده از یک مدل غیرخطی به‌طور نسبتاً دقیقی لحاظ و عبور بولاس

ایزوله ادراری را در یک مجرای تقریباً جمع شده^۸ با استفاده از اندازه‌های دقیقی که از مطالعات ریخت‌سنجی^۹ و آناتومیکی میزناهی [۱۵] به‌دست آمده است، شبیه‌سازی کرده‌ایم. به‌علاوه، از نوآوریهای این تحقیق، مدل‌سازی مثانه و بررسی عددی جریان ادرار تخلیه‌شونده به آن در اثر سازوکار دودی شکل



شکل ۱- هندسه مدل محاسباتی میزنا و مثانه. در این شکل، سطح تماس صلب که با سرعت ثابت $U_{\text{Rigid contact surface}}$ به سمت مثانه حرکت می‌کند، باعث ایجاد موج انقباضی در دیواره میزنا شده است. بولاس ادرار اولیه که در شرایط فیزیولوژیکی، پیش از شروع موج تحریک در ابتدای مثانه ایجاد می‌شود، در شکل نمایان است. مدل به صورت متقارن محوری ساخته شده است ولی در این شکل برای نمایش بهتر، به صورت کامل نشان داده شده است. x ، فاصله محوری از انتهای میزنا به سمت مثانه است.

دستگاههای سونوگرافی موجود در گرفتن تصاویر بولاس ادرار در شرایط مثانه خالی یا نیمه پر دارای محدودیت‌اند.

از آن‌جا که مجاری زیستی از لحاظ هندسی و نیز خواص مادی، بسیار غیرخطی‌اند، اثر ابعاد مدل هندسی (دو یا سه بعدی) در نتایج مدل‌های اجزای محدود بدیهی به نظر می‌رسد. از این رو، یکی از مزایای عمده مدل محاسباتی حاضر در مقایسه با مدل‌های متعدد دو بعدی محققان قبلی [۱۱، ۱۶، ۱۸ و ۱۹]، متقارن محوری فرض شدن مدل در این تحقیق است که گام مهمی در مدل‌سازی سه بعدی میزنا به شمار می‌آید و همچنین این امکان را فراهم می‌کند تا بتوان از چنین مدل هندسی در تحلیل سازوکارهای مشابه زیستی شامل مجاری جمع شونده نیز بهره برد.

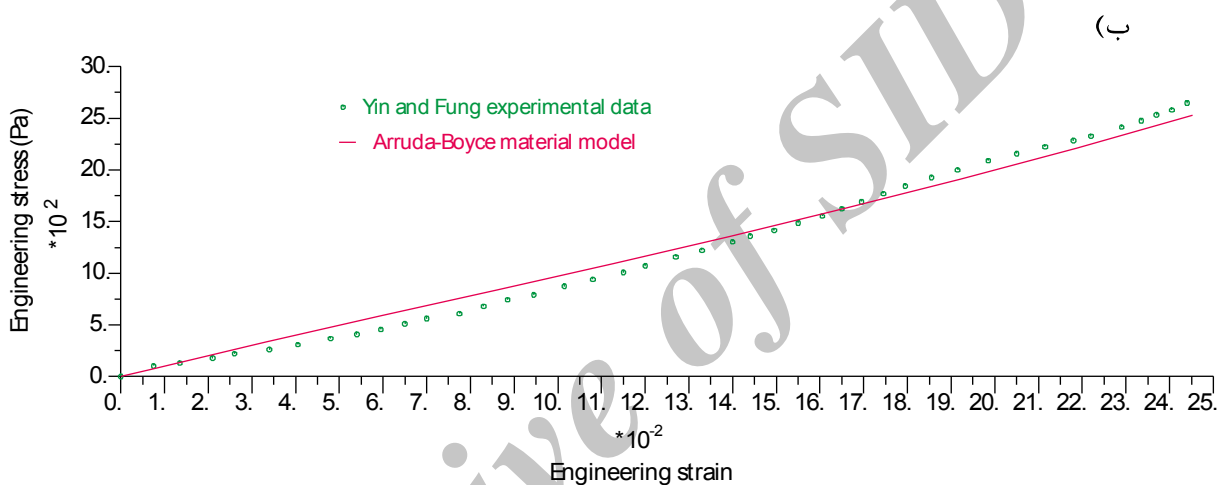
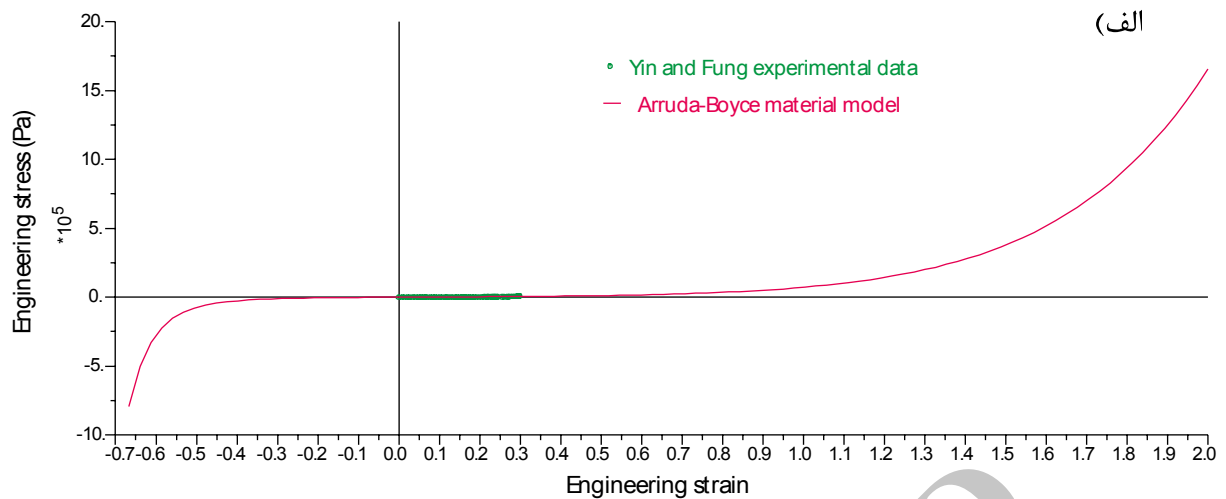
۲-۱- مدل مادی دیواره میزنا و شرایط مرزی مدل

دیواره میزنا بسیار انعطاف‌پذیر است و مدل مکانیکی مناسب برای آن باید این ویژگی را دربر داشته باشد. یکی از این مدل‌ها، مدل غیرخطی ابرالاستیک است. در این مطالعه، از مدل ارودا-بویس^{۱۱} برای دیواره میزنا استفاده شد. این مدل غیر گوسی^{۱۲}، ماده جامد را به صورت شبکه مولکولی هشت زنجیری فرض می‌کند. آزمایشات عددی بسیاری نشان داده است که این مدل برای مادی که تحت کرنشهای بزرگ تا ۳۰٪ قرار می‌گیرند، مناسب است [۲۱]. همچنین این مدل حتی با داده‌های آزمایشگاهی محدود، تطابق خوبی را فراهم

است. در نهایت، اعتبارسنجی مدل‌های عددی با استفاده از داده‌های سرعت به دست آمده از تصاویر سونوگرافی در لحظات تخلیه ادرار به مثانه صورت می‌گیرد.

۲-۲- معادلات حاکم، مواد و روشها

هدف اصلی این تحقیق، فراهم آوردن مدلی عددی است که سازوکار معمول و طبیعت پیچیده انتقال دودی شکل ادرار از کلیه به مثانه را با دقت بیشتری نسبت به تحقیقات قبلی [۹-۱۴] شبیه‌سازی می‌کند. به این منظور، از داده‌های مورفومتریک ناحیه لومینال^{۱۰} میزنا در حین سازوکار دودی شکل [۱۵] در ساختن مدل هندسی اولیه استفاده شده است. هندسه اولیه مدل ارائه شده (پیش از تحریک دودی شکل) در شکل (۱) نشان داده شده است. بولاس ادراری اولیه تشکیل یافته در نواحی ابتدایی میزنا به طول ۶ سانتی‌متر در این شکل نمایان است. طول کلی میزنا در انسانهای بالغ در حدود ۳۰ سانتی‌متر است که در این مطالعه فرض شده است [۱۶]. نسبت بین مقاطع داخلی مجرا در نواحی قلّه بولاس دوکی شکل و نواحی جمع شده میزنا، ۱۶/۷ فرض شده است که بر مبنای اندازه‌گیریهای بالینی از یک میزنا زنده در حین سازوکار دودی شکل بوده است [۱۵]. در این مدل، مثانه به صورت مخزنی کروی با حجم ۳۰۰ میلی‌لیتر فرض شده است که معادل حجم پر مثانه است [۱۷]. گزینش حجم پر مثانه در مدل محاسباتی به دلیل مقایسه نتایج حل عددی با داده‌های بالینی حاصل از سونوگرافی است. زیرا



شکل ۲- منحنی تنش- کرنش مهندسی حاصل از آزمون کشش ساده دیواره میزنا [۲۰]. مدل غیرخطی ارودا-بویس از داده‌های آزمایشگاهی بین و فانگ [۲۰] در نرم افزار ادینا برازش شده است؛ الف) محدوده کامل رابطه تنش-کرنش در شرایط فشار و کشش با تقریب مورد استفاده در نرم افزار ادینا از مدل غیرخطی مورد نظر، ب) منحنی حاصل از برازش مدل ارودا-بویس با مقادیر نقطه‌ای در محدوده داده‌های آزمایشگاهی در نرم افزار ادینا.

