

تحلیل غیرخطی انتقال دودی شکل توده ادار از لگنچه‌های کلیوی به مثانه به روش محاسباتی برهم‌کنش سیال و جامد

*^۱ بهمن وحیدی، ^۲ ناصر فتورائی

۱- دانشجوی دکترای مهندسی پژوهشی، بیومکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)

۲- دانشیار گروه بیومکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)

نیز، صندوق پستی ۱۵۹۱۴ تهران، Nasser@aut.ac.ir

چکیده- چگونگی تشکیل و دفع ادرار از دیرباز جزو مسائل پیچیده مورد توجه در علم بیومکانیک بوده و تاکنون سازوکاری که ادرار را از کلیه به مثانه انتقال می‌دهد، به طور کامل شناخته نشده است. شناخت سازوکار دودی شکل در میزنانی می‌تواند نقش مهمی در درک بهتر عملکرد و نیز ناهنجاری‌های این عضو از سیستم دفع ادرار داشته باشد و راهکارهایی را برای برطرف کردن آنها ارائه کند؛ از جمله طراحی ابزارهای کمکی جریان در میزنانی مانند دریچه و استنت. در این مقاله، انتقال بولاس ایزوله ادرار در میزنانی با استفاده از نوعی مدل مکانیکی مبتنی بر داده‌های آناتومیکی در حین سازوکار دودی شکل شبیه سازی شد. در این پژوهش توزیع فشار ادرار در میزنانی، تنش برشی در جدار داخلی، تغییر شکل دینامیکی بولاس ادرار در مسیر حرکت آن و اثر اختلاف فشار بین کلیه و مثانه بر میزان بازگشت و کارایی انتقال ادرار در اثر سازوکار دودی شکل مطالعه شد. مدل محاسباتی ارائه شده، در دامنه سیال از ابزار دینامیک سیالات محاسباتی، فرمول بنده لاغرانژی - اویلری دلخواه (ALE)، معادلات تراکم ناپذیر ناویراستوکس و الگوریتم نوسازی شبکه استفاده می‌کند و در دامنه جامد از مدل غیرخطی ارودا - بویس و شرایط تماسی بهره می‌برد. از ویژگی‌های اساسی این مدل در مقایسه با تحقیقات قبلی، اعمال نشدن تغییر مکان از پیش تعیین شده به دیواره و تأثیرپذیری آن از تغییرات فشار دینامیکی داخل مجرأ است. معادلات المان محدود سیال و جامد با استفاده از روش برهم‌کنش سیال و جامد (FSI) و از طریق جفت‌شدن قوی حل شد. یافته‌های این تحلیل نشان داد که نواحی ابتدایی میزنانی در هنگام انتشار موج، نسبت به نواحی دیگر تحت تنش بیشتری است. به علاوه، افزایش فشار مثانه باعث شدت بخشیدن به میزان رفلکس ادرار از میزنانی به کلیه در شرایط اختلال عملکرد دریچه‌ای محل اتصال کلیه به مثانه می‌شود و بیشتر شدن کارایی سازوکار دودی شکل در انتقال بولاس ادرار از میزنانی به مثانه را به همراه دارد.

کلیدواژگان: سازوکار دودی شکل، مدل مادی ارودا - بویس، رفلکس، نوسازی شبکه، برهم‌کنش سیال و جامد.

A Nonlinear Analysis of Urine Bolus Peristaltic Transport from the Renal Pelvis into the Bladder Using Computational Method of Fluid-Structure Interaction

B. Vahidi¹, N. Fatouraee^{2*}

1. Ph.D. Candidate in Biomedical Engineering-, Amirkabir Univ of Tech (Tehran Polytechnic)

2. Associated Professor, Department of Biomechanics, Amirkabir Univ of Tech (Tehran Polytechnic)

*P.O. Box 15914 Nasser@aut.ac.ir

Abstract- Urine production and excretion has been one of the intricate problems investigated in the field of biomechanics. However, the mechanism that transports urine from the kidney into the bladder has not been fully understood. Realization of peristalsis in the ureter may be helpful in better understanding of function and abnormalities of this organ of the urinary system and also aid in the design of flow aided devices such as valves and stents to remove these abnormalities. In this paper, urine isolated bolus transportation in the ureter was simulated using ureteral anatomical data during peristalsis. Urine pressure distribution in the ureter, shear stress of ureteral inner wall, bolus dynamic deformations during its propagation and the effect of pressure difference between the kidney and the bladder on the quantity of reflux and efficiency of urine transportation as a result of peristalsis, were investigated. A computational model was presented that used the tools of computational fluid dynamics, Arbitrary Lagrangian-Eulerian formulation, incompressible Navier-Stokes equations and adaptive mesh algorithm in the fluid domain. In the structure domain, it utilized Arruda-Boyce non-linear model and contact condition. The major benefits of this model comparing to previous studies were that the ureteral wall displacements were not pre-determined during peristalsis and luminal pressure variations influenced on it. Finite element equations of fluid and structure were solved using fluid-structure interaction method (FSI) and direct coupling. Results of this research showed that the proximal portions of ureter were under higher magnitudes of shear stress. Moreover, increase of the bladder pressure magnified the quantity of ureteropelvic reflux in the case of dysfunction of ureteropelvic junction, and resulted in a higher peristaltic efficiency transporting ureteral bolus into the bladder.

Key words: peristalsis, Arruda – Boyce material model, reflux, mesh adaptivity, fluid-structure interaction

تحقیقات گسترده در این زمینه، سازوکار پدیده

دودی شکل در میزانی به طور کامل شناخته نشده است. در میزانی سالم، حرکت دودی شکل یک تا پنج بار در دقیقه انجام می شود. زمانی که انقباض دودی شکل در میزانی وجود ندارد (در بازه های زمانی بین دو تحريك توسط انقباض ساز^۱، میزانی به صورت مجرایی غیرفعال عمل می کند که در آن جریان ادرار به صورت پایا وجود

۱- مقدمه

حرکت دودی شکل بر اثر انقباض بی دربی در طول مجاری عضلانی ایجاد می شود. این نوع حرکت، عامل بسیاری از سازوکارهای حیاتی در بدن انسان است که انتقال سیالات زیستی را انجام می دهد. سازوکار دودی شکل میزانی، انتقال ادرار از کلیه به مثانه را تسهیل می کند و در تحقیقات در زمینه حرکت دودی شکل، یکی از موضوعات مهم بوده است [۱] تا [۳]. با وجود این و با توجه به

1. Pace Maker

دیگر اعضای زنده [۲۸] و [۲۹] متتمرکز بوده است. به دلیل پیچیدگی انتقال ادرار در میزنای، شبیه‌سازی ریاضی جریان به شرایط هندسی ساده و دو بعدی محدود بوده است [۳۰] تا [۳۲].

کارکرد فیزیولوژیک میزنای که نرخ انقباض ماهیچه صاف را در بر می‌گیرد، بسیار پیچیده بوده و لذا ماهیچه صاف میزنای تاکنون به طور دقیق مدل‌سازی نشده است [۳۴]. سه عامل تأثیرگذار در نرخ انقباض ماهیچه صاف عبارتند از: ۱) نیرویی که باعث انقباض ماهیچه‌ای می‌شود که بیشتر، از نیروهای هیدرودینامیکی (لزج) تشکیل می‌شود که برای به حرکت در آوردن ادرار مورد نیاز است؛ ۲) هندسه متغیر با زمان میزنای و ۳) شرایط تحريكی میزنای.

گرفیتیز [۳۵] حل عددی جریان دودی‌شکل در لوله‌ای با طول محدود را ارائه کرد و نشان داد که در جریان با توده‌های مجزا^۳، رابطه فشار/جریان به وسیله ویژگی‌های فعال و غیرفعال لوله‌ای که سازوکار دودی‌شکل در آن ایجاد می‌شود، تعیین شده و به شرایط بارگذاری در خروجی وابسته نیست. دینامیک مجاری فوقانی سیستم دفع ادرار و تأثیر فشارهای مختلف مثانه بر روابط فشار/جریان کلیه و مثانه نیز به وسیله محققان بررسی شده است [۵]، [۱۶]، [۱۷] و [۱۸]. اما هیچیکی از این تحقیقات، ویژگی‌های مکانیکی واقعی دیواره میزنای را در مدل مناسبی که سازوکار دودی‌شکل در میزنای را نزدیک به طبیعت واقعی آن شبیه‌سازی کند، در نظر نگرفته‌اند. از آن جا که ویژگی‌های مکانیکی دیواره میزنای، تعیین کننده تغییر شکل‌های قابل توجه میزنای در بر اثر سازوکار دودی‌شکل است، نقش انکار ناپذیری در انتقال ادرار از کلیه به مثانه دارد. تغییر شکل‌های دیواره از طریق تحريكی دیواره و نیروهای سیال ایجاد می‌شود و بنابراین برای بررسی آن، به تحلیل برهم‌کنش سیال و جامد نیاز است.

دارد [۵]. انتقال ادرار در میزنای، فقط بر اثر حرکت دودی‌شکل صورت نمی‌گیرد بلکه به اختلاف فشار بین لگنچه‌های کلیوی و مثانه نیز بستگی دارد [۴]. بازگشت ادرار از مثانه به میزنای و احتمالاً به کلیه‌ها، رفلاکس^۱ نامیده می‌شود. در موارد شدید این عارضه، رفلاکس می‌تواند باعث انتقال مواد سمی و باکتری‌ها از مثانه به کلیه و ایجاد عفونت و اختلال در عملکرد کلیه شود [۴]. که در این صورت به دیالیز یا پیوند کلیه نیاز است [۶]. تاکنون تحقیقات گسترده‌ای برای شناخت سازوکار انتقال ادرار میزنای و شرایطی که در آن رفلاکس روی می‌دهد، انجام شده، اما عوامل مکانیکی تأثیرگذار در انتقال ادرار تاکنون به درستی شناخته نشده و سؤال‌های متعددی بی‌پاسخ باقی مانده است؛ مانند تأثیر ارتگاعی بودن دیواره و اختلاف فشار بین ورودی و خروجی بر بازدهی انتقال دودی‌شکل ادرار در میزنای. تحلیل کمی جریان ادرار در میزنای می‌تواند به افزایش درک ما از کارکرد این عضو منجر شود و نیز در طراحی ابزارهای کمک جریان مانند دریچه‌ها و استنت برای پیشگیری از رفلاکس مؤثر باشد.

