

تحلیل غیرخطی انتقال دودی شکل توده ادرار از لگنچه‌های کلیوی به مثانه به روش محاسباتی برهم کنش سیال و جامد

بهمن وحیدی^۱، ناصر فتورائی^{۲*}

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

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

*تهران، صندوق پستی ۱۵۹۱۴ 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، به‌طور کامل شناخته نشده است. شناخت سازوکار دودی شکل در میزنای 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 میزنای مانند دریچه و استنت. در این مقاله، انتقال بولاس ایزوله ادرار در میزنای 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 میزنای، 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، فرمول‌بندی لاگرانژی - 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 مجرا است. معادلات المان محدود سیال و جامد با استفاده از روش برهم کنش سیال و جامد (FSI) و از طریق جفت‌شدگی قوی حل شد. یافته‌های این تحلیل نشان داد که نواحی ابتدایی میزنای در هنگام انتشار موج، نسبت به نواحی دیگر تحت تنش بیشتری است. به‌علاوه، افزایش فشار مثانه باعث شدت بخشیدن به میزان رفلاکس ادرار از میزنای 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 میزنای به مثانه را به‌همراه دارد.

کلیدواژگان: سازوکار دودی شکل، مدل مادی ارودا - بویس، رفلاکس، نوسازی شبکه، برهم کنش 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. Fatouraei^{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

۱- مقدمه

حرکت دودی شکل بر اثر انقباض پی در پی 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 دهند. سازوکار دودی شکل میزنای، 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

تحقیقات گسترده در این زمینه، سازوکار پدیده

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

1. Pace Maker

دیگر اعضای زنده [۲۸] و [۲۹] متمرکز بوده است. به دلیل پیچیدگی انتقال ادرار در میزنای، شبیه‌سازی ریاضی جریان به شرایط هندسی ساده و دوبعدی محدود بوده است [۳۰] تا [۳۳].

کارکرد فیزیولوژیک میزنای که نرخ انقباض ماهیچه صاف را دربر می‌گیرد، بسیار پیچیده بوده و لذا ماهیچه صاف میزنای تاکنون به‌طور 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 درآوردن ادرار مورد نیاز است؛ (۲) هندسه متغیر با زمان میزنای و (۳) شرایط تحریک میزنای.

گریفیتز [۳۵] حل عددی جریان دودی‌شکل در لوله‌ای با طول محدود را ارائه کرد و نشان داد که در جریان با توده‌های مجزا^۱، رابطه فشار/جریان به‌وسیله 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 به‌وسیله محققان بررسی شده است [۵]، [۱۶]، [۱۷] و [۱۸]. اما هیچ‌یک 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 آن‌جا که ویژگی‌های مکانیکی دیواره میزنای، تعیین‌کننده تغییر شکل‌های قابل توجه میزنای بر اثر سازوکار دودی‌شکل است، نقش انکارناپذیری در انتقال ادرار از کلیه به مثانه دارد. تغییر شکل‌های دیواره از طریق تحریک 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، رفلکس^۱ 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 [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 رفلکس روی می‌دهد، انجام شده، اما عوامل مکانیکی تأثیرگذار در انتقال ادرار تاکنون به‌درستی شناخته نشده و سؤال‌های متعددی بی‌پاسخ باقی مانده است؛ مانند تأثیر ارتجاعی 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 رفلکس مؤثر باشد.

مطالعات آزمایشگاهی کمی در حوزه زیست‌شناسی و پزشکی تاکنون به موارد زیر محدود بوده است: (۱) حجم ادرار جابه‌جا شونده، (۲) نرخ انتشار موج دودی‌شکل [۷] و (۳) ریخت‌سنجی 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 محرک‌های 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] و [۲۴] تا [۲۷] و

1. Reflux

2. Ureteral Lumen

3. Isolated Boluses

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

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

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

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^۶، f نیروی حجمی^۷، ∇ عملگر گرادینان^۸، P فشار، I تانسور واحد^۹، G مدول برشی جامد^{۱۰}، ρ دانسیته^{۱۱}، η لزجت^{۱۲} 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 $D(u^f) = \frac{1}{2}(\nabla u^f + (\nabla u^f)^T)$ ، سیال به صورت نیوتنی رفتار می‌کند. همان‌طور که دیده می‌شود، برخلاف جامد، سیال در فرمول‌بندی اویلری 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:

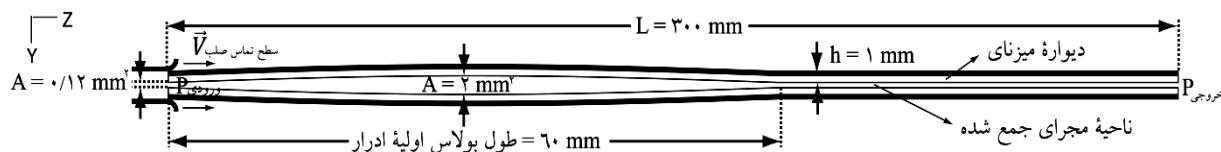
وحیدی و فتورائی [۳۳] مدلی دو بعدی را برای جریان ادرار در میزنای ارائه کردند که در آن فرض شده که دیواره‌ای انعطاف‌پذیر در راستای طولی بین دو صفحه صلب حرکت می‌کند. مهمترین محدودیت این تحقیق نادیده گرفتن تحریک گره به گره دیواره میزنای در طی حرکت دودی شکل است که در شرایط فیزیولوژیکی اتفاق می‌افتد. پس از آن، وحیدی و همکاران [۳۶] تا [۳۸] مدل‌هایی متقارن محوری را با استفاده از داده‌های واقعی میزنای ارائه کردند که در آن، این محدودیت را برطرف ساخته و تأثیر پارامترهای مکانیکی مختلف را بر توزیع جریان در میزنای و تنش 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 برطرف 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 ریخت‌سنجی^۴ و آناتومیکی میزنای [۱۲] به‌دست آمده، شبیه‌سازی شده است.