می‌کند [۲۲]. لذا داده‌های آزمایشگاهی حائز ویژگیهای مکانیکی میزنا از نتیجه تحقیقات بین و فانگ [۲۰] به این مدل مادی (ارودا-بویس) در نرم افزار ادینا برازش شد، شکل (۲).

$$\lambda_{chain} = \left(\frac{1}{3} I_1\right)^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

$$\beta_{chain} = L^{-1} \left(\frac{\lambda_{chain}}{\sqrt{n}} \right) \quad (3)$$

رفتار مکانیکی مواد لاستیکی^{۱۳} با تابع دانسیته انرژی کرنشی W نشان داده می‌شود [۲۳-۲۶] که روابط تنش - کرنش از آن به دست می‌آید. تابع دانسیته انرژی کرنشی مدل ارودا-بویس با استفاده از مکانیک آماری^{۱۴} به صورت زیر است:

$$W_{8ch} = \mu \sum_{i=1}^n \left[\frac{C_i}{\lambda_m^{2i-2}} (I_1^i - 3) \right] \quad (4)$$

به دست می‌آید. تابع دانسیته انرژی کرنشی مدل ارودا-بویس با استفاده از مکانیک آماری^{۱۴} به صورت زیر است:

$$W_{8ch} = \frac{NK\theta}{2} \left[\beta_{chain} \lambda_{chain} + \sqrt{n} \ln \left(\frac{\beta_{chain}}{\sinh \beta_{chain}} \right) \right] \quad (1)$$

تقریب مرتبه پنجم این عبارت که دارای دقت مناسبی است به صورت زیر است:

$$w_{sch} = \mu \sum_{i=1}^5 \left[\frac{C_i}{\lambda_m^{2i-2}} (I_1^i - 3) \right] \quad (5)$$

$$C_1 = 0/5$$

$$C_2 = 0/05$$

$$C_3 = 0/01047$$

$$C_4 = 0/00269$$

$$C_5 = 0/00077$$

که در این معادله‌ها، μ مدول برشی اولیه و λ_m کشیدگی قفل شدنی^{۱۷} است. برای توضیحات تفصیلی در خصوص این مدل، به تحقیقات ارودا و بویس رجوع شود [۲۱].

در مدل جامد، به‌عنوان قیود، خطوط ابتدایی و انتهایی دیواره جامد میزنا‌ی ثابت در نظر گرفته شد. همچنین شرایط مرزی برهمکنش سیال و جامد بر روی فصل مشترک سیال و جامد (میزنا‌ی - ادرار) اعمال شد. دیواره مثانه صلب فرض شد؛ به این صورت که در مدل سیال، شرط دیوار در مرز بیرونی مثانه اعمال شد.

۲-۲- مدل ادرار

در مدل محاسباتی مورد بررسی، جریان ادرار به صورت جریان سیال گذرا در یک مجرای متقارن محوری با طول محدود در نظر گرفته شده است. همچنین، جریان سیال به صورت لایه‌ای، نیوتنی، لزج و تا حدی تراکم‌پذیر^{۱۸} فرض شده است تا مثانه پر بتواند تخلیه بولاس ادرار به درون خود را تحمل کند. در این نوع جریان، چگالی سیال تراکم‌پذیر به صورت زیر است:

$$\rho_m = \rho \left(1 + \frac{P}{k} \right) \quad (6)$$

که ρ چگالی مبنای سیال در فشار صفر است. P فشار و k مدول بالک سیال (یک عدد ثابت بزرگ) است. از آنجا که جریان مورد بررسی ذاتاً تراکم‌ناپذیر است، در تمامی معادلات

حاکم به جز معادله پیوستگی، چگالی ثابت ρ فرض شد. شکل ناپایستار معادله پیوستگی در جریانهای تا حدی تراکم‌پذیر متقارن محوری به صورت زیر است:

$$\frac{y\rho}{k} \left(\frac{\partial p}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla p \right) + \rho_m \nabla \cdot (\mathbf{y}\mathbf{v}) = 0 \quad (7)$$

که y مختصه شعاعی در دستگاه مختصات استوانه‌ای و \mathbf{v} بردار سرعت سیال است. معادله اندازه حرکت سیال تراکم‌ناپذیر در این‌جا همچنان برقرار است و شکل ناپایستار این معادله در مدل متقارن محوری به صورت زیر است:

$$y\rho \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + y\rho \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} - \nabla \cdot (\mathbf{y}\boldsymbol{\tau}_a) = \mathbf{y}\mathbf{f}^B + \mathbf{f}_a \quad (8)$$

$$\mathbf{f}_a = \frac{\partial}{\partial \phi} [\boldsymbol{\tau} \cdot \mathbf{e}_\phi] = -\mathbf{e}_2 \left[-p + \frac{\lambda}{y} \nabla \cdot (\mathbf{y}\mathbf{v}) + 2\mu_0 \frac{v_2}{y} \right] \quad (9)$$

$$\boldsymbol{\tau}_f = \boldsymbol{\tau}_a + \Delta \boldsymbol{\tau}_a \quad (10)$$

$$\boldsymbol{\tau}_a = \left[-p + \frac{\lambda}{y} \nabla \cdot (\mathbf{y}\mathbf{v}) \right] \mathbf{I} + 2\mu_0 \mathbf{e}_a \quad (11)$$

$$\Delta \boldsymbol{\tau}_a = 2\mu_0 \Delta \mathbf{e}_a \quad (12)$$

$$\Delta \mathbf{e}_a = \mathbf{e}_\phi \mathbf{e}_\phi \frac{v_2}{y} \quad (13)$$

$$\mathbf{e} = \mathbf{e}_a + \Delta \mathbf{e}_a \quad (14)$$

$$\mathbf{e}_a = \frac{1}{2} (\nabla \mathbf{v} + \nabla \mathbf{v}^T) \quad (15)$$

در این معادله‌ها، \mathbf{e} نرخ برش در صفحه تقارن است و ϕ در دستگاه مختصات استوانه‌ای (x و ϕ ، y) تعریف می‌شود. \mathbf{f}^B نیروهای حجمی در واحد حجم سیال است که در این‌جا صفر است. μ_0 ، $\boldsymbol{\tau}$ ، \mathbf{I} ، λ و v_2 به ترتیب لزجت دینامیکی ادرار، تانسور تنش سیال، تانسور یکه^{۱۹}، لزجت ثانویه^{۲۰} سیال و سرعت سیال در راستای y هستند.

شرط عدم لغزش و عدم نفوذ بین سیال و دیواره اعمال شد. چگالی مینا (ρ) و لزجت دینامیکی (μ_0) ادرار به ترتیب 1050 kg/m^3 و $1/3 \text{ cP}$ در نظر گرفته شده است. مدلی عددی با شرایط فشار ورودی (کلیه) 100 و خروجی (مثانه) 5 پاسکال فراهم شد که این اختلاف فشار در محدوده‌ای نزدیک به سطح فشار ثابت فیزیولوژیکی میزنا‌ی (۱ تا ۶ میلی‌متر جیوه) [۱۶] واقع است.

