

## Experimental essay of peristaltic fluid flow in the biologic tube

B. Seyfi<sup>1</sup>, H. Mansourinejad<sup>2</sup>, B. Vahidi<sup>3</sup>, N. Fatourae<sup>4\*</sup>

<sup>1</sup>Ph.D. student, Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Iran, Seyfi@aut.ac.ir

<sup>2</sup>M.Sc. student, Departments of Mechanical Engineering, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran, Mansoori@elec.iust.ac.ir

<sup>3</sup>Assistant professor, Department of Life Science Engineering, Faculty of New Sciences & Technologies, University of Tehran, P.O. Box 14395-1561, Tehran, Iran, Vahidi.Bahman@gmail.com

<sup>4</sup>Associate professor and Head of Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Iran

---

### Abstract

Peristaltic flow is one of the important mechanisms of fluid transmission. In addition to the divers engineering applications, this mechanism plays an important role in biological organs such as digestion system and urine excretion. In this paper, urine bolus transportation in ureter has been investigated experimentally using a peristaltic flow simulator apparatus. Some of the features of this apparatus worth mentioning are its ability to use it to investigate the influence of some important parameters in peristaltic flow, such as the effect of pressure difference between the kidney and the bladder on the quantity of discharge and reflux rates, effect of the mean velocity of bolus transport on discharge rate, existence of fluid film and its effect on bolus discharge rate, and effect of fluid bolus length on reflux rate. Then we compare the obtained results with the similar theoretical studies. It was observed that an increase in the pressure difference between inlet and outlet decreases the ratio of reflux to initial volume of the bolus, and it increases the discharge rate. Moreover, the quantities of reflux and discharge rate decrease by decreasing the bolus transport velocity. It was also observed that the thickness of the fluid film has an inverse relation with respect to the discharge rate and with increasing the bolus length reflux is increasing.

**Key words:** Peristaltic flow, Urine rate, Reflux, Ureter, Simulator apparatus.

---

\*Corresponding author

**Address:** Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Department of Biomedical Engineering, Amirkabir University of Technology (Tehran Polytechnic), Haafez Avenue, Tehran, Iran15914  
**Tel:** +982164542368  
**Fax:** +982166468186  
**E-mail:** Nasser@aut.ac.ir

## مطالعه آزمایشگاهی عوامل مؤثر بر حرکت دودی شکل میزناهی در مجرای بیولوژیک

بهزاد سیفی<sup>۱</sup>، حسین منصوری نژاد<sup>۲</sup>، بهمن وحیدی<sup>۳</sup>، ناصر فتورانی<sup>۴\*</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی دکتری بیومکانیک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران b.seyfi@aut.ac.ir

<sup>۲</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران Mansoori@elec.iust.ac.ir

<sup>۳</sup> استادیار، دانشکده علوم و فنون نوین، دانشگاه تهران، تهران Vahidi.Bahman@gmail.com

<sup>۴</sup> دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، تهران

### چکیده

جریان پرستالتیک یا دودی شکل یکی از مهم‌ترین مکانیسم‌های انتقال سیال است. این جریان علاوه بر کاربردهای متنوع در مهندسی، مکانیسم بسیار مهم انتقال سیال در بسیاری از اندام‌های بیولوژیک به خصوص در دستگاه گوارش و دفع ادرار محسوب می‌شود. در این مقاله، انتقال بولاس ادرار در میزناهی با استفاده از دستگاه شبیه‌ساز حرکات دودی شکل بررسی شده است. از ویژگی‌های این دستگاه می‌توان به قابلیت بررسی پارامترهای مختلف مؤثر بر جریان دودی شکل ادرار، مانند اثر اختلاف فشار ورودی و خروجی میزناهی بر دبی تخلیه و میزان جریان بازگشتی از میزناهی به کلیه، تأثیر سرعت متوسط انتقال بولاس بر دبی تخلیه و میزان جریان بازگشتی، اثر وجود فیلم سیال در میزناهی بر دبی تخلیه و همچنین تأثیر تغییر طول بولاس بر میزان جریان بازگشتی اشاره کرد. نهایتاً مشاهده شد که افزایش اختلاف فشار ورودی و خروجی موجب کاهش نسبت رفلاکس به حجم اولیه بولاس و افزایش دبی تخلیه شده و کاهش سرعت انتقال ادرار باعث کاهش میزان رفلاکس و دبی خروجی می‌شود. افزایش ضخامت فیلم سیال در مجرا نیز باعث کاهش دبی تخلیه خروجی می‌شود و با افزایش طول بولاس ادرار، بر میزان جریان بازگشتی افزوده می‌شود.

