

بررسی عددی انتقال توده ادرار در میزنای با استفاده از مدل ریاضی مبتنی بر داده‌های مورفومتریک کلینیکی در حین سازوکار دودی شکل

بهمن وحیدی^۱، ناصر فتورائی^۲، حسن نیرومند^۳

تاریخ اعلام قبولی مقاله: ۱۳۹۰/۴/۱۴

تاریخ اعلام وصول: ۱۳۸۹/۱۲/۱۶

چکیده

سابقه و هدف: یکی از مهم‌ترین بیماری‌های دستگاه دفع ادرار، رفلاکس جریان ادرار در میزنای است. رفلاکس می‌تواند باعث انتقال باکتری‌ها و مواد سمی از مثانه به لگنچه‌های کلیوی و سپس به کلیه‌ها و باعث تخریب کلیه و انتشار عفونت در بدن شود. تحلیل مهندسی سازوکار دودی شکل در میزنای می‌تواند نقش بسزایی در شناخت این عارضه داشته باشد و راهکارهایی برای برطرف کردن این مشکل، از جمله طراحی ابزارهای کمکی جریان در میزنای مثل دریچه و استنت ارائه کند.

مواد و روش‌ها: یک مدل محاسباتی از جریان ادرار در میزنای با استفاده از تحلیل برهمکنش سیال و جامد جهت تحلیل جریان ادرار مورد بررسی قرار گرفته است. از معادلات ناویر استوکس برای ادرار و از یک مدل غیرخطی ابرالاستیک برای میزنای استفاده شد. معادلات المان محدود برای سیال و جامد با استفاده از روش تکراری نیوتن-رافسون حل شد.

یافته‌ها: نواحی جریان گردابی، بالای جت مرکزی ادرار و در مجاورت قله توده تشکیل می‌شود. در پشت توده جدایش جریان اتفاق می‌افتد و رفلاکس از این نواحی آغاز و تا ورودی میزنای تداوم می‌یابد. بیشینه فشار در مجرا در حین سازوکار دودی شکل، پشت توده تشکیل می‌شود و حداکثر دبی خروجی از میزنای در اثر انتقال توده ادرار ایزوله، 0.92 milt/min به دست آمد.

بحث و نتیجه‌گیری: اثر دریچه UPU در جلوگیری از رفلاکس، به ویژه در ابتدای حرکت دودی شکل مهمتر جلوه می‌کند؛ وقتی که سیال اطراف موج به دلیل نیروهای اینرسی پس زده می‌شود. پیشنهاد می‌شود که شرایط بحرانی بیماری‌ها در میزنای در مطالعات آینده مدل‌سازی شود تا با کسب درک مناسب از نقش پارامترهای تأثیرگذار در ایجاد یا تشدید این بیماری‌ها، تدابیری جهت معالجه سنجیده و ابزارهایی جهت پیشگیری یا کنترل آنها طراحی شود.

کلمات کلیدی: سازوکار دودی شکل، رفلاکس، توده ادراری، بیومکانیک، تحلیل عددی

مقدمه

انجام می‌شود. این سازوکار در انتقال سیالات زیستی مثل انتقال ادرار در میزنای و انتقال غذای نیمه هضم شده در مجرای روده‌ای وجود دارد و از آغاز مطالعه در این خصوص، از موضوع‌های مورد علاقه در علم بیومکانیک بوده است (۱-۳). انتقال ادرار در میزنای به‌طور عمده به‌وسیله بسته‌های مجزایی به‌نام توده (Bolus) انجام می‌شود. جریان غیرعادی ادرار از مثانه به میزنای و احتمالاً به

چگونگی شکل‌گیری و دفع ادرار از دیرباز از مسائل مورد توجه در علم بیومکانیک بوده است. با این حال، تاکنون سازوکاری که ادرار را از کلیه به مثانه انتقال می‌دهد، به درستی شناخته نشده است. حرکت دودی شکل، شیوه طبیعی انتقال محتویات مجاری عضلانی بدن است که از طریق انقباض پیش رونده فیبرهای عضلانی آن،

۱- پژوهشگر، ایران، تهران، دانشگاه علوم پزشکی آجا، دکترای مهندسی پزشکی
۲- دانشیار، ایران، تهران، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، دانشکده مهندسی پزشکی، گروه بیومکانیک (*نویسنده مسول)
تلفن: ۶۶۴۹۵۶۵۵ دورنگار: ۶۶۴۶۸۱۸۶ آدرس الکترونیک: Nasser@aut.ac.ir
۳- استادیار، ایران، تهران، دانشگاه علوم پزشکی آجا، دانشکده پزشکی، گروه جراحی

شرایط فیزیولوژیکی انتقال توده‌ای ادرار از کلیه به مثانه که به‌طور معمول در انسان‌ها سازوکار غالب در میزنا‌ی است، در نظر گرفته نشد. در تحقیق حاضر، این دو محدودیت را برطرف نموده‌ایم؛ بدین گونه که با استفاده از داده‌های آزمایشگاهی، ویژگی‌های مکانیکی دیواره میزنا‌ی را با استفاده از یک مدل غیرخطی به‌طور نسبتاً دقیقی لحاظ می‌نماییم. از طریق این مدل‌سازی، عبور توده ادراری را در یک مجرای تقریباً جمع شده (Collapsed) با استفاده از اندازه‌های دقیقی که از مطالعات ریخت سنجی (Morphometric) و آناتومیکی میزنا‌ی به دست آمده است، شبیه‌سازی و اثر پارامترهای مؤثر بر این حرکت را بر دینامیک انتقال ادرار در میزنا‌ی مشاهده می‌کنیم.