۲-۳- شرایط مرزی تعادلی^{۲۱} برهمکنش سیال - جامد

شرایط تعادل در مرز سیال و جامد عبارت‌اند از شرط سینماتیکی:

$$d_f = d_s \quad (16)$$

و شرط تعادل دینامیکی:

$$n_f \cdot \tau_f = -n_s \cdot \tau_s \quad (17)$$

که در این معادله‌ها، d بردار تغییر مکان و n بردار واحد عمود بر سطح است و اندیسهای f و s به ترتیب به سیال و جامد مربوط می‌شوند. فرمول‌بندی دیریکله - نیومن^{۲۲} در مسئله FSI مورد بررسی اعمال شد؛ به این صورت که معادلات سیال به‌ازای سرعت به‌دست آمده در مرز سیال و جامد حل شد؛ در حالی که تنش بر مرز سیال و جامد در دامنه جامد اعمال شد. در فرمول‌بندی دیریکله-نیومن، شرایط سینماتیکی (معادله ۱۶) بر مرز بدون لغزش سیال و جامد به‌صورت زیر است:

$$v_f = d_s \quad (18)$$

۲-۴- تحلیل تماسی برای ایجاد تحریک دودی شکل در

میزنای

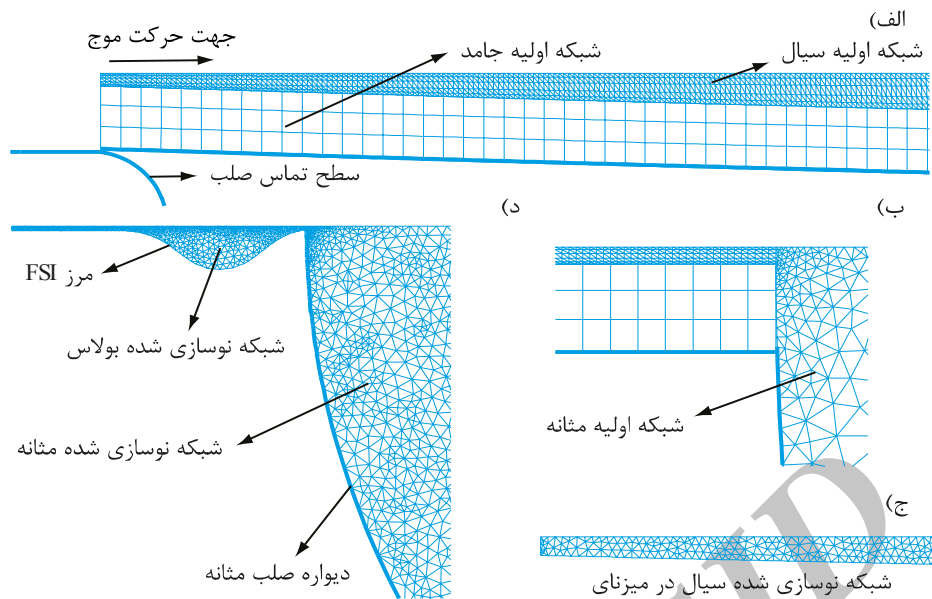
شرایط فیزیولوژیکی انتشار موج دودی شکل در میزنای به‌گونه‌ای است که این موج به‌طور پیوسته و سلول به سلول از محل تحریک به سمت مئانه منتشر می‌شود. برای تحریک سلول به سلول (گره به گره در مدل محاسباتی) دیواره میزنای برای ایجاد موج دودی شکل از یک سطح تماسی صلب استفاده شد که در شکل‌های (۱) و (۳-الف) نشان داده شده است. این سطح تماسی صلب در ابتدا (به‌عنوان شرایط اولیه) در تماس با دیواره بیرونی میزنای قرار داده شد. حرکت طولی این سطح صلب به موازات محور میزنای باعث پیش راندن بولاس ادرار اولیه تشکیل یافته در ابتدای میزنای، می‌شود، شکل (۱). برای مدل‌سازی برهمکنش دینامیکی بین مرز سطح صلب و دیواره خارجی میزنای، شرایط تماسی بین آنها تعریف شد. تحلیل تماسی غیر اصطکاکی در نظر گرفته شد که روش کم هزینه‌تری نسبت به تحلیل اصطکاکی است وقتی که سطوح تماسی

ملازم‌اند^{۲۳} (همان‌گونه که در مدل محاسباتی ارائه شده مفروض است). در بیشتر مسائل تماسی غیر اصطکاکی، روش تابع قیدی^{۲۴} نسبت به روش قطعه‌ای^{۲۵} روش مناسبتری است [۲۷] و به این دلیل در این تحقیق از آن به‌عنوان الگوریتم حل مسئله تماسی بهره‌گیری شد. با توجه به شرایط مسئله، از فرمول‌بندی تغییر مکانهای تماسی بزرگ در حل مسئله استفاده شد. شرایط تماسی به‌گونه‌ای تعریف شد که به تداخل^{۲۶} بین اجزای دیواره میزنای و سطح تماس صلب در حین تحلیل تماسی اجازه داده نشد؛ به این شکل که در صورت ایجاد تداخل، اجزای درهم فرو رفته به مکان پیشینشان در گام زمانی گذشته بازگردانده می‌شوند. سطح تماسی صلب با استفاده از قطعات تماسی خطی^{۲۷} گسسته شد که هر قطعه شامل دو گره است. تیلرانس کنترل انطباق گره‌ای^{۲۸} برای گره‌های سطح تماس صلب^{۵-۱۰} فرض شد.

۲-۵- روش حل محاسباتی برهمکنش سیال و جامد

FSI

برای حل مسئله عددی مورد بررسی از روش برهمکنش سیال و جامد استفاده شد. روش حل به این گونه است که پس از چند گام زمانی از حل گذرا و در زمان $t=1$ s که جریان پایایی بین کلیه و مئانه به‌دلیل اختلاف فشار اعمالی (فاز سازوکار غیر دودی شکل) ایجاد می‌شود؛ سطح تماسی صلب در راستای طولی با سرعت متوسط فیزیولوژیکی انتشار موج دودی شکل در میزنای (حدود 2 cm/s) [۱۶] حرکت داده شد. در فاز سازوکار غیر دودی شکل انتقال ادرار (در این فاز، جریان پایا در میزنای به‌دلیل اختلاف فشار بین کلیه و مئانه برقرار است) و پیش از تحریک دیواره برای ایجاد موج دودی شکل، 10 گام زمانی به بزرگی $1/10$ s فرض شد و 1500 گام زمانی به بزرگی $1/10$ s در حین سازوکار دودی شکل در نظر گرفته شد. این مدل با استفاده از نرم افزار ادینا تواناییهای این نرم افزار تخصصی در تحلیل مسائل برهمکنش سیال و جامد مشابه بسیاری، توسط نویسندگان این مقاله مورد بررسی قرار گرفته است [۱۱-۱۴].



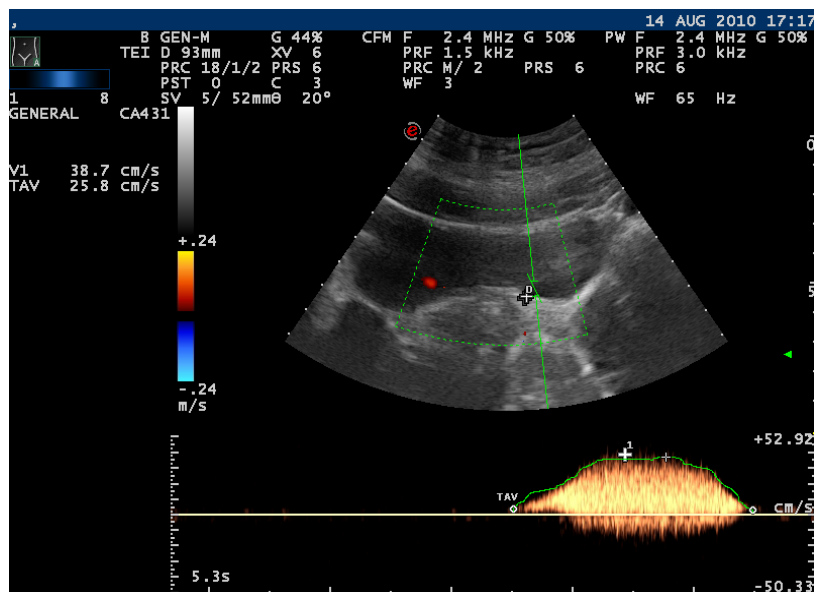
شکل ۳- شبکه محاسباتی مدل. موج دودی شکل از چپ به راست حرکت می کند؛ الف) شبکه اولیه سیال و جامد در ورودی میزنای؛ ب) شبکه اولیه سیال و جامد در خروجی میزنای؛ ج) شبکه نوسازی شده سیال در ورودی میزنای در هنگام تخلیه بولاس ادرار به مثانه و د) شبکه نوسازی شده سیال در خروجی میزنای در هنگام تخلیه بولاس ادرار به مثانه.

این روش به تحقیقات بته در این زمینه [۲۸] رجوع شود. همان گونه که پیشتر اشاره شد، معادلات بقای اندازه حرکت ناویر استوکس همراه با معادله پیوستگی بقای جرم، معادلات حاکم بر سیال اند. با تغییر شکل شبکه، عبارتهای اضافی در این معادلات ایجاد می شود که سرعت جابه جایی^{۳۱} را با سرعت نسبی^{۳۲} جایگزین می کند و بدین ترتیب فرمول بندی لاگرانژی-اولیری دلخواه^{۳۳} را می سازند.

از روش تکرار نیوتنی برای حل گر ماتریسی تنک^{۳۴} استفاده شد و تکرار درجات آزادی ۰/۰۰۵ فرض شد. این مدل از طریق حل همزمان^{۳۵} معادلات جامد و سیال حل شد. این روش، مشکلات همگرایی همراه با حل تکراری^{۳۶} (که ابتدا معادلات جامد و سپس معادلات سیال حل می شوند) را ندارد؛ گرچه روش حل همزمان، به حافظه رایانه ای بیشتری احتیاج دارد تا بتواند ماتریسهای بزرگ تنک را معکوس کند. زمان حل بر روی یک رایانه سرور با مشخصات: پردازشگر Intel Xeon (TM) با پردازشگر ۶۴ بیتی ۳ GHz به همراه حافظه اصلی ۱۶ GB، تقریباً ۹ روز به طول انجامید.

