مهندسی مکانیک مدرس

دوره ۱۰، شماره ٤، زمستان ۱۳۸۹ صرص ٥٥–٧٤ (دریافت مقاله: آبان ۱۳۸۹، یذیرش مقاله: بهمن ۱۳۸۹)



تحلیل غیرخطی انتقال دودیشکل 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

چکیدہ- چگونگی تشکیل و دفع ادرار از دیرباز جزو مسائل پیچیدۂ مورد توجه در علم بیومکانیک بودہ و تاکنون سازوکاری که ادرار را از کلیه به مثانه انتقال میدهد، بهطور کامل شناخته نشده است. شناخت سازوکار دودی شکل در میزنای می تواند نقش مهمی در درک بهتر عملکرد و نیز ناهنجاری های این عضو از سیستم دفع ادرار داشته باشد و راهکارهایی را برای برطرف کردن آنها ارائه کند؛ از جمله طراحی ابزارهای کمکی جریـان در میزنای مانند دریچه و استنت. در این مقاله، انتقال بولاس ایزولـه ادرار در میزنـای بـا اسـتفاده از نـوعی مـدل مکانیکی مبتنی بر دادههای آناتومیکی در حین سازوکار دودیشکل 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 اثـر اختلاف فشار بین کلیه و مثانه بر میزان بازگشت و کارایی انتقال ادرار در اثر سازوکار دودیشکل مطالعه شد. مدل محاسباتی ارائه شده، در دامنه سیال از ابزار دینامیک سیالات محاسباتی، فرمول بندی لاگرانـژی - اویلـری دلخواه (ALE)، معادلات تراكم ناپذير ناويراستوكس و الگوريتم نوسازى شبكه استفاده مىكند و در دامنه جامد از مدل غیرخطی ارودا - بویس و شرایط تماسی بهره میبرد. از ویژگیهای اساسی این مدل در مقایسه با تحقيقات قبلی، اعمال نشدن تغيير مكان از پيش تعيين شده به ديواره و تأثير پديری آن از تغييرات فسار دینامیکی داخل مجرا است. معادلات المان محدود سیال و جامد با استفاده از روش برهم کنش سیال و جامد (FSI) و از طریق جفت شدگی قوی حل شد. یافته های این تحلیل نشان داد که نواحی ابتدایی میزنای در هنگام انتشار موج، نسبت به نواحی دیگر تحت تنش بیشتری است. به علاوه، افزایش فشار مثانه باعث شدت بخشیدن به میزان رفلاکس ادرار از میزنای به کلیه در شرایط اختلال عملکرد دریچهای محل اتصال کلیه به مثانه می شود و بیشتر شدن کارایی سازوکار دودیشکل در انتقال بولاس ادرار از میزنای به مثانه را بههمراه دارد. **کلیدواژگان:** سازوکار دودیشکل، 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. Fatouraee^{2*}

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 fluidstructure 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 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⁽⁾، میزنای به صورت مجرایی غیرفعال عمل می کند که در آن جریان ادرار به صورت پایا وجود

۱– مقدمه

حرکت دودی شکل بر اثر انقباض پی درپی 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 [1] تا [۳]. با وجود این و با توجه به

^{1.} Pace Maker

دارد [۵]. انتقال ادرار در میزنای، فقط بر اثر حرکت دودی شکل صورت نمی گیرد بلکه به اختلاف فشار بین لگنچه های کلیوی و مثانه نیز بستگی دارد [۴]. بازگشت ادرار از مثانه به میزنای و احتمالاً به کلیه ها، رفلاکس¹ نامیده می شود. در موارد شدید این عارضه، رفلاکس می تواند باعث انتقال مواد سمی و باکتری ها 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 می دهد، انجام شده، اما عوامل مکانیکی تأثیر گذار در انتقال ادرار تاکنون به درستی شناخته نشده و سؤال های متعددی بی پاسخ باقی مانده است؛ مانند تأثیر ارتجاعی بودن دیواره و اختلاف فشار بین ورودی و خروجی بر بازدهی انتقال دودی شکل ادرار در میزنای. تحلیل کمّی بریان ادرار در میزنای می تواند به افزایش درک ما از کار کرد این عضو منجر شود و نیز در طراحی ابزارهای کمک جریان مانند دریچه ها و استنت برای پیشگیری از رفلاکس مؤثر باشد.

مطالعات آزمایشگاهی کمّی در حوزه زیست شناسی 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 میزنای [۱4] و ۳) الگوهای مختلف جریان ایجاد شده در میزنای [16] تا [۱۲] 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

کار کرد فیزیولوژیک میزنای که نرخ انقباض ماهیچهٔ صاف را دربر می گیرد، بسیار پیچیده بوده و لذا ماهیچهٔ صاف میزنای تاکنون به طور دقیق مدل سازی نشده است [۳۴]. سه عامل تأثیر گذار در نرخ انقباض ماهیچهٔ صاف عبارتند از: ۱) نیرویی که باعث انقباض ماهیچهای میشود که بیشتر، از نیروهای هیدرودینامیکی (لزج) تشکیل می شود 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 دودی شکل در لولهای با طول محدود را ارائه کرد و نـشان داد کـه در جریان با تودههای مجزا^۳، رابطه فـشار /جریان بـهوسـیلهٔ ویژگے، ہای فعال و غیرفعال لولے ای کے سازو کار دودی شکل در آن ایجاد می شود، تعیین شده و به شرایط بارگذاری در خروجی وابسته نیست. دینامیک مجاری فوقانى سيستم دفع ادرار و تأثير فشارهاى مختلف مثانه بر روابط فشار/جريان كليه و مثانه نيز بهوسيلة محققان بررسی شده است [۵]، [۱۶]، [۱۷] و [۱۸]. اما هیچیک از این تحقیقات، ویژگیهای مکانیکی واقعی دیوارهٔ میزنای را در مدل مناسبی کـه سازوکار دودیشـکل در میزنای را نزدیک به طبیعت واقعی آن شبیهسازی کند، در نظر نگرفتهاند. از آنجا که ویژگیهای مکانیکی دیوارهٔ میزنای، تعیین کنندهٔ تغییر شکلهای قابل توجه میزنای بر اثر سازوکار دودیشکل است، نقش انکار نایدیری 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 برهم کنش سیال و جامد نیاز است.