مواد و روش‌ها

هدف این تحقیق، ارائه مدلی است که به‌طور واقعی‌تری انتقال ادرار از کلیه به مثانه را شبیه‌سازی می‌کند. به این منظور، از داده‌های مورفومتریک ناحیه لومینال میزنا‌ی (Luminal area) در طی سازوکار دودی‌شکل (۱۶) استفاده شد. هندسه مدل مورد بررسی در شکل $a=1$ و b نشان داده شده است. این مدل، شرایط انتقال دودی‌شکل ادرار در میزنا‌ی را نشان می‌دهد. طول میزنا‌ی در یک انسان بزرگسال حدود ۳۰ cm است (۲۱) که در این تحقیق در نظر گرفته شد. شرایط اولیه این مدل به این صورت است که در ابتدا فرض می‌شود که توده دوکی شکل ادرار به طول ۶ cm در ابتدای میزنا‌ی شکل گرفته است. همان‌گونه که از این شکل پیداست؛ این مدل، متقارن محوری است و لذا گام بسیار مهمی در آغاز مدل‌سازی سه بعدی میزنا‌ی به‌شمار می‌آید. سطح مقطع میزنا‌ی در محل قله توده، تقریباً ۱۷ برابر سطح مقطع ناحیه جمع شده در نظر گرفته شد.

مدل دیواره میزنا‌ی

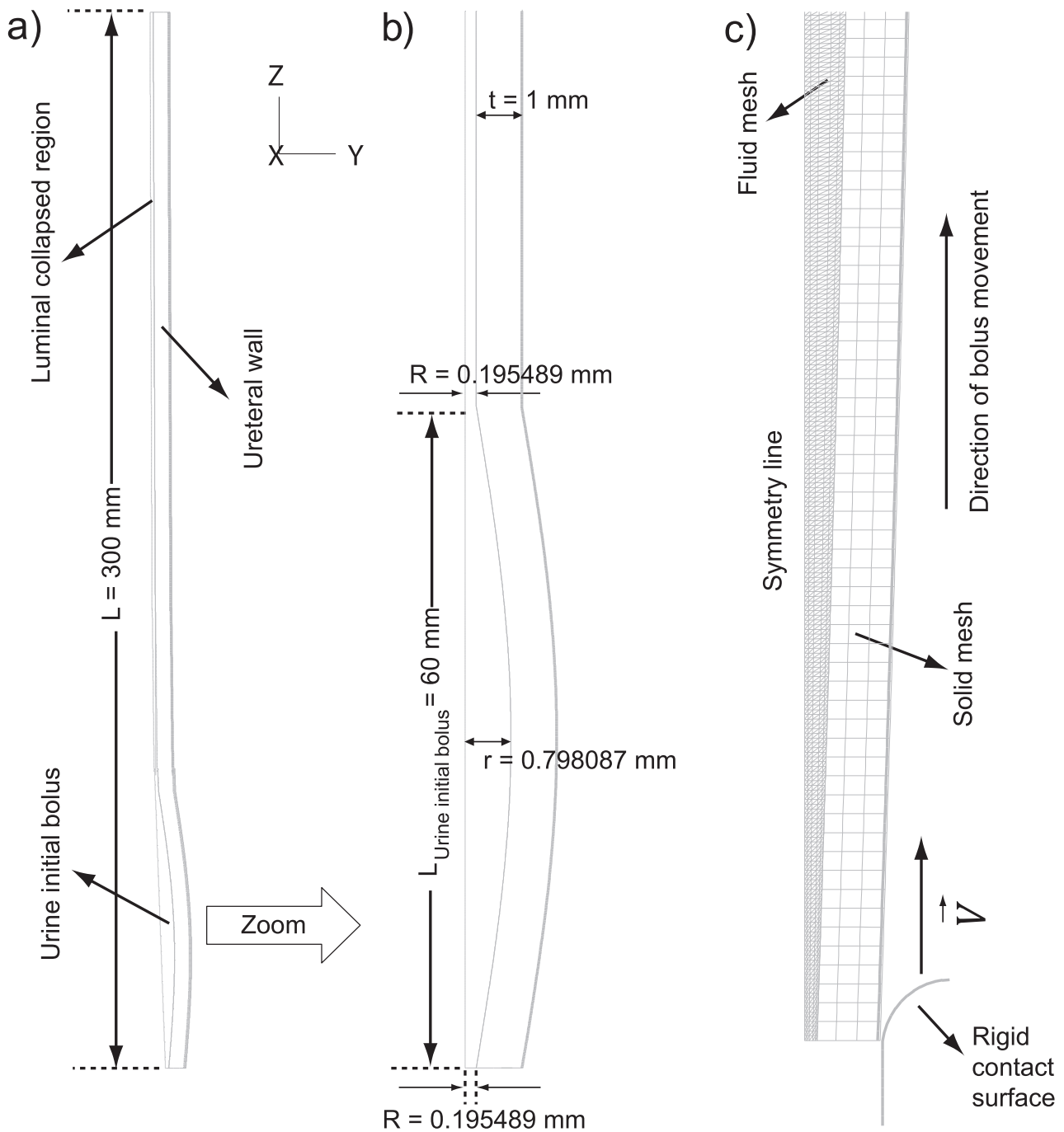
برای مدل‌سازی دیواره میزنا‌ی، از مدل غیرخطی ابرالاستیک (Hyperelastic) ارودا-بویس (Arruda-Boyce) استفاده نمودیم و داده‌های آزمایشگاهی بین و فانگ (۲۲) را با این مدل تطبیق دادیم؛ همان‌گونه که در شکل ۲ نشان داده شده است. آزمایشات انجام شده بوسیله ارودا و بویس (۲۳) نشان داد که این مدل برای مواد تحت کرنش‌های تا ۳۰٪ مناسب است. به‌علاوه، از عمده‌ترین مزایای این مدل، تطبیق مناسب داده‌ها با منحنی مادی این مدل