کلیدواژه‌گان: جریان دودی شکل، دبی ادرار، رفلاکس جریان ادرار، شبیه‌سازی عملکرد اندام‌های زیستی، میزناهی.

\*عهددار مکاتبات

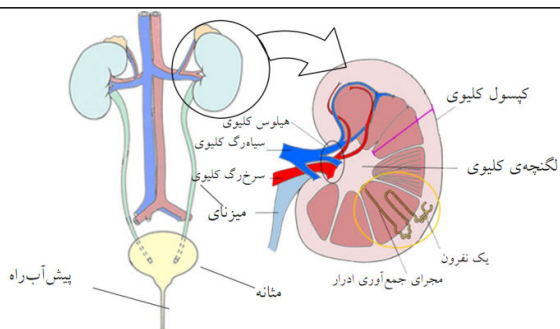
نشانی: تهران، دانشگاه صنعتی امیرکبیر (پلی تکنیک تهران)، دانشکده مهندسی پزشکی، کدپستی: ۱۵۸۷۵-۴۴۱۳

تلفن: ۰۲۱-۶۴۵۴۲۳۶۸، دورنگار: ۰۲۱-۶۶۴۶۸۱۸۶، پیام نگار: Nasser@aut.ac.ir

## ۱- مقدمه

حرکت دودی شکل بر اثر وجود انقباضات پی در پی در طول مجاری عضلانی ایجاد می‌شود. این مکانیسم علاوه بر کاربردهای متنوع در مهندسی (مانند پمپ‌های انگشتی، غلتکی و...)، مکانیسمی بسیار مهم در انتقال سیال در بسیاری از اندام‌های بیولوژیک، مانند دستگاه گوارش و دفع ادرار در میزنای شناخته شده است. سازکار حرکت دودی شکل، انتقال ادرار از کلیه به مثانه را تسهیل می‌کند. با وجود تحقیقات گسترده در این زمینه، سازکار حرکت دودی شکل در میزنای بطور کامل شناخته نشده است [۱-۳].

ادرار در میزنای، فقط بر اثر حرکت دودی شکل منتقل نمی‌شود، بلکه به اختلاف فشار بین لنگچه‌های کلیوی و مثانه نیز بستگی دارد [۴]. در شرایط عادی، حرکت دودی شکل میزنای از فعالیت‌های الکتریکی در نواحی نوسان‌ساز ایجاد می‌شود که در قسمت ابتدایی سیستم مجموعه ادرار قرار دارد. فعالیت الکتریکی سپس، به سمت انتهای میزنای پیشروی می‌کند و انقباض میزنای را -که بولاس<sup>۱</sup> ادرار را به سمت انتها می‌راند- ایجاد می‌کند [شکل (۱)]. کارآمدی جلوبرندگی بولاس ادرار به طور کامل به توانایی میزنای در به هم چسبانیدن دیواره‌هایش بستگی دارد. ادرار از راه پیوندگاه میزنای-مثانه‌ای می‌گذرد و به داخل مثانه می‌ریزد. در نتیجه خروجی مثانه در شرایط عادی اجازه خروج ادرار از میزنای به داخل مثانه را می‌دهد؛ اما از خروج آن از مثانه به داخل میزنای جلوگیری می‌کند. بازگشت ادرار از مثانه به میزنای و احتمالاً به کلیه‌ها، رفلاکس<sup>۲</sup> نامیده می‌شود. رفلاکس شدید می‌تواند باعث انتقال مواد سمی و باکتری‌ها از مثانه به کلیه و ایجاد عفونت و اختلال در عملکرد کلیه شود که در این صورت به دیالیز یا پیوند کلیه نیاز است [۵]. بازده حرکت دودی شکل میزنای یا حجم ادرار جابه‌جا شده نیز یکی از مسائل اصلی مطالعات آزمایشگاهی در حوزه زیست‌شناسی و پزشکی بوده است [۶].