مطالعات آزمایشگاهی کمی در حوزه زیست‌شناسی و پژوهشی تاکنون به موارد زیر محدود بوده است: ۱) حجم ادرار جابه‌جا شونده، ۲) نرخ انتشار موج دودی‌شکل [۷] و ۳) ریخت‌سنجدی میزنای [۸]. مطالعات کیفی در این حوزه به موارد زیر پرداخته‌اند: ۱) تغییرات سطح مقطع داخلی میزنای^۲ در هنگام عبور موج دودی‌شکل [۹]، ۲) واکنش بافت ماهیچه‌ای میزنای به محركهای دارویی و عصبی [۱۰] تا [۱۴] و ۳) الگوهای مختلف جریان ایجاد شده در میزنای [۱۵] تا [۱۷] که بر روی گونه‌های متنوعی از پستانداران انجام شده است. مطالعات در حوزه بیومکانیک بر به‌دست آوردن ویژگی‌های مکانیکی میزنای [۱۸] تا [۲۲] و تحلیل ریاضی جریان دودی‌شکل در سیستم‌های گوارش [۲۳] و دفع ادرار [۴] و [۵] تا [۲۷] و

1. Reflux
2. Ureteral Lumen

$$\rho^f \frac{\partial u^f}{\partial t} + \rho^f u^f \cdot \nabla u^f = \nabla \cdot \sigma^f + \rho^f f^f \text{ in } \Omega^f \quad (1)$$

$$\nabla \cdot u^f = 0 \quad \text{in } \Omega^f \quad (2)$$

$$\sigma^f = 2\eta D(u^f) - p^f I \quad \text{in } \Omega^f \quad (3)$$

معادلات (۴) تا (۶) معادلات بخش جامد هستند:

$$\rho^s \frac{du^s}{dt} = \nabla \cdot \sigma^s + \rho^s f^s \quad \text{in } \Omega^s \quad (4)$$

$$\det(F) = 1 \quad \text{in } \Omega^s \quad (5)$$

$$\sigma^s = G(F, F^T, I) - p^s I \quad \text{in } \Omega^s \quad (6)$$

باید توجه شود که این معادلات بدون توجه به روش‌های حل می‌تواند برای بررسی برهم‌کنش سیال و جامد به کار رود. در این معادلات، u بردار سرعت، σ تانسور تنش کوشی، f نیروی حجمی، ∇ عملگر گرادیان، p فشار، I تانسور واحد، G مدول برشی جامد، ρ دانسیته، η لزجت و t زمان است. تانسور تغییر شکل برای جامد به صورت $F = (\nabla_n x^s)^T$ در فرمول‌بندی لاگرانژی تعریف می‌شود. با تعریف تانسور نرخ تغییر شکل $(\dot{F})^T = \frac{1}{2}(\nabla u^f + (\nabla u^f)^T)$ ، سیال به صورت نیوتونی رفتار می‌کند. همان‌طور که دیده می‌شود، برخلاف جامد، سیال در فرمول‌بندی اوبلری تعریف می‌شود. برای حل مسائلی که اثر برهم‌کنش سیال و جامد در آنها در نظر گرفته می‌شود، باید شرط‌های سازگاری سینماتیکی و دینامیکی در مرز سیال و جامد ارضا شوند. سازگاری سینماتیکی بیان‌کننده شرط عدم لغزش در دیواره است که به صورت زیر است:

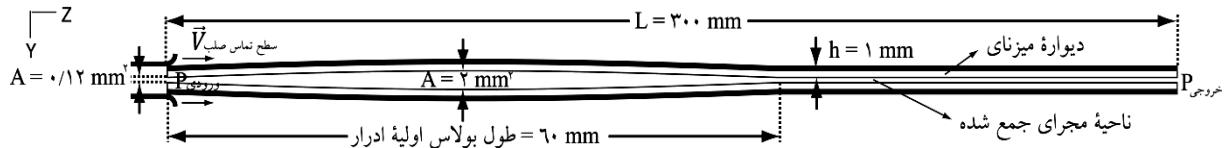
- 6. Cauchy Stress Tensor
- 7. Volumetric Forces
- 8. Gradient Operator
- 9. Unit Tensor
- 10. Solid Shear Modulus
- 11. Density
- 12. Viscosity

وحیدی و فتورائی [۳۳] مدلی دو بعدی را برای جریان ادرار در میزنای ارائه کردند که در آن فرض شده که دیواره‌ای انعطاف‌پذیر در راستای طولی بین دو صفحهٔ صلب حرکت می‌کند. مهمترین محدودیت این تحقیق نادیده گرفتن تحریک گره به گره دیواره میزنای در طی حرکت دودی‌شکل است که در شرایط فیزیولوژیکی اتفاق می‌افتد. پس از آن، وحیدی و همکاران [۳۶] تا [۳۸] مدل‌هایی متقاضی محوری را با استفاده از داده‌های واقعی میزنای ارائه کردند که در آن، این محدودیت را بر طرف ساخته و تأثیر پارامترهای مکانیکی مختلف را بر توزیع جریان در میزنای و تنفس در جدار داخلی آن بررسی کردند. این تحلیل‌ها محدود به مدل‌های الاستیک خطی برای دیواره و رژیم جریان لوله باز^۱ بوده است. در تحلیل حاضر، این محدودیت‌ها بر طرف شده؛ بدین معنا که با استفاده از داده‌های آزمایشگاهی، ویژگی‌های مکانیکی دیواره میزنای با استفاده از نوعی مدل غیرخطی به‌طور نسبتاً دقیقی در نظر گرفته و عبور بولاس^۲ ادراری در یک مجرای تقریباً جمع شده^۳ با استفاده از اندازه‌های دقیقی که از مطالعات ریخت‌سنگی^۴ و آناتومیکی میزنای [۱۲] به دست آمده، شبیه‌سازی شده است.

۲- خواص مواد و تنفسی‌های حاکم

در این تحقیق از روش برهم‌کنش سیال و جامد استفاده شد. شکل قوی معادلات حاکم برای این‌گونه مسائل در اینجا ارائه می‌شود. بقای اندازه حرکت در میدان سیال (Ω^f) و میدان جامد (Ω^s) ارائه و تراکم‌ناپذیری هر دو میدان توسط قید پیوستگی در سیال و قید حجمی در جامد فراهم می‌شود. f و s به ترتیب نشان‌دهنده سیال و جامد است. معادلات (۱) تا (۳) معادلات بخش سیال هستند:

- 1. Open-Tube Flow
- 2. Bolus
- 3. Collapsed
- 4. Morphometric
- 5. Fluid-Structure Interaction



شکل ۱ هندسه مدل المان محدود تماسی. ابعاد بولاس اولیه بر اساس داده‌های گزارش شده وودبرن و لایپدیس [۱۲] فرض شده است. در این شکل، مساحت‌های لومن میزنای در محل مقطع جمع شده (در ابتدای بولاس) و قله بولاس دوکی شکل مشخص شده است. فشار ورودی (کلیه)، برابر ۱۰۰ و خروجی (مثانه)، برابر ۶۰، ۵۰، ۴۰، ۰، -۴۰، -۵۰ و ۶۰ پاسکال فرض شد.

$$w_{ach} = \frac{NK\theta}{\gamma} \left[\beta_{chain} \lambda_{chain} + \sqrt{n} \ln \left(\frac{\beta_{chain}}{\sinh \beta_{chain}} \right) \right] \quad (9)$$

$$u^s - u^f = 0 \quad \text{on } \partial\Omega^s$$

شرط سازگاری دینامیکی به صورت زیر بیان می‌شود:

که در آن:

$$\lambda_{chain} = \left(\frac{1}{\gamma} I_1 \right)^{\frac{1}{\gamma}} \quad (10)$$

$$\sigma^s \cdot n + \sigma^f \cdot n = 0 \quad \text{on } \partial\Omega^s$$

$$\beta_{chain} = L^{-1} \left(\frac{\lambda_{chain}}{\sqrt{n}} \right) \quad (11)$$

برای اعمال رابطه فوق در تحلیل عددی، تابع چگالی انرژی کرنشی بالا (معادله ۹) به صورت زیر به شکل نمایی تبدیل می‌شود:

$$w_{ach} = \mu \sum_{i=1}^n \left[\frac{C_i}{\lambda_m^{ri-\gamma}} (I_1^i - 1) \right] \quad (12)$$

تقریب مرتبه پنجم این عبارت که دقیق مناسبی دارد، به صورت زیر است:

$$w_{ach} = \mu \sum_{i=1}^5 \left[\frac{C_i}{\lambda_m^{ri-\gamma}} (I_1^i - 1) \right] \quad (13)$$

$$= 0.00269, C_3 = 0.1047, C_2 = 0.05, C_1 = 0.05 \\ .C_5 = 0.00077, C_4$$

n بردار عمود بر مرز سیال و جامد است. این شرط، بیان کننده تعادل نیروها در مرز جامد و سیال است.

۱-۲- مدل دیواره

هندسه مدل در شکل (۱) نشان داده شده است. سطح تماس صلب برای ایجاد موج تحریک دیواره با سرعت ۲ cm/s در طول حرکت می‌کند. برای مدل‌سازی دیواره میزنای، از مدل غیرخطی ابرالاستیک^۱ ارودا - بویس^۲ استفاده شده و داده‌های آزمایشگاهی یین و فانگ حاصل از آزمون کشش ساده^۳ دیواره میزنای [۲۲] با این مدل - همان‌گونه که در شکل (۲) نشان داده شده - تطبیق داده شده است. تابع چگالی انرژی کرنشی W ماده ارودابویس با استفاده از مکانیک آماری به صورت زیر نوشته می‌شود:

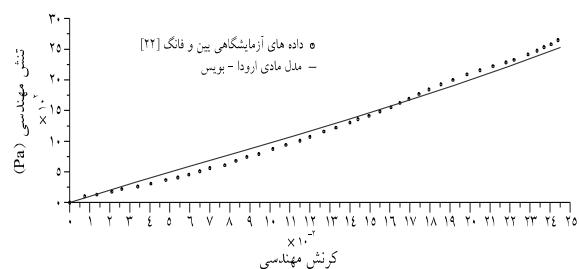
1. Hyperelastic
2. Arruda-Boyce
- 3

ثابت فیزیولوژیک میزنای (۱ تا ۶ میلی‌متر جیوه) [۳۰] است.

۳- روش حل عددی

حل تحلیلی قانون دوم نیوتون برای سیالات بسیار پیچیده است؛ لذا از روش‌های عددی برای حل این معادلات استفاده می‌شود. برای حل، معادلات اندازه حرکت سیال به‌شکل مشتقات جزئی از طریق فرایند گسته‌سازی المان محدود به معادلات جبری قابل حل تبدیل و دستگاه معادلات حاصل از روش ماتریسی تنک^۲ حل می‌شود. این روش، ساختار ماتریس حل را بهینه می‌کند به‌طوری‌که ستون‌های فعال کمتری داشته باشد و از این طریق زمان محاسبه را کاهش می‌دهد. این مدل با استفاده از نرم افزار ADINATM, version 8.5.1, Watertown, MA حل شد. دقت و قابلیت‌های این نرم‌افزار تخصصی در مسائل مختلف برهم‌کنش سیال و جامد بررسی شده است [۳۳] و [۳۶] تا [۳۸]. المان جامد متقارن محوری نه گره‌ای برای گسته‌سازی جامد و ۴۰۰۰ المان سیال متقارن محوری سه گره‌ای برای گسته‌سازی سیال استفاده شد. تعداد المان‌ها، با هدف ارضای شرایط استقلال حل عددی از اندازه شبکه محاسباتی و با افزایش تدریجی تعداد المان‌ها تعیین شده است. مدل شبکه محاسباتی جامد و سیال در شکل (۳) آورده شده است. برای ایجاد تحریک دودی شکل در میزنای، دیواره جامد در تماس با یک سطح صلب^۳ در نظر گرفته شد و پس از چند گام زمانی از تحلیل گذرا و برقراری جریان ادرار از کلیه به مثانه بر اثر اختلاف فشار بین آنها در $t = 1$ ، سطح تماس صلب (با سرعت میانگین فیزیولوژیک حرکت دودی شکل دیواره میزنای یعنی 2 cm/s) در طول دیواره حرکت داده شد.