کلیه‌ها، رفلاکس (Reflux) نامیده می‌شود. در موارد شدید این عارضه، رفلاکس می‌تواند باعث انتقال مواد سمی و باکتری‌ها از مثانه به کلیه و ایجاد عفونت و اختلال در عملکرد کلیه شود (۴) که در این صورت به دیالیز یا پیوند کلیه نیاز است (۵).

نظر 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 (۴) و (۶-۱۰) که در آن‌ها تأثیرات ویژگی‌های مکانیکی غیرخطی دیواره میزنا‌ی، بر همکنش سیال و جامد و هندسه پیچیده، به‌طور عمده صرف‌نظر شده‌اند در حالی که به دلیل اهمیت بالینی این موضوع، تحقیقات نسبتاً وسیعی در حوزه پزشکی بر روی سازوکار انتقال دودی‌شکل ادرار در میزنا‌ی و شرایط ایجاد رفلاکس انجام شده است (۱۶-۱۱) که با توجه به عدم بررسی فاکتورهای مکانیکی در بررسی کلینیکی این پدیده، سؤالات فراوانی در این زمینه مطرح شده است که تاکنون بی پاسخ مانده است.

با توجه به ماهیت سازوکار انتقال ادرار در میزنا‌ی که دیواره بسیار منعطف آن نیروی جلوبرندگی ادرار را ایجاد می‌کند، استفاده از تئوری‌های برهمکنش سیال و جامد در تحلیل دقیق‌تر سازوکار دودی‌شکل میزنا‌ی اجتناب‌ناپذیر به نظر می‌رسد. با استفاده از مدل‌هایی که دربردارنده ویژگی‌های مکانیکی دیواره میزنا‌ی باشد، به‌همراه مدل‌سازی دقیق‌تری از موج دودی‌شکل منتشر شونده و درنظر گرفتن پیچیدگی‌های آناتومیکی میزنا‌ی، می‌توان به نتایجی دست یافت که قابل قیاس با یافته‌های بالینی است.

وحیدی و فتورائی [۱۷] مدلی دو بعدی از انتقال جریان ادرار از کلیه به مثانه ارائه نمودند. در آن مدل، فرض شد که یک دیواره انعطاف پذیر در راستای طولی بین دو صفحه صلب حرکت می‌کند. مهمترین محدودیت آن مطالعه در این است که تحریک گره به گره دیواره میزنا‌ی در طی حرکت دودی‌شکل که در شرایط فیزیولوژیکی اتفاق می‌افتد، مدل‌سازی نشد. همچنین، وحیدی و همکاران (۲۰-۱۸) مدلی متقارن محوری با استفاده از داده‌های واقعی میزنا‌ی ارائه نمودند که در آن، این محدودیت را بر طرف و تأثیر پارامترهای مکانیکی مختلف را بر توزیع جریان در میزنا‌ی و تنش در جداره داخلی آن بررسی نمودند. در آن مدل‌ها، به دلیل دشواری‌های محاسباتی، از مدل‌های الاستیک خطی برای دیواره استفاده شد و



شکل ۱- هندسه و شبکه محاسباتی برای ادرار و دیواره میزنای؛ (a) مدل هندسی با طول کلی میزنای و دارای توده ادرار تشکیل شده در ابتدا؛ (b) ابعاد توده اولیه بر اساس وودبرن و لاپیدس (۱۶). در این شکل، مساحت‌های لومن میزنای در محل مقطع جمع شده (در ابتدای توده) و قله توده دوکی شکل مشخص شده است؛ (c) شبکه المان محدود اولیه ادرار و دیواره. سطح تماس صلبی که با دیواره جامد در تماس است، ایجاد کننده تحریک دودی شکل در طول میزنای است.

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) سیال به ترتیب 1050 kg/m^3 و $1/3 \text{ cP}$ (۲۵) در نظر گرفته شده است. در ورودی

است، حتی در شرایطی که داده‌های آزمایشگاهی محدودند (۲۴).

مدل ادرار

جریان سیال گذرا در یک لوله متقارن محوری با طول محدود

استفاده نمود. لذا برای غیر قابل حرکت کردن محدوده محاسباتی سیال و بررسی تغییر مکان‌های بزرگ جامد، از فرمول‌بندی لاگرانژی-اویلری دلخواه (ALE) استفاده شد. ویژگی اصلی فرمول بندی ALE این است که به شبکه المان محدود اطراف جسم جامد اجازه می‌دهد که تغییر مکان‌ها یا تغییر شکل‌های بزرگ را تجربه کند. همچنین، برای جلوگیری از تخریب المان‌های سیال در اثر انتشار طولی موج از فرآیند نوسازی شبکه (Mesh adaptivity) سیال در حین حل (۲۶) استفاده شد. حل سیال و جامد به گونه‌ای جفت شده است که شرایط سینماتیکی پیوستگی تغییر مکان، سرعت و شتاب و نیز شرط سازگاری دینامیکی برابری نیروها در طول سطح مشترک سیال و جامد (ادرار/ دیواره میزنا) در تمام مدت زمان تحلیل ارضا شد.