شکل (۱)- نمایی از کلیه و چگونگی اتصال آن به میزنای و سپس اتصال میزنای به مثانه

در سال ۲۰۰۱، کارناک<sup>۳</sup> و همکارانش با مجموعه آزمایشگاهی ساده‌ای، تأثیر آهنگ جریان، طول و فشار خارجی را بر فشار مورد نیاز برای ایجاد جریان در میزنای بررسی کرده‌اند. در این مجموعه مشاهده شده است که با افزایش فشار خارجی، فشار مورد نیاز برای ایجاد جریان در داخل میزنای افزایش پیدا می‌کند [۷].

در سال ۲۰۰۹ لوزانو<sup>۴</sup> در قالب رساله دکتری، دستگاه شبیه‌ساز حرکات دودی شکل را طراحی کرده و ساخته است. این دستگاه شامل ۲۴ عدد شیر نیوماتیک<sup>۵</sup> است که عملکرد عضلات اطراف میزنای را شبیه‌سازی می‌کند. یکی از معایب این طرح کم بودن تعداد اجزای مسدودکننده مجرا و هزینه زیاد کل سیستم است [۸].

دستگاه استفاده شده در این پژوهش در مقایسه با مدل فوق دارای دقت بیشتری بوده؛ به مدل واقعی نزدیک‌تر است [۹]. زیرا در این دستگاه برای شبیه‌سازی عملکرد عضلات در طول مشابه دستگاه ساخته شده لوزانو، از ۸۰ جزء استفاده شده است. همچنین نیروی محرکه این دستگاه با یک موتور دی‌سی ۱۲ ولت تأمین می‌شود که در مقایسه با مدل قبلی (شیرهای نیوماتیک) مقرون به صرفه است. در دستگاه لوزانو برای مدل سازی مجرا از تیوب لاتکسی<sup>۶</sup> استفاده شده بود؛ در حالی که در این تحقیق برای مدل سازی مجرا از مدل بیولوژیک استفاده شده است که به دلیل نزدیک‌تر بودن ویژگی‌های مکانیکی آن به میزنای در مقایسه با لوله پلاستیکی به کار رفته در منبع [۸] نتایج آزمایش از دقت و اعتبار بیشتری برخوردارند. شکل (۲) طرحی

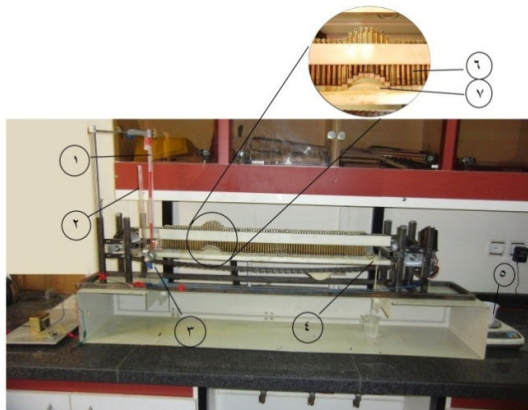
<sup>۱</sup>Bolus  
<sup>۲</sup>Pneumatic

<sup>۳</sup>Reflux  
<sup>۴</sup>Latex

<sup>۵</sup>Karnak

<sup>۶</sup>Lozano

کرده؛ مجرا باز می‌شود. حرکت قطعه سینوسی شکل سبب اتساع لوله می‌شود؛ به عبارت دیگر این حرکت، باعث انتشار موج اتساع در طول لوله می‌شود. سرعت انتشار این موج به سرعت زاویه‌ای محور موتور بستگی دارد.



