

ارائه یک مدل مکانیکی برای تحریک پرستالتیک 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)

چکیده -

واژگان کلیدی :

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

B. Vahidi and N. Fatourae

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 was used for ureter. Our results indicate that the fluid shear stresses on the wall and the pressure

** - استادیار

* - دانشجوی دکتری

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	T	تانسور تغییر مکان سیال	d^f
تلرانس در روش تکراری نیوتن-رافسون	TOL	تانسور تغییر مکان جامد	d^s
سرعت سیال	v	متغیر میدان در روش تکراری نیوتن - رافسون	f
سرعت حرکت شبکه در روش لاگرانژی-اویلری	v_g	شاخص تکرار در روش تکراری نیوتن - رافسون	i
چگالی سیال	ρ	بردار واحد عمود بر سطح	n
لزجت دینامیکی سیال سیال	μ	فشار سیال	p
لزجت سینماتیکی سیال	ν	سطح مقطع ورودی میزنای	S_{inlet}
تانسور تنش سیال	σ_{ij}^f	سطح مقطع خروجی میزنای	S_{outlet}
تانسور تنش جامد	σ_{ij}^s	زمان	t
شاخص خطا در روش تکراری نیوتن - رافسون	ϵ	مقدار بردار بار اعمالی در مقطع ورودی میزنای	t_{inlet}
		مقدار بردار بار اعمالی در مقطع خروجی میزنای	t_{outlet}

۱- مقدمه

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 درحالی‌که به دلیل اهمیت بالینی این موضوع، تحقیقات نسبتاً وسیعی در حوزه پزشکی بر روی سازوکار انتقال پرستالتیک 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 (حجم ادرار جابه‌جا شونده، نرخ انتشار موج پرستالتیک،

مجرای با عملکرد بسیار پیچیده است که ادرار را از کلیه به مثانه هدایت می‌کند. یکی از مهمترین بیماریهای دستگاه دفع ادرار، رفلاکس^۱ (بازگشت ادرار از مثانه به کلیه) جریان ادرار در میزنای است. رفلاکس می‌تواند 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 پرستالتیک^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 می‌شود.

تحلیل جریان پرستالتیک در میزنای می‌تواند نقش به‌سزایی در شناخت رفلاکس داشته باشد و راهکارهایی برای

ریخت سنجی میزناهی و ...) و کیفی (تغییرات سطح مقطع داخلی میزناهی در مدت انتشار موج پریستالتیک، واکنش بافت عضلانی میزناهی به تحریک عصبی پریستالتیک، انواع جریان ایجاد شونده در میزناهی 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 میزناهی [۱۸-۲۳] و مدلسازی ریاضی حرکت پریستالتیک در میزناهی با فرضیات ساده کننده بسیار در هندسه و شرایط مرزی، حل معادلات با تغییر پارامترهای مربوط و به دست آوردن میدان سرعت در ادرار بوده است [۲۴-۳۰]. با توجه به سازوکار انتقال ادرار در میزناهی، استفاده از نظریه‌های برهمکنش سیال و جامد در تحلیل دقیقتر سازوکار پریستالتیک میزناهی اجتناب ناپذیر به نظر می‌رسد.

به طور کلی جریان سیال در میزناهی صرفاً پریستالتیک نیست و به اختلاف فشار بین لگنچه‌های کلیوی^۳ و مثانه نیز بستگی دارد؛ لذا با افزایش فشار درون مثانه، رفلاکس ممکن است ایجاد شود. تحت شرایط طبیعی، عملکرد محل اتصال میزناهی به مثانه به گونه‌ای است که اجازه ورود ادرار به داخل مثانه را می‌دهد ولی از بازگشت ادرار به داخل میزناهی به ویژه در موقع ادرار کردن جلوگیری می‌کند. به این طریق، کلیه در برابر افزایش فشار داخل مثانه و نیز از آلودگی توسط ادرار عفونی شده مثانه محافظت می‌شود [۱].

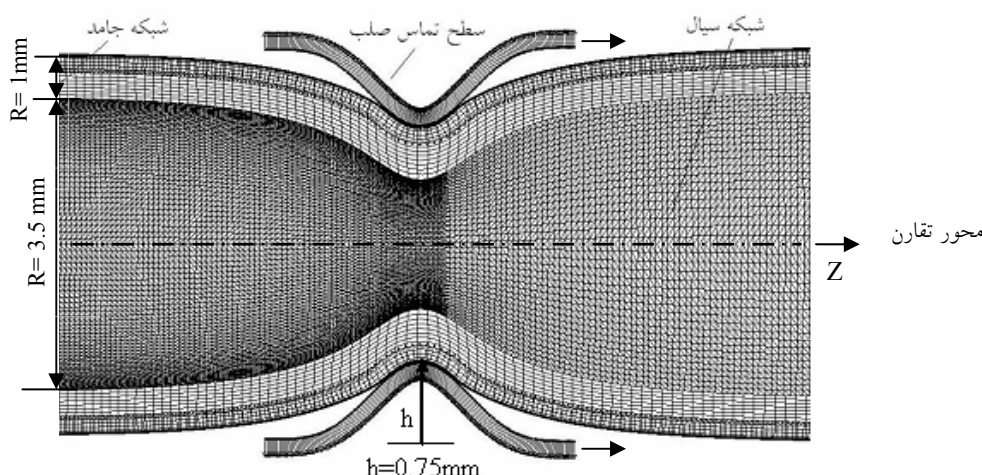
در غیاب جریان پریستالتیک، میزناهی به صورت یک لوله اتساع پذیر نافعال^۴ عمل می‌کند و جریان داخل آن تقریباً به صورت پایاست. عضلات صاف کالیسهای کلیه، لگنچه و قسمت خارج مثانه‌ای میزناهی، از فیبرهای جهت دار مارپیچی که به منظور حرکت پریستالتیک سازمان یافته‌اند، تشکیل شده‌اند. مدلسازی دقیق ماهیچه صاف میزناهی 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 میزناهی 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 می‌شود)، 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 ادرار^۶ و تأثیر تغییرات فشار مثانه و فرکانس پریستالتیک بر روابط فشار/جریان میزناهی توسط گریفیتز مورد مطالعه قرار گرفت [۳۳]؛ ولی تأثیر خواص مکانیکی دیواره میزناهی 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 میزناهی از طریق برهمکنش سیال و جامد انجام شده است. هدف، تحلیل جریان ادرار در میزناهی و بررسی پدیده بازگشت ادرار از مثانه به کلیه است. این مسئله در مطالعات آسیب شناسی میزناهی از اهمیت زیادی برخوردار است. برهمکنش دینامیکی ادرار و دیواره میزناهی در اثر حرکت پریستالتیک دیواره مورد بررسی قرار گرفته است. یک مدل غیرخطی از جریان ادرار در میزناهی با هندسه متقارن محوری^۷ و با استفاده از داده‌های واقعی میزناهی ارائه شده است.