تحلیل استقلال از شبکه در مدل های سیال و جامد به طور جداگانه صورت پذیرفت. به این نحو که سرعت/فشار سیال و تنش/تغییر مکانها در جامد با شبکه های درشت تر و ریزتر آزموده شد؛ به طوری که نتایج حل عددی از توزیع گره های شبکه مستقل باشد. پس از انجام بررسیهای مربوط به استقلال حل عددی از شبکه محاسباتی، دامنه سیال با ۴۰۹۱۷ جزء مثلثی دو بعدی متقارن محوری سه گره ای سیال گسسته شد. همچنین دامنه جامد با ۳۰۰۰ جزء مربعی دو بعدی نه گره ای گسسته شد. شبکه های محاسباتی سیال و جامد در شکل (۳) نشان داده شده است.

در محدوده سیال از روش نوسازی شبکه^{۲۹} استفاده شد که با ریز و درشت کردن شبکه محاسباتی حین حل، تأثیر قابل توجهی در همگرایی مسئله دارد. به ویژه این که در مسئله حاضر که محدوده سیال تغییر شکلهای بزرگ را تجربه می کند، لزوم به کارگیری این الگوریتم اهمیت دوچندانی می یابد. این روش در مسائل دو بعدی و متقارن محوری با ایجاد شبکه آزاد^{۳۰} با اجزای مثلثی امکان پذیر است. برای جزییات بیشتر در خصوص



شکل ۴- نمونه‌ای از تصاویر سونوگرافی که در آن جت ادرار حاصل از انتقال بولاس ادرار در میزنای در حال تخلیه به مثانه است. پروفیل سرعت ادرار و مقادیر بیشینه و متوسط آن در نزدیکی محل ورود ادرار به میزنای در درون مثانه (ثبت شده به فاصله تقریبی ۱ mm از محل اوریفیس محل اتصال مثانه به میزنای)، در این تصویر نمایان است.

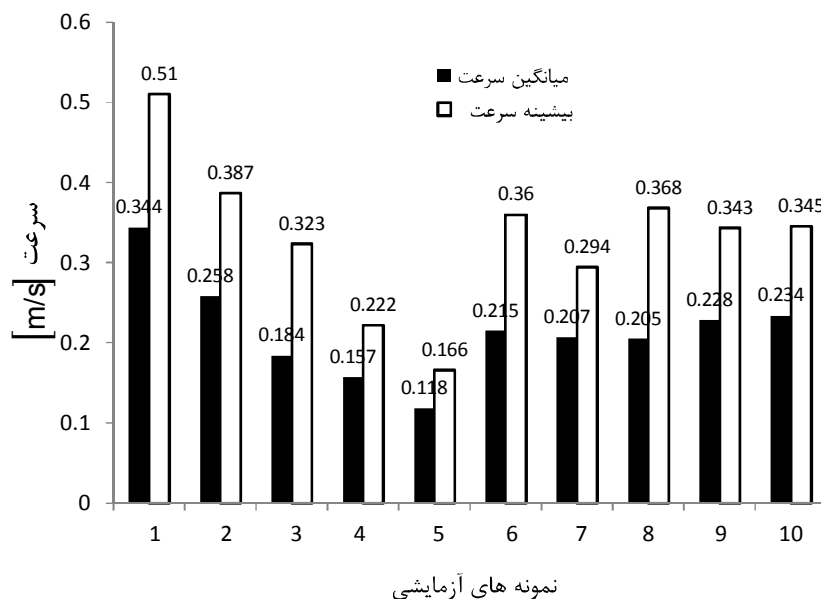
ضربان 4° (150°Hz)، تقویت مناسب دریافت کننده 4^1 و برون داد مناسب 4^2 استفاده شد. همچنین فیلتر دیواره‌ای 4^3 $50-100\text{Hz}$ در نظر گرفته شد. جریان به سمت مبدل با رنگ قرمز مشخص شد. مثانه در صفحه عرضی 4^4 در سطح ناحیه تریگون 4^5 (تریگون ناحیه مثالی صافی 4^6 در ورودی مثانه است که از دو اوریفیس میزنای 4^7 و اوریفیس ورودی پیشابراه 4^8 تشکیل شده است.) مورد آزمایش قرار گرفت. هر ۱۰ داوطلب مورد آزمایش قرار گرفتند و تصاویر رنگی نشان‌دهنده سرعت‌های بیشینه و متوسط جت ادرار در محل اندازه‌گیری مذکور ثبت شد. نمونه‌ای از این تصاویر در شکل (۴) و مقادیر سرعت‌های متوسط و بیشینه تمامی آزمایشها در شکل (۵) آورده شده است.

۳- نتایج

در این تحقیق، یک مدل نوین محاسباتی ارائه شده است که سازوکار غالب انتقال ادرار در میزنای از طریق امواج دودی شکل (انتقال بولاس ایزوله ادرار) را شبیه‌سازی می‌کند. همچنین در این تحقیق برای نخستین بار با استفاده از اطلاعات

۲-۶- روش تصویربرداری رنگی سونوگرافی 4^7 از ابتدای مثانه در حین تخلیه بولاس ادراری ایجاد شده با سازوکار دودی شکل

سونوگرافی داپلر رنگی 4^8 از جریان جت خروجی از میزنای ۱۰ مرد سالم (در محدوده سنی ۲۰ تا ۴۰ سال) انجام شد. با توجه به اینکه در هنگام آزمایش برای وضوح تصویر، مثانه نباید خالی باشد؛ به داوطلبین راهنمایی شد که در صبحگاه روز آزمایش، تخلیه ادرار کامل صورت نگیرد. از آن هنگام تا زمان انجام آزمایش، به دفع ادرار جزئی در صورت ضرورت اجازه داده شد. به منظور اطمینان از پر بودن مثانه قبل از انجام آزمایش، به داوطلبین در بازه زمانی بین ۱ تا ۲ ساعت، ۲ لیتر آب نوشانده شد. پس از نوشیدن این مقدار آب و پیش از تخلیه کامل ادرار از مثانه، آزمایش داپلر رنگی از جت بولاس ادراری در ابتدای میزنای انجام شد. همه آزمایشهای سونوگرافی داپلر با یک دستگاه تجاری در دسترس (esaote.mylab 70-xvg) دارای یک مبدل جریان آرایه-مرحله‌ای شده 4^9 انجام شد. برای بهینه‌سازی کیفیت تصویر خروجی، فرکانس پایین تکرار



شکل ۵- نتایج سرعت جت ادرار (مقادیر متوسط و بیشینه) ثبت شده به فاصله تقریبی ۱ mm از محل اوریفیس محل اتصال مثانه به میزنای در داخل میزنای از طریق سونوگرافی فرا صوت داپلر رنگی.

پروفیل سرعت آنی ادرار، مقدار 0.332 m/s حاصل شد. نتایج به دست آمده از حل عددی در خصوص توزیع فشار ادرار در میزنای در حین سازوکار دودی شکل، شکل (۶) نشان داد که همواره مقدار بیشینه فشار در مجرا پشت بولاس در حال حرکت ایجاد می شود. با نزدیک شدن بولاس ادرار به مثانه، مقدار این فشار تا اندازه 496 Pa افزایش می یابد که تقریباً ۵ برابر فشار ورودی میزنای است. با مقایسه پروفیل های فشار در مجرا روشن شد که در انتهای سازوکار دودی شکل در میزنای که بولاس ادراری نزدیک مثانه است، گرادپانهای فشار محسوستری در فاصله بین انتهای بولاس تا خروجی مجرا مشاهده می شود.