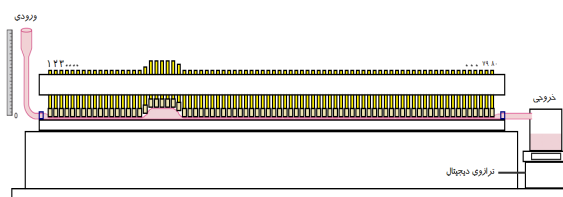
شکل (۳) - دمای روبه‌رو از دستگاه و قسمت‌های مختلف آن. (۱) ورودی دستگاه-لوله مدرج، (۲) ورودی دستگاه-لوله تامین‌کننده، (۳) شیر رابط ۹۰ درجه، (۴) ترازوی دیجیتال دقیق، (۵) اجزای مسدودکننده، (۶) بولاس سیال تشکیل شده در روده گوسفند. در مطالعات قبلی برای مدل‌سازی میزنای از تیوب لاتکس استفاده شده است؛ اما در این دستگاه از مدل بیولوژیک (روده تازه گوسفند) استفاده شد. با توجه به اینکه چگالی و لزجت ادرار بسیار نزدیک به چگالی و لزجت آب است، در این تحقیق از آب به عنوان سیال مورد نیاز استفاده شد.

در قسمت ورودی، لوله مدرجی به قطر  $3/2$  میلی‌متر نصب شد که اختلاف فشار ورودی و خروجی را تنظیم و میزان جریان بازگشتی را اندازه‌گیری می‌کرد. فشار خروجی همان فشار محیط بود؛ بنابراین ارتفاع سیال در سمت ورودی نشان‌دهنده اختلاف فشار ورودی و خروجی بر حسب سانتی‌متر آب بود. دقت اندازه‌گیری لوله مدرج نیز برابر  $0/008$  میلی‌لیتر بود.

به منظور تأمین سیال داخل بولاس اولیه و تنظیم ارتفاع ستون آب در لوله مدرج، از لوله‌ای با قطر  $10$  میلی‌متر استفاده شد (لوله تامین‌کننده). این لوله با یک سه‌راهی پلاستیکی به لوله مدرج و ابتدای تیوب وصل شد. در این قسمت از شیر  $90$  درجه‌ای در مسیر لوله تامین‌کننده استفاده شد.

نمادین از دستگاه شبیه‌سازی حرکات دودی شکل را نشان می‌دهد.

این دستگاه قابلیت شبیه‌سازی اکثر حرکات دودی شکل بدن را دارد. با وجود این در تحقیق حاضر تأثیر اختلاف فشار ورودی و خروجی و همچنین اثر سرعت متوسط انتقال بولاس ادرار بر هر یک از عوامل دبی خروجی سیال (بازده حرکت دودی شکل) و میزان جریان بازگشتی در میزنای (رفلاکس ادرار) بررسی شده است. همچنین تأثیر افزایش ضخامت فیلم سیال در میزنای را بر دبی تخلیه و اثر تغییر طول بولاس را بر میزان جریان بازگشتی بررسی کرده‌ایم. در ادامه، توصیفی از ساختار دستگاه و روش انجام آزمایش‌ها ذکر شده؛ سپس نتایج حاصل ارائه می‌شوند.