۲- دیدگاه نظری

استفاده از روش برهمکنش سیال و جامد (FSI)^۸ برای مدلسازی همزمان سیال و جامد از مباحث جدید مطرح شده در مهندسی مکانیک است. برهمکنش سیال و جامد زمانی اتفاق می‌افتد 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



شکل ۱ - هندسه و شبکه محاسباتی مدل در این شکل، سطح تماس صلب باعث ایجاد موج انقباضی در دیواره میزنا می‌شود. شکل دیواره میزنا با سطح تماس یکی نبوده و ویژگیهای دیواره میزنا 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^{۱۳} (ALE) است. در این روش فرمولبندی اویلری برای مرز ثابت، فرمولبندی لاگرانژی برای مرز متحرک و فرمولبندی ALE برای سایر مناطق استفاده می‌شود و اجازه حرکت دلخواه نقاط شبکه نسبت به مبداء مختصات را فراهم می‌سازد. 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 دورانه‌های بزرگ جامد، یا حرکت ناهمگن نقاط شبکه، اجزای سیال، بد شکل شده و دقت محاسبات کمتر می‌شود. در این موارد، تکنیک شبکه‌بندی مجدد^{۱۴} که در آن کل دامنه یا بخشی از آن به صورت فضایی شبکه‌بندی مجدد می‌شود، راه حل مناسبی است. البته در این موارد، زمان زیاد مورد نیاز برای شبکه‌بندی مجدد معمولاً مشکل ساز است. همچنین انتقال داده‌ها از شبکه‌بندی قدیمی با خطاهایی همراه است.

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 (ρ) و لزجت (μ)

متعاقب آن تغییر شکل یا حرکت جامد نیز در میدان جریان اولیه سیال تأثیر می‌گذارد. حرکت سیال و جامد می‌تواند با دو دیدگاه لاگرانژی و اویلری بیان شود. در فرمولبندی لاگرانژی، حرکت اجزا در میدان محاسباتی ردگیری می‌شود؛ در حالی که در فرمولبندی اویلری، ذرات از شبکه محاسباتی ثابت عبور می‌کنند. به همین دلیل عموماً فرمولبندی لاگرانژی برای جامد و فرمولبندی اویلری برای سیالات استفاده می‌شود. برای حل عددی معادلات حاکم بر میدان سیال، از روشهای اجزای محدود^{۱۵}، تفاضل محدود^{۱۶} و حجم محدود^{۱۱} 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^{۱۲} و مسائل FSI که در آن خود شبکه محاسباتی (که ذرات از آن عبور می‌کنند) نیز تغییر می‌کند، با مشکلات فراوانی مواجه می‌شود. این گونه مسائل در مواردی چون مدلسازی جریان سیال عبوری از لوله‌ای الاستیک (مجاری تنفسی، 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 متحرک و تعامل سیال و جامد ارائه شده است. یکی از روشهای شناخته

سیال به ترتیب 1050 kg/m^3 و $1/3 \text{ cP}$ [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 میزنا، بار عمودی به صورت فشاری اعمال شد. رابطه زیر صدق می‌کند:

$$\left((v - v_g) \cdot \nabla \right) v = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \nabla^2 v \quad (1)$$

معادله پیوستگی حاکم بر سیال به عنوان یک سیال نیوتنی تراکم ناپذیر به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$\nabla \cdot \vec{v} = 0 \quad (2)$$

شرط سینماتیکی عدم لغزش به صورت زیر اعمال می‌شود:

$$\vec{v} = 0 \quad \text{در } S_{ureter} \quad (3)$$

$$P|_{Z=0} = P|_{in} \quad , \quad P|_{Z=L} = P|_{out} \quad (4)$$

در این روابط، P_{in} و P_{out} به ترتیب فشارهای اعمال شده در مقاطع ورودی و خروجی میزنا می‌باشند. برای اعمال بار در ورودی و خروجی میزنا روابط زیر حاکم است:

$$Tn = t_{inlet} n \quad \text{در } S_{inlet} \quad (5)$$

$$Tn = t_{outlet} n \quad \text{در } S_{outlet} \quad (6)$$

فشارهای اعمال شده در مقاطع ورودی و خروجی میزنا به ترتیب ۱ و 10^{-1} mmHg در نظر گرفته شد تا دبی جریان بدون حضور موج پرستالتیک در میزنا 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 پرستالتیک در میزنا شبیه‌سازی شود، شکل (۱). خواص مکانیکی دیواره میزنا به صورت ماده الاستیک خطی، همسانگرد^{۱۵} و یکنواخت^{۱۶} با چگالی 1000 kg/m^3 و مدول یانگ 5 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:

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

در این رابطه، u^s و u^f به ترتیب سرعت جامد و سیال و Ω^s 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 می‌شود:

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

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 می‌شود برابر با نیرویی است که در همان قسمت جامد به سیال وارد می‌کند.