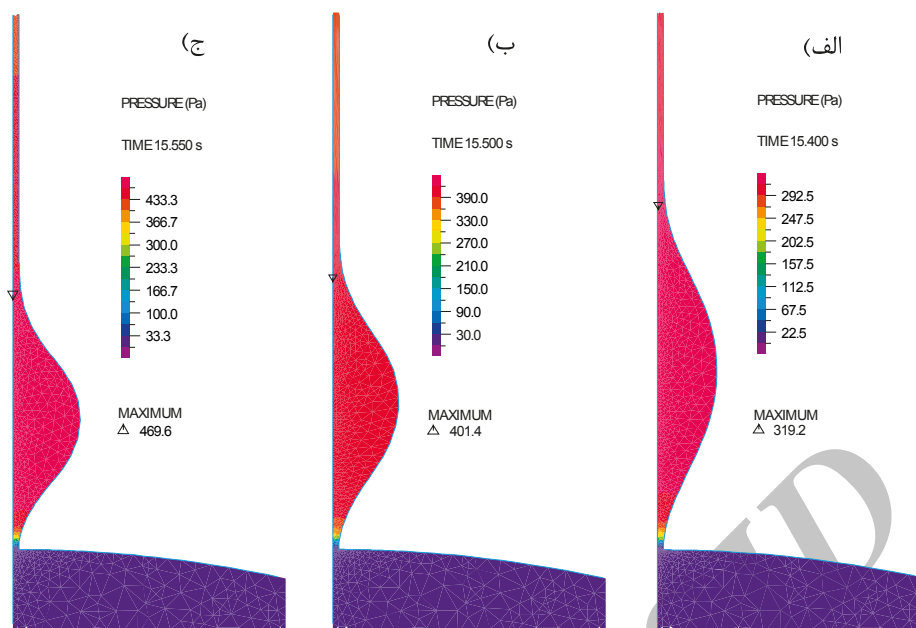
توزیع سرعت ادرار در میزنای و مثانه در حین انتشار موج، شکل (۷) نشان داد که در هنگام تخلیه بولاس ادرار به مثانه، بیشینه سرعت ادرار در مقطع خروجی میزنای به مقدار 0.75 m/s می رسد. همچنین، در نواحی نزدیک قله بولاس (رأس دوک)، جریان گردابی مشاهده می شود (ناحیه بنفش رنگ داخل بولاس در شکل های (۷-الف) و (۷-ب) که مقدار سرعت محوری منفی را در این نواحی نشان می دهد). بردارهای سرعت

حاصل از تصویربرداری سونوگرافی در داخل مثانه انسان، نتایج حاصل از شبیه سازی عددی سازوکار دودی شکل در سیستم دفع ادرار، اعتبارسنجی شد. هدف اصلی این تحقیق، بررسی برهمکنش دینامیکی ادرار و دیواره میزنای در طی انتشار موج دودی شکل و تحلیل جریان ادرار در میزنای و مثانه و بررسی پدیده بازگشت ادرار از میزنای به کلیه است.

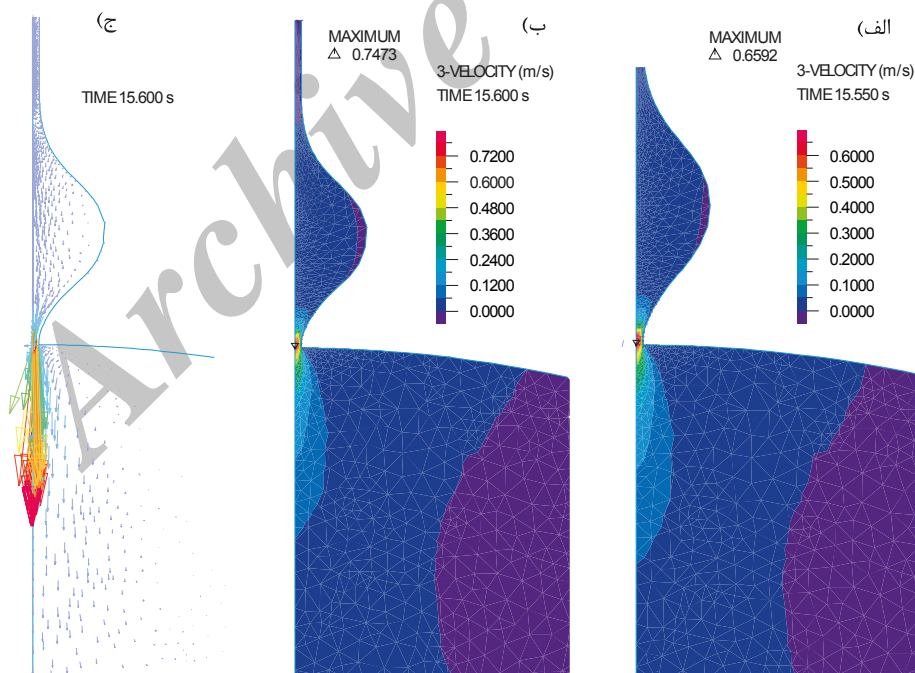
۳-۱- بررسی توزیع فشار و سرعت در میزنای و

سرعت جت ادرار در خروجی میزنای و داخل مثانه

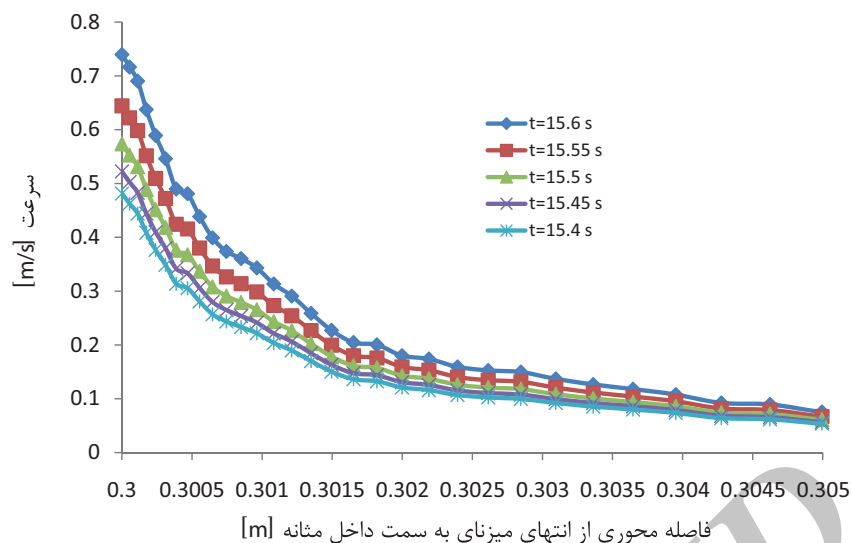
نتایج حاصل از تصاویر سونوگرافی، شکل های (۴) و (۵) نشان داد که مقدار میانگین پروفیل سرعت در فاصله تقریبی ۱ mm از خروجی میزنای و در داخل مثانه ($x=1 \text{ mm}$) در ۱۰ نمونه مورد آزمایش، بین مقادیر کمینه و بیشینه به ترتیب 0.118 m/s و 0.344 m/s تغییر می کند و با میانگین گرفتن از ۱۰ مقدار میانگین حاصل از پروفیل آنی سرعت، مقدار 0.215 m/s به دست آمد. از داده های شکل (۵) مشخص است که مقدار بیشینه پروفیل سرعت در محدوده 0.166 m/s و 0.51 m/s قرار دارد. با میانگین گرفتن از ۱۰ مقدار بیشینه



شکل ۶- توزیع فشار اطراف بولاس در حال تخلیه به مثانه در زمانهای انتهایی سازوکار دودی شکل در میزنا. موج دودی شکل از بالا به پایین (کلیه به مثانه) در حرکت است.



شکل ۷- توزیع مقدار و بردار سرعت ادرار اطراف بولاس در حال تخلیه به مثانه؛ (الف) در زمان $t = 15/55$ s؛ (ب) در زمان $t = 15/6$ s؛ (ج) بردارهای سرعت ادرار در انتهای میزنا و در داخل مثانه در زمان $t = 15/6$ s (طول پیکان متناسب با اندازه آن است).

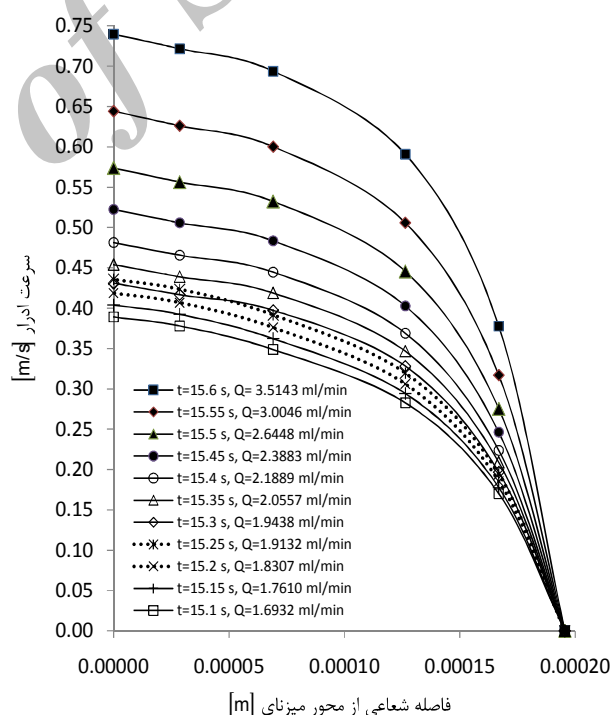


شکل ۸- توزیع سرعت محوری ادرار روی محور مرکزی مثانه در زمانهای انتهایی سازوکار دودی شکل در میزناهی که جت ادرار در حال تخلیه به مثانه است. این مقادیر با داده‌های حاصل از آزمایشهای بالینی سونوگرافی، شکل‌های (۴) و (۵) قابل مقایسه است.