شکل (۲) - طرحی نمادین از دستگاه شبیه‌ساز حرکات دودی شکل

## ۲- توضیح آزمایش‌ها

### ۲-۱- توصیف دستگاه شبیه‌ساز

همان‌طور که در قسمت مقدمه اشاره شد، حرکت دودی شکل در میزنای با انقباض عضلات غیر ارادی اطراف آن ایجاد می‌شود. در این مطالعه برای شبیه‌سازی حرکت این عضلات، از اجزای مکانیکی استفاده شد؛ به گونه‌ای که در طول تیوب مورد آزمایش ( $80$  سانتی‌متر)،  $80$  عدد جزء مسدودکننده قرار گرفت [شکل (۳)].

مطابق شکل (۳) اجزای مسدودکننده مجرا بر روی تیوب قرار گرفته‌اند. نیروی وزن این اجزا و همچنین نیروی فنرها باعث انسداد مجرا می‌شود. با عبور قطعه سینوسی شکل به وسیله زنجیر ناقل (نیروی محرکه زنجیر با موتور دی‌سی  $12$  ولت تأمین می‌شود)، اجزای مسدودکننده به سمت بالا حرکت

جدول (۱) - گروه‌های بی‌بعد انتخاب شده

| $\Pi$ ها | گروه‌های بی‌بعد انتخاب شده              | توضیح                    |
|----------|---|--------------------------|
| $\Pi_1$  | $Q_{pt}$                                | دبی بی‌بعد جریان         |
| $\Pi_2$  | $R_{pt}/L_{pt}$                         | نسبت منظری               |
| $\Pi_3$  | $a_{pt}/R_{pt}$                         | نسبت دامنه               |
| $\Pi_4$  | $R_{pt}/\lambda_{pt}$                   | شیب موج                  |
| $\Pi_5$  | $\Delta p/L_{pt}$                       | گرادیان بی‌بعد فشار      |
| $\Pi_6$  | $\mu R_{pt}^2 c_{pt}/\rho \lambda_{pt}$ | عدد رینولدز مربوط به مدل |

مشخصات مکانیکی و هندسی میزناهی برای مردی بالغ در منبع [۹] آمده است. مقادیر انتخاب شده برای تحلیل ابعادی و مشخصات مربوط به شبیه‌سازی در جدول (۲) ارائه شده است.

جدول (۲) - مقادیر انتخاب شده برای تحلیل ابعادی و مشخصات مربوط به شبیه‌سازی

| میزناهی ( $u$ ) | الگوی طراحی <sup>۹</sup> ( $p_t$ ) |                                   |
|-----------------|------------------------------------|-----------------------------------|
| ۲۵/۳۲ cm        | ۸۱ cm                              | طول مجرا                          |
| ۳۲ mm           | ۸۱ mm                              | طول بولاس                         |
| ۰/۹۳۷ mm        | ۳ mm                               | ضخامت فیلم مجرا                   |
| ۱/۸ mm          | ۸ mm                               | شعاع بولاس (نصف ارتفاع قله بولاس) |
| ۶-۱ cm/s        | ۵/۱۹ و ۲/۷ cm/s                    | سرعت انتقال بولاس                 |

### ۳-۲- شرح روند انجام آزمایش

برای شروع آزمایش ابتدا، قطعه سینوسی شکل در ابتدای مسیر حرکت قرار گرفت (نقطه قله قطعه با ابتدای مسیر ۴ سانتی‌متر فاصله داشت)؛ در این حالت شرایط برای تشکیل بولاس اولیه فراهم بود. سپس لوله تأمین‌کننده پر از آب شده؛ شیر رابط به آرامی باز می‌شد (برای جلوگیری از حبس هوا در اتصالات). در اینصورت آب به آرامی بولاس اولیه را تشکیل داده؛ از لوله مدرج بالا می‌رفت. زمانی که ارتفاع ستون آب به میزان مناسب مورد نظر می‌رسید (به منظور اعمال اختلاف فشار ورودی و

در قسمت خروجی دستگاه، ترازوی دیجیتال دقیقی قرار گرفت تا حجم خروجی در زمان تخلیه بولاس را اندازه‌گیری کند. میزان تغییرات ارتفاع ستون آب - که ناشی از جریان بازگشتی بود - با دوربین، ثبت و ضبط می‌شد. قطر داخلی مجرای بیولوژیک ۱۳ میلی‌متر و ضخامت دیواره آن ۱ میلی‌متر در نظر گرفته شد.