دیگر اعضای زنده [۲۸] و [۲۹] متمرکز بوده است. بهدلیل پیچیـدگی انتقـال ادرار در میزنـای، شـبیهسـازی ریاضـی جریان به شرایط هندسی سـاده و دوبعـدی محـدود بـوده است [۳۳] تا [۳۳].

^{1.} Reflux

^{2.} Ureteral Lumen

^{3.} Isolated Boluses

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

$$\nabla u^f = \cdot \quad in \ \Omega^f \tag{(7)}$$

$$\sigma^{f} = \mathrm{Y}\eta D(u^{f}) \quad p^{f}I \qquad in \quad \Omega^{f} \tag{(7)}$$

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

$$\rho^{s} \frac{du^{s}}{dt} = \nabla . \sigma^{s} + \rho^{s} f^{s} \qquad in \quad \Omega^{s} \tag{(f)}$$

$$\det(F) = v \qquad in \quad \Omega^s \tag{(a)}$$

$$\sigma^{s} = G(F, F^{T}, I) \quad p^{s}I \qquad in \quad \Omega^{s} \tag{(8)}$$

باید توجه شود که این معادلات بدون توجه به روشهای حل میتواند برای بررسی برهم کنش سیال و σ جامد به کار رود. در این معادلات، u بردار سرعت، تانے سور تے نش کوشی f f نیے وی حجمے ∇ عمل گے گرادیان[^]، ^{*p*} فـشار، *I* تانـسور واحـد[°]، *G* مـدول برشـی جامد''، ρ دانسیته''، η لزجت'' و t زمان است. تانسور , $F = (\nabla_n x^s)^T$ د. فرمول بندی لاگرانژی تعریف می شود. با تعریف تانسور نرخ تغييب شڪل ($D(u^f) = -(\nabla u^f + (\nabla u^f)^T)$ سيال بهصورت نيوتني رفتار ميكند. همان طور كه ديده مي شود، برخلاف جامد، سیال در فرمول بندی اویلری تعریف می شود. برای حل مسائلی که اثر برهم کنش سیال و جامد در آنها در نظر گرفته می شود، باید شرطهای سازگاری سینماتیکی و دینامیکی در مرز سیال و جامد ارضا شوند. سازگاری سینماتیکی بیانکننده شرط عدم لغزش در دیواره است که بهصورت زیر است:

- 10. Solid Shear Modulus
- 11. Density
- 12. Viscosity

وحیدی و فتورائی [۳۳] مدلی دو بعدی را برای جریان ادرار در میزنای ارائیه کردنید کیه در آن فیرض شده کیه دیوارهای انعطاف ندیر در راستای طولی بین دو صفحهٔ صلب حركت مىكند. مهمترين محدوديت اين تحقيق نادیده گرفتن تحریک گره به گره دیـوارهٔ میزنـای در طـی حرکت دودی شکل است که در شرایط فیزیولوژیکی اتفاق میافت. یس 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 یارامترهای مکانیکی مختلف را بر توزیع جریان در میزنای و تنش در جدار داخلی آن بررسی كردند. این تحلیلها محدود به مدلهای الاستیک خطبی برای دیواره و رژیم جریان لوله باز بوده است. در تحلیل حاضر، این محدودیتها برطرف شده؛ بدین معنا که با استفاده از دادههای آزمایـشگاهی، ویژگــیهـای مکـانیکی دیوارهٔ میزنای با استفاده از نوعی مـدل غیرخطـی بـهطـور نسبتاً دقیقی در نظر گرفته و عبور بولاس ٔ ادراری در یک مجرای تقریباً جمع شده^۳ با استفاده از اندازههای دقیقی که از مطالعات ریختستجی[†] و آناتومیکی میزنای [۱۲] بەدست آمدە، شېيەسازى شدە است.

۲- خواص مواد و تئوریهای حاکم

در این تحقیق از روش برهم کنش سیال و جامد 5 ستفاده شد. شکل قوی معادلات حاکم برای این گونه مسائل در اینجا ارائه می شود. بقای اندازه حرکت در میائل در اینجا ارائه می شود. بقای اندازه حرکت در میال 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 می شود. f و 8 بهترتیب نشاندهندهٔ سیال و جامد است. معادلات (۱) تا (۳) معادلات بخش سیال هستند:

5. Fluid-Structure Interaction

^{6.} Cauchy Stress Tensor

^{7.} Volumetric Forces 8. Gradient Operator

⁹ Unit Tensor

^{1.} Open-Tube Flow

^{2.} Bolus

Collapsed
 Morphometric



شکل ۱ هندسهٔ مدل المان محدود تماسی. ابعاد بولاس اولیه بر اساس دادههای گزارش شدهٔ وودبرن و لاییدس [۱۲] فرض شده است. در این شکل، مساحتهای لومن میزنای در محل مقطع جمع شده (در ابتدای بولاس) و قلهٔ بولاس دوکی شکل مشخص شده است. فشار ورودی (کلیه)، برابر ۱۰۰ و خروجی (مثانه)، برابر ۶۰-، ۵۰-، ۴۰-، ۰۰، ۵۰ و۶۰ پاسکال فرض شد.