^۱ مدول برشی اولیه و λ_m کشیدگی قفل شدنی است. آزمایش‌های ارودا و بویس [۳۹] نشان داده که این مدل برای مواد تحت کرنش‌های تا ۳۰٪ مناسب است. به علاوه، مهم‌ترین مزیت این مدل، تطبیق مناسب داده‌ها با منحنی مادی این مدل است؛ حتی در شرایطی که داده‌های آزمایشگاهی محدود باشد [۴۰].



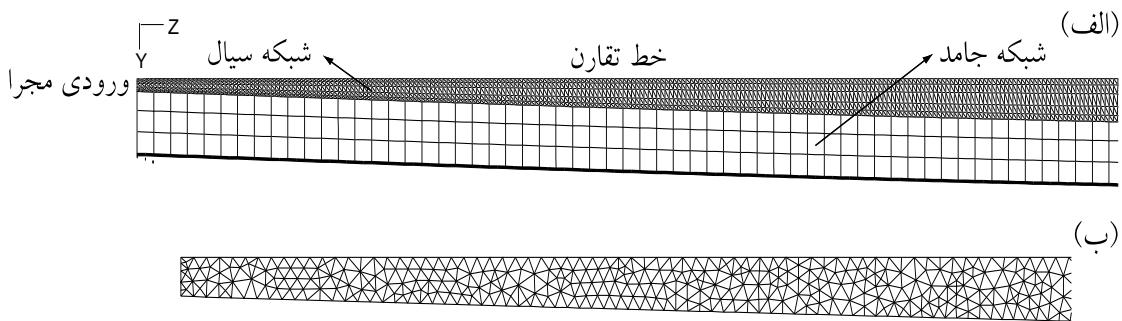
شکل ۲ منحنی تنش - کرنش حاصل از آزمون کشش ساده دیواره میزنای. مدل غیرخطی ارودا - بویس از داده‌های آزمایشگاهی بین و فانگ [۲۲] برآش شده است.

۲-۲- مدل سیال

جریان سیال گذرا در لوله‌ای متقارن محوری با طول محدود در نظر گرفته شده و جریان سیال به صورت لایه‌ای، نیوتونی، لزج و تراکم‌ناپذیر فرض شده است. چگالی (ρ) و لزجت (μ) ادرار به ترتیب برابر 1050 kg/m^3 و $1/3 \text{ cP}$ فرض شده و از معادلات پیوستگی و تراکم‌ناپذیر ناویر- استوکس به عنوان معادلات حاکم بر سیال استفاده شده است. شرط عدم لغزش و عدم نفوذ بین سیال و دیواره در نظر گرفته شده است. هفت مدل عددی با شرایط فشار ورودی (کلیه) برابر ۱۰۰ و خروجی (مثانه) برابر ۶۰، ۵۰، ۴۰، ۳۰، ۲۰ و ۱۰ پاسکال فراهم شده که این اختلاف فشارها در محدوده‌ای نزدیک به سطح فشار

2. Sparse
3. Rigid Contact Surface

1. Locking Stretch



شکل ۳ شبکه المان محدود مدل محاسباتی در ورودی میزبانی؛ (الف) شبکه اولیه سیال و جامد و (ب) شبکه نوسازی شده سیال در لحظه‌ای حین سازوکار دودی شکل که نوسازی شبکه برای اولین بار در مجا را اتفاق می‌افتد. فرایند نوسازی شبکه اعمال شده بر دامنه سیال در مدت حل دینامیکی مسئله، در همگرایی حل عددی، تأثیر بهسزایی دارد.

در تحلیل برهمنش سیال و جامد حاضر، برای جفت کردن کامل متغیرهای حل سیال و جامد از روش جفت‌شده‌گی قوی یا مستقیم^۳ استفاده شده است. این روش را حل همزمان^۴ نیز می‌نامند. معادلات سیال و جامد با هم ترکیب و در سیستم واحدی با هم حل می‌شوند. یکی از مزیای اصلی این روش نسبت به روش جفت شدگی ضعیف^۵ آن است که به طور کلی روش سریع‌تری است اگرچه به حافظه بیشتری نیاز دارد.

۱-۳- معادلات المان محدود سیستم جفت شده
اگر بردار جواب^۶ سیستم جفت شده را با $\mathbf{X} = (\mathbf{X}_f, \mathbf{X}_s)$ نشان دهیم که در آن \mathbf{X}_f و \mathbf{X}_s بردارهای جواب سیال و جامد است، داریم:

$$\underline{\mathbf{d}}_s = \underline{\mathbf{d}}_s(\mathbf{X}_s) \quad (14)$$

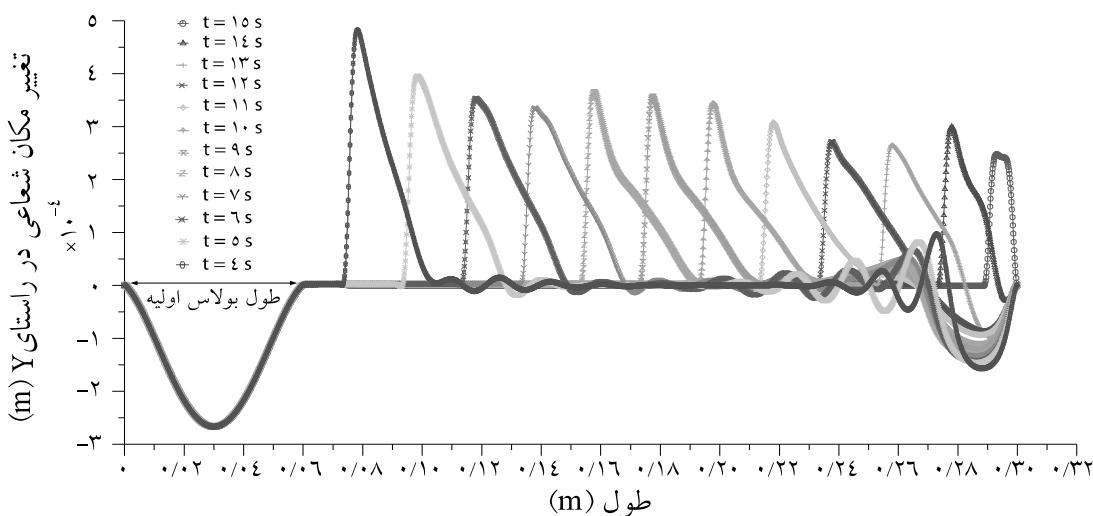
$$\underline{\boldsymbol{\tau}}_f = \underline{\boldsymbol{\tau}}_f(\mathbf{X}_f) \quad (15)$$

که در آن $\underline{\mathbf{d}}_s$ جابه‌جایی جامد و $\underline{\boldsymbol{\tau}}_f$ تنش سیال است.
زیر خط تشن دهنده مرز سیال - جامد است.

وقتی قسمتی از محدوده محاسباتی سیال تغییر شکل می‌دهد، توصیف اویلری سیال دیگر قابل استفاده نیست و باید از مختصات لاگرانژی استفاده شود؛ لذا برای غیر قابل حرکت کردن محدوده محاسباتی سیال و بررسی تغییر مکان‌های بزرگ جامد، از فرمول‌بندی لاگرانژی-اویلری دلخواه (ALE) استفاده شد. ویژگی اصلی این روش آن است که به شبکه المان محدود اطراف جسم جامد اجازه می‌دهد که تغییر مکان‌ها یا تغییر شکل‌های بزرگی را تجربه کند. حرکت شبکه به گونه‌ای طراحی می‌شود که مرز بین سیال و جامد با جامد حرکت کند و نظم شبکه سیال همواره حفظ شود؛ فرمول‌بندی لاگرانژی معمولاً برای قسمت جامد استفاده می‌شود. روش ALE به‌وضوح، جفت‌شوندگی قوی بین سیال و جامد را با به اشتراک گذاشتن گره‌ها در مرز جامد فراهم می‌سازد. با وجود این، مسئله ما به‌دلیل تغییر شکل زیاد و مداوم در حوزه سیال در هنگام سازوکار دودی شکل، بدون استفاده از الگوریتم نوسازی شبکه^۷ حل شدنی نیست. این فرایند مبتنی بر استفاده از شبکه‌بندی آزاد^۸ در دامنه سیال بوده و در جریان‌های دو بعدی و متقاضان محوری با استفاده از المان‌های مثلثی سه گره‌ای کاربرد دارد. برای دیدن جزئیات بیشتر، بته [۴۱] را ببینید.

3. Direct
4. Simultaneous
5. Iterative
6. Solution Vector

1. Mesh Adaptivity
2. Free-Form Meshing



شکل ۴ نمودار تغییر مکان شعاعی بولاس ادرار در طی حرکت دودی شکل. تغییر شکل دینامیکی بولاس ادرار که تعیین کننده حجم ادرار جایه‌جا شونده است، در این نمودار نشان داده شده است. طول اولیه بولاس در اولین منحنی سمت چپ، مقدار اولیه و ورودی مسئله است. در ورودی و خروجی این مدل، بهترتیب فشارهای ۱۰۰ Pa و ۰ اعمال شد.

سرعت/جایه‌جایی و ضریب آسودگی نیرو و جایه‌جایی بهترتیب برابر ۱ و ۱/۰ فرض شد. ده گام زمانی برابر ۰/۱ ثانیه برای مرحله قبل از سازوکار دودی شکل (در این مدت، جریان پایا در مجراء بر اثر اختلاف فشار ورودی و خروجی برقرار است). و ۱۵۰۰ گام زمانی برابر ۰/۰ ثانیه برای بازه تحریک دودی شکل دیواره در نظر گرفته شد. زمان حل برای هر یک از هفت مدل، بر روی یک رایانه سرور با پردازنگر Intel Xeon (TM) ۶۴ بیتی ۳ GHz با حافظه اصلی ۱۶ GB، ده روز به طول انجامید.

