ارائه یک مدل مکانیکی برای تحریک پریستالتیک میزنای در انتقال ادرار از کلیه به مثانه

بهمن وحیدی ^{*} و ناصر فتورائی ^{**} دانشکده مهندسی پزشکی، آزمایشگاه مکانیک سیالات زیستی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر

(دریافت مقاله: ۱۳۸۶/۳/۱۳– دریافت نسخه نهایی: ۱۳۸۸/۹/۹)

چکیدہ

واژگان کلیدی :

A Mechanical Model of Urine Peristaltic Transport from the Kidney into the Bladder

B. Vahidi and N. Fatouraee

Department of Bioengineering, Biofluid Mechanics Lab, AmirKabir University of Technology

Abstract: Ureter reflux is one of the prevalent factors causing pyelonefrit and sistit syndromes. Dilatation of ureter, renal pelves and calyx are normally detectable with reflux. An axisymmetric model using the fluid-structure interactions (FSI) method is introduced and solved to perform the ureter flow and stress analysis. The Navier-Stokes equations were solved for the fluid and a linear elastic model wass used for ureter. Our results indicate that the fluid shear stresses on the wall and the pressure

** – استادیار

* - دانشجوي دکتري

gradient magnitude along the ureter wall as well as the symmetry line are high around the throat of motion contracted wall which decreases while peristalsis propagates toward the bladder. Reflux is more probable to occur at the startup of the wall peristaltic motion.

Keywords: Reflux, Fluid structure interactions, Pressure gradient, Rigid contact surface.

تانسور تنش کوشی	Т	تانسور تغيير مكان سيال	d^f
تلرانس در روش تکراری نیوتن– رافسون	TOĻ	تانسور تغيير مكان جامد	d^{s}
سرعت سيال	ν	متغیر میدان در روش تکراری نیوتن – رافسون	f
سرعت حرکت شبکه در روش لاگرانژی-اویلری	Vg	شاخص تکرار در روش تکراری نیوتن – رافسون	i
چگالی سیال	ρ	بردار واحد عمود بر سطح	n
لزجت ديناميكي سيال سيال	μ	فشار سیال	р
لزجت سينماتيكي سيال	υ	سطح مقطع ورودی میزنای	S_{inlet}
تانسور تنثر سيال	σ^{f}	سطح مقطع خروجي ميزناي	S_{outlet}
	ij S	زمان	t
تانسور تنش جامد	σ_{ij}^{s}	مقدار بردار بار اعمالی در مقطع ورودی میزنای	<i>t</i> _{inlet}
شاخص خطا در روش تکراری نیوتن – رافسون	3	مقدار بردار بار اعمالی در مقطع خروجی میزنای	<i>t</i> _{outlet}

۱- مقدمه

میزنای، مجرایی با عملکرد بسیار پیچیده است که ادرار را از کلیه به مثانه هدایت می کند. یکی از مهمترین بیماریهای دستگاه دفع ادرار، رفلاکس⁽ (بازگشت ادرار از مثانه به کلیه) جریان ادرار در میزنای است. رفلاکس می تواند باعث انتقال باکتریها و مواد سمی از مثانه به لگنچههای کلیوی و سپس به کلیهها شود و باعث تخریب کلیه و انتشار عفونت در بدن شود [۱]. انتقال ادرار از کلیهها به مثانه، از زمان آغاز مطالعه جریان ادرار در میزنای، یکی از موضوعات کلاسیک نظریه کاربردی انتقال پریستالتیک^۲ است [۲-۶]. این نوع انتقال سیال در تعداد زیادی از سیستمهای زیستی که دارای لولههای با ماهیچه صافاند (به عنوان مثال، روده کوچک، مجاری لنفاوی و رگهای خونی کوچک) مشاهده می شود.

تحلیـل جریـان پریـستالتیک در میزنـای مـیتوانـد نقـش بهسزایی در شناخت رفلاکس داشته باشد و راهکارهایی برای

برطرف کردن این مشکل، از جمله طراحی ابزارهای کمکی جریان در میزنای و میزنای مصنوعی ارائه کند. با توجه به سازوکار بسیار پیچیده انتقال ادرار در میزنای، تاکنون مطالعات در حوزه علوم مکانیک و ریاضیات به مدلهای هندسی سادهای در مدلسازی این پدیده محدود شدهاند و در آنها تأثیرات ویژگیهای مکانیکی دیواره میزنای، برهمکنش ادرار و دیواره میزنای، به طور عمده چشمپوشی شدهاند درحالی که به دلیل اهمیت بالینی این موضوع، تحقیقات نیسبتاً وسیعی در حوزه پزشکی بر روی سازوکار انتقال پریستالتیک ادرار در میزنای و شرایط ایجاد رفلاکس انجام شده است که با توجه به عدم بررسی فاکتورهای مکانیکی در بررسی کلینیکی این پدیده، سؤالات فراوانی در این زمینه مطرح است که تاکنون بی پاسخ مانده است. به طور کلی، تاکنون تحقیقات انجام شده در این زمینه در حوزه تجربی و پزشکی معطوف به بررسی کمی زمینه در حوزه تجربی و پزشکی معطوف به بررسی که

ریخت سنجی میزنای و ...) و کیفی (تغییرات سطح مقطع داخلی میزنای در مدت انتشار موج پریستالتیک، واکنش بافت عضلانی میزنای به تحریک عصبی پریستالتیک، انواع جریان ایجاد شونده در میزنای و...) در نمونههای آزمایشگاهی تعدادی از انواع پستانداران بوده است [۷–۱۷]. تحقیقات انجام شده در این زمینه در حوزه بیومکانیک تاکنون بیشتر متوجه به دست آوردن خواص مکانیکی دیواره میزنای [۱۸–۲۳] و مدلسازی ریاضی حرکت پریستالتیک در میزنای با فرضیات ساده کننده بسیار در هندسه و شرایط مرزی، حل معادلات با ادرار بوده است [۲۲–۳۰]. با توجه به سازوکار انتقال ادرار در میزنای، استفاده از نظریههای برهمکنش سیال و جامد در نظر میرسد.