(

$$u^{s} - u^{f} = \cdot$$
 on $\partial \Omega^{s}$ (۷)
شرط سازگاری دینامیکی به صورت زیر بیان

$$\sigma^{s} \cdot n + \sigma^{f} \cdot n = \cdot \quad on \quad \partial \Omega^{s} \tag{(A)}$$

n بردار عمود بـر مـرز سـيال و جامـد شرط، بیان کنندهٔ تعادل نیروها در مرز جامد است.

۲–۱– مدل دیواره

هندسهٔ مدل در شکل (۱) نشان داده شده است. سطح تماس صلب برای ایجاد موج تحریک دیواره با سرعت ۲ cm/s در طول حرکت می کند. برای مدل سازی دیوارهٔ میزنای، از مدل غیرخطے ابرالاستیک ارودا – بویس ٔ استفاده شده و دادههای آزمایـشگاهی یـین و فانگ حاصل از آزمون کشش ساده دیوارهٔ میزنای [۲۲] با این مدل –همان گونه که در شکل (۲) نـشان داده شده- تطبیق داده شده است. تابع چگالی انرژی کرنے M مادہ اروداہویس با استفادہ از مکانیک آماری به صورت زیر نوشته می شود:

$$w_{\wedge ch} = \frac{NK\theta}{r} \left[\beta_{chain} \lambda_{chain} + \sqrt{n} \ln \left(\frac{\beta_{chain}}{\sinh \beta_{chain}} \right) \right]$$
(۹)
که در آن:

$$\lambda_{chain} = \left(\frac{1}{r} I_{1}\right)^{\frac{1}{r}} \tag{1.1}$$

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

ی اعمال رابطهٔ فوق در تحلیل عددی، تابع چگالی انرژی کرنشی بالا (معادله ۹) بهصورت زیر بەشكل نمايى تبديل مىشود:

$$w_{\Lambda ch} = \mu \sum_{i=1}^{n} \left[\frac{C_i}{\lambda_m^{\forall i-\forall}} (I_{\lambda}^i - \forall) \right]$$
(17)

دارد، بهصورت زیر است:

$$w_{\wedge ch} = \mu \sum_{i=1}^{\circ} \left[\frac{C_i}{\lambda_m^{\forall i=\forall}} (I_1^i - \forall) \right]$$
(17)

=·/··۲۶۹ ، C_3 = ·/· ۱·۴۷ , C_2 = ·/· ۵ , C_1 = ·/۵ $C_5 = \cdot / \cdot \cdot \cdot \vee \vee \cdot C_4$

^{1.} Hyperelastic

^{2.} Arruda-Boyce

ثابت فیزیولوژیک میزنای (۱ تا ۶ میلےمتر جیوہ)

حل تحلیلی قانون دوم نیوتن برای سیالات بسیار پیچیده

است؛ لذا از روش های عددی برای حل این معادلات استفاده می شود. برای حل، معادلات اندازه حرکت سیال به شکل مشتقات جزئی از طریق فرایند گسسته سازی المان

محدود به معادلات جبری قابل حل تبدیل و دستگاه

معادلات حاصل از روش ماتریسی تنک^۲ حل میشود. ایـن روش، ساختار ماتریس حل را بهینه میکند بـهطـوریکـه

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 برهم کنش 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 سه گرهای برای گسسته سازی

سیال استفاده شد. تعداد المانها، با هدف ارضای شرایط

استقلال حل عددی از اندازه شبکه محاسباتی و با افزایش

تدريجي تعداد المانها تعيين شده است. مدل شبكه

برای ایجاد تحریک دودی شکل در میزنای، دیوارهٔ

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

t = ۱، سطح تماس صلب (با سرعت میانگین

فیزیولوژیک حرکت دودی شکل دیوارهٔ میزنای یعنی

۲ cm/s ۲ (۳۳]) در طول دیواره حرکت داده شد.

محاسباتی جامد و سیال در شکل (۳) آورده شده است.

[۳۰] است.

۳- روش حل عددی

^μمدول برشی اولیه و λ_m کشیدگی قفل شدنی^¹ است. آزمایشهای ارودا و بویس [۳۹] نشان داده که این مدل برای مواد تحت کرنشهای تا ٪۳۰۰ مناسب است. بهعلاوه، مهمترین مزیت این مدل، تطبیق مناسب دادهها با منحنی مادی این مدل است؛ حتی در شرایطی که دادههای آزمایشگاهی محدود باشد [۴۰].



از دادههای آزمایشگاهی یین و فانگ [۲۲] برازش شده است.

۲-۲- مدل سیال

جریان سیال گذرا در لوله ای متقارن محوری با طول محدود در نظر گرفته شده و جریان سیال به صورت لایه ای، نیوتنی، لزج و تراکم ناپذیر فرض شده است. چگالی (۵) و لزجت (۹) ادرار به ترتیب برابر ۱۰۵۰kg/m³ پیوستگی و تراکم ناپذیر 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-، (کلیه) برابر ۱۰۰ و در ودوه ای نزدیک به سطح فشار اختلاف فشارها در محدوده ای 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 اولیهٔ سیال و جامـد و (ب) شـبکه نوسـازی شـده سـیال در لحظهای حین سازوکار دودیشکل که نوسازی شبکه برای اولین بار در مجرا اتفاق میافتد. فرایند نوسازی شبکه اعمال شـده بـر دامنه سیال در مدت حل دینامیکی مسأله، در همگرایی حل عددی، تأثیر بهسزایی دارد.