۳- روش حل عددی

یک مدل متقارن محوری از میزنا در نظر گرفته شده است (شکل ۱). برای مدل کردن حرکت پرستالتیک در میزنا، فرض شده است که یک سطح تماس صلب روی سطح زیرین دیواره میزنا با سرعت ثابت (سرعت میانگین حرکت پرستالتیک در میزنا) 2 cm/s [۳۳] حرکت می‌کند. این سطح تماس صلب، از موقعیتی قبل از میزنا و با فاصله از آن شروع می‌شود و تا رسیدن انقباض به میزنا، مدت زمان ۱ ثانیه طول می‌کشد. زمان نشان داده شده در نتایج، از زمان انقباض میزنا گزارش شده است. در شرایطی که حرکت پرستالتیک دیواره میزنا ایجاد نشده است (در زمان $t = 1 \text{ s}$)، جریان سیال به سمت مثانه با سرعت کم (تقریباً معادل $0/1$ سرعت جریان ادرار در حالت حرکت پرستالتیک دیواره) به دلیل اختلاف فشار بین کلیه و مثانه ایجاد می‌شود. فشار در مقاطع ورودی و خروجی میزنا به ترتیب مقادیر ۱ و $0/1 \text{ mmHg}$ در نظر گرفته شد. برای ارضای شرایط تماس غیرخطی

از روش تابع قیدی^{۱۷} استفاده شد. اجزای جامد متقارن محوری نه گره ای دوبعدی^{۱۸} برای گسسته‌سازی جامد و اجزای سیال متقارن محوری سه گره‌ای دوبعدی^{۱۹} برای گسسته‌سازی 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 می‌افزود.

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 میزناهی بدون وجود حرکت پرستالتیک دیواره (۲mm/s) [۳۳] رسیده شد. سپس به منظور مدل کردن موج انقباضی، سطح تماس صلب با سرعت میانگین فیزیولوژیک حرکت پرستالتیک دیواره میزناهی (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 و جامد 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 جابه‌جاییهای 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 می‌شود. معادلات اجزای محدود سیستم جفت شده سیال - جامد به

این صورت بیان می‌شود [۳۶]:

$$F[X] \equiv \begin{pmatrix} F_f [X_f, d_s(X_s)] \\ F_s [X_s, \tau_f(X_f)] \end{pmatrix} = 0 \quad (9)$$

که در آن F_f و 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 [۳۶]:

$$\|f^i - f^{i-1}\| / (\max\{\|f^i\|, \varepsilon\}) \leq \text{TOL} \quad (10)$$

که در این رابطه f متغیر میدان (سرعت جریان سیال، فشار و جابه‌جایی دیواره) است. i شاخص تکرار و ε عدد کوچکی است به طوری که $\|f\|$ همواره نزدیک صفر باشد و TOL یک تolerانس ویژه است که در این مقاله ۰/۰۰۰۵ 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 گونه‌ای جفت شده است که شرایط سینماتیکی پیوستگی تغییر مکان، سرعت و شتاب در طول سطح مشترک سیال و جامد (ادرار/ دیواره میزناهی) در تمام مدت زمان تحلیل ارضا شد.

۴- نتایج و بحث

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

جدول ۱- خلاصه‌ای از نتایج منتشر شده به صورت دو روش تجربی و نظری و مقایسه با مقاله حاضر.

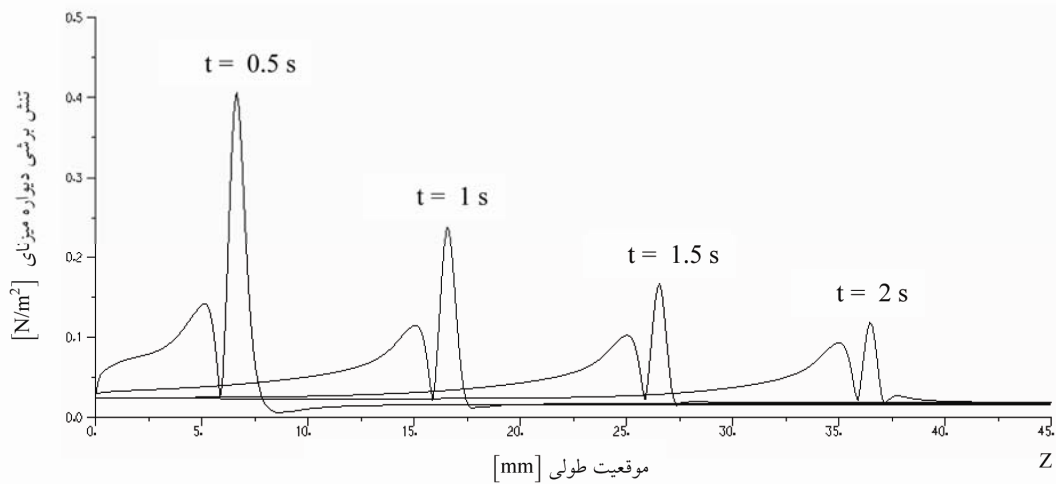
ردیف	نتایج مربوط به تنش در دیواره میزنای	نتایج مربوط به میدان سرعت سیال و حجم سیال پمپ شده
۱- مدل مورد بررسی در این مقاله	با پیشروی حرکت پرستالتیک به سمت مئانه، تنش برشی روی دیواره میزنای کاهش می‌یابد.	نرخ حجمی جریان در خروجی میزنای در پایان حرکت پرستالتیک مقدار تقریبی $650 \text{ mm}^3/\text{s}$ ($\sim 39 \text{ mlit}/\text{min}$) به دست آمد که تقریباً 10° برابر نرخ حجمی جریان سیال در میزنای بدون حضور حرکت پرستالتیک دیواره است.
۲- تحقیقات بین و فانگ (۱۹۷۱) [۲۳]	با انجام آزمایش بر روی میزنای سگ، مشاهده شد که قسمت ابتدایی (proximal) میزنای نسبت به قسمت انتهایی (distal) آن، تنش بیشتری را تحمل می‌کند (مراجعه شود به صفحه ۱۴۹۳، شماره ۱۳ در دو خط آخر این مقاله).	بررسی نشده است.
۳- تحقیقات کرو و پدلی (۱۹۹۷) [۳]	بررسی نشده است.	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 پرستالتیک بر بازدهی این سازوکار تأثیر مطلوبی می‌گذارد. (صفحه ۶۶ این مرجع).
۴- تحقیقات گریفیتز (۱۹۸۷) [۳۳]	بررسی نشده است.	با استفاده از رابطه‌ای نظری، حجم سیالی را که توسط هر موج پرستالتیک جابه‌جا می‌شود به دست آورد و چهار حالت جریان را پیش‌بینی کرد. در این مقاله در خصوص بازدهی سازوکار پرستالتیک در انتقال جریان ادرار در مقایسه با شرایط جریان بدون پرستالتیک در میزنای بحث شده است (دبی خروجی از میزنای در اثر سازوکار پرستالتیک بین 8° تا 10° برابر می‌شود- صفحات ۸۱۵ و ۸۱۶ این مرجع).
۵- تحقیقات اولسن (۱۹۸۹) [۱۱]	بررسی نشده است.	با انجام تحقیق بر روی میزنای انسان نشان داد که شرایط جریان زیاد و بیش از $40 \text{ mlit}/\text{min}$ در میزنای انسان اتفاق نمی‌افتد که با نتایج کمی تحقیق ما مطابقت دارد (صفحه R33 پاراگراف آخر).
۶- تحقیقات هانسن (۱۹۹۹) [۲۲]	با بررسی شرایط تنش صفر و بی‌باری میزنای و با انجام آزمایشات ریخت سنجی (Morphometry) نشان داد که ویژگی‌های الاستیک میزنای در محدوده تنش و کرنش پایین، تعیین کننده مقاومت نسبت به جریان داخل میزنای است (صفحات ۱۳ و ۱۴ این مرجع).	بررسی نشده است.