۲- خواص مواد و تئوری‌های حاکم

در این تحقیق از روش برهم‌کنش سیال و جامد^۵ 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:

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

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 لاپیدس [۱۲] فرض شده است. در این شکل، مساحت‌های لومن میزنای در محل مقطع جمع شده (در ابتدای بولاس) و قلّه بولاس دوکی شکل مشخص شده است. فشار ورودی (کلیه)، برابر ۱۰۰ و خروجی (مثانه)، برابر ۶۰، ۵۰، ۴۰، ۳۰، ۲۰، ۱۰، ۰، ۴۰، ۵۰ و ۶۰ پاسکال فرض شد.

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

$$u^s - u^f = 0 \quad \text{on } \partial\Omega^s \quad (7)$$

شرط سازگاری دینامیکی به صورت زیر بیان

می‌شود:

که در آن:

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

$$\sigma^s \cdot n + \sigma^f \cdot n = 0 \quad \text{on } \partial\Omega^s \quad (8)$$

n بردار عمود بر مرز سیال و جامد است. این

شرط، بیان کننده تعادل نیروها در مرز جامد و سیال است.

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

$$w_{sch} = \mu \sum_{i=1}^n \left[\frac{C_i}{\lambda_m^{\gamma_i - \gamma}} (I_1^i - 3) \right] \quad (12)$$

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

$$w_{sch} = \mu \sum_{i=1}^5 \left[\frac{C_i}{\lambda_m^{\gamma_i - \gamma}} (I_1^i - 3) \right] \quad (13)$$

$$= 0.00269, C_3 = 0.01047, C_2 = 0.05, C_1 = 0.5 \\ C_5 = 0.00077, C_4$$

۲-۱- 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 مدل سازی 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 -همان گونه 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

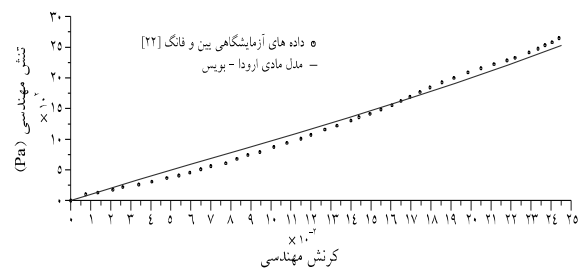
ثابت فیزیولوژیک میزنای (۱ تا ۶ میلی متر جیوه) [۳۰] است.

۳- روش حل عددی

حل تحلیلی قانون دوم نیوتن برای سیالات بسیار پیچیده است؛ لذا از روش‌های عددی برای حل این معادلات استفاده می‌شود. برای حل، معادلات اندازه حرکت سیال به شکل مشتقات جزئی از طریق فرایند گسسته‌سازی 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 به طوری که ستون‌های فعال کمتری داشته باشد و از این طریق زمان محاسبه را کاهش می‌دهد. این مدل با استفاده از نرم افزار ادینا (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]. ۳۰۰۰ المان جامد متقارن محوری نه گره‌ای برای گسسته‌سازی جامد و ۴۰۰۰۰ المان سیال متقارن محوری سه‌گره‌ای برای گسسته‌سازی 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 $s = 1$ ، سطح تماس صلب (با سرعت میانگین فیزیولوژیک حرکت دودی شکل دیواره میزنای یعنی 2 cm/s [۳۳]) در طول دیواره حرکت داده شد.

مدول برشی اولیه و کشیدگی قفل شدنی^۴ است. آزمایش‌های ارودا و بویس [۳۹] نشان داده که این مدل برای مواد تحت کرنش‌های تا ۳۰۰٪ 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].



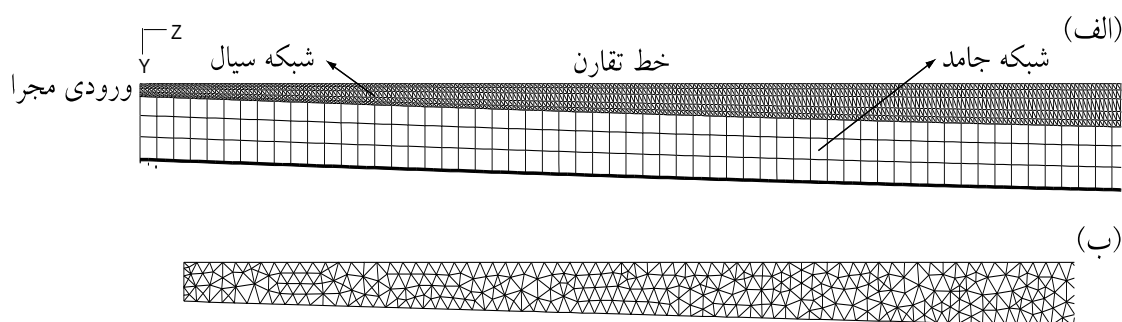
شکل ۲ منحنی تنش - کرنش حاصل از آزمون کشش ساده دیواره میزنای. مدل غیرخطی ارودا - بویس از داده‌های آزمایشگاهی بین و فانگ [۲۲] برازش شده است.

۲-۲- مدل سیال

جریان سیال گذرا در لوله‌ای متقارن محوری با طول محدود در نظر گرفته شده و جریان سیال به صورت لایه‌ای، نیوتنی، 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، ۱۰، ۰ 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 میزنای؛ (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 مجرا اتفاق می‌افتد. فرایند نوسازی شبکه اعمال شده بر دامنه سیال در مدت حل دینامیکی مسأله، در همگرایی حل عددی، تأثیر به‌سزایی دارد.

در تحلیل برهم‌کنش سیال و جامد حاضر، برای جفت کردن کامل متغیرهای حل سیال و جامد از روش جفت‌شدگی 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 مزایای اصلی این روش نسبت به روش جفت‌شدگی ضعیف^۵ آن است که به‌طور کلی روش سریع‌تری است اگرچه به حافظه بیشتری نیاز دارد.