> وقتى قسمتى از محدودةمحاسباتى سيال تغيير شكل مىدهد، توصيف اويلرى سيال ديگر قابل استفاده نيست و باید از مختصات لاگرانژی استفاده شود؛ لذا برای غیر قابـل حرکت کردن محدودهٔ محاسباتی سیال و بررسی تغییر مکانهای بزرگ جامد، از فرمول بندی لاگرانژی- اویلری دلخواہ (ALE) استفادہ شد. ویژگی اصلی این روش آن است که به شبکه المان محدود اطراف جسم جامـد اجـازه مے،دھد که تغییر مکانھا یا تغییر شکلھای بزرگی را تجربه کند. حرکت شبکه به گونهای طراحی می شود که مرز بین سیال و جامد با جامد حرکت کند و نظم شبکه سیال همواره حفظ شود؛ فرمـول.بنـدی لاگرانـژی معمـولاً برای قسمت جامد استفاده می شود. روش ALE بهوضوح، جفت شوندگی قوی بین سیال و جامد را با به اشتراک گذاشتن گرهها در مرز جامد فراهم میسازد. با وجود ایـن، مسألهٔ ما بهدلیل تغییر شکل زیاد و مداوم در حوزه سیال در هنگام سازوکار دودی شکل، بدون استفاده از الگوریتم نوسازی شبکه ٔ حل شدنی نیست. ایـن فراینـد مبتنـی بـر استفاده از شـبکهبنـدی آزاد^۲ در دامنـه سـیال بـوده و در جریان های دو بعدی و متقارن محوری با استفاده از المانهای مثلثی سے گرمای کاربرد دارد. برای دیـدن جزئیات بیشتر، بته [۴۱] را ببینید.

در تحلیل برهم کنش 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 مزیای اصلی این روش نسبت به روش جفت شدگی ضعیف⁶ آن است که بهطور کلی روش سریعتری است اگرچه به حافظه بیشتری نیاز دارد.

–۱–۳ معادلات المان محدود سیستم جفت شده

 $X = (X_{f}, X_{s})$ اگر بردار جواب * سیستم جفت شده را با X_{s} یشان دهیم که در آن X_{f} و X_{f} بردارهای جواب سیال و جامد است، داریم:

$$\underline{d}_{s} = \underline{d}_{s} \left(X_{s} \right) \tag{14}$$

$$\underline{\boldsymbol{\tau}}_{f} = \underline{\boldsymbol{\tau}}_{f} \left(\boldsymbol{X}_{f} \right) \tag{10}$$

که در آن $\frac{d}{d}$ جابهجایی جامد و $\frac{f}{d}$ تنش سیال است. زیرخط نشاندهندهٔ مرز سیال – جامد است.

^{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 دودیشکل. تغییر شکل دینامیکی بولاس ادرار که تعیین کنندهٔ حجم ادرار جابهجا شونده است، در این نمودار نشان داده شده است. طول اولیهٔ بولاس در اولین منحنی سمت چـپ، مقـدار اولیـه و ورودی مسأله است. در ورودی و خروجی این مدل، بهترتیب فشارهای ۱۰۰ Pa و ۱ عمال شد.

معادلات المان محـدود سیـستم جفـت شـده سـیال -جامد بهصورت زیر بیان میشود:

$$F[X] = \begin{pmatrix} F_f & [X_f, \underline{d}_s & (X_s)] \\ F_s & [X_s, \underline{\tau}_f & (X_f)] \end{pmatrix} = \cdot$$
(19)

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]:

$$F_f [X_f, \cdot] = \cdot \tag{1Y}$$

$$F_{s}\left[X_{s},\cdot\right] = \cdot \tag{1}$$

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 بهترتیب برابر ۸۰۰ و ۵۰۰ و بیشینهٔ تکرار برای برهم کنش سیال و جامد برابر ۸۰۰ فرض شد. پارامترهای کنترل کنندهٔ همگرایی سیستم جفت شده عبارتند از: تلرانسهای نیرو، تغییر مکان و ضرایب آسودگی^۱. تلرانس نیرو

سرعت/جابهجایی و ضریب آسودگی نیرو و جابهجایی بهترتیب برابر ۱ و ۱/۰ فرض شد. ده گام زمانی برابر ۱/۱ ثانیه برای مرحلهٔ 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 ۲۰/۱ ثانیه برای بازهٔ تخریک دودی شکل دیواره در نظر گرفته شد. زمان حل برای هر یک از هفت مدل، بر روی یک رایانهٔ سرور با پرداز شگر (TM) FIntel Xeon بجامید. با حافظهٔ اصلی ۲۵ کا، ده روز به طول انجامید.

۴- نتايج

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 شبیه سازی می کند. مزیت های عمدهٔ این مدل عبار تند از: ۱- بهره گیری از داده های هندسی کلینیکی میزنای؛ ۲- استفاده از خواص مکانیکی غیر خطی دیوارهٔ میزنای به دست آمده از داده های آزمایشگاهی و ۳- اعمال نشدن تغییر مکان از پیش تعیین شده به دیواره و تأثیر پذیری آن از تغییر فشار داخل مجرا.

^{1.} Relaxation Factor



شکل ۵ تنش برشی روی دیوارهٔ میزنای در مدت زمان ایجاد موج دودیشکل. در ورودی و خروجی این مدل، بهترتیب فشارهای ۱۰۰ و ۱ اعمال شد.