### ۲-۲- تحلیل ابعادی

اساس تحلیل ابعادی، تئوری  $\Pi$  باکینگهام<sup>۷</sup> بود. تئوری باکینگهام روشی را برای ابعاد پارامترها به منظور مدل‌سازی ارائه می‌کند. از این تئوری برای به دست آوردن روابط بر حسب پارامترهای بدون بعد استفاده می‌شود [۴]. تئوری باکینگهام  $\Pi$  ثابت می‌کند که در مسأله‌ای فیزیکی با  $n$  پارامتر و  $m$  بُعد، مقادیر را می‌توان به صورت  $n - m$  پارامتر بدون بعد مستقل مرتب کرد. در اینجا ما سه بعد (دیمانسیون) اساسی را انتخاب می‌کنیم:  $F$  نیرو،  $L$  طول و  $T$  زمان. فرض می‌کنیم آهنگ جریان شبیه‌سازی شده  $Q_{pt}$  تابعی از سرعت موج  $c_{pt}$ ، دامنه موج  $a_{pt}$ ، شعاع تیوب  $R_{pt}$ ، طول بولاس  $\lambda_{pt}$ ، طول تیوب  $L_{pt}$ ، گرادیان فشار  $\Delta p/L_{pt}$ ، ویسکوزیته سیال  $\mu$  و  $\rho$  چگالی سیال باشد:

$$Q_{pt} = f(c_{pt}, a_{pt}, R_{pt}, \lambda_{pt}, L_{pt}, \Delta p/L_{pt}, \mu, \rho) \quad (1)$$

بنابراین ۸ متغیر وجود دارد و سه بعد اصلی برای توصیف واحدها در آن متغیرها نیاز است. تعداد عدد  $\Pi$  مورد نیاز عبارت است از  $6 = 8 - 3 - 9 = 6$ . عبارت  $\Pi$  مستقل در جدول (۱) آمده است. در این‌جا به منظور یافتن مقادیر مناسب برای شبیه‌سازی از برابر قرار دادن دو عدد بی‌بعد نسبت منظری و عدد رینولدز مربوط به مدل واقعی و شبیه‌سازی شده استفاده شده است [۸]. عدد رینولدز<sup>۸</sup> و نسبت منظری مربوط به میزناهی به صورت زیر قابل بیان است:

$$Re_u \approx \frac{\rho u \partial u / \partial z}{\mu \partial^2 u / \partial^2 r} = \frac{\rho R_u^2 c_u}{\mu \lambda_u} \quad (2)$$