۳-۱- معادلات المان محدود سیستم جفت شده

اگر بردار جواب^۶ سیستم جفت شده را با $X = (X_f, X_s)$ نشان دهیم که در آن X_f و X_s بردارهای جواب سیال و جامد است، داریم:

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

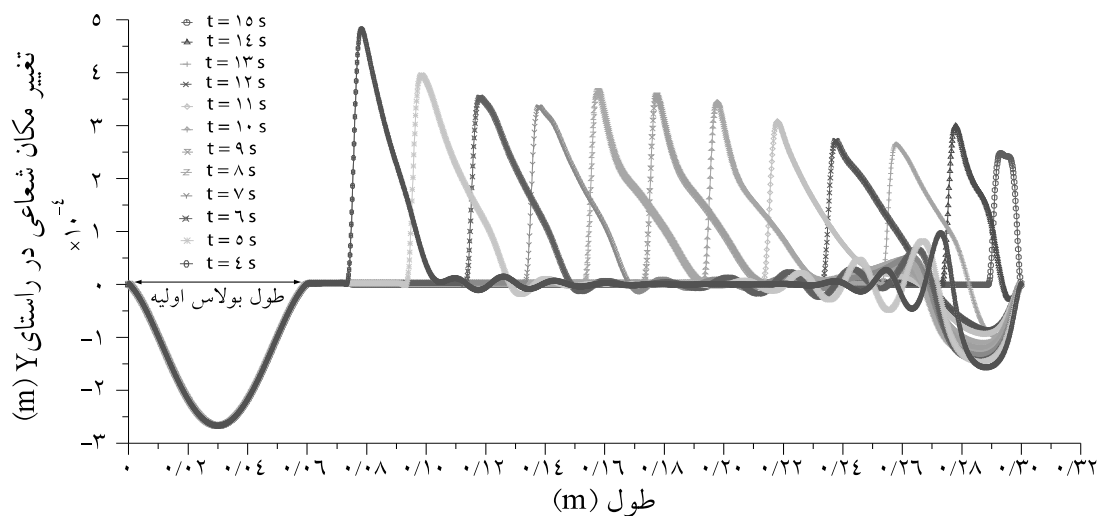
$$\underline{\tau}_f = \underline{\tau}_f(X_f) \quad (15)$$

که در آن $\underline{d}_s$ جابه‌جایی جامد و $\underline{\tau}_f$ تنش سیال است. زیرخط نشان‌دهنده مرز سیال - جامد است.

وقتی قسمتی از محدوده محاسباتی سیال تغییر شکل می‌دهد، توصیف اولیه 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-اولیری 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، جفت شوندگی قوی بین سیال و جامد را با به اشتراک گذاشتن گره‌ها در مرز جامد فراهم می‌سازد. با وجود این، مسأله ما به دلیل تغییر شکل زیاد و مداوم در حوزه سیال در هنگام سازوکار دودی شکل، بدون استفاده از الگوریتم نوسازی شبکه^۱ حل شدنی نیست. این فرایند مبتنی بر استفاده از شبکه‌بندی آزاد^۲ در دامنه سیال بوده و در جریان‌های دو بعدی و متقارن 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 جابه‌جا شونده است، در این نمودار نشان داده شده است. طول اولیه بولاس در اولین منحنی سمت چپ، مقدار اولیه و ورودی مسأله است. در ورودی و خروجی این مدل، به ترتیب فشارهای ۱۰۰ Pa و ۰ اعمال شد.

سرعت/جابه‌جایی و ضریب آسودگی نیرو و جابه‌جایی به ترتیب برابر ۱ و ۰/۱ فرض شد. ده گام زمانی برابر ۰/۱ ثانیه برای مرحله قبل از سازوکار دودی شکل (در این مدت، جریان پایا در مجرا بر اثر اختلاف فشار ورودی و خروجی برقرار است). و ۱۵۰۰ گام زمانی برابر ۰/۰۱ 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 پردازشگر 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 میزنای را به شکل واقعی تری شبیه‌سازی می‌کند. مزیت‌های عمده این مدل عبارتند از: ۱- بهره‌گیری از داده‌های هندسی کلینیکی میزنای؛ ۲- استفاده از خواص مکانیکی غیرخطی دیواره میزنای 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 مجرا.

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

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

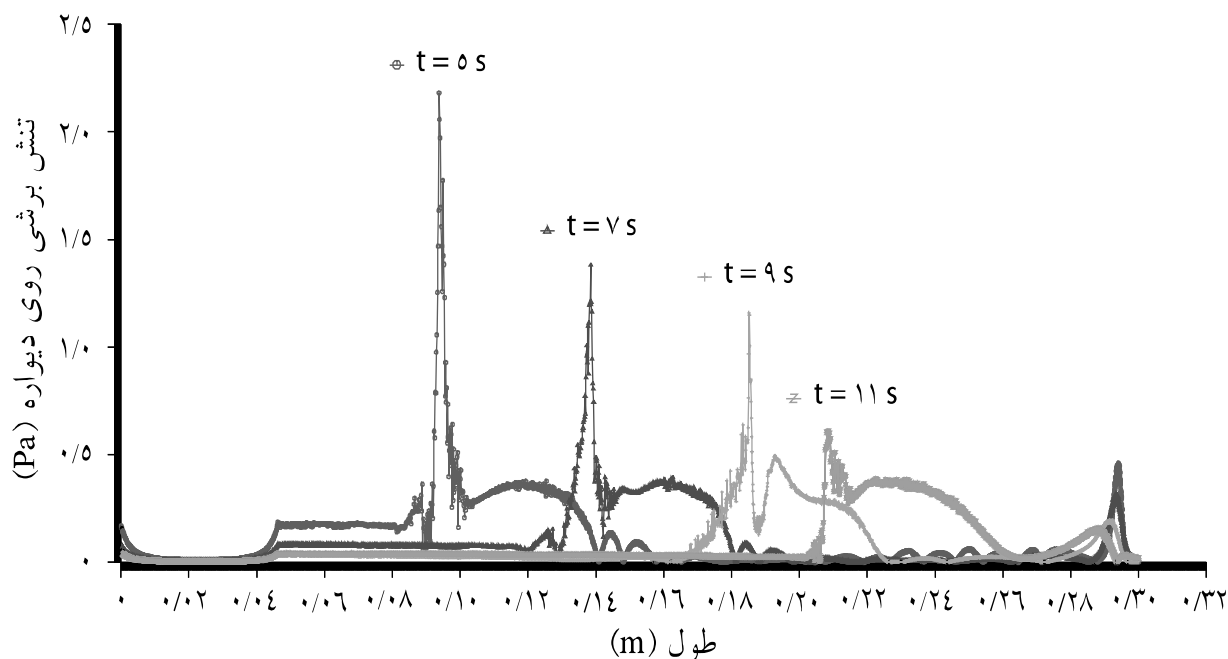
که در آن F_f و F_s به ترتیب، معادلات المان محدود سیال و جامد است. معادلات مجزای سیال و جامد را می‌توان چنین نوشت [۴۲]:

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

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

معادلات المان محدود برای سیال و جامد با استفاده از روش تکراری نیوتن - رافسون حل شد. در این شبیه‌سازی، تعداد تکرار برای مدل سیال و جامد به ترتیب برابر ۸۰۰ و ۵۰۰ و بیشینه تکرار برای برهم‌کنش سیال و جامد برابر ۸۰۰ فرض شد. پارامترهای کنترل‌کننده همگرایی سیستم جفت شده عبارتند از: تفرانس‌های نیرو، تغییر مکان و ضرایب آسودگی^۱. تفرانس 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 ۱۰۰ Pa و ۰ اعمال شد.

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

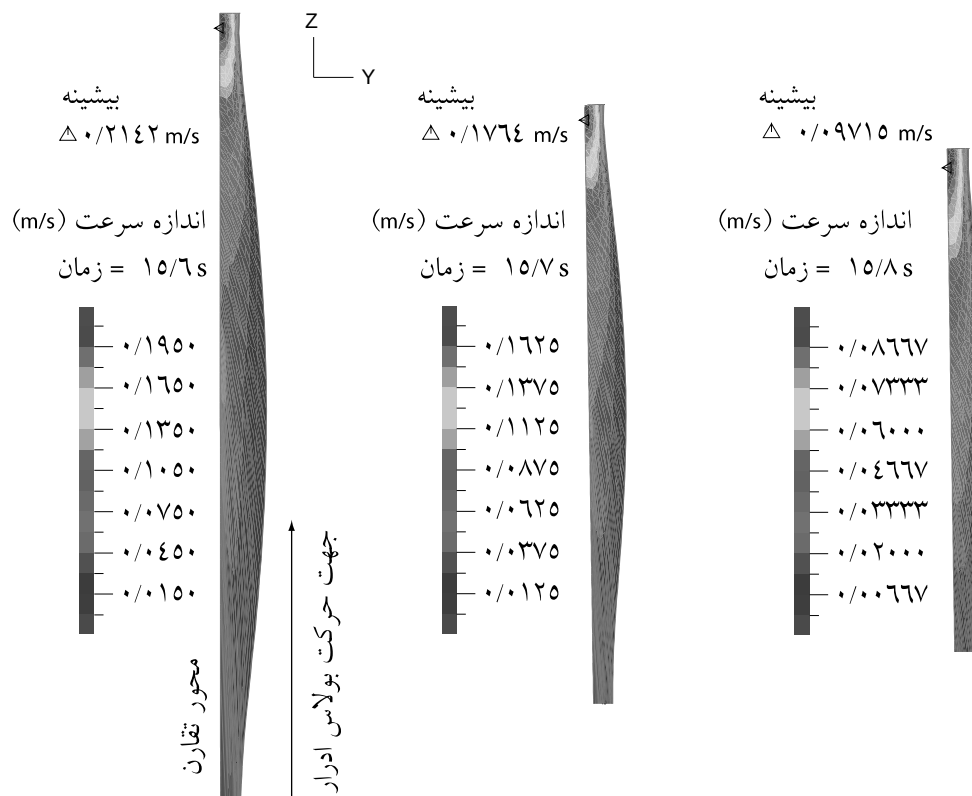
مقادیر تنش برشی روی دیواره میزنای در مدت زمان انتشار موج دودی شکل در شکل (۵) نشان داده شده است. با انتشار موج دودی شکل به سمت ممانه، نواحی پیشانی بولاس در حال حرکت بر روی دیواره دارای بیشینه تنش برشی است و بزرگی این مقادیر با پیشرفت موج در طول میزنای به طور قابل توجهی

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

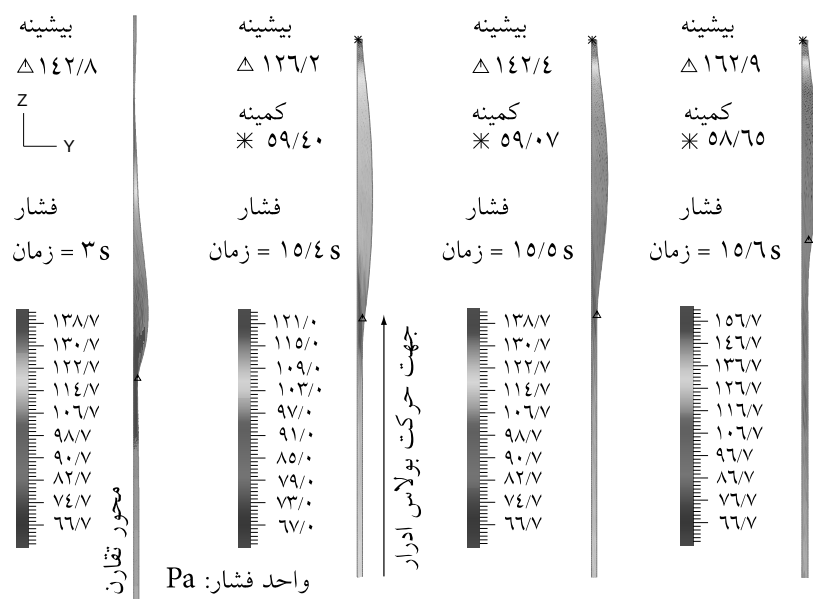
در هنگام پیشرفت سازوکار دودی شکل از لگنچه های کلیوی به سمت ممانه، بولاس ادراری با توجه به تغییرات توزیع فشار درون مجرا تغییر شکل می دهد. این تغییرات دینامیکی به وضوح، حجم ادرار جابه جا شونده در مسیر حرکت بر اثر موج دودی شکل را نشان می دهد. نمودار تغییر مکان شعاعی بولاس ادرار در طی حل گذرا در شکل (۴) نشان داده شده است. منحنی ها از چپ به راست به ترتیب به زمان های 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 می شود که ناشی از ایجاد رفلکس در