۴-۱- تغییـر شـکل دینـامیکی بـولاس ادرار و توزیع تنش برشی روی دیواره میزنای در مـدت زمان عملکرد سازوکار دودیشکل

در هنگام پیشرفت سازوکار دودی شکل از لگنچه های کلیوی به سمت مثانه، 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 مناز می 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 مودی شکل در طول میزنای، از شعاع بولاس در حال دودی شکل در طول میزنای، از شعاع بولاس در حال

ورودی مجرا با آغاز انتشار موج دودی شکل است. بهعلاوه، 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 دیوارهٔ میزنای در نزدیکی انتهای مجرا در شکل (۴) آن را نشان می دهد. این افت فشارها عامل اصلی ایجاد رفلاکس مثانه 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 دیوارهٔ میزنای در مدت زمان انتشار موج دودی شکل در شکل (۵) نسان داده شده است. با انتشار موج دودی شکل به سمت مثانه، نواحی پیشانی بولاس در حال حرکت بر روی دیواره دارای بیشینهٔ تنش برشی است و بزرگی این مقادیر با پیشرفت موج در طول میزنای به طور قابل توجهی بهمن وحیدی و همکار

کاهش مییابد. از دادههای تنش برشی میزنای نتیجه می شود که نواحی ابتدایی دیوارهٔ میزنای در مدت عملکرد سازوکار دودی شکل، تحت تنش بیشتری قرار دارد. به نظر می رسد که این اثر، به دلیل شتاب گیری ناگهانی ادرار و در نتیجهٔ آغاز انتشار طولی موج ایجاد می شود. 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 می شود که با نزدیک شدن بولاس به خروجی، این اثر از بین می رود. 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 دودیشکل 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 بهتدریج کاسته شده و با رسیدن بولاس ادرار به این نواحی، این پدیده بهطور کامل از بین میرود.



شکل ۶ اندازهٔ سرعت ادرار در خروجی میزنای در زمانهای پایانی سازوکار دودی شکل که بولاس ادرار در حال تخلیه بهمثانه می باشد. روند کاهش دبی خروجی با کوچک شدن بولاس ادرار از چپ به راست، قابل استنباط است. در ورودی و خروجی ایس مدل به تر تیب فشارهای Pa ۱۰۰ و ۱ عمال شد.



شکل ۷ توزیع فشار در میزنای در مدت عملکرد سازوکار دودیشکل. تغییر شکل بولاس ادراری و میـزان جمـع شـدگی مجـرا در جلـو و پشت بولاس درحال حرکت، متأثر از تغییرات دینامیکی فشار ناحیه باز مجرایی (لومینال) میزنای، در این شکل نمایـان اسـت. در ورودی و خروجی این مدل بهترتیب فشارهای Pa ۱۰۰ و ۶۰ Pa اعمال شد.



شکل ۸ الگوی برداری سرعت جریان سیال در زمان ۳ s = ۳؛ در ورودی و خروجی این مدل بهترتیب فشارهای Pa و ۲۰۰ و ۶۰ اعمال شد. الف) بردارهای سرعت ادرار پشت بولاس در حال حرکت. نقاط جدایش جریان بر روی دیواره که رفلاکس 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 تعیین کنندهٔ رفلاکس است.

تحلیل غیرخطی انتقال دودی شکل توده ادرار از ...

بهمن وحیدی و همکار

جــدول ۱ دبـی ادرار در ورودی و خروجـی میزنـای در حـین پیشروی موج دودیشکل بهسمت مثانه در مـدل بـا ورودی و خروجی فشار اعمال شدهٔ بهترتیـب برابـر ۱۰۰Pa و ۰.

دبی حجمی خروجی (mlit/min)	دبی حجمی ورودی (mlit/min)	زمان		
۰/۳۸۵۰	1/5885	t=\s		
-•/• ۵Y۲	•/٨١٨۵	t =۲ s		
•/1•۶٣	-•/٢٣٨٩	t =۳ s		
۰/۰۰۸۴	-•/١٣٠	t =۴ s		
-•/·• \Y	-•/•۵۸۱	t=۵ s		
•/••٢٩	-•/•٣٣۶	t =۶ s		
•/••۵۴	-•/• YVX	t =Y s		
-•/••٣١	-•/•188	t =A s		
-•/••))	-•/• \ \ ·	t=۹ s		
•/••٣٩	-•/••۶۲	$t = \mathbf{v} \cdot \mathbf{s}$		
•/١٣۴٧	-•/•• ۴ ٧	t =14 s		
•/٢٩٣٧	•/•٢•٣	$t = \iota \Delta s$		
•/۶٨٧۴	۰/۰۳۰۵	$t = 1 \Delta/\epsilon s$		
•/8280	•/• ٣• ٢	$t = i \Delta / \Delta s$		
•/٩١٧•	۰/۰۳۰۸	$t = \delta \beta s$		
•/٧۴٢•	•/•٣•٧	$t = i \Delta / V s$		
۰/۳۸۰۵	•/• ۲٨۶	$t = i \Delta / \lambda s$		
•/١•٧١	•/•٢١۴	$t = 1 \Delta/9 s$		
•/••98	•/•)))	t = ۱۶ s		

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

مقادیر سرعت ادرار در خروجی میزنای در زمانهای پایانی عملکرد سازوکار دودیشکل در شکل (۶) نشان داده شده است. همان گونه که در این شکل دیده میشود، در نتیجهٔ تخلیه جت بولاس ادرار از خروجی میزنای که مقطع ثابتی دارد، مقادیر بیا شینه سارعت ادرار همواره در نزدیکی خروجی مجرا ایجاد میشود و در زمانهای پایانی حرکت

دودی شکل دیواره، از سرعت جت ادرار در خروجی میزنای بهطور قابل توجهی کاسته می شود.