۴- نتایج

در این مقاله، مدلی مکانیکی ارائه شده که در مقایسه با تحقیقات قبلی [۳۳] و [۳۶] تا [۳۸]، سازوکار دودی شکل در میزانی را به شکل واقعی‌تری شبیه‌سازی می‌کند. مزیت‌های عمدۀ این مدل عبارتند از: ۱- بهره‌گیری از داده‌های هندسی کلینیکی میزانی؛ ۲- استفاده از خواص مکانیکی غیرخطی دیواره میزانی به دست آمده از داده‌های آزمایشگاهی و ۳- اعمال نشدن تغییر مکان از پیش تعیین شده به دیواره و تأثیرپذیری آن از تغییر فشار داخل مجراء.

معادلات المان محدود سیستم جفت شده سیال - جامد به صورت زیر بیان می‌شود:

$$F[X] = \begin{pmatrix} F_f[X_f, d_s(X_s)] \\ F_s[X_s, \zeta_f(X_f)] \end{pmatrix} = 0. \quad (16)$$

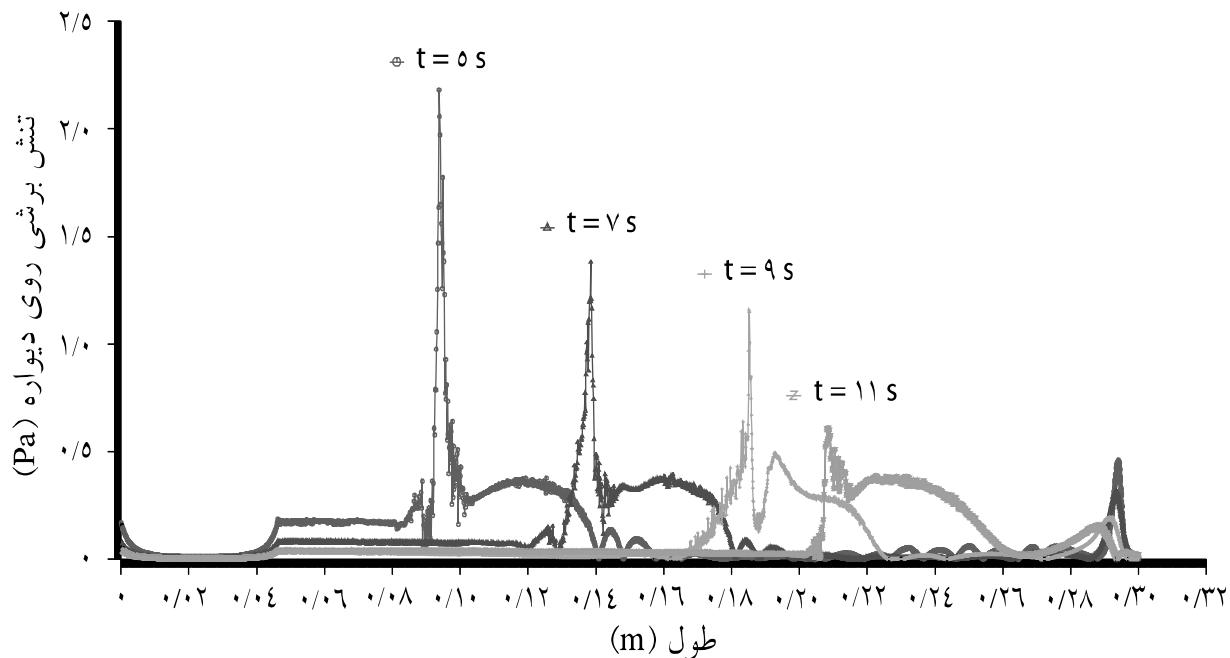
که در آن F_f و F_s بهترتیب، معادلات المان محدود سیال و جامد است. معادلات مجزای سیال و جامد را می‌توان چنین نوشت [۴۲]:

$$F_f[X_f, \cdot] = 0. \quad (17)$$

$$F_s[X_s, \cdot] = 0. \quad (18)$$

معادلات المان محدود برای سیال و جامد با استفاده از روش تکراری نیوتون - رافسون حل شد. در این شبیه‌سازی، تعداد تکرار برای مدل سیال و جامد بهترتیب برابر ۵۰۰ و بیشینه تکرار برای برهمنش سیال و جامد برابر ۸۰۰ فرض شد. پارامترهای کنترل کننده همگرایی سیستم جفت شده عبارتند از: ترانس‌های نیرو، تغییر مکان و ضرایب آسودگی^۱. ترانس‌های نیرو و

1. Relaxation Factor



شکل ۵ تنش برشی روی دیواره میزنای در مدت زمان ایجاد موج دودی شکل. در ورودی و خروجی این مدل، به ترتیب فشارهای 100 Pa و 0 Pa اعمال شد.

ورودی ماجرا با آغاز انتشار موج دودی شکل است. به علاوه، قبل از رسیدن بولاس ادرار به خروجی ماجرا، در انتهای میزنای به دلیل افت فشار محلی، نواحی با جمع شدگی زیاد ایجاد می‌شود که مقادیر منفی تغییر مکان شعاعی دیواره میزنای در نزدیکی انتهای ماجرا در شکل (۴) آن را نشان می‌دهد. این افت فشارها عامل اصلی ایجاد رفلکس مثانه به میزنای است که از ابتدای حرکت دودی شکل دیواره تا رسیدن بولاس ادراری به میانه‌های ماجرا در تمامی مدل‌های عددی مورد بررسی، مشاهده شد و تغییرات کمی آن با زمان در جدول ۱ آورده شده است.

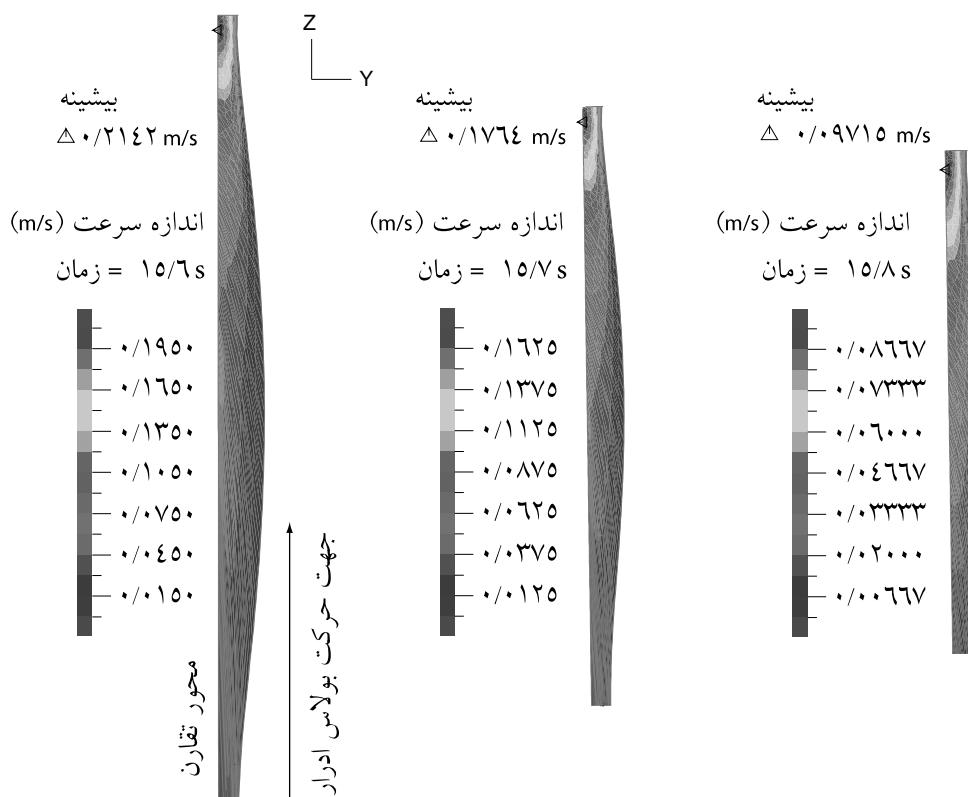
مقادیر تنش برشی روی دیواره میزنای در مدت زمان انتشار موج دودی شکل در شکل (۵) نشان داده شده است. با انتشار موج دودی شکل به سمت مثانه، نواحی پیشانی بولاس در حال حرکت بر روی دیواره دارای بیشینه تنش برشی است و بزرگی این مقادیر با پیشرفت موج در طول میزنای به طور قابل توجهی

۴-۱-۴- تغییر شکل دینامیکی بولاس ادرار و توزیع تنش برشی روی دیواره میزنای در مدت زمان عملکرد سازوکار دودی شکل

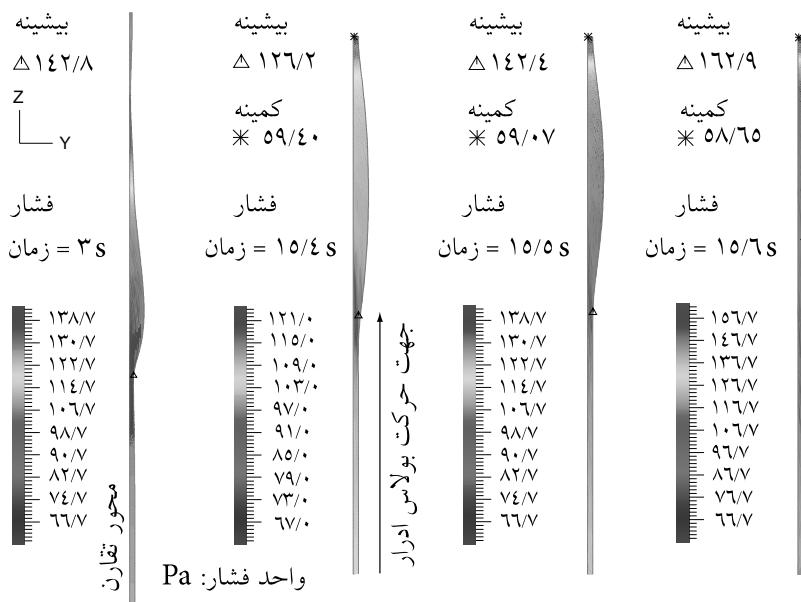
در هنگام پیشرفت سازوکار دودی شکل از لگنچه‌های کلیوی به سمت مثانه، بولاس ادراری با توجه به تغییرات توزیع فشار درون ماجرا تغییر شکل می‌دهد. این تغییرات دینامیکی به‌وضوح، حجم ادرار جابه‌جا شونده در مسیر حرکت بر اثر موج دودی شکل را نشان می‌دهد. نمودار تغییر مکان شعاعی بولاس ادرار در طی حل گذرا در شکل (۴) نشان داده شده است. منحنی‌ها از چپ به راست به ترتیب به زمان‌های ۴ تا ۱۵ ثانیه با فواصل ۱ ثانیه مربوط است. تغییر مکان بولاس مفروض اولیه که نمایانگر میزان جمع شدن این ناحیه است، در اولین منحنی سمت چپ با مقادیر منفی نمایان است. با پیشرفت موج دودی شکل در طول میزنای، از شعاع بولاس در حال حرکت کاسته می‌شود که ناشی از ایجاد رفلکس در

خروجی در ضمن انتشار موج را می‌توان به تغییرات فشار محلی در مجاور نسبت داد که به تغییر مکان شعاعی قابل توجه دیواره در آن محل مطابق شکل (۴) منجر می‌شود. گرادیان فشار محلی در آن ناحیه در مدت عملکرد سازوکار دودی شکل قابل توجه است که به جمع‌شدگی دیواره و ایجاد تنش برشی زیاد در آن نواحی می‌انجامد. البته با رسیدن بولاس ادرار به نزدیکی این ناحیه و در نتیجه، تغییرات توزیع فشار در این نواحی، از شدت این اثر به تدریج کاسته شده و با رسیدن بولاس ادرار به این نواحی، این پدیده به طور کامل از بین می‌رود.