در نزدیکی گلوگاه دیواره انقباضی متحرک بالاست. شکل (۲) توزیع تنش برشی را در طول دیواره میزنای نشان می‌دهد. در شکلهای (۲) تا (۴)، منحنیها از چپ به راست به ترتیب به $5/0^\circ$ ، $1/5^\circ$ و 2° ثانیه پس از شروع حرکت پرستالتیک میزنای مربوطاند. همان‌طور که از شکل مشاهده می‌شود، با پیشرفت حرکت موج پرستالتیک به سمت مئانه، تنش برشی

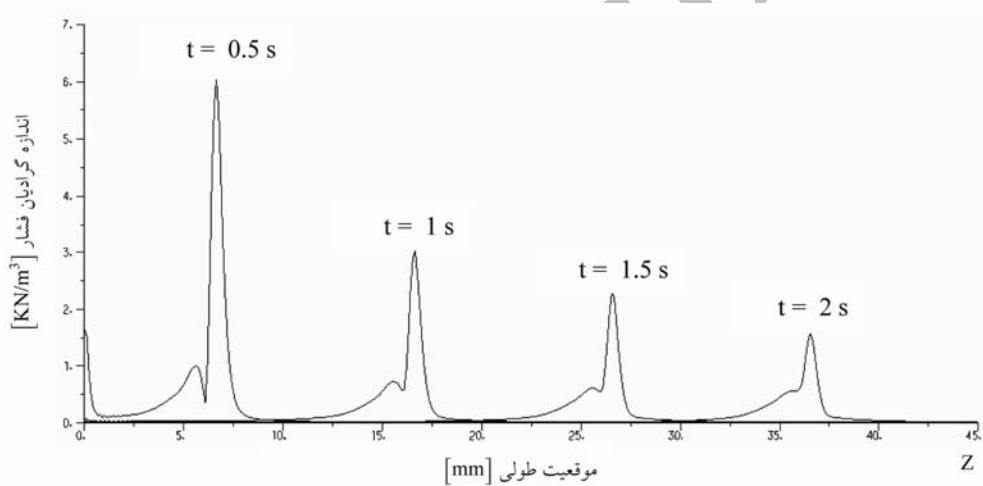
قرار گرفته است. نتایج به دست آمده با مطالعات نظری و تجربی [۳، ۱۱، ۲۲، ۲۳ و ۳۳] که در جدول (۱) آورده شده است، تطابق خوبی دارد.

۴- ۱- تنش برشی و توزیع گرادیان فشار سیال

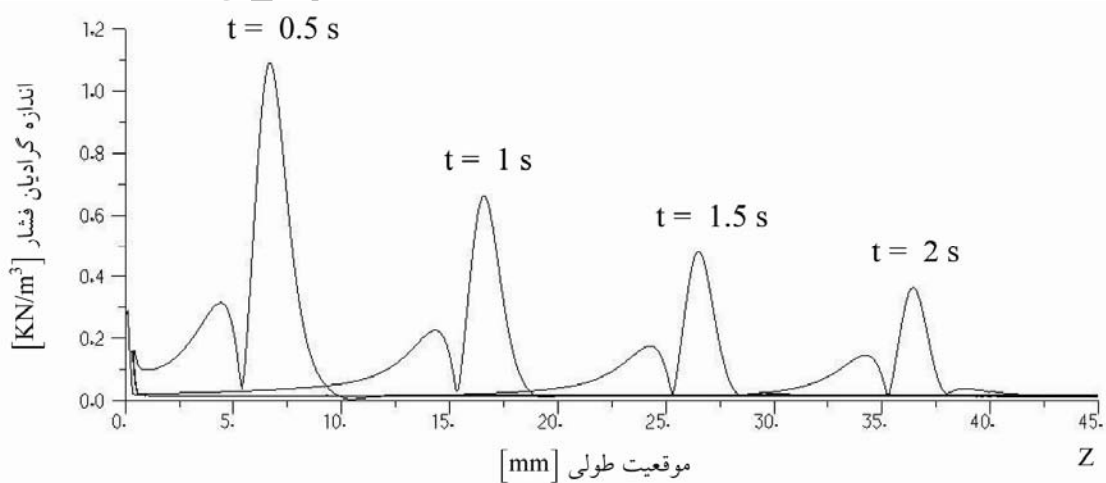
نتایج به دست آمده نشان داد که مقدار تنش برشی دیواره