پروفیل توزیع فشار در میزنای در طی سازوکار دودیشکل در شکل (۷) آورده شده است. تغییر شکل بولاس ادراری و میزان جمعشدگی محرا در جلو و پشت نولاس در حال حرکت بر اثر تغییرات دینامیکی فشار ناحیه باز مجرایی (لومینال) میزنای، در این شکل نمایان است. بیشینهٔ فشار در مجرا همواره در پشت بولاس در حال حرکت ایجاد میشود و در زمانی که بیشترین سرعت خروجی ادرار اتفاق میافتد (s ۱۵/۶ t ج، شکل ۶)، بیشینهٔ فشار در مدت انتشار یک موج دودیشکل در مجرا نیز مشاهده میشود و نیز در این



شکل ۱۰ نمودار دبی حجمی ادرار در ورودی میزنای برحسب زمان؛ الف) در آغاز سازوکار دودی شکل و ب) در ادامه پیشرفت موج تا تخلیهٔ کامل ادرار به مثانه. مقادیر منفی دبی، ایجاد رفلاکس را نشان می دهد.

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 بردارهای سرعت داخل بولاس (شکل ۸-ب). توزیع ایبن نواحی شکل میدهند (شکل ۸-ج) به شکلی است که نواحی جریان گردابی، بالای جت مرکزی و در نزدیکی قله بولاس (شکل ۸-الف) نشان داد که در این نواحی جدایش جریان اتفاق میافتد و جریان بازگشتی که رفلاکس 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 شــده، وجــود رفلاکــس جريـان ادرار را نــشان میدهد. از دادههای این جدول آشکار است که رفلاکس میزنای به کلیه در حین سازوکار دودی شکل، با ییـشرفت مـوج بـه سـمت مثانـه و دور شـدن از کلیـه بهتدریج از بین می رود. همچنین دیده شد که مقدار اندکی رفلاکس ادرار در پاییندست میزنای (از مثانه به میزنای)، در مدت زمان پیشرفت موج و قبل از نزدیک شدن آن به خروجی میزنای ایجاد می شود که با رسیدن موج به نواحی پایین دست، این اثر از بین میرود (جدول ۱). همان گونه که در بخش ۴-۱ گفته شد، علت این نوع بازگشت ادرار از خروجی به داخل مجرا در حین سازوکار دودی شکل، به افت فـشار محلی نـواحی انتهایی میزنای قبل از رسیدن بولاس به آن محل مربوط است که با توجه به شکل (۴) و بهویژه در زمانهای آغازین تحریک، به جمع شدگی چشم گیر مجرا در آن نواحی میانجامد.

۴–۳- اثر اختلاف فشار کلیه و مثانه بـر جریـان 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 و۶۰ پاسکال ایجاد شد بهطوری که شرایط زیر را تأمین کند تا هـم سـطوح فــشار در نظـر گرفتـه شـده در محـدوده شـرایط فیزیولوژیک میزنای [۳۰] قرار داشته باشند و هـم بـا این فرضها، مسألهٔ پیچیدهٔ 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 گردهای واقع بر مقاطع ورودی و خروجیی در زمان های مختلف استخراج و سپس با استفاده از برنامهای در نرم افزار متلب'، از این مقادیر سرعت تابعی درجه چهار عبـور داده شد تا پروفیل سرعت در آن مقطع را با تقریب مناسبی بهدست بدهد. بر طبق رابطه زیـر دبـی ادرار در آن مقطع از دادههای هندسهٔ متقارن محوری مسأله بهدست آمد:

$Q = \mathrm{Y}\pi \int_{0}^{1} r V_r dr$	(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 می شود. این پدیده را میتوان این گونه تفسیر کرد که با افزایش اختلاف فشار ورودی و خروجی

1. MATLAB

٦٨

میزنای و در نتیجهٔ 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 می یابد. این امر مبین آن است که کارایی انتقال دودی شکل این امر مبین آن است که کارایی انتقال می یابد. یک بولاس ادراری ایزوله در میزنای، بر اثر کاهش اختلاف فشار بین کلیه و مثانه افزایش می یابد. بیشینه و میانگین دبی حجمی خروجی از میزنای در احظات پایانی سازوکار دودی شکل در مدل های با اختلاف فشارهای مختلف بهمنظور مقایسه با اختیقیات قبلی [۱۷] و [۴۳] در جدول (۲) آورده شده است.

نم ودار دبی حجمی ادرار در ورودی میزنای برحسب زمان در شکل (۱۰) آورده شده است. در شکل (۱۰-الف) روشن است که با آغاز انتشار موج دودی شکل در میزنای، رفلاکس ادرار به سمت کلیه ایجاد میشود که بهدلیل نیروهای اینرسی وارد شده بر سیال اطراف موج منتشر شونده، این اثر پدیدار میشود. توجیه شود که نیرخ دیلی ادرار بازگشتی بهدلیل شتاب گیری ناگهانی ادرار، در ابتـدا افزایـشی است اما در ادامهٔ پیشرفت موج و در نتیجهٔ کاهش اثر اینرسی و سرعت گرفتن بولاس ادرار پیشرونده بهسمت مثانه، از میزان رفلاکس ادرار کاسته می شود. با مقایسهٔ مقادیر دبی ادرار بازگشتی در ورودی میزنای در اختلاف فشارهای مختلف کـه بـا گـرفتن میانگین از دادههای دبی شکل (۱۰–الـف) بـهدسـت آمده، نتيجه مى شود كه با افزايش اختلاف فشار بين کلیه و مثانه، از میزان رفلاکس کاسته میشود که این بهدلیل ایجاد افزایش مقاومت در مسیر باز گشت جریان بر اثر افزایش نیروی محرکهٔ سیال در جهت مثانه روی میدهد.