به طورکلی جریان سیال در میزنای صرفاً پریستالتیک نیست و به اختلاف فشار بین لگنچه های کلیوی^۳ و مثانه نیز بستگی دارد؛ لذا با افزایش فشار درون مثانه، رفلاکس ممکن است ایجاد شود. تحت شرایط طبیعی، عملکرد محل اتصال میزنای به مثانه به گونهای است که اجازه ورود ادرار به داخل مثانه را می دهد ولی از بازگشت ادرار به داخل میزنای به ویژه در موقع ادرار کردن جلوگیری می کند. به این طریق، کلیه در برابر افزایش فشار داخل مثانه و نیز از آلودگی توسط ادرار عفونی شده مثانه محافظت می شود [1].

در غیاب جریان پریستالتیک، میزنای به صورت یک لوله اتساع پذیر نافعال^۴ عمل می کند و جریان داخل آن تقریباً به صورت پایاست. عضلات صاف کالیسهای کلیه، لگنچه و قسمت خارج مثانهای میزنای، از فیبرهای جهت دار مارپیچی که به منظور حرکت پریستالتیک سازمان یافتهاند، تشکیل شدهاند. مدلسازی دقیق ماهیچه صاف میزنای که معادل تولید موج انقباضی در آن است، تا حدود زیادی حل نشده باقی مانده است [۳ و ۳۱]. نرخ انقباض ماهیچه به بار اعمالی، هندسه محلی و به شرایط فعالسازی آن بستگی دارد. بار اعمالی به ماهیچه به

طور عمده از نیروهای هیدرودینامیکی (لزج) تشکیل شده است که عامل اصلی برقراری جریان ادرار در میزنای است. تحلیل نظری و حل عددی برای جریان پریستالتیک در یک لوله اتساع پذیر با طول محدود توسط گریفیتز [۳۲] ارائه شده است. نتایج این تحقیق نشان داد که در جریان با بولاسهای^۵ مختلف (بولاس به مقدار معینی از ادرار که هر بار در اثر موج پریستالتیک جابهجا میشود، گفته می شود.)، ارتباط فشار/جریان توسط خواص فعال و نافعال لولهای که جریان پریستالتیک در آن برقرار است، تعیین میشود و تحت تأثیر شرایط خروجی لوله نیست. دینامیک مجاری فوقانی سیستم دفع ادرار² و تأثیر تغییرات فشار مثانه و فرکانس پریستالتیک بر روابط فشار/جریان میزنای توسط گریفیتز مورد مطالعه قرار گرفت [۳۳]؛ ولی تأثیر خواص مکانیکی دیواره میزنای بر جریان ادرار در این مطالعات در نظر گرفته نشده است.

در این تحقیق، یک مدل مکانیکی برای تولید جریان پریستالتیک برای مدلسازی جریان ادرار در میزنای از طریق برهمکنش سیال و جامد انجام شده است. هدف، تحلیل جریان ادرار در میزنای و بررسی پدیده بازگشت ادرار از مثانه به کلیه است. این مسئله در مطالعات آسیب شناسی میزنای از اهمیت زیادی برخوردار است. برهمکنش دینامیکی ادرار و دیواره میزنای در اثر جرکت پریستالتیک دیواره مورد بررسی قرار گرفته است. یک مدل غیرخطی از جریان ادرار در میزنای با هندسه متقارن محوری^۷ و با استفاده از دادههای واقعی میزنای ارائه شده است.

۲- دیدگاه نظری

استفاده از روش برهمکنش سیال و جامد (FSI)^۸ برای مدل سازی همزمان سیال و جامد از مباحث جدید مطرح شده در مهندسی مکانیک است. برهمکنش سیال و جامد زمانی اتفاق می افتد که سیال با جامد برخورد داشته و حرکت سیال و جامد وابسته به یکدیگر باشد. به عبارت دیگر، تنش اعمالی از سیال باعث تغییر شکل یا حرکت جامد شده و



شکل۱ – هندسه و شبکه محاسباتی مدل در این شکل، سطح تماس صلب باعث ایجاد موج انقباضی در دیواره میزنای شده است. شکل دیواره میزنای با سطح تماس یکی نبوده و ویژگیهای دیواره میزنای و نیروی وارد بر آن تغییر میکند. شبکه به صورت متقارن محوری ساخته شده است ولی در این شکل جهت نمایش بهتر به صورت کامل نشان داده شده است.

شده در این زمینه، روش لاگرانژی – اویلری اختیاری^۳ (ALE) است. در این روش فرمولبندی اویلری برای مرز ثابت، فرمولبندی لاگرانژی برای مرز متحرک و فرمولبندی ALE برای سایر مناطق استفاده می شود و اجازه حرکت دلخواه نقاط شبکه نسبت به مبداء مختصات را فراهم می سازد. مزایایی چون دقت و سادگی اعمال آن باعث شده است که استفاده از این نوع فرمولبندی متداول شود [۳۴]. با این حال، برای جابهجاییها و دورانهای بزرگ جامد، یا حرکت ناهمگن نقاط شبکه، اجزای سیال، بد شکل شده و دقت محاسبات کمتر می شود. در این موارد، تکنیک شبکهبندی مجدد^{۴۱} که در آن کل دامنه یا بخشی از آن به صورت فضایی شبکهبندی مجدد می شود، راه حل مناسبی است. البته در این موارد، زمان زیاد مورد نیاز برای شبکهبندی مجدد معمولاً مشکل ساز است. همچنین

۲- ۱- مدل سیال

جریان سیال گذرا در یک لوله متقارن محوری با طول محدود در نظر گرفته شده است. هندسه مدل در شکل (۱) نشان داده شده است. جریان سیال به صورت لایهای، نیوتنی، لزج و تراکم ناپذیر فرض شده است. چگالی (م) و لزجت (ل)