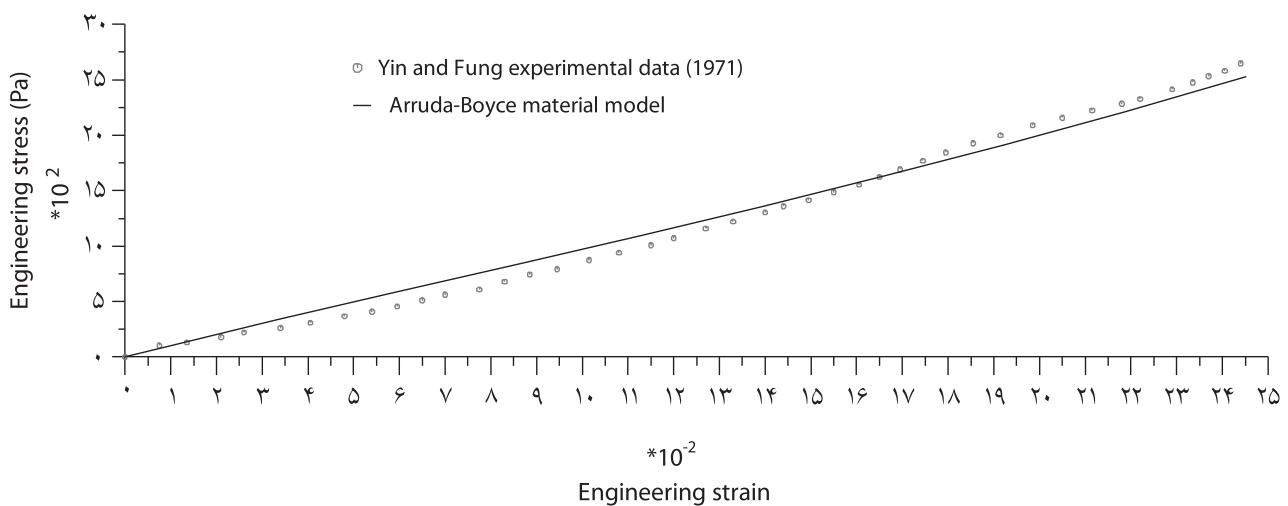
یافته‌ها

در این مطالعه، مدلی ریاضی ارائه شده است که در مقایسه با تحقیقات قبلی (۲۰-۱۷)، سازوکار دودی شکل در میزنا را به‌طور واقعی تری شبیه‌سازی می‌کند. عمده‌ترین مزیت این مدل، در آن است که ویژگی‌های غیرخطی دیواره میزنا را به‌همراه هندسه دقیق ناحیه لومینال، توأمان در تحلیل دینامیکی سازوکار دودی شکل لحاظ می‌کند و تحریک گره به گره ماهیچه‌ای که در شرایط فیزیولوژیک اتفاق می‌افتد، از طریق مانعی خارجی اعمال می‌شود. برهمکنش دینامیکی بین ادرار و دیواره میزنا در طی سازوکار دودی شکل

میزنای فشار Pa ۱۰۰ اعمال شد که سطح فشار ثابت میزنا می‌باشد (۲۱) و در خروجی فشار ۰ در نظر گرفته شد. معادلات تراکم ناپذیر ناویر-استوکس به‌عنوان معادلات حاکم بر سیال استفاده شده است. شرط عدم لغزش و عدم نفوذ بین سیال و دیواره اعمال شد.

روش حل عددی

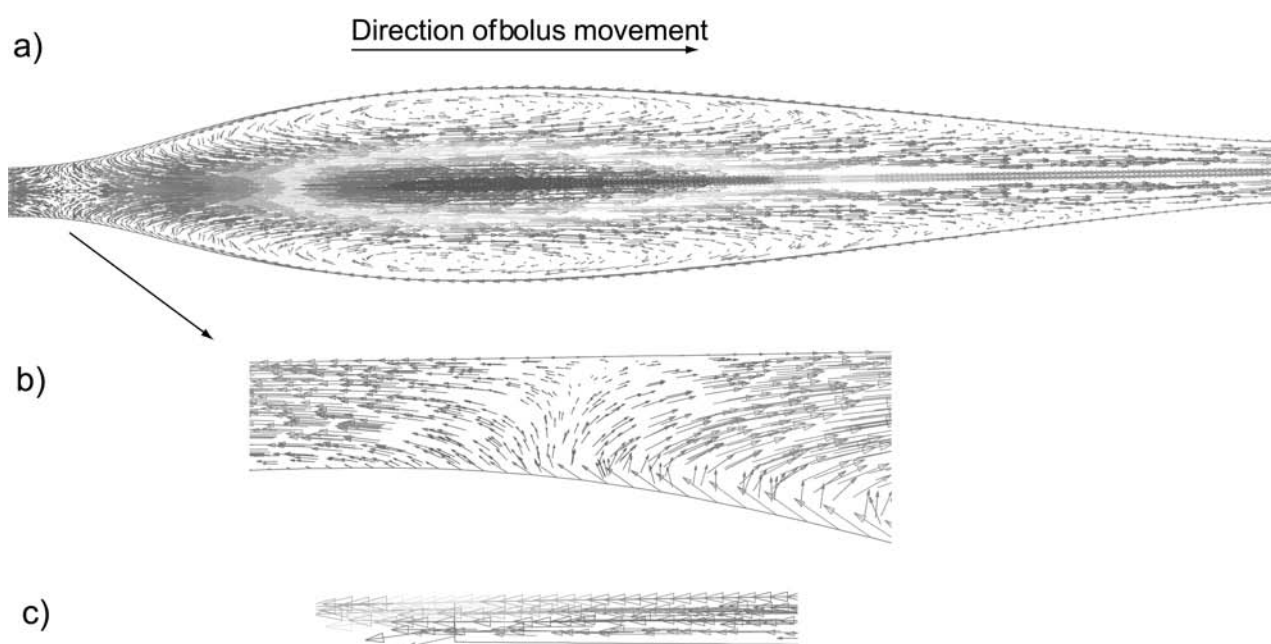
برای ایجاد موج دودی شکل در میزنا، دیواره جامد در تماس با یک سطح صلب (Rigid contact surface) در نظر گرفته شد و پس از چند گام زمانی از تحلیل گذرا و برقراری جریان ادرار از کلیه به مثانه در اثر اختلاف فشار بین آنها (Pa ۱۰۰) و در زمان $t = 1$ s، سطح تماس صلب با سرعت میانگین فیزیولوژیک حرکت دودی شکل دیواره میزنا 2 cm/s (۲۱) در طول دیواره حرکت داده شد. المان‌های جامد متقارن محوری نه‌گره‌ای دوبعدی (۲-D nine-node axisymmetric solid elements) برای گسسته‌سازی جامد و المان‌های سیال متقارن محوری سه‌گره‌ای دوبعدی (۲-D three-node axisymmetric fluid elements) برای گسسته‌سازی سیال استفاده شد. این مدل با استفاده از نرم افزار آدینا (ADINA™, version ۸.۵.۱, Watertown, MA, USA) حل شد. مدل شبکه جامد و سیال در شکل ۱-۵ آورده شده است. وقتی که یک قسمتی از محدوده محاسباتی سیال تغییر شکل می‌دهد، توصیف اویلری سیال دیگر قابل استفاده نیست و باید از مختصات لاگرانژی