دورهٔ دهم، شمارهٔ ٤/ زمستان ۱۳۸۹

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 ۲). 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 نتیجهٔ کاهش اثر غلبهٔ ناحیه پر فشار پشت بولاس بر شرایط رودی به سمت پاییندست میزنای برقرار میشود که این ورودی به سمت پاییندست میزنای برقرار میشود که این عامل از بین رفتن رفلاکس در ورودی مجرا با دور شدن بولاس ادرار از ورودی است.

در مجموع با مقایسهٔ 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 درپی دارد.

۵– بحث

الگوهای جریان مختلفی در میزنای گزارش شده است [۱۶]، [۱۷]، [۳۵] و [۳۴]. مدل ارائه شده در تحلیل حاضر در شرایط فیزیولوژیکی صدق میکند که در آن، شرایط غالب در سازوکار دودیشکل میزنای انسان برقرار است [۱۷]؛ به طوری که تودهٔ مجزای ادرار با دبی حجمی کمتر از ۲ میلیلیتر بر دقیقه به مثانه منتقل میشود [۳۴]. مقادیر دبی بهدست آمده در این تحلیل، در محدودهٔ مقادیر گزارش شدهٔ حاصل از مطالعات نظری [۳۳] و بالینی [۱۷] واقع است که در جدول (۲) آورده شد. گریفیتز [۳۵] و [۳۴] تحلیل نظری و حل عددی جریان دودیشکل در میزنای را ارائه کرد که در آن میزنای را لولهای یکنواخت با طول محدود و اتساعپذیری زیاد فرض

بولاس فرض شده در تحقیق حاضر) را برابر cm ۶ در نظر گرفت و انتشار موج را در طول مجرا با سرعت ثابت فـرض کرد. مطالعات وی اگرچه بهعنـوان پـژوهش اولیـه در ایـن حوزه بسیار تأثیرگذار بوده و رژیمهای مختلـف جریـان در میزنای (بـولاس ایزولـه، بـولاسهـای در تمـاس^۱، جریان میزنای (فرولاس ایزولـه، بـولاسهـای در تماس^۱، جریان دبیهای گـزارش شـده دربرگرفتـه است؛ بـا وجـود ایـن، محدودیتهای زیادی دارد که مهمترین آنها چشمپوشی از خواص مکانیکی دیوارهٔ میزنای و سادهسازیهای زیاد در معادلات جریان است.

لازم است که با توجه به فرضهای ساده کنندهٔ 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 می برد که عبارتند از: طول کلی میزنای، حجم بولاس ادرار منتقل شونده در میزنای و نسبت تقريبي مقاطع نواحي متسع به نواحي جمع شده. بهعلاوه، با توجه به سطح مقطع دایرهای فرض شده در این تحقیق سعی شد که نتایج بالینی مورد مقایسه [۱۷] نیـز این شرایط را داشته باشد؛ اگرچه تفاوتهای تأثیر گذاری در دو حالت (مدل المان محدود و میزنای واقعی) وجود دارد که مهمترین آنها پیچیدگی هندسی میزنای است (بهویژه در محل گذر شریان ایلیاک^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 کمّی بسیار دقیق نتایج حل عددی با نتایج کلینیکی نیست؛ بلکه همخوانی نتایج در

^{1.} Boluses in Contact

^{2.} Leaky-Bolus Flow

^{3.} Iliac Artery

تحلیل غیرخطی انتقال دودی شکل توده ادرار از ...

بازهای از مقادیر کمّی بهدست آمـده اسـت کـه بـه نتـایج بهدست آمده اعتبار میبخشد.

نتایج بهدست آمده در زمینهٔ توزیع فشار در میزنای نیز که در شکل (۷) نشان داده شده، تطابق خوبی با مشاهدات وینبرگ [۴۴] دارد. وی نـشان داد کـه بیـشینهٔ فـشار در میزنای در حین سازوکار دودیشکل، پشت بولاس در حال حرکت ایجاد می شود.

در این مطالعـه دربـارهٔ میـزان کمّـی رفلاکـس ادرار از میزنای به کلیه بحث مبسوطی شده و دلیل آن اهمیت كلينيكى بسيار زياد اين پديده است. تحقيقات باليني [١٣] نشان داده است که عامل اصلی ایجاد زخم کلیه'، بازگشت ادرار از محل لگنچههای کلیوی (در ابتدای میزنای) به درون کلیه است. البته در شرایط طبیعی كاركرد اين عضو سيستم دفع ادرار، بهعلت حضور دريچه ²UPJ، این پدیده دیده نمی شود. این دریچه از بافتهای عضلانی با برآمـدگی سـاده^۳ تـشکیل شـده کـه بـهدلیـل تحدب ٔ سطح و بازشدگی درزگونه ، مانع نفوذ ادرار بازیس زده شده به درون کلیه میشوند. در مطالعه حاضـر، بـا 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 صاف² یا مقعر^۷ است)، دیدہ میشود [۱۳]، اھمیت کارکرد این دریچه با استفاده از دادههای کمّی وابسته به زمان از دبی ادرار بازگشتی، نشان داده شده است.

یافتههای 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 مدلهایی که سازوکارهای زیستی پیچیده را شبیه سازی میکنند، در این جا نیز از فرض های ساده کننده، بیشتر به هندسه

٧.