متعاقب آن تغییر شکل یا حرکت جامد نیز در میدان جریان اولیـ سیال تأثیر می گذارد. حرکت سیال و جامد می تواند بـا دو دیـدگاه لاگرانژی و اویلری بیان شود. در فرمولبندی لاگرانژی، حرکت اجزا در میدان محاسباتی ردگیری می شود؛ در حالی که در فرمولبندی اویلری، ذرات از شبکه محاسباتی ثابت عبور میکنند. بـه همـین دلیل عموماً فرمولبندی لاگرانژی برای جامد و فرمولبندی اویلـری برای سیالات استفاده میشود. برای حل عددی معادلات حاکم بر میدان سیال، از روشهای اجزای محدود ، تفاضل محدود ٔ و حجم محدود'' در مختصات مرجع اویلری و در نقاط ثابت فضایی شبکه محاسباتی استفاده میشود. با اینکه مختصات مرجع اویلری در میدانهای جریان با دیواره ثابت نتایج خوبی را ارائه میدهد ولی در مدلسازی سیال با مرز متحرک^{۱۱} و مسائل FSI که در آن خود شبکه محاسباتی (که ذرات از آن عبور میکنند) نیز تغییر میکند، با مشکلات فراوانی مواجه می شود. این گونه مسائل در مواردی چون مدلسازي جريان سيال عبوري از لولهاي الاستيک (مجاري تنف سي، جریان خون در عروق، مجاری سیستمهای گوارش و دفع ادرار و ...)، شنای جانوران دریایی و حرکت دریچه قلب مطرح است. روشهای مختلفی برای رفع این محدودیتها در مسائل مرز متحـرک و تعامل سیال و جامد ارائه شده است. یکی از روشهای شـناخته

سیال به ترتیب ۱۰۵۰kg/m³ و ۲۳ ۱/۳ [۳۷] در نظر گرفته شده است. معادلات تراکم ناپذیر ناویر – استوکس به عنوان معادلات حاکم بر سیال استفاده شده است. خطوط عمودی اول و آخر مدل جامد برای جلوگیری از حرکت جسم صلب مدل مورد نظر در جهت محوری ثابت فرض شد و شرط عدم لغزش و عدم نفوذ بین سیال و دیواره اعمال شد. در مقاطع ورودی و خروجی میزنای، بار عمودی به صورت فشاری اعمال شد. رابطه زیر صدق میکند:

$$\left(\left(\nu - \nu_g \right) \cdot \nabla \right) \nu = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \upsilon \nabla^2 \nu \tag{1}$$

معادله پیوستگی حاکم بر سیال به عنوان یک سیال نیوتنی تراکم ناپذیر به صورت زیر نوشته می شود: (۲)

 $V.v = 0 \tag{(Y)}$

شرط سینماتیکی عدم لغزش به صورت زیر اعمال می شود: $\vec{\mathbf{v}} = 0$ در Sureter (۳)

$$P|_{Z=0}=P|_{in}$$
, $P|_{Z=L}=P|_{out}$ (*)

در این روابط، P_{in} و P_{out} به ترتیب فـشارهای اعمـال شـده در مقاطع ورودی و خروجی میزنای میباشند. برای اعمـال بـار در

$$Tn = t_{outlet} n$$
 S_{outlet} (۶)

فشارهای اعمال شده در مقاطع ورودی و خروجـی میزنـای بـه ترتیب ۱ و mmHg۰/۰۱ در نظر گرفته شد تا دبی جریان بـدون حضور موج پریستالتیک در میزنای را تأمین کند [۳۳].

۲ – ۲ – مدل دیواره

در این مقاله، با استفاده از مدلی متقارن محوری با فرضیات مناسبی سعی بر آن شده است که سازوکار پریستالتیک در میزنای شبیهسازی شود، شکل (۱). خواص مکانیکی دیواره میزنای به صورت ماده الاستیک خطی، همسانگرد^{۱۵} و یکنواخت^{۱۹} با چگالی kg/m³ و مدول یانگ kPa فرض شده است. برای حل مسائلی که اثر برهمکنش سیال و جامد در

نظر گرفته شده است، باید شروط سازگاری سینماتیکی و دینامیکی در مرز سیال و جامد ارضا شوند. سازگاری سینماتیکی که بیان کننده شرط عدم لغزش در دیواره است، به صورت زیر است:

$$v^{s} - v^{f} = 0$$
 on $\partial \Omega^{s}$

 Ω^{s} و u^{s} به ترتیب سرعت جامد وسیال و u^{s} در این رابطه، u^{s} و u^{s} بیان کننده این مطلب است که در میدان جامد است. این شرط، بیان کننده این مطلب است که در مرز سیال و جامد، مقادیر جابهجایی و سرعت برای سیال و جامد با هم برابر است. شرط سازگاری دینامیکی نیز به صورت زیر بیان می شود:

$$\sigma^{S}.n + \sigma^{f}.n = 0 \qquad \text{on } \partial \Omega^{S} \tag{A}$$

در این معادله، n بردار نرمال مرز سیال و جامد است. این شرط، بیان کننده این مطلب است که در مرز سیال و جامد، نیرویی که از سیال به جامد وارد می شود برابر با نیرویی است که در همان قسمت جامد به سیال وارد می کند.