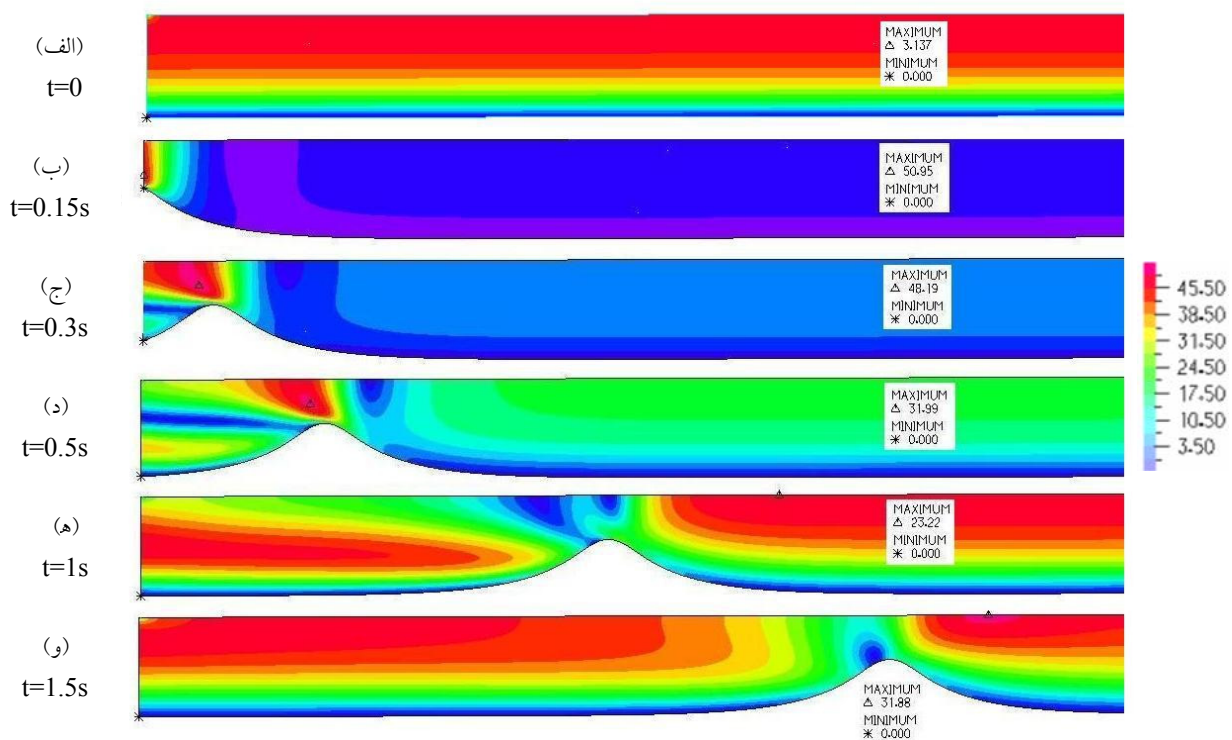
شکل ۲- توزیع تنش برشی سیال در طول دیواره میزنای. زمانهای نشان داده شده در شکل از شروع فعالیت پرستالتیک میزنای، محاسبه شده است.



شکل ۳- اندازه گرادیان فشار در طول دیواره میزنای. زمانهای نشان داده شده در شکل از شروع فعالیت پرستالتیک میزنای، محاسبه شده است.



شکل ۴- اندازه گرادیان فشار بر روی محور تقارن میزنای. زمانهای نشان داده شده در شکل از شروع فعالیت پرستالتیک میزنای، محاسبه شده است.