ادرار در میزناهی و مثانه نیز در شکل (۷-ب) آورده شده است که جریان ادرار را در این نواحی با حساسیت نسبی بیشتری در مقایسه با شکل‌های (۷-الف) و (۷-ب) آشکار می‌کند.

در شکل (۸) مقادیر سرعت ادرار روی محور مرکزی مثانه در زمانهای انتهایی سازوکار دودی شکل در میزناهی که جت ادرار در حال تخلیه به مثانه است، آمده است. این مقادیر با داده‌های حاصل از آزمایشات بالینی سونوگرافی، شکل‌های (۴) و (۵) قابل مقایسه است. نتایج نشان می‌دهند که در زمان $t=15/6s$ که بیشینه دبی ادرار خروجی از میزناهی اتفاق می‌افتد، با دور شدن از مقطع خروجی میزناهی و روی محور مرکزی مثانه به میزان 5 mm ($x=5\text{ mm}$)، سرعت ادرار به میزان $9/82$ برابر کاهش می‌یابد. همچنین، سرعت بیشینه جت ادرار خروجی از میزناهی در داخل مثانه و روی محور مرکزی مثانه به فاصله 1 mm ($x=1\text{ mm}$) محل اندازه‌گیری بالینی، 35% کاهش می‌یابد.

در شکل (۹) اندازه سرعت ادرار در مقطع خروجی میزناهی در زمانهای انتهایی سازوکار دودی شکل که جت ادرار در حال تخلیه به مثانه است، نشان داده شده است. برای محاسبه دبی ادرار در ورودی و خروجی میزناهی، سرعت جریان ادرار در



شکل ۹- توزیع سرعت محوری ادرار در مقطع خروجی میزناهی در زمانهای انتهایی سازوکار دودی شکل که جت ادرار در حال تخلیه به مثانه است. مقادیر دبی محاسبه شده حاصل از این توزیع سرعت در نرم افزار متلب نیز در نمودار مشخص است. مقدار میانگین دبی خروجی ادرار در $0/5\text{ s}$ مورد بررسی، $2/267\text{ ml/min}$ به دست آمد.

این مقطع به صورت پیوسته بازگشت جریان دیده نشد؛ به این نحو که در حین انتشار موج، جریان اندکی بین مقادیر مثبت (جریان به سمت مئانه) و منفی (جریان به سمت میزنای) در نوسان است. با نزدیک شدن توده بولاس ادرار به مئانه که جت پر سرعت ادرار را دربرمی گیرد، جریان بازگشتی در خروجی میزنای (از مئانه به میزنای) نیز به کلی از بین می رود.

۴- بحث

در این تحقیق، تحلیل عددی جریان در میزنای و مئانه به دو روش (۱) برهمکنش سیال و جامد و (۲) سونوگرافی صورت پذیرفت. نتایج به دست آمده از دو روش، تطابق خوبی دارند و با تحقیقات نظری [۱۰] و بالینی [۸ و ۲۹] گذشته در این زمینه نیز همخوانی دارند که در ادامه با جزییات مورد بررسی قرار می گیرند.

همان گونه که در بخش نتایج به آن اشاره شد، با بررسی داده های حاصل از آزمایشات تصویربرداری سونوگرافی، شکلهای (۴) و (۵) و با میانگین گرفتن از ۱۰ مقدار بیشینه آنی پروفیل سرعت، مقدار 0.332 m/s حاصل شد. مقدار متناظر بیشینه آنی سرعت ادرار از نتایج مدل عددی، شکل (۸) در زمان $t=15/6 \text{ s}$ تقریباً 0.33 m/s به دست آمد که در شکل (۸) به فاصله 1 mm از خروجی میزنای ($x=1 \text{ mm}$) قابل مشاهده است. به علاوه، این مقدار بیشینه در فاصله 0.2 s (بین $t=15/4 \text{ s}$ و $t=15/6 \text{ s}$) با میانگین گیری از داده های لحظه ای این شکل در فاصله مزبور، 0.267 m/s به دست آمد. البته به دلیل تفاوت های آناتومیکی احتمالی نمونه های آزمایشی با یکدیگر و نیز با مدل محاسباتی، ماهیت دینامیکی و لحظه ای بودن تخلیه بولاس ادرار و نیز عدم قطعیت از محل دقیق اندازه گیری از داخل مئانه در تصویربرداری سونوگرافی با رزولوشن 0.5 mm ، انتظار دقت بسیار زیادی از نتایج نمی رود. ولی آنچه در این مقایسه مهم جلوه می کند، علاوه بر تطابق کیفی نتایج، محدوده اعداد متناظر در دو روش است. با مقایسه مقادیر میانگین سرعت های لحظه ای

گره های واقع بر مقاطع ورودی و خروجی در زمانهای مختلف استخراج شد. سپس، با نوشتن برنامه ای در نرم افزار متلب^{۴۹}، از این مقادیر سرعت، تابعی درجه ۴ عبور داده شد تا پروفیل سرعت در آن مقطع را با تقریب مناسبی بدهد و طبق معادله زیر دبی ادرار در آن مقطع از داده های هندسه متقارن محوری مسئله مورد بررسی به دست آمد:

$$Q = 2\pi \int_0^{0.000195489} r V_r dr \quad (19)$$

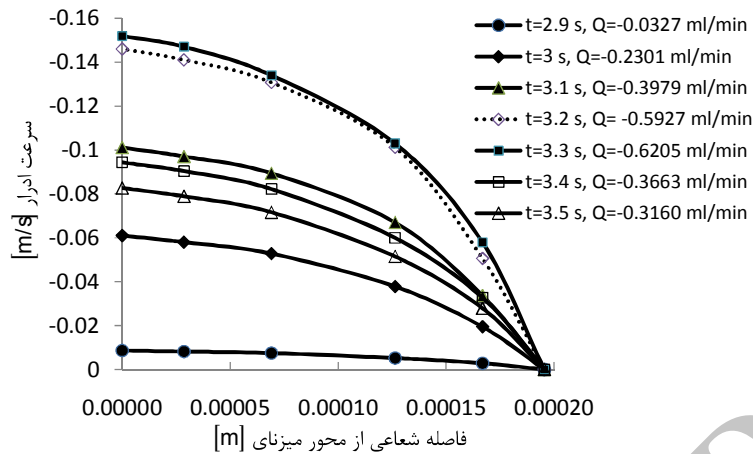
که در این معادله، r تغییرات شعاعی مقطع و V_r سرعت ادرار در آن راستاست. با توجه به مقادیر دبی محاسبه شده حاصل از این توزیع سرعت، بیشینه آنی دبی حجمی تخلیه شونده به مئانه، $3/5 \text{ ml/min}$ به دست آمد. مقدار میانگین دبی خروجی آنی ادرار در بازه زمانی 0.5 s مورد بررسی از لحظات تخلیه ادرار، $2/267 \text{ ml/min}$ به دست آمد.

۳-۲- بررسی رفلاکس جریان ادرار میزنای به کلیه^{۵۰} و از مئانه به میزنای^{۵۱}

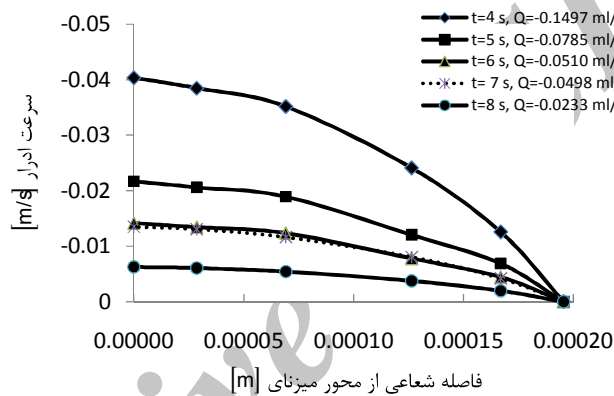
بررسی جریان در ورودی میزنای حین انتشار موج دودی شکل نشان داد که با آغاز این سازوکار و مدتی پس از آن ($1/9 \text{ s}$) پس از شروع این سازوکار، جریان بازگشتی به سمت کلیه آغاز می شود. با پیشرفت موج، مقدار رفلاکس ادرار (جریان بازگشتی) ابتدا روند افزایش یابنده ای دارد و در زمان $t=3/3 \text{ s}$ پس از آغاز انتشار موج) بیشترین دبی جریان بازگشتی اتفاق می افتد، شکل (۱۰-الف). پس از این زمان و با دور شدن موج از ورودی، از میزان دبی جریان بازگشتی کاسته می شود، شکل (۱۰-ب). در نهایت، این اثر با نزدیک شدن بولاس به مئانه از بین می رود؛ یعنی در زمانهای پایانی سازوکار دودی شکل در میزنای، جریان بازگشتی به سمت کلیه وجود ندارد.