۳- روش حل عددی

(V)

یک مدل متقارن محوری از میزنای درنظر گرفته شده است (شکل ۱). برای مدل کردن حرکت پریستالتیک در میزنای، فرض شده است که یک سطح تماس صلب روی سطح زیرین دیواره میزنای با سرعت ثابت (سرعت میانگین حرکت پریستالتیک در میزنای) ۲cm/s [۳۳] حرکت میکند. این سطح تماس صلب، از موقعیتی قبل از میزنای و با فاصله از آن شروع می شود و تا رسیدن انقباض به میزنای، مدت زمان ۱ ثانیه طول میکشد. زمان نشان داده شده در نتایج، از زمان انقباض میزنای گزارش شده است. در شرایطی که حرکت پریستالتیک دیواره میزنای ایجاد نشده است (در زمان s ا=)، سرعت جریان ادرار در حالت حرکت پریستالتیک دیواره) به دلیل اختلاف فشار بین کلیه و مثانه ایجاد می شود. فشار در مقاطع ورودی و خروجی میزنای به ترتیب مقادیر ۱ و ۱۰/۰

از روش تابع قیدی^{۱۷} استفاده شد. اجزای جامد متقارن محوری نه گره ای دوبعدی^{۱۸} برای گسسته سازی جامد و اجزای سیال متقارن محوری سه گرهای دوبعدی^{۱۹} برای گسسته سازی سیال استفاده شد. این مدل با استفاده از نرم افزار آدینا (ADINATM, version 8.2, Watertown, MA, USA) حل شد. دقت و قابلیتهای این نرم افزار تخصصی در تحلیل مسائل مختلف برهمکنش سیال و جامد توسط محققان بسیاری مورد بررسی قرار گرفته است [۳۵ و ۳۶].

برای به دست آوردن جواب مستقل از شبکه محاسباتی اختیار شده، با سعی و خطا به تعداد ۱۲۹۶۰ جزء جامد متقارن محوری برای گسستهسازی مدل دیواره و به تعداد ۵۴۹۹۰ جزء سیال متقارن محوری برای گسستهسازی مدل ادرار رسیده شد و استفاده از تعداد بیشتری جزء تنها بر هزینه محاسباتی می افزود.

دیواره جامد در تماس با یک سطح صلب در نظر گرفته شد و پس از چند گام زمانی از تحلیل گذرا، به توزیع فشار و متوسط سرعت جریان سیال فیزیولوژیک در میزنای بدون وجود حرکت پریستالتیک دیواره (۲mm/s) [۳۳] رسیده شد. سپس به منظور مدل کردن موج انقباضی، سطح تماس صلب با سرعت میانگین فیزیولوژیک حرکت پریستالتیک دیواره میزنای (۲cm/s) در طول دیواره حرکت داده شد.

روش ALE، به وضوح جفت شوندگی قوی بین سیال و جامد با اشتراک گذاشتن گرهها در مرز جامد را فراهم میکند. از این رو انتظار میرود که در این زمینه به واقعیت فیزیکی نزدیکتر باشد. در این تحقیق برای حل معادلات سیال وجامد از روش جفت شوندگی دو طرفه سیال – جامد^{۲۰} استفاده شد. در بسیاری از مسائل برهمکنش سیال – جامد، نیروهای سیال، تغییر شکل جامد را تحت تأثیر قرار میدهد و جابه جاییهای جامد بر میدان جریان اثر میگذارد. این حقیقت، همان دلیل استفاده از تحلیل برهمکنش سیال – جامد است. به این نوع تحلیل، جفت شوندگی دو طرفه سیال – جامد گفته می شود. معادلات اجزای محدود سیستم جفت شده سیال – جامد به

این صورت بیان می شود [۳۶]:

$$F[X] = \begin{pmatrix} F_{f} \left[X_{f}, \underline{d}_{s} \left(X_{s} \right) \right] \\ F_{s} \left[X_{s}, \underline{\tau}_{f} \left(X_{f} \right) \right] \end{pmatrix} = 0$$
(9)

که در آن \mathbf{F}_{s} و \mathbf{F}_{s} به ترتیب، معادلات اجزای محدود سیال و جامدند. از آن جا که معادلات سیال همواره غیرخطی است، معادله (۹) نیز یک معادله غیرخطی خواهد شد (بدون وابستگی به خطی یا غیرخطی بودن معادلات). بنابراین لازم است که از یک الگوریتم تکراری برای به دست آوردن جواب استفاده شود. معادلات اجزای محدود برای سیال و جامد با استفاده از روش تکراری نیوتن- رافسون حل شد. شرایط همگرایی به صورت زیر است [۳7]:

 $\left\| \mathbf{f}^{i} - \mathbf{f}^{i-1} \right\| / \left(\max\left\{ \left\| \mathbf{f}^{i} \right\|, \epsilon \right\} \right) \le \text{TOL}$ (1 •)

که در این رابطه f متغیر میدان (سرعت جریان سیال، فیشار و جابه جایی دیواره) است. *i* شاخص تکرار و ع عدد کوچکی است به طوری که $\|f\|$ همواره نزدیک صفر باشد و *TOT* یک تلرانس ویژه است که در این مقاله ۵۰۰۰/۰ در نظر گرفته شد. روش انتگرال گیری برای سیال و جامد به ترتیب اویلری^{۲۱} و ضمنی - نیومارک^{۲۲} است. حل سیال و جامد به گونه ای جفت شده است که شرایط سینماتیکی پیوستگی تغییر مکان، سرعت و شتاب در طول سطح مشترک سیال و جامد (ادرار/ دیواره میزنای) در تمام مدت زمان تحلیل ارضا شد.

۴– نتايج و بحث

در این مقاله، یک مدل مکانیکی نسبتا واقعیتری نسبت به مدلهای ارائه شده قبلی برای نخستین بار ارائه شده است. مدلسازی انقباض ماهیچه، بهصورت اعمال نیروی غیرمستقیم توسط یک مانع خارجی انجام شده است. اعمال نیرو به این روش، کمترین مانع در اتساع دیواره میزنای را اعمال میکند. هدف اصلی این تحقیق، تحلیل جریان ادرار در میزنای و پدیده بازگشت ادرار از مثانه به کلیه است. برهمکنش دینامیکی ادرار و دیواره میزنای در اثر حرکت موج پریستالتیک مورد بررسی