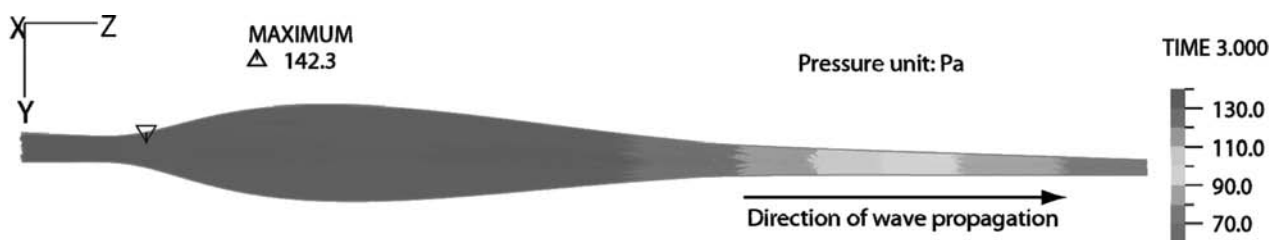
شکل ۲- منحنی تنش- کرنش دیواره میزنا. مدل غیر خطی ارودا-بویس از داده‌های آزمایشگاهی بین و فانگ (۲۲)، برازش شده است.

(شکل ۳-۳). رفلاکس میزنای به کلیه در حین سازوکار دودی شکل، با پیشرفت موج به سمت مثانه و دور شدن از کلیه به تدریج از بین می‌رود. همچنین، مشاهده شد که مقدار کمی رفلاکس در پایین دست میزنای (از مثانه به میزنای)، در مدت زمان پیشرفت موج و قبل از نزدیک شدن آن به خروجی میزنای ایجاد می‌شود که با رسیدن موج به نواحی پایین دست، این اثر از بین می‌رود. پروفیل فشار ادرار، اطراف توده در حال حرکت در شکل ۴ نشان داده شده است. بیشینه فشار در مجرا در حین سازوکار دودی شکل، پشت توده تشکیل می‌شود و تا انتهای توده افت فشار محسوسی وجود دارد. کانتور سرعت ادرار در مقطع خروجی میزنای در زمان‌های انتهایی حرکت دودی شکل در شکل ۵ آورده شده است. در این

تحلیل می‌شود. نتایج به دست آمده از الگوی سرعت جریان ادرار در میزنای در این تحقیق نشان داد که بردارهای سرعت ادرار اطراف توده در حال حرکت، در مجاورت محور مرکزی توده بیشینه‌اند و جت ادرار پرسرعت را در این نواحی شکل می‌دهند؛ همان‌گونه که در شکل ۳ نشان داده شده است. توزیع بردارهای سرعت داخل توده (شکل ۳-۳a) به صورتی است که نواحی جریان گردابی، بالای جت مرکزی و در مجاورت قله توده تشکیل می‌شود. بررسی بردارهای سرعت در پشت توده (شکل ۳-۳b) نشان داد که در این نواحی جدایش جریان اتفاق می‌افتد و جریان بازگشتی که رفلاکس میزنای به کلیه ایجاد می‌کند، از این نواحی آغاز و تا ورودی میزنای تداوم می‌یابد



شکل ۳- بردارهای سرعت ادرار اطراف توده در حال حرکت در زمان $t = 3s$ (a) بردارهای سرعت داخل توده. به نواحی جریان گردابی در مجاورت قله توده توجه شود؛ (b) بردارهای سرعت در ابتدای توده. جریان بازگشتی (رفلاکس) از این نواحی آغاز و تا ورودی میزنای تداوم می‌یابد. (c) بردارهای سرعت در ورودی میزنای.