نتایج به دست آمده از جریان ادرار در خروجی میزنای نشان داد که در حین انتشار موج و پیش از رسیدن آن به نزدیکی مئانه، به دلیل تغییرات فشار محلی در انتهای جمع شده میزنای (ایجاد گرادیان فشار معکوس)، مقدار کمی بازگشت ادرار از مئانه به میزنای با نرخ در حدود 0.1 ml/min مشاهده شد که البته در

(الف)



(ب)



شکل ۱۰- نمودار سرعت و دبی متناظر جریان بازگشتی از میزناهی به کلیه در ابتدای سازوکار دودی شکل؛

(الف) شروع رفلکس را نشان می دهد که سرعت بازگشت ادرار ابتدا در حال افزایش است. (ب) رفلکس ادرار با پیشرفت موج دودی شکل به سمت مثانه روند کاهشی دارد.

۵/۵۰ مورد بررسی (که در این بازه عمدتاً تخلیه ادرار صورت می گیرد)، مقدار ۲/۲۶۷ ml/min به دست آمد. این اندازه در محدوده مقادیر دبی گزارش شده از تحقیقات بالینی [۸] و نظری [۱۰] مربوط به سازوکار انتقال بولاس ایزوله ادرار قرار دارد. به طور خاص، اولسن [۸] با اندازه گیری بالینی بر روی ۸ سیستم دفع ادرار انسان گزارش کرد که دبی حجمی خروجی میزناهی انسان در اثر تخلیه بولاس ایزوله، معمولاً بین ۲/۴۵ ml/min و ۰/۲۶۵ ml/min است. همچنین مطالعات ریاضی گریفیتز از انتقال بولاس ادراری [۱۰] نشان داد که دبی جریان بولاس ایزوله (حد بالای ذاتی^{۵۲} میزان دبی منتقل شونده

دربازه زمانی کوتاهی (در مرتبه دهم ثانیه) که تخلیه ادرار صورت می گیرد با مقادیر شکل (۵)، می توان تصویر دقیقتری از میزان تطابق نتایج عددی و سونوگرافی به دست آورد.

توزیع فشار در میزناهی حین سازوکار دودی شکل از نتایج حل عددی، شکل (۶)، همخوانی خوبی با یافته های وینبرگ [۲۹] دارد. وی در تحقیقاتش گزارش کرد که بیشینه فشار در مجرای منتقل کننده بولاس ایزوله ادرار، همواره پشت بولاس در حال حرکت ایجاد می شود.

با استفاده از داده های شکل (۹)، مقادیر میانگین دبی ادرار محاسبه شده از توزیع سرعت در مقطع خروجی میزناهی در

هزینه محاسباتی بالا و شرایط همگرایی سخت با استفاده از روش برهمکنش سیال و جامد اشاره کرد که عمدتاً به دشواری نوسازی شبکه در دامنه سیال (با توجه به تغییر شکلهای بسیار بزرگ شبکه حین حل) و نیز دشواریهای تحلیل تماسی غیرخطی در دامنه جامد مربوط می‌شود. در حوزه تصویربرداری سونوگرافی نیز با التفات به امکانات موجود، مشکلات معتدبایی وجود دارد. به‌عنوان مثال، امکان اندازه‌گیری سرعت ادرار درون مجرای میزنای چه در شرایط انتقال بولاس ایزوله ادرار (به علت عدم حساسیت کافی دستگاه‌های سونوگرافی به قطر کم مجرا در این شرایط) و چه در شرایطی که سازوکار دودی‌شکل در میزنای حضور ندارد (به‌علت سرعت کم ادرار در این حالت که در محدوده دقت اندازه‌گیری دستگاه‌های سونوگرافی قرار ندارد)، موجود نیست.

در راستای انجام تحقیقات آتی در این زمینه، مدل محاسباتی معرفی شده، برای مطالعه تأثیرات سیالات غیرنیوتنی بر راندمان سازوکار دودی‌شکل نیز می‌تواند استفاده شود. این تأثیرات، توسط تران و همکاران [۱۹] با استفاده از روش مرزهای شناور^{۶۰} گزارش شد. در نهایت، امید می‌رود که با پیشرفت در دو حوزه روشهای محاسباتی و تصویربرداری دینامیکی از سیستم دفع ادرار^{۶۱}، بتوانیم با استفاده از تصاویر سه بعدی پزشکی (CT و MRI) هم به‌عنوان ورودیهای مسئله عددی و هم در ارزیابی نتایج آن، از ماهیت پیچیده و حیاتی سازوکار دودی‌شکل در میزنای با دقت بیشتری پرده‌برداری نماییم.

۵- نتیجه‌گیری

در مطالعه حاضر، جریان ادرار در میرنای و مثانه به دو روش شبیه‌سازی عددی (با استفاده از تحلیل برهمکنش سیال و جامد) و بالینی (از طریق آزمایشهای سونوگرافی) مورد ارزیابی قرار گرفته است. مزیت آمیختن علوم زیستی و محاسباتی این است که بین دقت علمی و قابلیت حل ریاضی این پدیده‌ها توافقی حاصل می‌شود. این مسئله از اهمیت ویژه‌ای در علوم زیست‌شناسی و پزشکی برخوردار است، جایی که فرایندها از

با جریان دودی‌شکل) در حدود ۲ ml/min به‌دست می‌آید. با این حال، وی گزارش کرد که مقادیر دبی و فشار ادرار زیاد نیز در بعضی شرایط فیزیولوژیکی خاص در میزنای محتمل است که به‌ندرت و در بازه‌های زمانی کوتاهی مشاهده شده است. با بررسی همزمان روند بازگشت ادرار، شکل (۱۰-الف) و (۱۰-ب) و پروفیل فشار مجرا حین انتشار موج به‌سمت مثانه، شکل (۶) علت افزایش اولیه و کاهش رفلاکس در زمانهای بعدی مشاهده می‌شود. به این صورت که با شروع حرکت موج از نواحی ابتدایی میزنای، به‌تدریج در پشت بولاس متحرک میزان فشار ادرار افزایش می‌یابد که بر میزان فشار ورودی مجرا غلبه دارد. در نتیجه، رفلاکس آغاز می‌شود و مادامی که این فشار روند افزایشی دارد، مقدار رفلاکس افزایش می‌یابد. با دور شدن موج از ورودی و کم شدن اثر اینرسی اولیه سیال که عامل اصلی ایجاد رفلاکس است، از میزان بازگشت ادرار کاسته می‌شود.

یافته‌های ماهونی و همکاران [۳۰] نشان داده است که بازگشت ادرار از محل لگنچه‌های کلیوی (در ابتدای میزنای) به داخل کلیه، عامل اصلی ایجاد زخم کلیه^{۵۳} است. البته در شرایط سازوکار طبیعی این عضو سیستم دفع ادرار و به‌علت وجود دریچه UPJ^۴، این پدیده ایجاد نمی‌شود. این دریچه از بافتهای ماهیچه‌ای با برآمدگی ساده^{۵۵} تشکیل شده است که به‌دلیل تحذب^{۵۶} سطح و بازشدگی درزگونه^{۵۷} شان، مانع نفوذ ادرار بازپس زده شده به‌داخل کلیه می‌شوند. مع الوصف، در این تحقیق با در نظر نگرفتن کارکرد فیزیولوژیکی این دریچه که در نوزادان و افراد دارای نقص مادرزادی (که بافت عضلانی در محل اتصال کلیه به میزنای دارای سطح صاف^{۵۸} یا مقعر^{۵۹} است)، اختلال شایعی است [۳۰]؛ اهمیت کارکرد این دریچه با داده‌های کمی وابسته به زمان از دبی ادرار بازگشتی، به‌روشنی نشان داده شده است.

شایان ذکر است با این حال که این تحقیق برای نخستین بار دو راهکار مدل‌سازی محاسباتی (FSI) و اندازه‌گیری بالینی (سونوگرافی) را در دستگاه دفع ادرار فوقانی با همدیگر مقایسه می‌کند؛ شامل محدودیتهایی نیز می‌شود. از آن جمله می‌توان به

بیشتری پس زده می‌شود، به‌طور کمی تبیین شد. حل عددی نشان داد که سرعت بیشینه جت ادرار خروجی از میزنای در ۱mm داخل مثانه (محل اندازه‌گیری بالینی)، ۳۵٪ کاهش یافت.

۶- قدردانی

نویسندگان مقاله، مراتب تشکر و امتنان خود را از آقای دکتر مهیار غفوری (دانشیار گروه رادیولوژی دانشگاه علوم پزشکی ایران) و آقای دکتر آیدین تقی‌لو (دستیار تخصصی رادیولوژی) که انجام آزمایشات بالینی و تهیه تصاویر و ویدیوهای سونوگرافی در بخش رادیولوژی بیمارستان رسول اکرم را برعهده داشتند، ابراز می‌دارند.