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 به طور 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

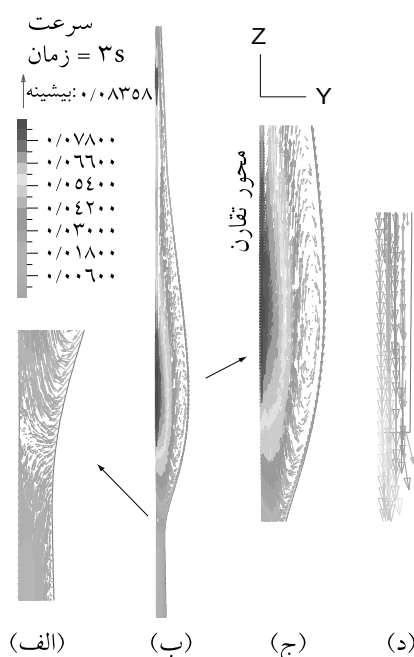
خروجی در ضمن انتشار موج را می‌توان به تغییرات فشار محلی در مجرا نسبت داد که به تغییر مکان شعاعی قابل توجه دیواره در آن محل مطابق شکل (۴) منجر می‌شود. گرادیان فشار محلی در آن ناحیه در مدت عملکرد سازوکار دودی شکل قابل توجه است که به جمع‌شدگی دیواره و ایجاد تنش برشی زیاد در آن نواحی می‌انجامد. البته با 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.



شکل ۶ اندازه سرعت ادرار در خروجی می‌زنای در زمان‌های پایانی سازوکار دودی شکل که بولاس ادرار در حال تخلیه به مثانه 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 ۱۰۰ Pa و ۰ اعمال شد.

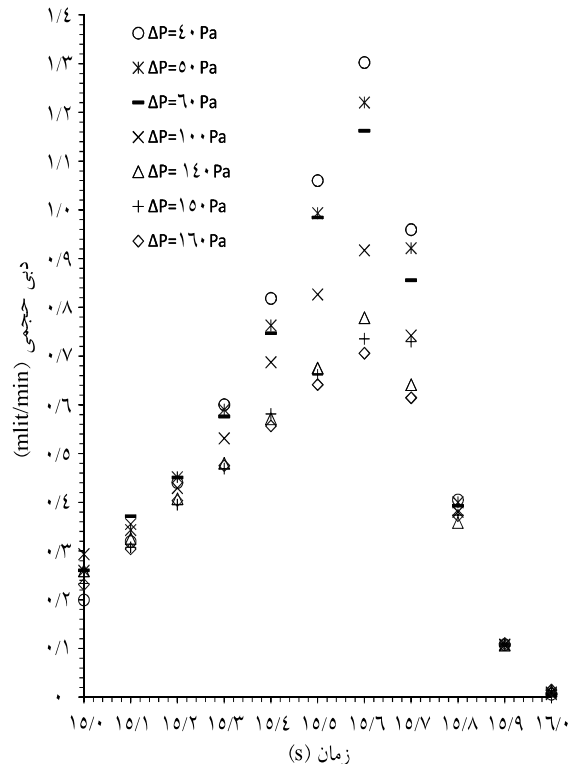


شکل ۷ توزیع فشار در میزنای در مدت عملکرد سازوکار دودی شکل. تغییر شکل بولاس ادراری و میزان جمع شدگی مجرا در جلو و پشت بولاس در حال حرکت، متأثر از تغییرات دینامیکی فشار ناحیه باز مجرای (لومینال) میزنای، در این شکل نمایان است. در ورودی و خروجی این مدل به ترتیب فشارهای ۱۰۰ Pa و ۶۰ Pa اعمال شد.



شکل ۸ الگوی برداری سرعت جریان سیال در زمان $t = 3$ s در ورودی و خروجی این مدل به ترتیب فشارهای ۱۰۰ Pa و ۶۰ 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 میزناهی به طور قابل توجهی کاسته می شود.



شکل ۹ نمودار دبی حجمی خروجی ادرار از میزناهی بر حسب زمان در زمان های پایانی عملکرد سازوکار دودی شکل که بولاس ادرار در حال تخلیه به مثانه است. بیشینه دبی خروجی ادرار در زمان $t = 15/6$ s ایجاد می شود.