جناوه، مصرحته،ی از عدید مسلو مناه به صورت دو روس خبوبی و تصری و معایسه به معاد مصر.				
نتايج مربوط به ميدان سرعت سيال و حجم سيال پمپ شده	نتایج مربوط به تنش در دیواره میزنای	رديف		
نرخ حجمی جریان در خروجـی میزنـای در پایـان حرکـت پریـستالتیک مقـدار تقریبی ۶۵۰ mm ³ /s (mlit/min ۳۹۵) به دست آمد که تقریباً ۱۰ برابـر نـرخ حجمی جریان سیال در میزنای بدون حضور حرکت پریستالتیک دیواره است.	با پیشروی حرکت پریستالتیک به سمت مثانه، تنش برشی روی دیواره میزنای کاهش مییابد.	۱– مدل مورد بررسی در این مقاله		
بررسی نشده است.	با انجام آزمایش بر روی میزنای سگ، مشاهده شد که قسمت ابتدایی (proximal) میزنای نسبت به قسمت انتهایی(distal) آن، تـنش بیشتری را تحمل میکند (مراجعه شود به صفحه ۱۴۹۳، شماره ۱۳ در دو خط آخر این مقاله).	۲- تحقیقات یین و فانگ (۱۹۷۱) [۲۳]		
با حل عددی یک موج تحریک سینوسی تناوبی در یک مدل متقارن محوری از میزنای با فرض ادرار به صورت سیالی تراکم ناپذیر در لولهای با طول محدود، میزان دبی را به دست آورد و نشان داد که تنگ شدن مجرای عبوری جریان در اثر سازوکار پریستالتیک بر بازدهی این سازوکار تأثیر مطلوبی میگذارد. (صفحه ۶۶ این مرجع).	بررسی نشده است.	۳- تحقیقات کرو و پدلی (۱۹۹۷) [۳]		
با استفاده از رابطهای نظری، حجم سیالی را که توسط هر موج پریستالتیک جابهجا میشود به دست آورد و چهار حالت جریان را پیشبینی کرد. در این مقاله در خصوص بازدهی سازوکار پریستالتیک در انتقال جریان ادرار در مقایسه با شرایط جریان بدون پریستالتیک در میزنای بحث شده است (دبی خروجی از میزنای در اثر سازوکار پریستالتیک بین ۸ تا ۱۰ برابر میشود- صفحات ۸۱۵ و ۸۱۶ این مرجع).	بررسی نشده است.	۴-تحقیقات گریفیتز (۱۹۸۷) [۳۳]		
با انجام تحقیق بر روی میزنای انسان نشان داد که شرایط جریان زیاد و بیش از ۴۰ mlit/min ۲۰ در میزنای انسان اتفاق نمیافتد که با نتایج کمی تحقیق ما مطابقت دارد (صفحه R33 پاراگراف آخر).	بررسی نشده است.	۵-تحقیقات اولسن (۱۹۸۹) [۱۱]		
بررسی نشده است.	با بررسی شرایط تنش صفر و بیباری میزنای و با انجام آزمایا تشات ریخت سنجی (Morphometry) نامان داد که ویژگیهای الاستیک میزنای در محدوده تنش و کرنش پایین، تعیین کننده مقاومت نامبت به جریان داخل میزنای است (صفحات ۱۳و ۱۴ این مرجع).	۶– تحقیقات هانسن (۱۹۹۹) [۲۲]		

حدول۱- خلاصهای از نتایج منتشر شده به صورت دو روش تجربی و نظری و مقایسه با مقاله حاضر

قرار گرفته است. نتایج بـه دسـت آمـده بـا مطالعـات نظـری و در نزدیکی گلوگاه دیواره انقباضی متحرک بالاسـت. شـکل (۲) تجربی [۳، ۱۱، ۲۲، ۲۳ و ۳۳] کـه در جـدول (۱) آورده شـده است، تطابق خوبی دارد.

توزیع تنش برشی را در طول دیواره میزنای نشان مـیدهـد. در شکلهای (۲) تا (۴)، منحنیها از چپ به راست به ترتیب به ۵/۰، ۱، ۱/۵ و ۲ ثانیـه پـس از شـروع حركـت پريـستالتیک میزنـای مربوطاند. همانطور که از شکل مشاهده می شود، با پیشرفت نتایج به دست آمده نشان داد که مقدار تنش برشی دیـواره 🚽 حرکـت مـوج پریـستالتیک بـه سـمت مثانـه، تـنش برشـی

۴– ۱– تنش برشی و توزیع گرادیان فشار سیال



شکل۲– توزیع تنش برشی سیال در طول دیواره میزنای. زمانهای نشان داده شده در شکل از شروع فعالیت پریستالتیک میزنای، محاسبه شده است.



شکل۳– اندازه گرادیان فشار در طول دیواره میزنای. زمانهای نشان داده شده در شکل از شروع فعالیت پریستالتیک میزنای، محاسبه شده است.



شکل۴– اندازه گرادیان فشار بر روی محور تقارن میزنای. زمانهای نشان داده شده در شکل از شروع فعالیت پریستالتیک میزنای، محاسبه شده است.





روی دیواره و پشت دیواره انقباضی و بیشینه مقدار تنش برشی اطراف گلوگاه دیواره انقباضی متحرک کاهش می یابد؛ لذا قسمت ابتدایی میزنای در نزدیکی کلیه در معرض تنش برشی بالاتری قرار دارد. این نتایج با یافته های آزمایشگاهی یین و فانگ [۲۳] که بر روی قطعات طولی و محیطی میزنای سگ آزمایش کشش ساده انجام دادند مطابقت دارد. نتایج تنش و کرنش آنها نشان داد قسمت ابتدایی میزنای تنش بیشتری را تحمل می کند، جدول (۱). دلیل این امر، شتاب گرفتن ناگهانی ادرار در مجاورت دیواره متحرک و تفاوت سرعت نسبی اولیه نسبتاً زیاد آنها است که با حرکت موج به سمت پایین دست و افزایش سرعت سیال مجاور دیواره، به تدریج از شدت آن کاسته می شود.