شکل ۴- پروفیل فشار ادرار، اطراف توده در حال حرکت.

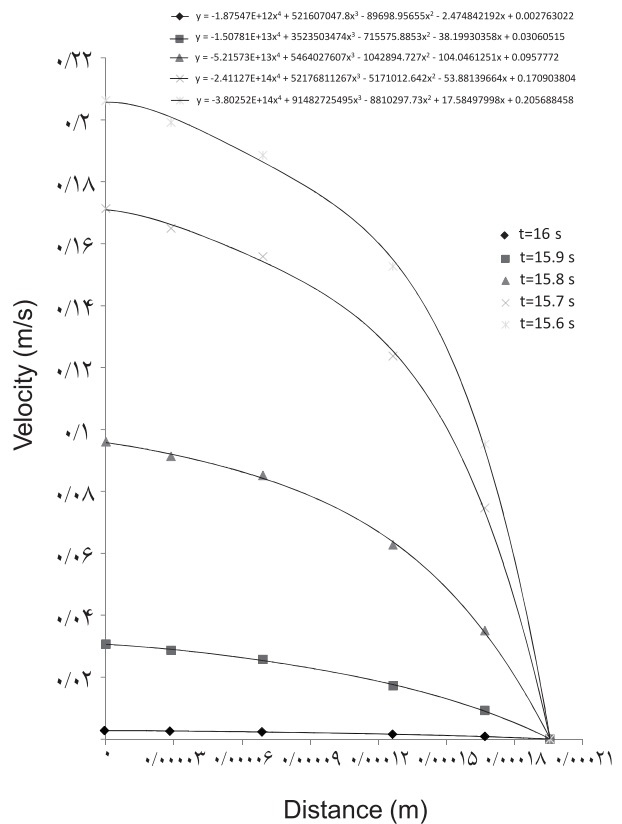
این زمان، در میزناى توده ادرارى وجود ندارد. مقادير دبی (حجم در واحد زمان) ادرار خروجی از میزناى با انتگرال گیری از توابع سرعت میزناى در زمان های متناظر که در شکل ۵ آورده شده اند؛ به دست می آیند و به این مقادیر، در جدول ۱ اشاره شده است.

بحث و نتیجه گیری

پیشرفت های اخیر در عملکرد رایانه ها و توانایی های محاسباتی روز افزون آنها، کاربردشان را در فهم پدیده های زیستی تسریع کرده است. استفاده از مدل های محاسباتی در حال حاضر، قسمتی پر اهمیت در تحقیقات زیست شناسی و پزشکی محسوب می شود. مزیت آمیختن علوم زیستی و محاسباتی این است که بین دقت علمی و قابلیت حل ریاضی این پدیده ها توافقی حاصل می شود. این مسأله از اهمیت ویژه ای در علوم زیست شناسی و پزشکی برخوردار است، جایی که فرآیندها از مقیاس های زمانی و ابعادی مختلفی تشکیل شده اند و تعاملات ذاتی پیچیده آنها برای عملکرد سازوکارهای زیستی ضروری است. امروزه، نیاز به همکاری قوی بین زیست شناسان کمی و دانشمندان علوم کاربردی و مهندسان، بدیهی شده است. مدل سازی و شبیه سازی، فضای خوبی را برای این همکاری فراهم نموده است و ابزاری قوی در فهم سازوکارهای زیستی و رفتارشان فراهم می کند.

در این مقاله، یک شبیه سازی عددی با استفاده از تئوری های برهمکنش سیال و جامد برای تحلیل جریان ادرار در میزناى ارائه شده است. این شبیه سازی، دیدگاه جدیدی را برای ارزیابی دقیق تر

زمان ها، موج به قسمت پایین دست (Distal) میزناى و نزدیک به انتهای آن رسیده است. سرعت در خروجی میزناى تا زمان $t=15/6s$ افزایش می یابد و با خارج شدن جت ادرار از خروجی میزناى و کوچک شدن توده ادرار، به طور تدریجی کاهش می یابد و در نهایت در زمان $t=16s$ ، این موج به طور کامل از میزناى عبور می کند و در



شکل ۵- کانتور سرعت ادرار در مقطع خروجی میزناى در زمان های انتهایی حرکت دودی شکل که موج نزدیک به انتهای مجرا است.

جدول ۱- مقادیر دبی (حجم در واحد زمان) ادرار خروجی از میزناى در زمان های انتهایی سازوکار دودی شکل و مقادیر گزارش شده محققان قبلی برای انتقال توده ایزوله. در مقاله حاضر، حرکت دودی شکل از زمان $t=1s$ با سرعت 2 cm/s آغاز می شود.

دبی ادرار خروجی از میزناى (mlt/min)	$t=15/6s$	$t=15/7s$	$t=15/8s$	$t=15/9s$	$t=16s$
مقاله حاضر	۰/۹۲۱۳۲۳	۰/۷۴۶۳۵۶	۰/۳۸۳۴۲۰	۰/۱۰۹۰۸۰	۰/۰۰۹۸۸۵
نتایج گریفیتز (۲۷)	حداکثر دبی حجمی خروجی از میزناى که با سازوکار دودی شکل پایا ^۱ منتقل می شود، ۲ میلی لیتر بر دقیقه است به جز شرایط فشار و دبی زیاد ادرار که در شرایط فیزیولوژیکی، تنها مواقع خاص و بازه های زمانی کوتاهی وجود دارد (صفحه ۲۱۱).				
نتایج اولسن (۱۳)	مقادیر میانگین دبی خروجی توده ادرار از میزناى انسان در شرایطی که سطح مقطع آن نزدیک به دایره است، با انجام آزمایش بر روی تعدادی نمونه انسانی، بین ۰/۲۶۵ تا ۲/۴۵ میلی لیتر بر دقیقه به دست آمد (جدول ۱، صفحه ۳۰). (R۳۰)				

می‌شود، مقادیر دبی به‌دست آمده در این تحقیق، در حدود مقادیر گزارش شده محققان قبلی واقع است.