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

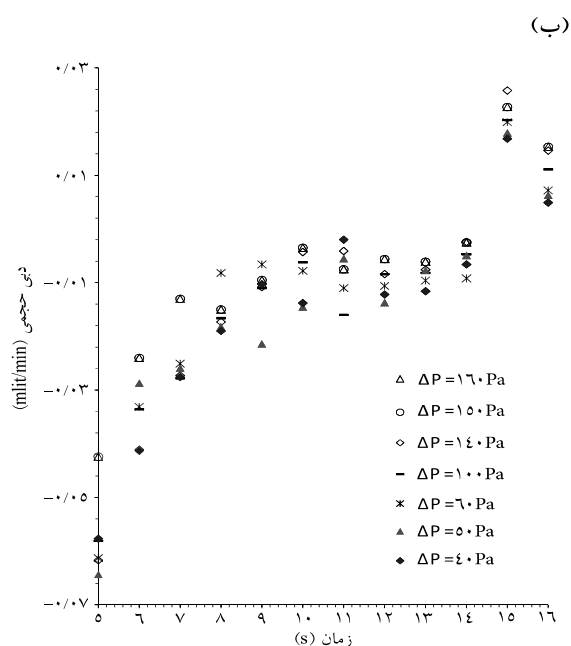
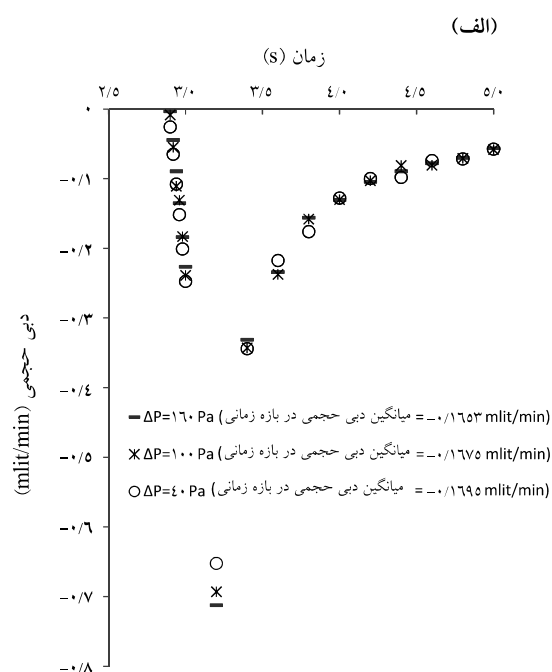
جدول ۱ دبی ادرار در ورودی و خروجی میزناهی در حین پیشروی موج دودی شکل به سمت مثانه در مدل با ورودی و خروجی فشار اعمال شده به ترتیب برابر ۱۰۰ Pa و ۰.

دبی حجمی ورودی (mlit/min)	دبی حجمی خروجی (mlit/min)	زمان
۰/۳۸۵۰	۱/۵۳۳۵	$t = 1$ s
-۰/۰۵۷۲	۰/۱۸۸۵	$t = 2$ s
۰/۱۰۶۳	-۰/۲۳۸۹	$t = 3$ s
۰/۰۰۸۴	-۰/۱۳۰	$t = 4$ s
-۰/۰۰۱۲	-۰/۰۵۸۱	$t = 5$ s
۰/۰۰۲۹	-۰/۰۳۳۶	$t = 6$ s
۰/۰۰۵۴	-۰/۰۲۷۸	$t = 7$ s
-۰/۰۰۳۱	-۰/۰۱۶۶	$t = 8$ s
-۰/۰۰۱۱	-۰/۰۱۱۰	$t = 9$ s
۰/۰۰۳۹	-۰/۰۰۶۲	$t = 10$ s
۰/۱۳۴۷	-۰/۰۰۴۷	$t = 14$ s
۰/۲۹۳۷	۰/۰۲۰۳	$t = 15$ s
۰/۶۸۷۴	۰/۰۳۰۵	$t = 15/4$ s
۰/۸۲۶۵	۰/۰۳۰۲	$t = 15/5$ s
۰/۹۱۷۰	۰/۰۳۰۸	$t = 15/6$ s
۰/۷۴۲۰	۰/۰۳۰۷	$t = 15/7$ s
۰/۳۸۰۵	۰/۰۲۸۶	$t = 15/8$ s
۰/۱۰۷۱	۰/۰۲۱۴	$t = 15/9$ s
۰/۰۰۹۶	۰/۰۱۱۱	$t = 16$ s

۲-۴- توزیع فشار و سرعت ادرار در میزناهی در مدت

عملکرد سازوکار دودی شکل

مقادیر سرعت ادرار در خروجی میزناهی در زمان های پایانی عملکرد سازوکار دودی شکل در شکل (۶) نشان داده شده است. همان گونه که در این شکل دیده می شود، در نتیجه تخلیه جت بولاس ادرار از خروجی میزناهی که مقطع ثابتی دارد، مقادیر بیشینه سرعت ادرار همواره در نزدیکی خروجی مجرا ایجاد می شود و در زمان های پایانی حرکت



شکل ۱۰ نمودار دبی حجمی ادرار در ورودی میزنای برحسب زمان؛ (الف) در آغاز سازوکار دودی شکل و (ب) در ادامه پیشرفت موج تا تخلیه کامل ادرار به مثانه. مقادیر منفی دبی، ایجاد رفلکس 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 مجرا 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 رفلکس میزنای به کلیه را ایجاد می‌کند، از این نواحی آغاز و تا ورودی میزنای ادامه می‌یابد (شکل ۸-د).

مقادیر منفی دبی حجمی ادرار که در جدول (۱) آورده شده، وجود رفلکس جریان ادرار را نشان می‌دهد. از داده‌های این جدول آشکار است که رفلکس میزنای 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 رفلکس ادرار در پایین دست میزنای (از مثانه به میزنای)، در مدت زمان پیشرفت موج و قبل از نزدیک شدن آن به خروجی میزنای ایجاد می‌شود که با رسیدن موج به نواحی پایین دست، این اثر از بین می‌رود (جدول ۱). همان‌گونه که در بخش ۴-۱ گفته شد، علت این نوع بازگشت ادرار از خروجی به داخل مجرا در حین سازوکار دودی شکل، به افت فشار محلی نواحی انتهایی میزنای قبل از رسیدن بولاس به آن محل مربوط است که با توجه به شکل (۴) و به‌ویژه در زمان‌های آغازین تحریک، به جمع‌شدگی چشم‌گیر مجرا در آن نواحی می‌انجامد.