نتایج این شبیهسازی نشان داد که گرادیان فستار در طول دیواره میزنای در اطراف گلوگاه دیواره انقباضی متحرک دارای مقدار بیشینه است که با پیشروی حرکت موج پریستالتیک به سمت مثانه، این مقدار کاهش می یابد. شکل (۳) توزیع

مقداری گرادیان فشار را روی دیواره میزنای نـشان مـیدهـد. مقدار بیشینه گرادیان فشار دیگری نیز در شکل مشاهده می شود که به ناحیه پشت دیواره متحرک انقباضی مربوط می شود که در منحنی سمت چپ، میزان تغییرات در این محل بیشتر است که با پیشرفت حرکت پریستالتیک به سمت مثانه، از مقادیر آنها کاسته میشود. شکل (۴) توزیع مقداری گرادیان فشار را در طول محور تقارن میزنای نشان میدهد. همانگونه که از این شکل مشاهده میشود، با پیشرفت حرکت موج پریستالتیک به سمت مثانه، مقدار گرادیان فشار در طول محور تقارن میزنای نیز کاهش می یابد. با توجه به الگوی سرعت جريان، شكل (۵)، تا زمان t = 1/۵ s، نواحى سيال اطراف موج انقباضی دارای بیشینه سرعتاند که از این زمان به بعد به نواحی پایین دست مـوج انقباضـی سـوق داده مـیشـوند و نواحی نزدیک قله موج انقباضی نواحی دارای سرعت کمتر از سرعت موج انقباضی و نیز با نرخ تغییرات ملایمتری می شوند کے سبب کے اہش مقلدار بیے شینہ گرادیے ان فے شار



شکل۶- خطوط جریان در گامهای زمانی مختلف که به مقادیر سرعت نشان داده شده در شکل (۵) مربوط میباشند.

در مجاورت قله موج انقباض در حال پیشروی (روی دیـواره و روی محور تقارن میزنای) میشود. با نگرشی بـه پدیـده شـتاب گرفتن ناگهانی و با آهنگ کند شـونده کـل تـوده سـیال در اثـر سازوکار پریستالتیک نیز چنین نتیجهای حاصل میشود.

۴- ۲- میدان سرعت سیال

شبیهسازی انتقال پریستالتیک سیال در میزنای نشان داد که با آغاز حرکت پریستالتیک در میزنای، جریان بازگشتی نسبتاً زیادی در ورودی آن و به سمت کلیه ایجاد می شود. شکل (۵) توزیع اندازه سرعت سیال در میزنای را در اثر حرکت پریستالتیک دیواره آن نشان می دهد. در مدت زمان پیشرفت محوری حرکت پریستالتیک، نواحی دارای سرعت بیشینه سیال

به پایین دست ناحیه انقباضی سوق داده می شوند؛ در حالی که در آغاز حرکت پریستالتیک دیواره میزنای، این نواحی در مجاورت ناحیه انقباضی مشاهده می شوند، شکلهای (۵- ب) تا (۵- د) که نشان دهنده تأثیر نیروی اینرسی سیال می باشد. خطوط جریان سیال در شکل (۶) نشان داده شده است. با پیشرفت حرکت پریستالتیک دیواره به سمت مثانه، نواحی ناپایداری جریان به نزدیکی ناحیه انقباضی محدود می شود، شکلهای (۶- ب) تا (۶-و). نمایش برداری سرعت ادرار در ابتدای حرکت پریستالتیک در شکل (۷) آورده شده است. نتایج به دست آمده نشان داد که ۱۵/۰ ثانیه پس از شروع حرکت پریستالتیک (در حالتی که سطح مقطع ورودی میزنای کمینه می شود) جریان بازگشتی



ورودی است - جریان بازگشتی در ورودی میزنای از بین میرود و نواحی دارای جریان بازگشتی و گردابی به نزدیکی قله دیواره انقباضی محدود می شوند. جریان بازگشتی در اثر حرکت موج پریستالتیک، ۱/۵ ثانیه پس از آغاز این حرکت (که در این زمان، فاصله کوچکترین سطح مقطع ۳۰ میلی متر از ورودی است) به کلی از بین میرود و پس از آن، جریان ادرار در تمام طول میزنای رو به جلوست؛ لذا احتمال ایجاد پدیده رفلاکس در ابتدای حرکت پریستالتیک بسیار بیشتر است. مقادیر سرعت سیال در مقار میزنای دو خروجی میزنای در

نسبتاً زیادی به سمت کلیه ایجاد می شود. در این زمان، بی شینه سرعت سیال تقریباً ۴ برابر زمانی است که جریان پریستالتیک به در میزنای برقرار نیست. با پیشرفت حرکت موج پریستالتیک به سمت مثانه، ناحیه جریان بازگشتی در ورودی میزنای به نزدیکی محور تقارن آن محدود می شود؛ درحالی که نواحی جریان بازگشتی داخلی تر میزنای به کال ناحیه انقباضی آن توسعه می یابد. با پیشرفت حرکت موج پریستالتیک به نواحی دور تر از ورودی و ۸/۰ ثانیه پس از آغاز این حرکت -که در این زمان، فاصله محوری کوچکترین سطح مقطع ۱۶ میلی متر از



شکل ۸- مقادیر سرعت سیال در مقطع خروجی میزنای در پایان حرکت پریستالتیک [mm/s] موقعیت ۰ = R روی محور تقارن و R = ۳/۵ mm روی دیواره میزنای است.

حرکت از بین می رود؛ لذا احتمال ایجاد پدیده رفلاکس در آغاز حرکت موج پریستالتیک میزنای بسیار بیشتر است. با پیشرفت حرکت موج پریستالتیک به سمت مثانه، مقدار تنش برشی سیال در پشت دیواره انقباضی متحرک و اطراف گلوگاه دیواره انقباضی متحرک کاهش می یابد؛ لذا قسمت ابتدایی میزنای در زدیکی کلیه، در معرض تنشهای برشی بیشتری قرار دارد که در آسیب شناسی دیواره میزنای در اثر حرکت موج پریستالتیک مهم جلوه می کند. مقدار گرادیان فشار در طول دیواره میزنای و در طول محور تقارن آن دارای مقدار بیشینه در اطراف گلوگاه دیواره انقباضی متحرک است که با پیشرفت حرکت موج پریستالتیک به سمت مثانه کاهش می یابد.