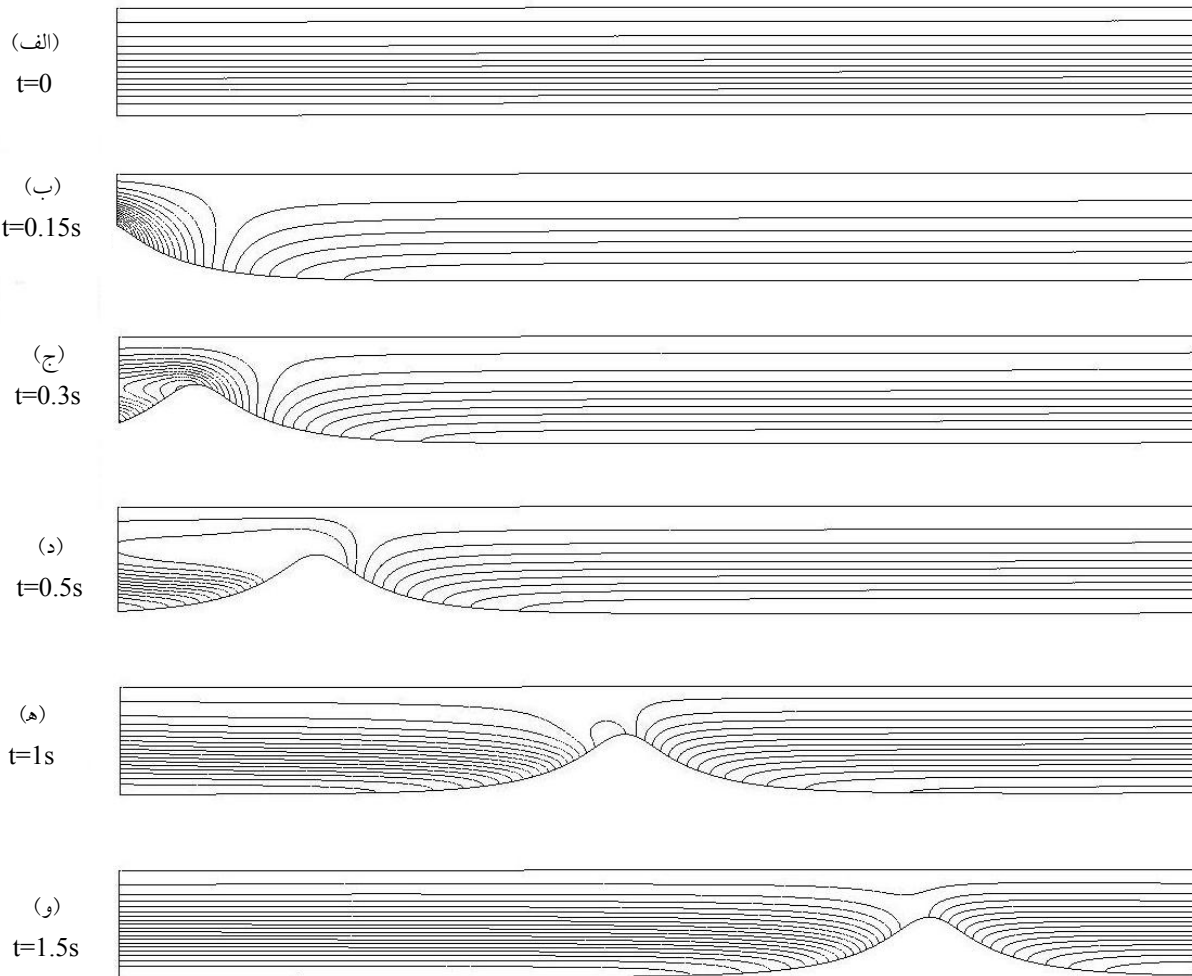


شکل ۵- پروفیل اندازه سرعت جریان پرستالتیک در میزهای [mm/s].

مقداری گرادیان فشار را روی دیواره میزهای نشان می‌دهد. مقدار بیشینه گرادیان فشار دیگری نیز در شکل مشاهده می‌شود که به ناحیه پشت دیواره متحرک انقباضی مربوط می‌شود که در منحنی سمت چپ، میزان تغییرات در این محل بیشتر است که با پیشرفت حرکت پرستالتیک به سمت مئانه، از مقادیر آنها کاسته می‌شود. شکل (۴) توزیع مقداری گرادیان فشار را در طول محور تقارن میزهای نشان می‌دهد. همان‌گونه که از این شکل مشاهده می‌شود، با پیشرفت حرکت موج پرستالتیک به سمت مئانه، مقدار گرادیان فشار در طول محور تقارن میزهای نیز کاهش می‌یابد. با توجه به الگوی سرعت جریان، شکل (۵)، تا زمان $t = 1/5$ s، نواحی سیال اطراف موج انقباضی دارای بیشینه سرعت‌اند که از این زمان به بعد به نواحی پایین دست موج انقباضی سوق داده می‌شوند و نواحی نزدیک قله موج انقباضی نواحی دارای سرعت کمتر از سرعت موج انقباضی و نیز با نرخ تغییرات ملایمتری می‌شوند که سبب کاهش مقدار بیشینه گرادیان فشار

روی دیواره و پشت دیواره انقباضی و بیشینه مقدار تنش برشی اطراف گلوگاه دیواره انقباضی متحرک کاهش می‌یابد؛ لذا قسمت ابتدایی میزهای در نزدیکی کلیه در معرض تنش برشی بالاتری قرار دارد. این نتایج با یافته‌های آزمایشگاهی یین و فانگ [۲۳] که بر روی قطعات طولی و محیطی میزهای سگ آزمایش کشش ساده انجام دادند مطابقت دارد. نتایج تنش و کرنش آنها نشان داد قسمت ابتدایی میزهای تنش بیشتری را تحمل می‌کند، 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 می‌شود.

نتایج این شبیه‌سازی نشان داد که گرادیان فشار در طول دیواره میزهای در اطراف گلوگاه دیواره انقباضی متحرک دارای مقدار بیشینه است که با پیشروی حرکت موج پرستالتیک به سمت مئانه، این مقدار کاهش می‌یابد. شکل (۳) توزیع



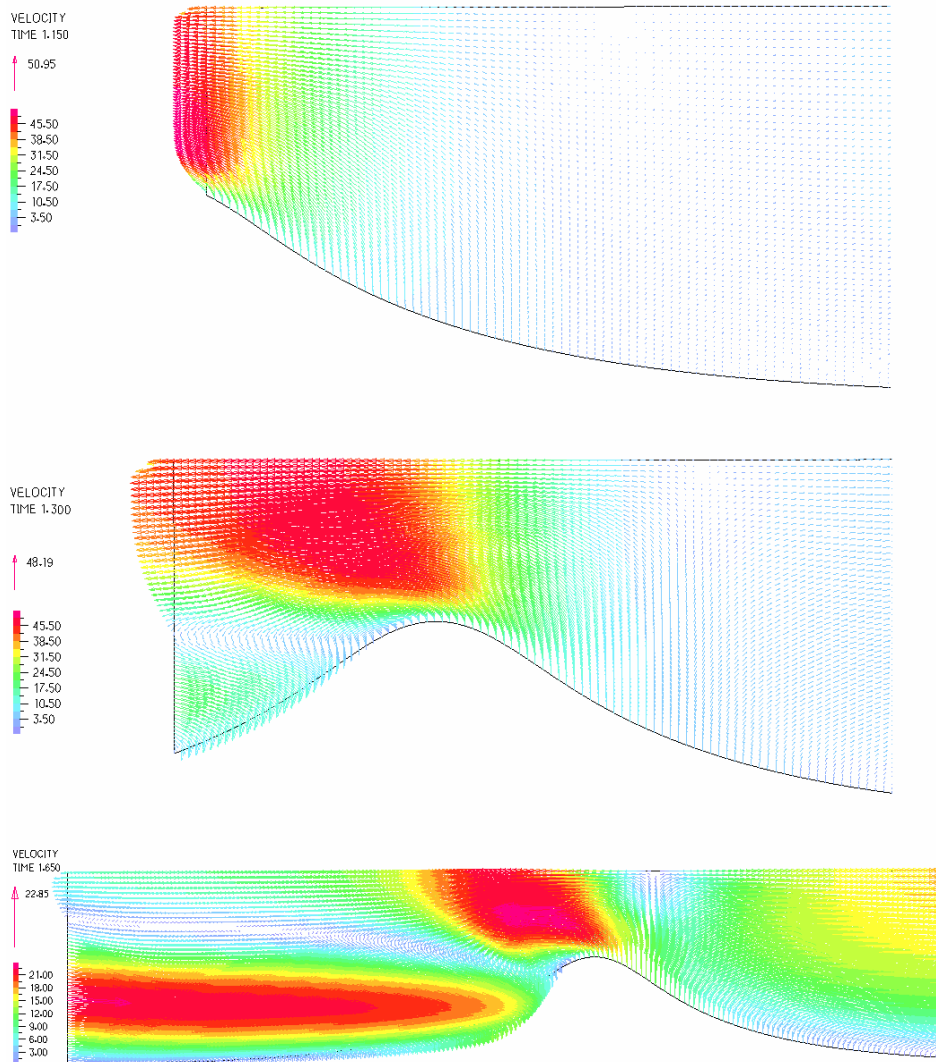
شکل ۶- خطوط جریان در گامهای زمانی مختلف که به مقادیر سرعت نشان داده شده در شکل (۵) مربوط می‌باشند.