و چگونگی انقباض ماهیچهٔ صاف میزنای در مدت عملکرد سازوکار دودیشکل 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 پدلی [۳] ویژگیهای ویسکوالاستیک دیوارهٔ میزنای را با فرض مناسبی از نظریه پوسته نازک^۸ در مدلی عددی در نظر گرفتند. در مطالعات آنان که امواج متناوب فعالسازی ماهیچای (فرضی غیر واقعی از نظر فیزیولوژیکی به دلیا استقلال معادلات دیفرانسیل معمولی^{۱۰} جریان از زمان) را مدلسازی کردند، تحریک گره به گره دیوارهٔ میزنای را که توصیف کنندهٔ شرایط فیزیولوژیکی سازوکار دودی شکل است، در نظر نگرفتند. بهعلاوه، مدل غیرخطی مورد استفاده در مقالهٔ حاضر با استفاده از دادههای آزمایشگاهی یین 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 می کند.

هنوز مسائل متعددی در حوزهٔ دینامیک سیستم دفع ادرار حل نشده باقی است که روش برهم کنش سیال و جامد برای حل آنها کارامد به نظر می سد؛ برای مثال طبیعت پیچیدهٔ رفلاکس و پارامترهای متعدد فیزیکی که بهطور 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، بهطور کامل درک نشده است.

^{1.} Renal Scar Formation

Ureteropelvic Junction
 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

مدل ارائه شده در این تحقیق، اگرچه مدل پایه مناسبی برای شبیهسازی 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 دقيق حركت دودىشكل وابسته به زمـان، براسـاس دادەهـاى واقعـى ثبت شده از میزنای انواع پستانداران است که به شبيهسازي واقعى ترى از عملكرد فيزيولو ثيكي اين عضو کمک می کند. به علاوه، هندسهٔ متقارن محوری و یکنواخت فرض شده برای میزنای در این تحلیل، با آن که گام ارزشمندی در مدلسازی سه بعدی میزنای بهشمار می رود، اما به شکل ایده ال فرض شده است؛ چنان که مسألهٔ دینامیکی پیچیدهٔ مورد بررسی، با اعمال این سادەسازى ھندسى، حلپذير شود. بەدلىل شكل ستارەاي سطح مقطع داخلی میزنای [۱۲] و بهمنظور مدل سازی طبیعت واقعی سازوکار انتقال ادرار در میزنای، بـه شکل های هندسی پیچیدهتری نیاز است و امیدواریم که با پیشرفت در زمینههای ابزار محاسباتی و نیز تصویربرداری دینامیکی از سیستم دفع ادرار^۲، بتوان با استفاده از تصاویر سه بعدی یزشکی (CT و MRI) که دربر گیرندهٔ تمامی پیچیدگیهای هندسی میزنای باشد، از طریق گسستهسازی فضایی مناسب و حل عددی برهم کنش 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 تأثیر گذار در ایجاد یا تشدید بیماریها، ابزارهایی را بـرای ييشگيري يا كنترل بيماريها طراحي كنيم.

۶- نتیجهگیری

در این مقاله، نوعی شبیهسازی عددی با استفاده از تحلیل نظریه برهم کنش سیال و جامد ارائه شده است. هدف ایـن تحلیل، بررسی جریان ادرار در میزنـای و تـنش در دیـوارهٔ

v١

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 میزنای ارائه میکند. تأثیر پارامترهای فیزیولوژیکی مؤثر بر انتقال دودی شکل ادرار نیز در نظر گرفته شده است. این يارامترها عبارتند از: اختلاف فشار بين كليه و مثانه، انعطاف یذیری قابل ملاحظهٔ دیواره و ابعاد هندسی واقعی ناحیه مجرایی (لومینال) میزنای در حین سازوکار دودی شکل. نتایج بهدست آمده از این تحلیل بهطور کمّے نـشان داد کـه ایجـاد رفلاکـس گـستردهٔ جریـان 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، بهازای 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 مقالهٔ حاضر، حرکت دودی شکل پس از سپری شدن یک ثانیه از آغاز حل عددی با سرعت ۲ cm/s

دبی ادرار خروجی از میزنای (mlit/min)	ΔP= ۲۰۰ Pa	ΔP= 10. Pa	ΔΡ= ιε· Pa	$\Delta P=1\cdots$ Pa	ΔP= ٦٠ Pa	∆P= o∙ Pa	ΔP= ε· Pa		
ىشىنە	·/V·٦	·/\ma	·/VV9	•/91V	1/17٣	1/77.	١/٣٠٢		
۔ میانگین	•/£79	•/£19	•/270	•/٤٨٦	•/٥٣٨	•/00•	•/001		
نتايج اولسن [١٧]	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، ن بین ۲۰۲۵ تا ۲۵/۵ میلی لیتر بر دقیقه بهدست آمد (جدول۱، صفحه R۳۰).								
نتايج گريفيتز [٤٣]	حداکثر دبی حجمی خروجی از میزنای که با سازوکار دودی شکل پایا ^۳ منتقل می شود، ۲ میلی لیتر بر دقیقه است بهجز شرایط فشار و دبی زیاد ادرار که در شرایط فیزیولوژیکی، تنها مواقع خاص و بازههای زمانی کوتاهی وجود دارد (صفحه ۲۱۱).								

^{3.} Steady Peristalsis

^{1.} In Vivo

^{2.} Dynamic MRU

تحلیل غیرخطی انتقال دودی شکل توده ادرار از ...

بهمن وحیدی و همکار

- [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

۷- منابع

- 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., 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 myogenicallyactive 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.

- [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 ۱۲۸۸)، ۱۴۸۸، 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'', 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.

بهمن وحیدی و همکار

تحلیل غیرخطی انتقال دودی شکل توده ادرار از ...

- [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 threedimensional 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.