هنوز مسائل حل نشده فراوانی در این زمینه وجود دارد. به‌عنوان مثال چگونگی ایجاد پدیده رفلاکس به‌طور 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 تئوری و ریاضی مورد بررسی قرار نگرفته است؛ در عین حال، در این تحقیق، نشان داده شد که برهمکنش سیال و جامد در تحلیل دینامیک سیالات میزنای از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد و امید است که با پیشرفت در زمینه ابزار محاسباتی و رفع محدودیت‌های عدیده در این حوزه، در آینده بتوانیم از طریق مدل‌سازی دقیق با استفاده از تصاویر دینامیکی MRI و CT، شرایط بحرانی بیماری را تشخیص دهیم و نیز با کسب درک مناسب از نقش پارامترهای تأثیرگذار در ایجاد یا تشدید بیماری‌ها، ابزارهایی جهت پیشگیری یا کنترل آنها طراحی نماییم.

تشکر و قدردانی

نویسنده اول مقاله که طرح تحقیقاتی «تحلیل عددی حرکت دودی شکل در میزنای انسان و بررسی پدیده رفلاکس مثانه به کلیه» را در راستای طرح خدمت فرهیختگان به انجام رسانده است؛ بدین وسیله از دانشگاه علوم پزشکی ارتش جمهوری اسلامی ایران تشکر می‌نماید.

سازوکار دودی‌شکل در میزنای ارائه می‌کند. نتایج این تحقیق، با یافته‌های تئوری (۲۷،۲۱) و بالینی (۱۳) تطابق خوبی دارد.

نتایج این تحقیق نشان داد که دریچه (UPJ Ureteropelvic junction) نقش قابل توجهی را در ممانعت از بازگشت جریان از مثانه به میزنای و کلیه دارا می‌باشد. این اثر، به‌ویژه در ابتدای حرکت دودی‌شکل مهمتر جلوه می‌کند وقتی که سیال اطراف موج به دلیل نیروهای اینرسی پس زده می‌شود (شکل ۳-b). افزایش فشار محلی که در جریان ادرار پشت توده در حال پیشروی ایجاد می‌شود نیز در ایجاد رفلاکس و جریان بازگشتی پشت توده از میزنای به کلیه مؤثر است. قابل ذکر است که دلیل ایجاد رفلاکس در پایین دست میزنای (از مثانه به میزنای)، در مدت زمان پیشرفت موج و قبل از نزدیک شدن آن به خروجی میزنای، ایجاد گرادیان‌های فشار محلی معکوس در انتهای میزنای است که مقداری ادرار را از خروجی به سمت میزنای هدایت می‌کند و لذا نقش دریچه (UVJ: Ureterovesical junction) در رفع این اثر پر رنگ می‌نماید.

خطوط برداری سرعت جریان ادرار در درون توده (شکل ۳-a) با نتایج تئوری لوزانو (۲۱) که وجود جریان گردابی بین مرکز و قله توده را اثبات نمود، همخوانی دارد. نتایج به دست آمده در زمینه توزیع فشار در میزنای که در شکل ۴ نشان داده شده است نیز با نتایج وینبرگ (۲۸) تطابق خوبی دارد. وی در تحقیقاتش نشان داد که بیشینه فشار در میزنای در حین سازوکار دودی‌شکل، پشت توده در حال حرکت ایجاد می‌شود. مقادیر دبی ادرار در خروجی میزنای محاسبه شده و همراه نتایج تئوری (۲۷) و بالینی (۱۳) محققان قبلی جهت مقایسه در جدول ۱ آورده شده است. همان‌طور که مشاهده

References

- 1- Fung YC. Peristaltic pumping: a bioengineering model, in: Boyarsky S, Gottschalk GW, Tanagho EA, et al. eds. Urodynamics: Hydrodynamics of the Ureter and Renal Pelvis. New York: Academic press, 1971; 189-198.
- 2- Li M, Brasseur JG. Nonsteady peristaltic transport in finite length tubes. J Fluid Mech 1993; 248: 129-51.
- 3- Carew EO, Pedley TJ. An active membrane model for peristaltic pumping. Pt 1. Periodic activation waves in an infinite tube. J Biomech Eng 1997; 119 (1): 66-76.
- 4- Bykova AA, Regirer SA. Mathematical models in urinary system Mechanics. Review article, J Fluid Mech 2005; 40 (1): 221-226.
- 5- Eccles MR. The role of PAX2 in normal and abnormal development of the urinary tract. Pediatr Nephrol 1998; 12: 712-720.
- 6- Griffiths DJ, Constantinou EC, Mortensen J, Djurhuus JC. 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 1987; 32 (7): 823-833.
- 7- Gintz D, Elmabsout B, Renaudeau JP. Modelling of the urine flow in the human ureter. C. R. Acad. Sci. Paris 1999; t.327, SerIIb: 1265-1268.
- 8- Gintz D, Elmabsout B, Renaudeau JP. Modelling of the