به پایین دست ناحیه انقباضی سوق داده می‌شوند؛ در حالی که در آغاز حرکت پرستالتیک دیواره میزنای، این نواحی در مجاورت ناحیه انقباضی مشاهده می‌شوند، شکل‌های (۵-ب) تا (۵-د) که نشان دهنده تأثیر نیروی اینرسی سیال می‌باشند. خطوط جریان سیال در شکل (۶) نشان داده شده است. با پیشرفت حرکت پرستالتیک دیواره به سمت مئانه، نواحی ناپایداری جریان به نزدیکی ناحیه انقباضی محدود می‌شود، شکل‌های (۶-ب) تا (۶-و). نمایش برداری سرعت ادرار در ابتدای حرکت پرستالتیک در شکل (۷) آورده شده است. نتایج به دست آمده نشان داد که 0.15 ثانیه پس از شروع حرکت پرستالتیک (در حالتی که سطح مقطع ورودی میزنای کمینه می‌شود) جریان بازگشتی

در مجاورت قله موج انقباض در حال پیشروی (روی دیواره و روی محور تقارن میزنای) می‌شود. با نگرشی به پدیده شتاب گرفتن ناگهانی و با آهنگ کند شونده کل توده سیال در اثر سازوکار پرستالتیک نیز چنین نتیجه‌ای حاصل می‌شود.

۴-۲- میدان سرعت سیال

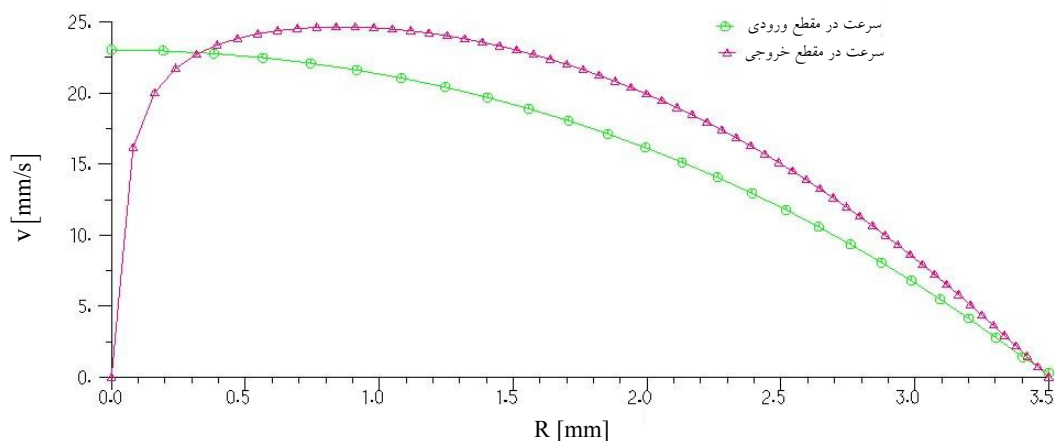
شبیه‌سازی انتقال پرستالتیک سیال در میزنای نشان داد که با آغاز حرکت پرستالتیک در میزنای، جریان بازگشتی نسبتاً زیادی در ورودی آن و به سمت کلیه ایجاد می‌شود. شکل (۵) توزیع اندازه سرعت سیال در میزنای را در اثر حرکت پرستالتیک دیواره آن نشان می‌دهد. در مدت زمان پیشرفت محوری حرکت پرستالتیک، نواحی دارای سرعت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



شکل ۷- نمایش برداری سرعت ادرار در ابتدای حرکت پرستالتیک دیواره میزنای در سه زمان مختلف از شروع حرکت پرستالتیک میزنای [mm/s]. هر یک از شکلها، مقیاس اندازه متفاوت دارند.

ورودی است- جریان بازگشتی در ورودی میزنای از بین می‌رود و نواحی دارای جریان بازگشتی و گردابی به نزدیکی قله دیواره انقباضی محدود می‌شوند. جریان بازگشتی در اثر حرکت موج پرستالتیک، ۱/۵ ثانیه پس از آغاز این حرکت (که در این زمان، فاصله کوچکترین سطح مقطع ۳۰ میلی‌متر 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 پرستالتیک بسیار بیشتر است. مقادیر سرعت سیال در مقاطع ورودی و خروجی میزنای در

نسبتاً زیادی به سمت کلیه ایجاد می‌شود. در این زمان، بیشینه سرعت سیال تقریباً ۴ برابر زمانی است که جریان پرستالتیک در میزنای برقرار نیست. با پیشرفت حرکت موج پرستالتیک به سمت مثانه، ناحیه جریان بازگشتی در ورودی میزنای به نزدیکی محور تقارن آن محدود می‌شود؛ درحالی که نواحی جریان بازگشتی داخلی‌تر میزنای به کل ناحیه انقباضی آن توسعه می‌یابد. با پیشرفت حرکت موج پرستالتیک به نواحی دورتر از ورودی و ۰/۸ ثانیه پس از آغاز این حرکت -که در این زمان، فاصله محوری کوچکترین سطح مقطع ۱۶ میلی‌متر از



شکل ۸- مقادیر سرعت سیال در مقطع خروجی میزناهی در پایان حرکت پریستالتیک [mm/s] موقعیت $R = 0^\circ$ روی محور تقارن و $R = 3/5$ mm روی دیواره میزناهی است.