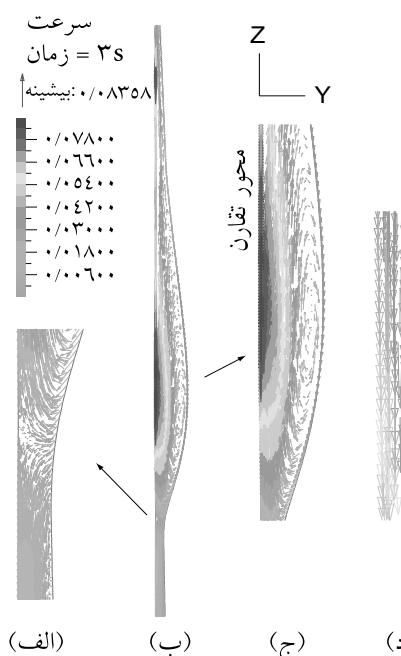
کاهش می‌یابد. از داده‌های تنش برشی میزنای نتیجه می‌شود که نواحی ابتدایی دیواره میزنای در مدت عملکرد سازوکار دودی شکل، تحت تنش بیشتری قرار دارد. به نظر می‌رسد که این اثر، به دلیل شتاب‌گیری ناگهانی ادرار و در نتیجه آغاز انتشار طولی موج ایجاد می‌شود. با کم شدن تدریجی شتاب سیال بر اثر پیشرفت موج، این مقادیر به‌طور محسوسی کاهش می‌یابند. به علاوه، افزایشی در تنش برشی دیواره در نزدیکی خروجی در حین انتشار موج مشاهده می‌شود که با نزدیک شدن بولاس به خروجی، این اثر از بین می‌رود. افزایش تنش برشی روی دیواره در نزدیکی



شکل ۶ اندازه سرعت ادرار در خروجی میزنای در زمان‌های پایانی سازوکار دودی شکل که بولاس ادرار در حال تخلیه به‌مثانه می‌باشد. روند کاهش دبی خروجی با کوچک شدن بولاس ادرار از چپ به راست، قابل استنباط است. در ورودی و خروجی این مدل به ترتیب فشارهای 100 Pa و 0 Pa اعمال شد.

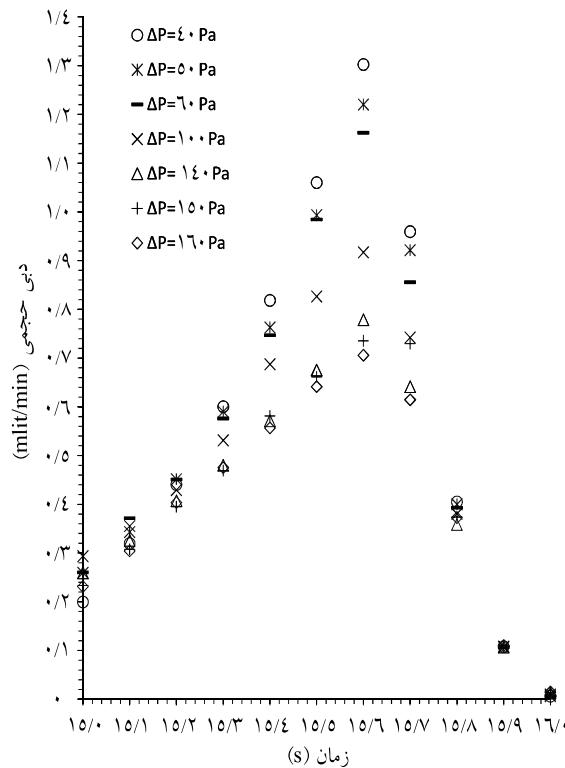


شکل ۷ توزیع فشار در میزنای در مدت عملکرد سازوکار دودی‌شکل. تغییر شکل بولاس ادراری و میزان جمع شدگی مجراء در جلو و پشت بولاس درحال حرکت، متأثر از تغییرات دینامیکی فشار ناحیه باز مجرایی (لومینال) میزنای، در این شکل نمایان است. در ورودی و خروجی این مدل بهترتبیف فشارهای 100 Pa و 60 Pa اعمال شد.



شکل ۸ الگوی برداری سرعت جریان سیال در زمان $t = 3$ ، در ورودی و خروجی این مدل بهترتبیف فشارهای 100 Pa و 60 Pa اعمال شد. الف) بردارهای سرعت ادرار پشت بولاس در حال حرکت. نقاط جدایش جریان بر روی دیواره که رفلکس از آنجا شروع می‌شود، در این شکل نمایان است؛ ب) بردارهای سرعت ادرار در طول معینی در اطراف بولاس در حال حرکت؛ ج) بردارهای سرعت ادرار داخل بولاس. به نواحی جریان چرخشی نزدیک به قله توجه کنید؛ د) بردارهای سرعت ادرار در ورودی که تعیین‌کننده رفلکس است.

دودی شکل دیواره، از سرعت جت ادرار در خروجی میزنای به طور قابل توجهی کاسته می‌شود.



شکل ۹ نمودار دبی حجمی خروجی ادرار از میزنای بر حسب زمان در زمان‌های پایانی عملکرد سازوکار دودی شکل که بولاس ادرار در حال تخلیه به مثانه است. بیشینه دبی خروجی ادرار در زمان $t = 15/6\text{ s}$ ایجاد می‌شود.

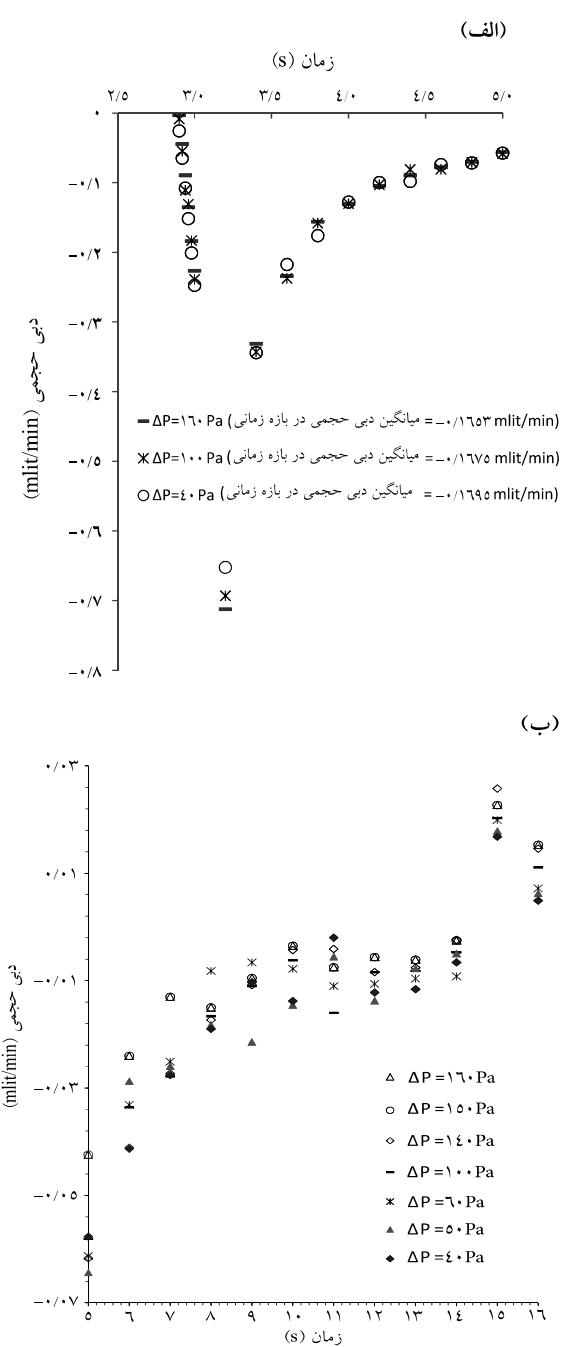
پروفیل توزیع فشار در میزنای در طی سازوکار دودی شکل در شکل (۷) آورده شده است. تغییر شکل بولاس ادراری و میزان جمع شدگی مجرأ در جلو و پشت بولاس در حال حرکت بر اثر تغییرات دینامیکی فشار ناحیه باز مجرایی (لومینال) میزنای، در این شکل نمایان است. بیشینه فشار در مجرأ همواره در پشت بولاس در حال حرکت ایجاد می‌شود و در زمانی که بیشترین سرعت خروجی ادرار اتفاق می‌افتد ($t = 15/6\text{ s}$ ، شکل ۶)، بیشینه فشار در مدت انتشار یک موج دودی شکل در مجرأ نیز مشاهده می‌شود و نیز در این

جدول ۱ دبی ادرار در ورودی و خروجی میزنای در حین پیشروی موج دودی شکل به سمت مثانه در مدل با ورودی و خروجی فشار اعمال شده به ترتیب برابر 100 Pa .