مقیاسهای زمانی و ابعادی مختلفی تشکیل شده‌اند و تعاملات ذاتی پیچیده آنها برای عملکرد سازوکارهای زیستی ضروری است. امروزه، نیاز به همکاری قوی بین زیست‌شناسان کمی و دانشمندان علوم کاربردی و مهندسان، بدیهی شده است. مدل‌سازی و شبیه‌سازی، فضای خوبی را برای این همکاری مهیا ساخته است و ابزاری قوی در فهم سازوکارهای زیستی و رفتارشان فراهم می‌کند.

نتایج به‌دست آمده از این تحقیق بر نقش انکارناپذیر تحلیل برهمکنش سیال و جامد در درک بهتر سازوکار دودی‌شکل در میزنای دلالت دارد. با بررسی تغییرات دینامیکی میزان بازگشت ادرار از میزنای به کلیه، اهمیت کارکرد فیزیولوژیک دریچه UPJ، به‌ویژه در ابتدای سازوکار دودی‌شکل که مقدار ادرار

واژه نامه

- | | | |
|---------------------------|--|-------------------------------|
| 1. cell to cell | 22. dirichlet–neumann | 43. wall filter |
| 2. pace maker | 23. smooth | 44. transverse plane |
| 3. reflux | 24. constraint function | 45. trigone |
| 4. isolated urine bolus | 25. segment method | 46. smooth triangular region |
| 5. boluses in contact | 26. penetration | 47. ureteral orifice |
| 6. leaky-bolus | 27. linear contact segments | 48. internal urethral orifice |
| 7. open-tube flow | 28. nodal coincidence checking | 49. matlab |
| 8. collapsed | 29. adaptive mesh | 50. ureteropelvic reflux |
| 9. morphometric | 30. freeform meshing | 51. ureterovesical reflux |
| 10. luminal | 31. convective velocity | 52. intrinsic upper limit |
| 11. arruda-boyce | 32. relative velocity | 53. renal scar formation |
| 12. non-gaussian | 33. arbitrary- langrangian-eulerian | 54. ureteropelvic junction |
| 13. rubber | 34. sparse matrix solver | 55. simple papillae |
| 14. statistical mechanics | 35. simultaneous solution | 56. convexity |
| 15. chain density | 36. iterated solution | 57. slitlike opening |
| 16. boltzmann's constant | 37. colour doppler ultrasound sonography | 58. flat |
| 17. locking stretch | 38. color doppler sonography | 59. concave |
| 18. slightly compressible | 39. phased-array transducer | 60. immersed boundary method |
| 19. unit tensor | 40. pulse-repetition | 61. dynamic MRU |
| 20. second viscosity | 41. moderate receiver gain | |
| 21. equilibrium | 42. moderate output | |

مراجع

1. Fung, Y. C., "Peristaltic Pumping: a Bioengineering Model, in: Boyarsky, S. Gottschalk, G. W., Tanagho, E. A., et al., eds., *Urodynamics: Hydrodynamics of the Ureter and Renal Pelvis*," New York: Academic press, pp. 189-198, 1971.
2. Griffiths, D. J., Constantinou, E. C., et al., "Dynamics of the Upper Urinary Tract: II. The Effect of Variations of Peristaltic Frequency and Bladder Pressure on Pyeloureteral Pressure/Flow Relations," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 32, No. 7, pp. 823-833, 1987.
3. Bykova, A. A., and Regirer, S. A., "Mathematical models in Urinary System Mechanics," Review Article, *J. Fluid Mech.*, Vol. 40, No. 1, pp. 221-226, 2005.

4. Uehara, Y., and Burnstock, G., "Demonstration of Gap Junctions Between Smooth Muscle Cells," *J. Cell Biol.*, Vol. 44, pp. 215-217, 1970.
5. Eccles, M. R., "The Role of PAX2 in Normal and Abnormal Development of the Urinary Tract," *Pediatr. Nephrol.*, Vol. 12, pp. 712-720, 1998.
6. Bykova, A. A., Regirer, S. A., "Simple Model of Peristalsis in a Myogenically-Active Tube," *Euromech. Colloquium*, Vol. 389, Book of abstracts, Graz, pp. 68-69, 1999.
7. Ohlson, L., "Morphological Dynamics of Ureteral Transport I. Shape and Volume of Constituent Urine Fractions," *Am. J. Physiol.*, Vol. 256, pp. R19-R28, 1989.
8. Ohlson, L., "Morphological Dynamics of Ureteral Transport II. Peristaltic Patterns in Relation to Flow Rate," *Am. J. Physiol.*, Vol. 256, pp. R19-R28, 1989.
9. Griffiths, D. J., "Dynamics of the Upper Urinary Tract: I. Peristaltic Flow Through a Distensible Tube of Limited Length," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 32, No. 7, pp. 813-822, 1987.
10. Griffiths, D. J., "Flow of Urine Through the Ureter: a Collapsible, Muscular Tube Undergoing Peristalsis," *the ASME J. Biomech. Eng.*, Vol. 111, pp. 206-211, 1989.
11. Vahidi, B., and Fatourae, N., "Mathematical Modeling of the Ureteral Peristaltic Flow with Fluid Structure Interaction," *J. Biomech.*, Vol. 40, p. S223, 2007.
۱۲. وحیدی، ب.، فتورائی، ن. و ایمان پرست، ع.، تحلیل عددی پارامترهای مؤثر بر جریان در یک مدل کامل میزبای با حرکت دودی شکل، *مجله مهندسی پزشکی زیستی*، دوره (۱)۲، صفحات ۲۹-۳۸، ۱۳۸۷.
۱۳. وحیدی، ب. و فتورائی، ن.، ارائه یک مدل مکانیکی برای تحریک پرستالتیک میزبای در انتقال ادرار از کلیه به مثانه، *مجله استقلال (روشهای عددی در مهندسی)*، دوره (۲)۲۸، صفحات ۱-۱۴، ۱۳۸۸.
14. Vahidi, B., Fatourae, N., Imanparast, and A., Nasiraei-and Moghaddam, A., "A Mathematical Simulation of the Ureter: Effects of the Model Parameters on Ureteral Pressure/Flow Relations," *the ASME J., Biomech. Eng.*, Vol. 133, No. 3, p. 031004, 2011.
15. Woodburne, R. T., and Lapides, J., "The Ureteral Lumen During Peristalsis," *Am. J. Anat.*, Vol. 133, No. 3, pp. 255-258, 1972.
16. Jiménez-Lozano, J., "Peristaltic Flow with Application to Ureteral Biomechanics," PhD. *Thesis in Mechanical Engineering*, Notre Dame University, Indiana, USA, 2009.
17. Marieb, E. N., Mallatt, J., and Wilhelm, P. B., *Human Anatomy*, (5th ed.), Pearson International, chapter 23, p. 700, 2007.
18. Walker, S. W., and Shelley, M. J., "Shape Optimization of Peristaltic Pumping," *J. Comput. Phys.*, Vol. 229, PP. 1260-1291, 2010 Vol.
19. Teran, J., Fauci, and L., Shelley, M. J., "Peristaltic Pumping and Irreversibility of a Stokesian Viscoelastic Fluid," *Phys. Fluids.*, Vol. 20, PP. 073101-1 - 073101-11, 2008.
20. Yin, F. C. P., and Fung, Y. C., "Mechanical Properties of Isolated Mammalian Ureteral Segments," *Am. J. Physiol.*, Vol. 221, No. 5, pp. 1484-1493, 1971.
21. Arruda, E. M., and Boyce, M., "A Three-Dimensional Constitutive Model for the Large Stretch. Behavior of Rubber Elastic Materials," *J. Mech. Phys. Solids*, Vol. 41, No. 2, pp. 389-412, 1993.
22. Zheng, H., "On the Predictive Capability and Stability of Rubber Material Models," Master of Science Thesis in Computation for Design and Optimization, Massachusetts Institute of Technology, 2008.
23. Bathe, K. J., *Finite Element Procedure*, Prentice Hall, 1996.
24. Arruda, E., and Boyce, M., "Constitutive Models of Rubber Elasticity: a Review," *Rubber chemistry and Technology*, Vol. 73, pp. 504-523, 2000
25. Treloar, L. R. G., "The Physics of Rubber Elasticity," Oxford University Press, 1975.
26. Ogden, R. W., *Non-linear Elastic Deformations*, Ellis Horwood Limited, 1984.
27. Bathe, K. J., ed., "Theory and Modeling Guide," Vol. I: ADINA, ADINA R & D, Inc., Watertown. 2008.
28. Bathe, K. J., and Zhang H., "A Mesh Adaptivity Procedure for CFD and Fluid-Structure Interactions," *Comput. Struct*, Vol. 87, pp. 604-617, 2009.
29. Weinberg, S. L., and Labay, P., "Ureteral Function. IV. The Urometrogram at Increased Urine Output," *Investig Urol (Berl)*, Vol. 14, pp. 307-311, 1977.
30. Mahoney, Z. X., Sammut, B., Xavier, R. J., et al., "Discs-large Homolog 1 Regulates Smooth Muscle Orientation in the Mouse Ureter," *PANS*, Vol. 103, No. 52, pp. 19872-19877, 2006.