حرکت از بین می‌رود؛ لذا احتمال ایجاد پدیده رفلاکس در آغاز حرکت موج پریستالتیک میزناهی بسیار بیشتر است. با پیشرفت حرکت موج پریستالتیک به سمت مئانه، مقدار تنش برشی سیال در پشت دیواره انقباضی متحرک و اطراف گلوگاه دیواره انقباضی متحرک کاهش می‌یابد؛ لذا قسمت ابتدایی میزناهی در نزدیکی کلیه، در معرض تنشهای برشی بیشتری قرار دارد که در آسیب شناسی دیواره میزناهی در اثر حرکت موج پریستالتیک مهم جلوه می‌کند. مقدار گزادیان فشار در طول دیواره میزناهی و در طول محور تقارن آن دارای مقدار بیشینه در اطراف گلوگاه دیواره انقباضی متحرک است که با پیشرفت حرکت موج پریستالتیک به سمت مئانه کاهش می‌یابد.

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 میزناهی، حل نشده باقی مانده است. همچنین تعامل بین دو ارگان دستگاه دفع ادرار (میزناهی/مئانه و کلیه/میزناهی) از دیدگاه نظری و ریاضی مورد بررسی قرار نگرفته است؛ در عین حال برهمکنش سیال و جامد در تحلیل دینامیک سیالات میزناهی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. شبیه‌سازی عکس العمل ضد بازگشت جریان UVJ^{۲۳} (که از بازگشت جریان از مئانه به

انتهای حرکت موج پریستالتیک دیواره در شکل (۸) نشان داده شده است. همان‌طور که در این شکل مشاهده می‌شود، بیشینه سرعت سیال در ورودی میزناهی درست بر روی محور تقارن آن قرار ندارد که به دلیل ناپایداری در این مقطع است. نرخ حجمی جریان در خروجی میزناهی در پایان حرکت پریستالتیک با محاسبه از روی این نمودار، مقدار تقریبی $650 \text{ mm}^3/\text{s}$ به دست می‌آید که تقریباً 10° برابر نرخ حجمی جریان سیال در میزناهی بدون حضور حرکت موج پریستالتیک است.

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله، حرکت موج پریستالتیک دیواره میزناهی مورد بررسی قرار گرفته است. برای اولین بار، یک مدل پریستالتیک برای میزناهی ارائه شد که در آن دیواره میزناهی 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 میزناهی، قابل بررسی است. نتایج به دست آمده در این تحقیق نشان داد که با آغاز حرکت موج پریستالتیک، جریان بازگشتی نسبتاً زیادی در ورودی میزناهی و به سمت کلیه ایجاد می‌شود که پس از گذشت $1/5$ 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 پدیده رفلاکس حائز اهمیت است. بررسی الگوی جریان در میزنای در مدل‌های کاملی که دربرگیرنده پیچیدگیهای آناتومیکی و ویژگیهای غیرخطی

واژه‌نامه

- | | | |
|---|---|--|
| 1. reflux | 9. finite element | 17. constraint function method |
| 2. applied peristaltic transport theory | 10. finite difference | 18. 2-D nine-node axisymmetric solid elements |
| 3. renal pelvis | 11. finite volume | 19. 2-D three-node axisymmetric fluid elements |
| 4. passively distensible tube | 12. moving boundary | 20. two-way fluid-structure coupling |
| 5. bolus | 13. arbitrary-lagrangian-eulerian formulation | 21. Euler |
| 6. upper urinary tract | 14. remeshing | 22. implicit-newmark |
| 7. axisymmetric | 15. isotropic | 23. ureterovesical junction |
| 8. fluid-structure interaction | 16. homogeneous | |

مراجع

1. شامخی، ح.، شاهوردی، م. و جوان شیر، م.، ارولوزی عمومی اسمیت 2000، نشر سماط، 1380.
2. Boyarsky, S., et al., eds., *Urodynamics: Hydrodynamics of the Ureter and Renal Pelvis*, Acad. Press, N. Y., 1971.
3. 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.
5. 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.
6. Li, M., and Brasseur, J. G., "Nonsteady Peristaltic Transport in Finite Length Tubes," *J. Fluid Mech.* Vol. 248, PP. 129-151, 1993.
7. Woodburne, R. T., and Lapedes, J., "The Ureteral Lumen During Peristalsis," *Am. J. Anat.*, Vol. 133, No. 3, PP. 255-258, 1972.
8. Melchior, H., "Urodynamics," *Urological Research*, Vol. 3, PP. 51-54, 1975.
9. 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.
10. 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.
13. 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
14. 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.
15. 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.
17. 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.
18. 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.

20. Knudsen, L., Gregersen, H., Eika, B., and Froekier, J., "Elastic Wall Properties and Collagen Content in the Ureter: an Experimental Study in Pigs," *Neurol Urodyn*, Vol. 13, PP. 597–608, 1994.
 21. Gregersen, H., Kassab, G., "Biomechanics of the Gastro-Intestinal Tract," Review Article, *Neurogastroenterol Motil*, Vol. 8, PP. 277–97, 1996.
 22. 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 Renaudeau, 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 Renaudeau, 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," *Neurol. 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..
 28. 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.
 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.
 31. 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., Giuliani, 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