هنوز مسائل حل نشده فراوانی در این زمینه وجود دارد. به عنوان مثال چگونگی ایجاد پدیده رفلاکس به طور طبیعی و مدلسازی دقیق چگونگی تحریک به انقباض ماهیچه صاف میزنای، حل نشده باقی مانده است. همچنین تعامل بین دو ارگان دستگاه دفع ادرار (میزنای/مثانه و کلیه/میزنای) از دیدگاه نظری و ریاضی مورد بررسی قرار نگرفته است؛ در عین حال برهمکنش سیال و جامد در تحلیل دینامیک سیالات میزنای از اهمیت ویژهای برخوردار است. شبیهسازی عکس العمل ضد بازگشت جریان از مثانه به

استقلال، سال ۲۸، شمارهٔ ۲، اسفند ۱۳۸۸ (روشهای عددی در مهندسی)

انتهای حرکت موج پریستالتیک دیواره در شکل (۸) نـ شان داده شده است. همان طور که در این شکل مشاهده می شـود، بی شینه سرعت سیال در ورودی میزنای درست بر روی محور تقارن آن قرار ندارد که به دلیل ناپایداری در این مقطع است. نرخ حجمی جریان در خروجی میزنای در پایان حرکت پریستالتیک با محاسبه از روی این نمودار، مقدار تقریبی ۶۵۰ mm³/s بهدست می آید که تقریباً ۱۰ برابر نرخ حجمی جریان سیال در میزنای بدون حضور حرکت موج پریستالتیک است.

۵- نتیجه گیری

در این مقاله، حرکت موج پریستالتیک دیواره میزنای مورد بررسی قرار گرفته است. برای اولین بار، یک مدل پریستالتیک برای میزنای ارائه شد که در آن دیواره میزنای را الاستیک فرض نمودیم و یک تحریک مکانیکی برای مدل کردن انقباض ماهیچه استفاده شد. مدل ارائه شده برای بررسی پارامترهای متعدد از جمله سرعت، فرکانس و دامنه موج انقباضی به همراه خصوصیات دیواره میزنای، قابل بررسی است. نتایج به دست آمده در این تحقیق نشان داد که با آغاز حرکت موج پریستالتیک، جریان بازگشتی نسبتاً زیادی در ورودی میزنای و به سمت کلیه ایجاد میشود که پس از گذشت ۱/۵ ثانیه از این دیواره میزنای باشد، اهمیت کلینیکی فراوانی دارد و انتظار میرود با تفسیر دقیق این رفتارها بتوان به نتایج و یافتههای کاربردی در این عرصه دست یافت.

میزنای جلوگیری میکند.)، در فهم بهتر پدیـده رفلاکـس حـائز اهمیت است. بررسی الگوی جریان در میزنای در مدلهای کاملی که دربرگیرنده پیچیدگیهای آنـاتومیکی و ویژگیهـای غیرخطـی

17. constraint function method

solid elements

fluid elements

22. implicit-newmark

23. ureterovesical junction

21. Euler

18.2-D nine-node axisymmetric

19.2-D three-node axisymmetric

20. two-way fluid-structure coupling

- 1. reflux
- 2. applied peristaltic transport theory
- 3. renal pelvis
- 4. passively distensible tube
- 5. bolus
- 6. upper urinary tract
- 7. axisymmetric
- 8. fluid-structure interaction

- 9. finite element
- 10. finite difference
- 11. finite volume
- 12. moving boundary
- 13. arbitrary-lagrangian-eulerian
- formulation
- 14. remeshing
- 15. isotropic
- 16. homogeneous

شامخی، ح.، شاهوردی، م. و جـوان شـیر، م.، ارولـوژی

- عمومی اسمیت 2000، نشر سماط، ۱۳۸۰.
- 2. Boyarsky, S., et al., eds., Urodynamics: Hydrodynamics of the Ureter and Renal Pelvis, Acad. Press, N. Y, 1971.
- Carew, E. O., and Pedley, T. J., "An Active Membrane Model for Peristaltic Pumping: Part I-Periodic Activation Waves in an Infinite Tube," *ASME J. Biomech. Eng.*, Vol. 119, PP. 66-76, 1997.
- 4. Flügge, W., *Stresses in Shells*, Berlin: Springer, 1973.
- Fung, Y. C., Peristaltic Pumping: a Bioengineering Model, In Urodynamics Hydrodynamics of the Ureter and Renal Pelvis, ed. by S. Boyarsky et al. New York: Academic, PP. 177-198, 1971.
- Li, M., and Brasseur, J. G., "Nonsteady Peristaltic Transport in Finite Length Tubes," *J. Fluid Mech.* Vol. 248, PP. 129-151, 1993.
- Woodburne, R. T., and Lapides, J., "The Ureteral Lumen During Peristalsis", Am. J. Anat., Vol. 133, No. 3, PP. 255-258, 1972.
- Melchior, H., "Urodynamics," Urological Research, Vol. 3, PP. 51-54, 1975.
- Aragona, F., Artibani, W., De Caro, R., Pizzarella, M., and Passerini, G., "The Morphological Basis of Ureteral Peristalsis," *Int. Urol. Nephrol.*, Vol. 20, No. 3, PP. 239-250, 1988.
- Ohlson, L., "Morphological Dynamics of Ureteral Transport I. Shape and Volume of Constituent Urine Fractions," *Am. J. Physiol.*, Vol. 256, PP. R19-R28, 1989.