دبی حجمی خروجی (mlit/min)	دبی حجمی ورودی (mlit/min)	زمان
-0/۳۸۵۰	1/۵۳۳۵	$t = 1\text{ s}$
-0/۰۵۷۲	-0/۸۱۸۵	$t = 2\text{ s}$
-0/۱۰۶۳	-0/۲۳۸۹	$t = 3\text{ s}$
-0/۰۰۸۴	-0/۱۳۰	$t = 4\text{ s}$
-0/۰۰۱۲	-0/۰۵۸۱	$t = 5\text{ s}$
-0/۰۰۲۹	-0/۰۳۳۶	$t = 6\text{ s}$
-0/۰۰۵۴	-0/۰۲۷۸	$t = 7\text{ s}$
-0/۰۰۳۱	-0/۰۱۶۶	$t = 8\text{ s}$
-0/۰۰۱۱	-0/۰۱۱۰	$t = 9\text{ s}$
-0/۰۰۳۹	-0/۰۰۶۲	$t = 10\text{ s}$
-0/۱۳۴۷	-0/۰۰۴۷	$t = 14\text{ s}$
-0/۲۹۳۷	-0/۰۲۰۳	$t = 15\text{ s}$
-0/۶۸۷۴	-0/۰۳۰۵	$t = 15/4\text{ s}$
-0/۸۲۶۵	-0/۰۳۰۲	$t = 15/5\text{ s}$
-0/۹۱۷۰	-0/۰۳۰۸	$t = 15/6\text{ s}$
-0/۷۴۲۰	-0/۰۳۰۷	$t = 15/7\text{ s}$
-0/۳۸۰۵	-0/۰۲۸۶	$t = 15/8\text{ s}$
-0/۱۰۷۱	-0/۰۲۱۴	$t = 15/9\text{ s}$
-0/۰۰۹۶	-0/۰۱۱۱	$t = 16\text{ s}$

۴-۲-۴ توزیع فشار و سرعت ادرار در میزنای در مدت عملکرد سازوکار دودی شکل

مقادیر سرعت ادرار در خروجی میزنای در زمان‌های پایانی عملکرد سازوکار دودی شکل در شکل (۶) نشان داده شده است. همان‌گونه که در این شکل دیده می‌شود، در نتیجه تخلیه جت بولاس ادرار از خروجی میزنای که مقطع ثابتی دارد، مقادیر بیشینه سرعت ادرار همواره در نزدیکی خروجی مجرأ ایجاد می‌شود و در زمان‌های پایانی حرکت



شکل ۱۰ نمودار دبی حجمی ادرار در ورودی میزانی برحسب زمان؛ (الف) در آغاز سازوکار دودی شکل و (ب) در ادامه پیشرفت موج تا تخلیه کامل ادرار به مثانه. مقادیر منفی دبی، ایجاد رفلaks را نشان می‌دهد.

زمان، گرادیان فشار بزرگ‌تری در نزدیکی خروجی دیده می‌شود. الگوی برداری جریان ادرار در اطراف بولاس در حال حرکت در شکل (۸) نشان داده شده است. بررسی این بردارها در حین پیشرفت موج نشان می‌دهد که مقادیر سرعت ادرار در داخل بولاس و در مجاورت محور مرکزی مجرأ بیشینه بوده و جت ادرار پرسرعت را در این نواحی شکل می‌دهند (شکل ۸-ب). توزیع بردارهای سرعت داخل بولاس (شکل ۸-ج) به شکلی است که نواحی جریان گردابی، بالای جت مرکزی و در نزدیکی قله بولاس تشکیل می‌شود. بررسی بردارهای سرعت در پشت بولاس (شکل ۸-الف) نشان داد که در این نواحی جدایش جریان اتفاق می‌افتد و جریان بازگشتی که رفلaks میزانی به کلیه را ایجاد می‌کند، از این نواحی آغاز و تا ورودی میزانی ادامه می‌یابد (شکل ۸-د).

مقادیر منفی دبی حجمی ادرار که در جدول (۱) آورده شده، وجود رفلaks جریان ادرار را نشان می‌دهد. از داده‌های این جدول آشکار است که رفلaks میزانی به کلیه در حین سازوکار دودی شکل، با پیشرفت موج به سمت مثانه و دور شدن از کلیه به تدریج از بین می‌رود. همچنین دیده شد که مقدار اندکی رفلaks ادرار در پایین دست میزانی (از مثانه به میزانی)، در مدت زمان پیشرفت موج و قبل از نزدیک شدن آن به خروجی میزانی ایجاد می‌شود که با رسیدن موج به نواحی پایین دست، این اثر از بین می‌رود (جدول ۱). همان‌گونه که در بخش ۱-۴ گفته شد، علت این نوع بازگشت ادرار از خروجی به داخل مجرأ در حین سازوکار دودی شکل، به افت فشار محلی نواحی انتهایی میزانی قبل از رسیدن بولاس به آن محل مربوط است که با توجه به شکل (۴) و به ویژه در زمان‌های آغازین تحریک، به جمع شدگی چشم‌گیر مجرأ در آن نواحی می‌انجامد.

میزنای و در نتیجه افزایش نیروی محرکه ادرار مجرما از اثر تحریک دودی شکل دیواره، مقداری از حجم بولاس ادراری بر اثر این اختلاف فشار، قبل از رسیدن موج به خروجی تخلیه شده و لذا حجم ادرار کمتری از طریق سازوکار دودی شکل انتقال می‌یابد. این امر مبین آن است که کارایی انتقال دودی شکل یک بولاس ادراری ایزوله در میزنای، بر اثر کاهش اختلاف فشار بین کلیه و مثانه افزایش می‌یابد. بیشینه و میانگین دبی حجمی خروجی از میزنای در لحظات پایانی سازوکار دودی شکل در مدل‌های با اختلاف فشارهای مختلف به منظور مقایسه با تحقیقات قبلی [۱۷] و [۴۳] در جدول (۲) آورده شده است.

نمودار دبی حجمی ادرار در ورودی میزنای بر حسب زمان در شکل (۱۰) آورده شده است. در شکل (۱۰-الف) روشن است که با آغاز انتشار موج دودی شکل در میزنای، رفلکس ادرار به سمت کلیه ایجاد می‌شود که به دلیل نیروهای اینرسی وارد شده بر سیال اطراف موج منتشر شونده، این اثر پدیدار می‌شود. توجه شود که نرخ دبی ادرار بازگشتی به دلیل شتاب گیری ناگهانی ادرار، در ابتدا افزایشی است اما در ادامه پیشرفت موج و در نتیجه کاهش اثر اینرسی و سرعت گرفتن بولاس ادرار پیش‌رونده به سمت مثانه، از میزان رفلکس ادرار کاسته می‌شود. با مقایسه مقادیر دبی ادرار بازگشتی در ورودی میزنای در اختلاف فشارهای مختلف که با گرفتن میانگین از داده‌های دبی شکل (۱۰-الف) به دست آمده، نتیجه می‌شود که با افزایش اختلاف فشار بین کلیه و مثانه، از میزان رفلکس کاسته می‌شود که این به دلیل ایجاد افزایش مقاومت در مسیر بازگشت جریان بر اثر افزایش نیروی محرکه سیال در جهت مثانه روی می‌دهد.

۴-۳-۴ اثر اختلاف فشار کلیه و مثانه بر جریان ادرار ورودی و خروجی میزنای

در این مقاله، هفت مدل عددی با شرایط فشار ورودی (کلیه) برابر ۱۰۰ و خروجی (مثانه) برابر ۶۰، ۵۰، ۴۰، ۳۰ و ۲۰ پاسکال ایجاد شد به طوری که شرایط زیر را تأمین کند تا هم سطوح فشار در نظر گرفته شده در محدوده شرایط فیزیولوژیک میزنای [۳۰] قرار داشته باشد و هم با این فرض‌ها، مسئله پیچیده عددی مورد بررسی، در کل بازه زمانی حل گذرا، پایدار باقی بماند و همگرا شود. برای محاسبه دبی ادرار در ورودی و خروجی میزنای، سرعت جریان ادرار در گره‌های واقع بر مقاطع ورودی و خروجی در زمان‌های مختلف استخراج و سپس با استفاده از برنامه‌ای در نرم افزار متلب^۱، از این مقادیر سرعت تابعی درجه چهار عبور داده شد تا پروفیل سرعت در آن مقطع را با تقریب مناسبی به دست بدهد. بر طبق رابطه زیر دبی ادرار در آن مقطع از داده‌های هندسه‌ای متقارن محوری مسئله به دست آمد:

$$Q = 2\pi \int_{r=0}^{r=195489} r V_r dr \quad (19)$$

^۱ تغییر شعاعی مقطع و V_r سرعت ادرار در آن راست است.

نتایج مربوط به دبی خروجی ادرار در حین سازوکار دودی شکل نشان داد که با کاهش اختلاف فشار بین کلیه و مثانه، دبی خروجی حاصل از انتقال بولاس ایزوله افزایش می‌یابد؛ این یافته در شکل (۹) دیده می‌شود. این پدیده را می‌توان این گونه تفسیر کرد که با افزایش اختلاف فشار ورودی و خروجی

بولاس فرض شده در تحقیق حاضر) را برابر 6 cm در نظر گرفت و انتشار موج را در طول مجرأ با سرعت ثابت فرض کرد. مطالعات وی اگرچه به عنوان پژوهش اولیه در این حوزه بسیار تأثیرگذار بوده و رژیم‌های مختلف جریان در میزنانی (بولاس ایزوله، بولاس‌های در تماس^۱، جریان بولاس نشت کننده^۲ و جریان لوله باز) را در محدوده دبی‌های گزارش شده دربرگرفته است؛ با وجود این، محدودیت‌های زیادی دارد که مهمترین آن‌ها چشم‌پوشی از خواص مکانیکی دیواره میزنانی و ساده‌سازی‌های زیاد در معادلات جریان است.

لازم است که با توجه به فرض‌های ساده کننده مدل مکانیکی ارائه شده، برای صحبت‌سنگی با نتایج کلینیکی، مواردی مد نظر قرار گیرد. برای مثال، مدل مورد بررسی در این تحقیق از داده‌های اساسی آناتومیکی در حین سازوکار دودی شکل [۱۲] بهره می‌برد که عبارتند از: طول کلی میزنانی، حجم بولاس ادرار منتقل شونده در میزنانی و نسبت تقریبی مقاطع نواحی متسع به نواحی جمع شده. به علاوه، با توجه به سطح مقطع دایره‌ای فرض شده در این تحقیق سعی شد که نتایج بالینی مورد مقایسه [۱۷] نیز این شرایط را داشته باشد؛ اگرچه تفاوت‌های تأثیرگذاری در دو حالت (مدل المان محدود و میزنانی واقعی) وجود دارد که مهمترین آنها پیچیدگی هندسی میزنانی است (به‌ویژه در محل گذر شریان ایلیاک^۳ از نزدیکی میزنانی - که در اواسط طول میزنانی است - که بر طبق گزارش‌ها [۱۶] مقاومتی در برابر جریان در این نواحی در حین انتشار موج وجود دارد). البته توجه دارید که در این نوع مطالعات، با توجه به تفاوت‌های بارز بین مدل‌های مهندسی و نمونه‌های بالینی به دلیل محدودیت‌های مربوط به روش‌های محاسباتی، آنچه که در این نوع پژوهش‌ها مهم است، تطابق کمی بسیار دقیق نتایج حل عددی با نتایج کلینیکی نیست؛ بلکه هم‌خوانی نتایج در

در شکل (۱۰-ب) دیده می‌شود که رفلaks ادرار در ورودی میزنانی تا قبل از رسیدن بولاس ادرار به نزدیکی خروجی مجرأ به طور کاهنده‌ای ادامه دارد. مقادیر فشار بیشینه در مجرأ همواره در پشت بولاس پیش‌رونده ایجاد می‌شود (شکل ۷). افزایش فشاری که در پشت بولاس در حال حرکت ایجاد می‌شود و اختلاف آن با فشار ورودی اعمال شده، عامل ایجاد رفلaks از پشت بولاس به سمت ورودی است. با دور شدن بولاس از ورودی و در نتیجه کاهش اثر غلبه ناحیه پر فشار پشت بولاس بر شرایط جریان در ورودی، گرادیان‌های فشار مثبت بار دیگر از ورودی به سمت پایین‌دست میزنانی برقرار می‌شود که این عامل از بین رفتن رفلaks در ورودی مجرأ با دور شدن بولاس ادرار از ورودی است.