- human ureteral bolus. C. R. Acad. Sci. Paris 2001; t. 329, Serillb: 303-306.
- 9- Griffiths DJ, Notschaele C. The mechanics of urine transport in the upper urinary tract: the dynamics of the isolated bolus. *Neurourol Urodynam* 1983; 2: 155-156.
- 10- Vogel A, Elmabsout B, Gintz D. Modelling of urine flow in a ureteral bolus. C. R. Mecanique 2004; 332: 737-742.
- 11- Melchior H. Urodynamics. *Urol Res* 1975; 3: 51-54.
- 12- Ohlson L. Morphological dynamics of ureteral transport I. Shape and volume of constituent urine fractions. *Am J Physiol* 1989; 256: R19-R28.
- 13- Ohlson L. Morphological dynamics of ureteral transport II. Peristaltic patterns in relation to flow rate. *Am J Physiol* 1989; 256: R29-R34.
- 14- 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* 1985; 146: 273-275.
- 15- Zelenko N, Coll D, et al. Normal ureter size on unenhanced helical CT. *Am J Roentgenol* 2004; 182: 1039-1041.
- 16- Woodburne RT, Lapidus J. The ureteral lumen during peristalsis. *Am J Anat* 1972; 133 (3): 255-258.
- 17- Vahidi B, Fatouree N. Mathematical Modeling of the Ureteral Peristaltic Flow with Fluid Structure Interaction. *J. Biomech* 2007; 40: S223.
- 18- Vahidi B, Fatouree N, Imanparast A. Numerical Analysis of Effective Parameters on Flow in a Complete Model of Ureter with Peristaltic Motion. *Iranian Journal of Biomedical Engineering* 2008; 2: 29-38.
- 19- Vahidi B, Fatouree N. Mechanical Modeling of Urine Peristaltic Transport from the Kidney into the Bladder. *Journal of Computational Methods in Engineering* 2010; 28 (2): 1-14.
- 20- Vahidi B, Fatouree 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* 2011; 133 (3): 031004.
- 21- Jiménez-Lozano J. Peristaltic flow with application to ureteral Biomechanics. PhD. Thesis in Mechanical Engineering, Notre Dame University, Indiana, USA, 2009.
- 22- Yin FCP, Fung YC. Mechanical properties of isolated mammalian ureteral segments. *Am J Physiol* 1971; 221 (5): 1484-1493.
- 23- Arruda EM, Boyce MC. A three-dimensional constitutive model for the large stretch behavior of rubber elastic materials. *J Mech Phys Solids* 1993; 41 (2): 389-412.
- 24- 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.
- 25- Barman SM, Barrett KE, Boitano S, Heddwen Brooks. *Ganong's Review of Medical Physiology*. McGraw-Hill Medical, 23 edition, 2009.
- 26- Bathe KJ, Zhang H. A Mesh Adaptivity Procedure for CFD and Fluid-Structure Interactions. *Comput Struct* 2009; 87: 604-617.
- 27- Griffiths DJ. Flow of urine through the ureter: a collapsible, muscular tube undergoing peristalsis. *J Biomech Eng* 1989; 111: 206-211.
- 28- Weinberg SL. Ureteral Function 1. Simultaneous Monitoring of Ureteral Peristalsis. *Investig Urol* 1974; 12: 103-107.

A Numerical Investigation of Urine Bolus Transportation in the Ureter Using a Mathematical Model Constructed Based on Clinical Morphometric Data during Peristalsis

Vahidi. B¹, *Fatourae. N², Niroumand. H³

Received: 6 Mar 2011

Accepted: 5 Jul 2011

Abstract

Background: One of the major abnormalities in the urinary system is vesicoureteral reflux which may allow toxins and bacteria from the bladder to infect and hamper kidney function, thus leading to dialysis or in the critical cases, kidney transplantation. A quantitative analysis to characterize urine flow will further aid our understanding of the ureter and also aid in the design of flow aided devices such as valves and stents to correct reflux conditions.

Materials and Methods: A numerical simulation with fluid-structure interactions (FSI) was introduced and solved to perform the ureteral flow analysis. The incompressible Navier-Stokes equations were used as the governing equations for the fluid and a non-linear hyperelastic model was utilized for the compliant wall. The finite element equations for both the structure and the fluid were solved by the Newton-Raphson iterative method.

Results: Recirculation regions formed upside of urine central jet, adjacent to the bolus peak. Separation occurred in the urine flow, behind the moving bolus and ureteropelvic reflux began from that location and extended to the upstream and ureteral inlet. The maximum luminal pressure occurred in the back of bolus during peristalsis. The maximum volumetric flow rate resulted from isolated bolus transportation was measured to be 0.92 mlit/min.

Conclusion: Effect of the vital function of ureteropelvic junction in prevention of reflux is inevitable, especially in the beginning of peristaltic wave propagation because of presence of fluid inertial forces. As the future work, we suggest that Patient-specific modeling of ureteral mechanics will be valuable to identify crucial disease conditions and will further aid our understanding of the ureter and also aid in the design of flow aided devices such as valves and stents to correct reflux conditions.

Keywords: Peristalsis, Reflux, Urine Bolus, Biomechanics, Numerical Analysis

1- Researcher, PhD. in Biomedical Engineering , Tehran, Iran

2- (*Corresponding Author) Associate Professor, Department of Biomechanics, Faculty of Biomedical Engineering, AJA University of Medical Sciences, Tehran, Iran. Tel: (+98-21) 66495655 Fax: (+98-21) 66468186 E-mail: Nasser@aut.ac.ir

3- Assistant Professor, Faculty of Medicine, AJA University of Medical sciences, Tehran, Iran