۴-۳- 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، ۰، ۴۰، ۵۰ و ۶۰ 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 باشند و هم با این فرض‌ها، مسأله 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 هندسه متقارن محوری مسأله به دست آمد:

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

r تغییر شعاعی مقطع و V_r سرعت ادرار در آن راستا 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

میزنای و در نتیجه افزایش نیروی محرکه ادرار مجزا 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.

1. MATLAB

بولاس فرض شده در تحقیق حاضر) را برابر ۶ cm در نظر گرفت و انتشار موج را در طول مجرا با سرعت ثابت فرض کرد. مطالعات وی اگرچه به عنوان پژوهش اولیه در این حوزه بسیار تأثیرگذار بوده و رژیم‌های مختلف جریان در میزنای (بولاس ایزوله، بولاس‌های در تماس^۱، جریان بولاس نشسته^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 میزنای و ساده‌سازی‌های زیاد در معادلات جریان است.

لازم است که با توجه به فرض‌های ساده کننده مدل مکانیکی ارائه شده، برای صحت‌سنجی 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 میزنای، حجم بولاس ادرار منتقل شونده در میزنای 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 میزنای واقعی) وجود دارد که مهم‌ترین آنها پیچیدگی هندسی میزنای است (به‌ویژه در محل گذر شریان ایلایک^۳ از نزدیکی میزنای - که در اواسط طول میزنای 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 رفلاکس ادرار در ورودی میزنای تا قبل از رسیدن بولاس ادرار به نزدیکی خروجی مجرا به طور کاهنده‌ای ادامه دارد. مقادیر فشار بیشینه در مجرا 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 رفلاکس 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 پایین دست میزنای برقرار می‌شود که این عامل از بین رفتن رفلاکس در ورودی مجرا با دور شدن بولاس ادرار از ورودی است.

در مجموع با مقایسه تغییرات مقادیر دبی جریان بازگشتی در ورودی با دور شدن موج از ابتدای میزنای در مدل‌های با اختلاف فشارهای متفاوت بین ورودی و خروجی (شکل ۱۰)، نتیجه می‌شود که تا زمان تداوم رفلاکس در ورودی، کاهش اختلاف فشار بین کلیه و مثانه، رفلاکس بیشتری را در پی دارد.

۵- بحث

الگوهای جریان مختلفی در میزنای 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 میزنای 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. گریفتز [۳۵] و [۴۳] تحلیل نظری و حل عددی جریان دودی شکل در میزنای را ارائه کرد که در آن میزنای را لوله‌ای یکنواخت با طول محدود و اتساع‌پذیری زیاد فرض کرد. همچنین طول موج 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 می شود. با آن که که میزنای پستانداران، تنوع زیادی در شکل، اندازه، ویژگی های مکانیکی و شرایط بارگذاری دارد، اما هدف اصلی مدل عددی ارائه شده در این تحلیل با استفاده از داده های 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 پدلی [۳] ویژگی های ویسکوالاستیک دیواره میزنای را با فرض مناسبی از نظریه پوسته نازک^۸ در مدلی عددی در نظر گرفتند. در مطالعات آنان که امواج متناوب فعال سازی ماهیچه ای^۹ (فرضی غیر واقعی از نظر فیزیولوژیکی به دلیل استقلال معادلات دیفرانسیل معمولی^{۱۰} جریان از زمان) را مدل سازی 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 داده های آزمایشگاهی یین و فانگ [۲۲] که از جنین انسان گرفته شده، تقریب مناسب تری را از ویژگی های مکانیکی دیواره میزنای در مقایسه با مطالعات قبلی [۳]، [۳۳] و [۳۶] تا [۳۸] ارائه می کند.

هنوز مسائل متعددی در حوزه دینامیک سیستم دفع ادرار حل نشده باقی است که روش برهم کنش سیال و جامد برای حل آنها کارآمد به نظر می رسد؛ برای مثال طبیعت پیچیده رفلکس و پارامترهای متعدد فیزیکی که به طور همزمان بر عملکرد آن تأثیر می گذارند. همچنین، تاکنون توصیف نظری مناسبی برای برهم کنش مستقیم دو عضو حیاتی سیستم دفع ادرار یعنی کلیه و مثانه ارائه نشده است. عملکرد واحدهای فعال ساز دیواره^{۱۱} که موج دودی شکل را ایجاد می کنند و فرایند تغییر شکل ماهیچه میزنای که بسیار غیرخطی است، به طور کامل درک نشده است.

بازه ای از مقادیر کمی به دست آمده است که به نتایج به دست آمده اعتبار می بخشد.

نتایج به دست آمده در زمینه توزیع فشار در میزنای نیز که در شکل (۷) نشان داده شده، تطابق 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 می شود.

در این مطالعه درباره میزان کمی رفلکس 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^۱، بازگشت ادرار از محل لگنچه های کلیوی (در ابتدای میزنای) به درون کلیه است. البته در شرایط طبیعی کارکرد این عضو سیستم دفع ادرار، به علت حضور دریچه UPJ^۲، این پدیده دیده نمی شود. این دریچه از بافت های عضلانی با برآمدگی ساده^۳ تشکیل شده که به دلیل تحذب^۴ سطح و بازشدگی درز گونه^۵، مانع نفوذ ادرار بازپس زده شده به درون کلیه می شوند. 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 ماهیچه ای در محل اتصال کلیه به میزنای دارای سطح صاف^۶ یا مقعر^۷ است)، دیده می شود [۱۳]، اهمیت کارکرد این دریچه با استفاده از داده های کمی وابسته به زمان از دبی ادرار بازگشتی، نشان داده شده است.