در مجموع با مقایسه تغییرات مقادیر دبی جریان بازگشته در ورودی با دور شدن مجرأ از ابتدای میزنانی در مدل‌های با اختلاف فشارهای متفاوت بین ورودی و خروجی (شکل ۱۰)، نتیجه می‌شود که تا زمان تداوم رفلaks در ورودی، کاهش اختلاف فشار بین کلیه و مثانه، رفلaks بیشتری را درپی دارد.

۵- بحث

الگوهای جریان مختلفی در میزنانی گزارش شده است [۱۶، ۱۷، ۳۵] و [۴۳]. مدل ارائه شده در تحلیل حاضر در شرایط فیزیولوژیکی صدق می‌کند که در آن، شرایط غالب در سازوکار دودی شکل میزنانی انسان برقرار است [۱۷]؛ به طوری که توده مجزای ادرار با دبی حجمی کمتر از ۲ میلی‌لیتر بر دقیقه به مثانه منتقل می‌شود [۴۳]. مقادیر دبی به دست آمده در این تحلیل، در محدوده مقادیر گزارش شده حاصل از مطالعات نظری [۴۳] و بالینی [۱۷] واقع است که در جدول (۲) آورده شد. گریفیتز [۳۵] و [۴۲] تحلیل نظری و حل عددی جریان دودی شکل در میزنانی را ارائه کرد که در آن میزنانی را لوله‌ای یکنواخت با طول محدود و اتساع‌پذیری زیاد فرض کرد. همچنین طول مجرأ منتشر شونده (برابر با طول

1. Boluses in Contact
2. Leaky-Bolus Flow
3. Iliac Artery

و چگونگی انقباض ماهیچه صاف میزنای در مدت عملکرد سازوکار دودی شکل مربوط می‌شود. با آن که که میزنای پستانداران، تنوع زیادی در شکل، اندازه، ویژگی‌های مکانیکی و شرایط بارگذاری دارد، اما هدف اصلی مدل عددی ارائه شده در این تحلیل با استفاده از داده‌های فیزیولوژیکی موجود، آن است که با ارائه دیدگاه مهندسی جدیدی، به فهم سازوکار پیچیده و حیاتی این عضو از بدن انسان کمک شود.

کارو و پدلي [۳] ویژگی‌های ویسکوالاستیک دیواره میزنای را با فرض مناسبی از نظریه پوسته نازک^۱ در مدلی عددی در نظر گرفتند. در مطالعات آنان که امواج متناوب فعال‌سازی ماهیچه‌ای^۲ (فرضی غیر واقعی از نظر فیزیولوژیکی به دلیل استقلال معادلات دیفرانسیل معمولی^۳ جریان از زمان) را مدل‌سازی کردند، تحریک گره به گره دیواره میزنای را که توصیف کننده شرایط فیزیولوژیکی سازوکار دودی شکل است، در نظر نگرفتند. به علاوه، مدل غیرخطی مورد استفاده در مقاله حاضر با استفاده از داده‌های آزمایشگاهی بین و فانگ [۲۲] که از جنین انسان گرفته شده، تقریب مناسب‌تری را از ویژگی‌های مکانیکی دیواره میزنای در مقایسه با مطالعات قبلی [۳]، [۳۳] و [۳۶] تا [۳۸] ارائه می‌کند.

هنوز مسائل متعددی در حوزه دینامیک سیستم دفع ادرار حل نشده باقی است که روش برهم‌کنش سیال و جامد برای حل آنها کارآمد به نظر می‌رسد؛ برای مثال طبیعت پیچیده رفلaks و پارامترهای متعدد فیزیکی که به طور همزمان بر عملکرد آن تأثیر می‌گذارند. همچنین، تاکنون توصیف نظری مناسبی برای برهم‌کنش مستقیم دو عضو حیاتی سیستم دفع ادرار یعنی کلیه و مثانه ارائه نشده است. عملکرد واحدهای فعال ساز دیواره^۴ که موج دودی شکل را ایجاد می‌کنند و فرایند تغییر شکل ماهیچه میزنای که بسیار غیرخطی است، به طور کامل درک نشده است.

- 8. Thin Shell Theory
- 9. Periodic Activation Waves
- 10. Ordinary Differential Equations
- 11. Pacemaker

بازهای از مقادیر کمی به دست آمده است که به نتایج به دست آمده اعتبار می‌بخشد.

نتایج به دست آمده در زمینه توزیع فشار در میزنای نیز که در شکل (۷) نشان داده شده، تابق خوبی با مشاهدات وینبرگ [۴۴] دارد. وی نشان داد که بیشینه فشار در میزنای در حین سازوکار دودی شکل، پشت بولاس در حال حرکت ایجاد می‌شود.

در این مطالعه درباره میزان کمی رفلaks ادرار از میزنای به کلیه بحث مبسوطی شده و دلیل آن اهمیت کلینیکی بسیار زیاد این پدیده است. تحقیقات بالینی [۱۳] نشان داده است که عامل اصلی ایجاد زخم کلیه^۵ بازگشت ادرار از محل لگنچه‌های کلیوی (در ابتدای میزنای) به درون کلیه است. البته در شرایط طبیعی کارکرد این عضو سیستم دفع ادرار، به علت حضور دریچه UPJ^۶، این پدیده دیده نمی‌شود. این دریچه از بافت‌های عضلانی با برآمدگی ساده^۷ تشکیل شده که به دلیل تحدب^۸ سطح و بازشدگی درزگونه^۹، مانع نفوذ ادرار بازپس زده شده به درون کلیه می‌شوند. در مطالعه حاضر، با در نظر نگرفتن کارکرد فیزیولوژیکی این دریچه که اختلال در عملکرد آن در نوزادان و افراد با نقص مادرزادی (که در آن بافت ماهیچه‌ای در محل اتصال کلیه به میزنای دارای سطح صاف^{۱۰} یا مقعر^{۱۱} است)، دیده می‌شود [۱۳]، اهمیت کارکرد این دریچه با استفاده از داده‌های کمی وابسته به زمان از دبی ادرار بازگشتی، نشان داده شده است.

یافته‌های این تحلیل بر نقش انکار ناپذیر برهم‌کنش سیال و جامد در تحلیل جریان درون میزنای و تنش در دیواره ارجاع‌پذیر آن دلالت دارد. مانند سایر مدل‌هایی که سازوکارهای زیستی پیچیده را شبیه‌سازی می‌کنند، در این جانیز از فرض‌های ساده کننده‌ای در مدل عددی استفاده شد. این فرض‌های ساده کننده، بیشتر به هندسه

- 1. Renal Scar Formation
- 2. Ureteropelvic Junction
- 3. Simple Papillae
- 4. Convexity
- 5. Slitlike Opening
- 6. Flat
- 7. Concave

آن در حین سازوکار دودی‌شکل و انتقال بولاس ادرار از کلیه به مثانه است. این شبیه‌سازی، روش جدیدی را برای ارزیابی دقیق‌تر سازوکار دودی‌شکل در میزانی ارائه می‌کند. تأثیر پارامترهای فیزیولوژیکی مؤثر بر انتقال دودی‌شکل ادرار نیز در نظر گرفته شده است. این پارامترها عبارتند از: اختلاف فشار بین کلیه و مثانه، انعطاف‌پذیری قابل ملاحظه دیواره و ابعاد هندسی واقعی ناحیه مجرایی (لومینال) میزانی در حین سازوکار دودی‌شکل. نتایج بدست آمده از این تحلیل به‌طور کمی نشان داد که ایجاد رفلکس گستردۀ جریان ادرار در ابتدای عملکرد سازوکار دودی‌شکل در شرایط کارکرد غیرطبیعی دریچه UPJ - که مانع بازگشت جریان در محل اتصال کلیه به میزانی می‌شود - بسیار محتمل بوده و با افزایش فشار مثانه، نرخ رفلکس ادرار به کلیه افزایش می‌یابد. به‌علاوه، کارایی انتقال دودی‌شکل یک بولاس ادراری ایزوله در میزانی، به‌ازای اختلاف فشارهای کمتر بین کلیه و مثانه، بیشتر است.

جدول ۲ مقادیر بیشینه و میانگین دبی ادرار خروجی میزانی در ثانیه پایانی (ثانیه ۱۵ تا ۱۶) سازوکار دودی‌شکل و مقادیر گزارش شده محققان قبلی برای انتقال بولاس ایزوله. در مقاله حاضر، حرکت دودی‌شکل پس از سپری شدن یک ثانیه از آغاز حل عددی با سرعت 2 cm/s آغاز می‌شود

دبی ادرار خروجی از میزانی (mlit/min)	$\Delta P = ۱۶۰ \text{ Pa}$	$\Delta P = ۱۵۰ \text{ Pa}$	$\Delta P = ۱۴۰ \text{ Pa}$	$\Delta P = ۱۰۰ \text{ Pa}$	$\Delta P = ۷۰ \text{ Pa}$	$\Delta P = ۵ \text{ Pa}$	$\Delta P = ۴ \text{ Pa}$
بیشینه	۰/۷۰۶	۰/۷۳۵	۰/۷۷۹	۰/۹۱۷	۱/۱۶۳	۱/۲۲۰	۱/۳۰۲
میانگین	۰/۴۲۹	۰/۴۱۹	۰/۴۲۵	۰/۴۸۶	۰/۵۳۸	۰/۵۵۰	۰/۵۰۱
مقادیر میانگین دبی خروجی بولاس ادرار از میزانی انسان در شرایط که سطح مقطع آن نزدیک به دایره است، با انجام آزمایش بر روی تعدادی نمونه انسانی، تایل اولسن [۱۷] بین $۰/۰۲۶$ تا $۰/۴۵$ میلی لیتر بر دقیقه بدست آمد (جدول ۱، صفحه ۴۲۰).							
حداکثر دبی حجمی خروجی از میزانی که با سازوکار دودی‌شکل پایاً منتقل می‌شود، ۲ میلی لیتر بر دقیقه است به‌جز شرایط فشار و دبی زیاد ادرار که در شرایط فیزیولوژیکی، تنها موقع خاص و بازه‌های زمانی کوتاهی وجود دارد (صفحه ۲۱۱).							