- 11. Ohlson, L., "Morphological Dynamics of Ureteral Transport II. Peristaltic Patterns in Relation to Flow Rate," *Am. J. Physiol.*, Vol. 256, PP. R19-R28, 1989.
- 12. Jorgensen, T. M., "Pathogenetic Factors in Vesicoureteral Reflux," *Neurourol. Urodyn.*, Vol. 5, PP. 153-183, 1986.
- Liu, J. x., Park, Y. C., and Mah, S.Y., et.al., "Ureteral Perfusion in Normal and Chronically Obstructed .Feline Models," *Korean J. Urol.*, Vol. 32, No. 6, PP. 980-985, 1991
- Mahoney, Z. X., Sammut, B., and Xavier, R. J., et.al., "Discs-Large Homolog 1 Regulates Smooth Muscle Orientation in the Mouse Ureter," *PANS*, Vol. 103, No. 52, PP. 19872-19877, 2006.
- Zelenko, N., Coll, D., Rosenfeld, A. T., and Smith, R. C., "Normal Ureter Size on Unenhanced Helical CT," AJR, Vol. 182, PP. 1039-1041, 2004.
- 16. Kontani, H., Ginkawa, M., and 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," *Japan. J. Pharmacol.*, Vol. 62, PP. 331-338, 1993.
- Saeki, H., Morita, T., Nishimoto, T., Kondo, S. and Tsucjida, S., "Changes in the Ureteral Peristaltic Rate and the Bolus Volume in Gradual and Rapid Urinary Flow Increase," *Tohoku J. exp. Med.*, Vol. 146, PP. 273-275, 1985.
- Weinberg, S. L., and Labay, P., "Ureteral Function. IV. The Urometrogram at Increased Urine Output," *Investig Urol (Berl)*, Vol. 14, PP. 307–11, 1977.
- 19. Fung, Y. C., *Biomechanics: Mechanical Properties* of Living Tissues, New York: Springer-Verlag, 1993.

استقلال، سال ۲۸، شمارهٔ ۲، اسفند ۱۳۸۸ (روشهای عددی در مهندسی)

واژەنامە

مراجع

- 20. Knudsen, L., Gregersen, H., Eika, B., and Froekier, J., "Elastic Wall Properties and Collagen Content in the Ureter: an Experimental Study in Pigs," *Neurourol Urodyn*, Vol. 13, PP. 597–608, 1994.
- Gregersen, H., Kassab, G., "Biomechanics of the Gastro-Intestinal Tract," Review Article, *Neurogastroenterol Motil*, Vol. 8, PP. 277–97, 1996.
- Hansen, I., and Gregersen, H., "Morphometry and Residual Strain in Porcine Ureter," *Scand J. Urol Nephrol*, Vol. 33, PP. 10–16, 1999.
- 23. Yin, F. C. P., and Fung, Y. C., "Mechanical Properties of Isolated Mammalian Ureteral Segments," *Am. J. Physiol.*, Vol. 221, No. 5, PP. 1484-1493, 1971.
- 24. Gintz, D., Elmabsout, B., and Renaudeaux, J. P., "Modelling of the Urine Flow in the Human Ureter," C. R. Acad. Sci. Paris, t. 327, Seri II b, PP. 1265-1268, 1999..
- 25. Gintz, D., ElMabsout, B., and Renaudeaux, J. P., "Modelling of the Human Ureteral Bolus," C. R. Acad. Sci. Paris, t. 329, Seri II b, PP. 303-306, 2001.
- 26. Griffiths, D. J., and Notschaele, C., "The Mechanics of Urine Transport in the Upper Urinary Tract: the Dynamics of the Isolated Bolus," *Neurourol. Urodyn.* Vol. 2, PP. 155–156, 1983..
- 27. Vogel, A., Elmabsout, B., and Gintz, D., "Modelling of Urine Flow in an Ureteral Bolus," *C. R. Mecanique*, Vol. 332, PP. 737–742, 2004..
- Lykoudis, P. S., and Roos, R., "The Fluid Mechanics of the Ureter from a Lubrication Theory Point of View," J. Fluid Mech., Vol. 43, PP. 661–74, 1970.
- 29. Eytan, O., Jaffa, A. J., and Elad, D., "Peristaltic Flow in a Tapered Channel: Application to Embryo Transport Within the Uterine Cavity," *Med. Eng. Phys.*, Vol. 23, PP. 473–482, 2001.

TU

- 30. Bykova, A. A., and Regirer, S.A., "Mathematical Models in Urinary System Mechanics (review)," J. *Fluid Mech.*, Vol. 40, No. 1, PP. 221-226, 2005.
- Bykova, A. A., and Regirer, S.A., "Simple Model of Peristalsis in a Myogenically-Active Tube," *Euromech. Colloquium* 389, Book Abstrs, Graz, PP. 68-69, 1999.
- 32. Griffiths, D. J., "Dynamics of the Upper Urinary Tract: I. Peristaltic Flow Through a Distensible Tube of Limited Length," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 32, No. 7, PP. 813-822, 1987.
- 33. Griffiths, D. J., Constantinou, C.E., Mortensen, J., and Djurhuus, J.C., "Dynamics of the Upper Urinary Tract: II. The Effect of Variations of Peristaltic Frequency and Bladder Pressure on Pyeloureteral Pressure/Flow Relations," *Phys. Med. Biol.*, Vol. 32, No. 7, PP. 823-833, 1987.
- 34. Donea, J., Jiuliani, S., and Halleux, J. P., "An Arbitrary Lagrangian–Eulerian Finite Element Method for Transient Dynamic Fluid–Structure Interactions," *Comput. Method Appl. Mech. Eng.*, Vol. 33, PP. 689–723, 1982.
- 35. Zhang, H., and Zhang, X., et.al., "Recent Development of Fluid–Structure Interaction Capabilities in the ADINA System," *Computers and Structures*, Vol. 81, PP. 1071–1085, 2003.
- 36. ADINA CFD & Verification Manual, ADINA R & D, Inc., Watertown, MA; 2004.

۳۷. گانونگ، ویلیام اف.، فیزیولوژی پزشکی، ترجمه فرخ شادان

و فرشته معتمدی، جلد دوم، انتشارات چهر، چاپ نوزدهم ۱۳۷۹.