یافته های این تحلیل بر نقش انکار ناپذیر برهم کنش سیال و جامد در تحلیل جریان درون میزنای و تنش در دیواره ارتجاع پذیر آن دلالت دارد. مانند سایر مدل هایی که سازوکارهای زیستی پیچیده را شبیه سازی می کنند، در این جا نیز از فرض های ساده کننده ای در مدل عددی استفاده شد. این فرض های ساده کننده، بیشتر به هندسه

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

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

آن در حین سازوکار دودی شکل و انتقال بولاس ادرار از کلیه به مثانه است. این شبیه سازی، روش جدیدی را برای ارزیابی دقیق تر سازوکار دودی شکل در میزنای ارائه می کند. تأثیر پارامترهای فیزیولوژیکی مؤثر بر انتقال دودی شکل ادرار نیز در نظر گرفته شده است. این پارامترها عبارتند از: اختلاف فشار بین کلیه و مثانه، انعطاف پذیری قابل ملاحظه دیواره و ابعاد هندسی واقعی ناحیه مجرای (لومینال) میزنای در حین سازوکار دودی شکل. نتایج به دست آمده از این تحلیل به طور کمی نشان داد که ایجاد رفلاکس گسترده جریان ادرار در ابتدای عملکرد سازوکار دودی شکل در شرایط کارکرد غیرطبیعی دریچه UPJ - که مانع بازگشت جریان در محل اتصال کلیه به میزنای می شود - بسیار محتمل بوده و با افزایش فشار مثانه، نرخ رفلاکس ادرار به کلیه افزایش می یابد. به علاوه، کارایی انتقال دودی شکل یک بولاس ادراری ایزوله در میزنای، به ازای اختلاف فشارهای کمتر بین کلیه و مثانه، بیشتر است.

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

دبی ادرار خروجی از میزنای (mlit/min)	$\Delta P = 160 \text{ Pa}$	$\Delta P = 150 \text{ Pa}$	$\Delta P = 140 \text{ Pa}$	$\Delta P = 100 \text{ Pa}$	$\Delta P = 60 \text{ Pa}$	$\Delta P = 50 \text{ Pa}$	$\Delta P = 40 \text{ Pa}$
بیشینه	۰/۷۰۶	۰/۷۳۵	۰/۷۷۹	۰/۹۱۷	۱/۱۶۳	۱/۲۲۰	۱/۳۰۲
میانگین	۰/۴۲۹	۰/۴۱۹	۰/۴۳۵	۰/۴۸۶	۰/۵۳۸	۰/۵۵۰	۰/۵۵۱
نتایج اولسن [۱۷]	مقادیر میانگین دبی خروجی بولاس ادرار از میزنای انسان در شرایطی که سطح مقطع آن نزدیک به دایره است، با انجام آزمایش بر روی تعدادی نمونه انسانی، بین ۰/۲۶۵ تا ۲/۴۵ میلی لیتر بر دقیقه به دست آمد (جدول ۱، صفحه ۳۰ R).						
نتایج گریفیتر [۴۳]	حداکثر دبی حجمی خروجی از میزنای که با سازوکار دودی شکل پایا ^۲ منتقل می شود، ۲ میلی لیتر بر دقیقه است به جز شرایط فشار و دبی زیاد ادرار که در شرایط فیزیولوژیکی، تنها مواقع خاص و بازه های زمانی کوتاهی وجود دارد (صفحه ۲۱۱).						

مدل ارائه شده در این تحقیق، اگرچه مدل پایه مناسبی برای شبیه سازی سازوکار دودی شکل در میزنای ارائه می کند، اما برای نزدیک شدن بیشتر به طبیعت واقعی سازوکار میزنای، اصلاحاتی برای بهبود این مدل لازم است. از آن جمله، اعمال سرعت دقیق حرکت دودی شکل وابسته به زمان، براساس داده های واقعی^۱ ثبت شده از میزنای انواع پستانداران است که به شبیه سازی واقعی تری از عملکرد فیزیولوژیکی این عضو کمک می کند. به علاوه، هندسه متقارن محوری و یکنواخت فرض شده برای میزنای در این تحلیل، با آن که گام ارزشمندی در مدل سازی سه بعدی میزنای به شمار می رود، اما به شکل ایده آل فرض شده است؛ چنان که مسأله دینامیکی پیچیده مورد بررسی، با اعمال این ساده سازی هندسی، حل پذیر شود. به دلیل شکل ستاره ای سطح مقطع داخلی میزنای [۱۲] و به منظور مدل سازی طبیعت واقعی سازوکار انتقال ادرار در میزنای، به شکل های هندسی پیچیده تری نیاز است و امیدواریم که با پیشرفت در زمینه های ابزار محاسباتی و نیز تصویربرداری دینامیکی از سیستم دفع ادرار^۲، بتوان با استفاده از تصاویر سه بعدی پزشکی (CT و MRI) که دربر گیرنده تمامی پیچیدگی های هندسی میزنای باشد، از طریق گسسته سازی فضایی مناسب و حل عددی برهم کنش سیال و جامد، به یافته های ارزشمندی دست یابیم که با تحلیل آنها، شرایط بحرانی بیماری را تشخیص دهیم و نیز با به دست آوردن درک مناسبی از نقش پارامترهای تأثیرگذار در ایجاد یا تشدید بیماری ها، ابزارهایی را برای پیشگیری یا کنترل بیماری ها طراحی کنیم.

۶- نتیجه گیری

در این مقاله، نوعی شبیه سازی عددی با استفاده از تحلیل نظریه برهم کنش سیال و جامد ارائه شده است. هدف این تحلیل، بررسی جریان ادرار در میزنای و تنش در دیواره

1. In Vivo

2. Dynamic MRU

۷- منابع

- [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
- [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. Biomech. 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., Lapidus 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 دودی شکل»؛ 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 به مثانه»؛ مجله استقلال
(روش های عددی در مهندسی)، دوره ۲۸(۲)،
۱۳۸۸، صفحات ۱-۱۴.
- [38] Vahidi B, Fatouraee N, Imanparast A, Nasiraei-Moghaddam A.; "A mathematical simulation of the ureter: effects of the model parameters on ureteral pressure/flow relations", ASME J Biomech Eng.; Vol. 133(3), 2011, pp. 031004-1 - 031004-9.
- pigs", Neurorol. 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., Renaudeau 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., Renaudeau 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", Neurorol. 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.