3. Steady Peristalsis

مدل ارائه شده در این تحقیق، اگرچه مدل پایه مناسبی برای شبیه‌سازی سازوکار دودی‌شکل در میزانی ارائه می‌کند، اما برای نزدیک شدن بیشتر به طبیعت واقعی سازوکار میزانی، اصلاحاتی برای بهبود این مدل لازم است. از آن جمله، اعمال سرعت دقیق حرکت دودی‌شکل وابسته به زمان، براساس داده‌های واقعی^۱ ثبت شده از میزانی انواع پستانداران است که به شبیه‌سازی واقعی‌تری از عملکرد فیزیولوژیکی این عضو کمک می‌کند. به‌علاوه، هندسهٔ متقارن محوری و یکنواخت فرض شده برای میزانی در این تحلیل، با آن که گام ارزشمندی در مدل‌سازی سه بعدی میزانی به‌شمار می‌رود، اما به‌شكل ایده‌آل فرض شده است؛ چنان‌که مسئلهٔ دینامیکی پیچیدهٔ مورد بررسی، با اعمال این ساده‌سازی هندسی، حل پذیر شود. بدليل شکل ستاره‌ای سطح مقطع داخلی میزانی [۱۲] و به‌منظور مدل‌سازی طبیعت واقعی سازوکار انتقال ادرار در میزانی، به شکل های هندسی پیچیده‌تری نیاز است و امیدواریم که با پیشرفت در زمینه‌های ابزار محسوباتی و نیز تصویربرداری دینامیکی از سیستم دفع ادرار^۲، بتوانی با استفاده از تصاویر سه بعدی پزشکی (CT و MRI) که دربر گیرنده تمامی پیچیدگی‌های هندسی میزانی باشد، از طریق گستته‌سازی فضایی مناسب و حل عددی برهم‌کنش سیال و جامد، به یافته‌های ارزشمندی دست یابیم که با تحلیل آنها، شرایط بحرانی بیماری را تشخیص دهیم و نیز با به‌دست آوردن درک مناسبی از نقش پارامترهای تأثیرگذار در ایجاد یا تشدید بیماری‌ها، ابزارهایی را برای پیشگیری یا کنترل بیماری‌ها طراحی کنیم.

۶- نتیجه‌گیری

در این مقاله، نوعی شبیه‌سازی عددی با استفاده از تحلیل نظریه برهم‌کنش سیال و جامد ارائه شده است. هدف این تحلیل، بررسی جریان ادرار در میزانی و تنش در دیواره

1. In Vivo
2. Dynamic MRU

- [10] Jorgensen T. M.; "Pathogenetic factors in vesicoureteral reflux", *Neurourol Urodynam.*; Vol. 5, 1986, pp. 153-183.
- [11] Kontani H., Ginkawa M., Sakai T.; "A simple method for measurement of ureteric peristaltic function in vivo and the effects of drugs acting on ion channels applied from the ureter lumen in anesthetized rats", *Jpn. J. Pharmacol.*; Vol. 62, 1993, pp. 331-338.
- [12] Liu J. x., Park Y. C., et al.; "Ureteral perfusion in normal and chronically obstructed feline models", *Korean J Urol.*; Vol. 32(6), 1991, pp. 980-985.
- [13] Mahoney Z. X., Sammut B., et al.; "Discs-large homolog 1 regulates smooth muscle orientation in the mouse ureter", *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.*; Vol. 103(52), 2006, pp. 19872-19877.
- [14] Aragona F., Artibani W., et al.; "The morphological basis of ureteral peristalsis", *Int. Urol. Nephrol.*; Vol. 20(3), 1988, pp. 239-250.
- [15] Melchior H.; "Urodynamics", *Urol. Res.*; Vol. 3, 1975, pp. 51-54.
- [16] Ohlson L.; "Morphological dynamics of ureteral transport I. Shape and volume of constituent urine fractions", *Am. J. Physiol.*; Vol. 256, 1989, pp. R19-R28.
- [17] Ohlson L., "Morphological dynamics of ureteral transport II. Peristaltic patterns in relation to flow rate", *Am. J. Physiol.*; Vol. 256, 1989, pp. R29-R34.
- [18] Fung Y. C.; "Biomechanics: Mechanical properties of living tissues", Springer-Verlag, New York, 1993.
- [19] Hansen I., Gregersen H.; "Morphometry and residual strain in porcine ureter", *Scand. J. Urol. Nephrol.*; Vol. 33, 1999, pp. 10-16.
- [20] Knudsen L., Gregersen H., et al.; "Elastic wall properties and collagen content in the ureter: an experimental study in

- منابع ۷

- [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; 1971, pp. 189-198.
- [2] Li M., Brasseur J. G.; "Nonsteady peristaltic transport in finite length tubes", *J. Fluid Mech.*; Vol. 248, 1993, pp. 129-151.
- [3] Carew E. O., Pedley T. J.; "an active membrane model for peristaltic pumping. Pt 1. Periodic activation waves in an infinite tube", *ASME J. Biomed. Eng.*; Vol. 119(1), 1997, pp. 66-76.
- [4] Bykova A. A., Regirer S. A.; "Mathematical models in urinary system Mechanics", Review article, *J. Fluid Mech.*; Vol. 40(1), 2005, pp. 221-226.
- [5] 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(7), 1987, pp. 823-833.
- [6] Eccles M. R.; "The role of PAX2 in normal and abnormal development of the urinary tract", *Pediatr. Nephrol.*; Vol. 12, 1998, pp. 712-720.
- [7] Saeki H., Morita T., et al.; "Changes in the ureteral peristaltic rate and the bolus volume in gradual and rapid urinary flow increase", *Tohoku J. Exp. Med.*; Vol. 146, 1985, pp. 273-275.
- [8] Zelenko N., Coll D., et al.; "Normal ureter size on unenhanced helical CT", *Am. J. Roentgenol.*; Vol. 182, 2004, pp. 1039-1041.
- [9] Woodburne R. T., Lapides J.; "The ureteral lumen during peristalsis", *Am. J. Anat.*; Vol. 133(3), 1972, pp. 255-258.

- Thesis in Mechanical Engineering, Notre Dame University, Indiana, USA, 2009.
- [31] Walker S. W., Shelley M. J.; “Shape optimization of peristaltic pumping”, *J. Comput. Phys.*; Vol. 229, 2010, PP. 1260-1291.
- [32] Teran J., Fauci L., Shelley M. J.; “Peristaltic pumping and irreversibility of a Stokesian viscoelastic fluid”, *Phys. Fluids.*; Vol. 20, 2008, PP. 073101-1 - 073101-11.
- [33] Vahidi B., Fatouraee N.; “Mathematical modeling of the ureteral peristaltic flow with fluid structure interaction”, *J. Biomech.*; Vol. 40(S2), 2007, p. S223.
- [34] Bykova A. A., Regirer S. A.; “Simple model of peristalsis in a myogenically-active tube”, *Euromech. Colloquium*; Vol. 389, Book of abstracts, Graz, 1999, pp. 68-69.
- [35] Griffiths D. J.; “Dynamics of the upper urinary tract: I. Peristaltic flow through a distensible tube of limited length”, *Phys. Med. Biol.*; Vol. 32(7), 1987, pp. 813-822.
- [۳۶] وحیدی بهمن؛ فتورائی ناصر؛ ایمان پرست علی؛ «تحلیل عددی پارامترهای مؤثر بر جریان در یک مدل کامل میزنای با حرکت دودی‌شکل»؛ مجله مهندسی پزشکی زیستی؛ دوره ۲(۱)، ۱۳۸۷، صفحات ۲۹-۳۸.
- [۳۷] وحیدی بهمن؛ فتورائی ناصر؛ «ارائه یک مدل مکانیکی برای تحریک پریستالتیک میزنای در انتقال ادرار از کلیه بهمثانه»؛ مجله استقلال روش‌های عددی در مهندسی، دوره ۲۸(۲)، ۱۳۸۸، صفحات ۱-۱۴.
- [38] Vahidi B, Fatouraee N, Imanparast A, Nasraei-Moghaddam A.; “A mathematical simulation of the ureter: effects of the model parameters on ureteral pressure/flow relations”, *ASME J Biomed Eng.*; Vol. 133(3), 2011, pp. 031004-1 - 031004-9.
- pigs”, *Neurourol. Urodynam.*; Vol. 13, 1994, pp. 597-608.
- [21] Weinberg S. L., Labay P.; “Ureteral function. IV. The urometrogram at increased urine output”, *Invest. Urol.*; Vol. 14, 1977, pp. 307-311.
- [22] Yin F. C. P., Fung, Y. C.; “Mechanical properties of isolated mammalian ureteral segments”, *Am. J. Physiol.*; Vol. 221(5), 1971, pp. 1484-1493.
- [23] Gregersen H., Kassab G.; “Biomechanics of the gastro-intestinal tract”, Review article. *Neurogastroenterol. Motil.*; Vol. 8, 1996, pp. 277-297.
- [24] Gintz D., Elmabsout B., Renaudeaux J. P.; “Modelling of the urine flow in the human ureter”, *C. R. Acad. Sci. Paris*; t. 327, Seri II b, 1999, pp. 1265-1268.
- [25] Gintz D., Elmabsout B., Renaudeaux J. P.; “Modelling of the human ureteral bolus”, *C. R. Acad. Sci. Paris*; t. 329, Seri II b, 2001, pp. 303-306.
- [26] Griffiths D. J., Notschaele C.; “The mechanics of urine transport in the upper urinary tract: the dynamics of the isolated bolus”, *Neurourol. Urodynam.*; Vol. 2, 1983, pp. 155-156.
- [27] Vogel A., Elmabsout B., Gintz D.; “Modelling of urine flow in a ureteral bolus”, *C. R. Mecanique*; Vol. 332, 2004, pp. 737-742.
- [28] Eytan O., Jaffa A. J., Elad D.; “Peristaltic flow in a tapered channel: application to embryo transport within the uterine cavity”, *Med. Eng. Phys.*; Vol. 23, 2001, pp. 473-482.
- [29] Misra J. C., Pandey S. K.; “A mathematical model for oesophageal swallowing of a food-bolus,” *Math. Comput. Model.*; Vol. 33, 2001, pp. 997-1009.
- [30] Jiménez-Lozano J.; “Peristaltic flow with application to ureteral Biomechanics”, PhD.

- [42] ADINA User Interface Primer; “ADINA-F Theory and Modeling Guide”, ADINA R&D, Inc., September 2004.
- [43] Griffiths D. J.; “Flow of urine through the ureter: a collapsible, muscular tube undergoing peristalsis”, ASME J Biomech Eng.; Vol. 111, 1989, pp. 206-211.
- [44] Weinberg S. L.; “Ureteral Function 1. Simultaneous Monitoring of Ureteral Peristalsis”, Investig Urol; Vol. 12, 1974, pp. 103-107.
- [39] Arruda E. M., Boyce M. C.; “A three-dimensional constitutive model for the large stretch behavior of rubber elastic materials”, J Mech Phys Solids; Vol. 41(2), 1993, pp. 389-412.
- [40] 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.
- [41] Bathe K. J., Zhang H.; “A Mesh Adaptivity Procedure for CFD and Fluid-Structure Interactions”, Comput Struct; Vol. 87, 2009, pp. 604-617.