$$\Pi_2 = \frac{R_u}{L_u} \quad (3)$$

<sup>7</sup>Buckingham

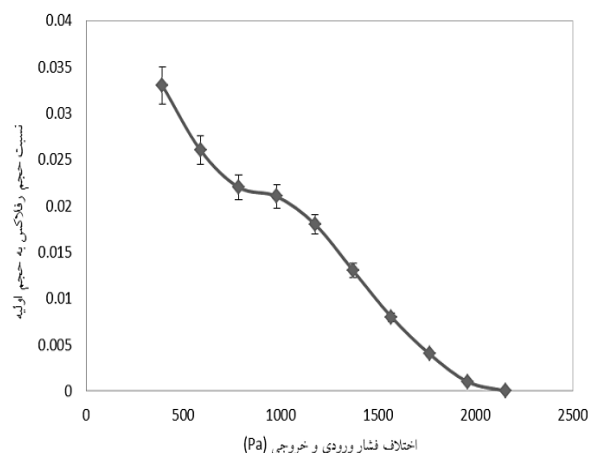
<sup>8</sup>Reynolds

<sup>9</sup>Prototype

### ۳-۲- بررسی اثر ضخامت فیلم مجرا بر میزان دبی

#### خروجی

مشاهده شد که وقتی ضخامت فیلم سیال در مجرا برابر ۳ میلی‌متر باشد، با افزایش اختلاف فشار ورودی و خروجی، مقدار دبی خروجی کاهش پیدا می‌کند. این نتیجه بر خلاف روند افزایشی دبی در ضخامت فیلم صفر است. دلیل این مسأله، کوچک شدن بولاس حین حرکت به سمت خروجی مجرا در حالت ضخامت فیلم ۳ میلی‌متری است. شکل (۵) روند کوچک شدن بولاس را حین حرکت به سمت خروجی مجرا در این حالت نشان می‌دهد. روند کاهشی حجم بولاس، با افزایش اختلاف فشار ورودی و خروجی افزایش پیدا می‌کند؛ زیرا با افزایش ارتفاع ستون آب در ورودی، اینرسی بیشتری رو به جلو ایجاد می‌شود و از آنجایی که فیلم سیال در مجرا وجود دارد و مجرا بسته نیست، مقدار بیشتری از حجم بولاس ادرار بر اثر این اختلاف فشار، قبل از رسیدن موج به خروجی تخلیه می‌شود و در نتیجه حجم کمتری از ادرار با حرکت دودی شکل انتقال می‌یابد. توجه شود که حجم بولاس در حالت ایزوله کامل و در حین حرکت به سمت انتهای مجرا، به مقدار خیلی ناچیز کاهش پیدا می‌کند [شکل (۶)].



شکل (۴)- نمودار تغییرات نسبت حجم رفلکس به حجم اولیه بر حسب اختلاف فشار ورودی و خروجی

خروجی معین)، شیر رابط بسته شده؛ موتور روشن می‌شود. در این حالت قطعه سینوسی به سمت جلو حرکت کرده؛ در واقع موج انسداد مجرا به سمت جلو حرکت داده می‌شود، در نتیجه بولاس به سمت انتهای مسیر رانده می‌شود. در این زمان با استفاده از دوربین، کلیه حرکات سطح آب درون لوله مدرج ضبط و ثبت می‌شود. با اندازه‌گیری تغییرات سطح سیال در این لوله، میزان حجم بازگشتی تحت تأثیر تغییر پارامترهای مختلف قابل بررسی بود.

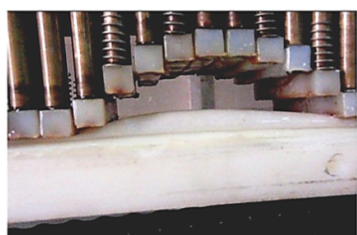
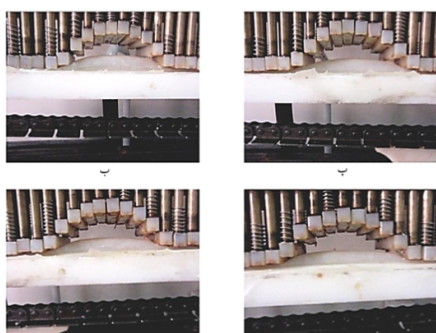
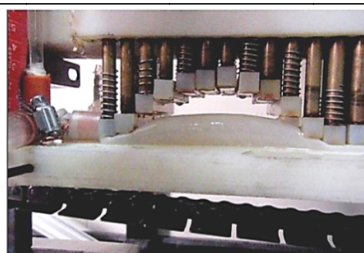
هنگامی که بولاس به انتهای مسیر می‌رسید، با استفاده از ترازوی دقیق مقدار حجم خروجی اندازه‌گیری می‌شد. از آنجایی که چگالی آب ۱ گرم بر سانتی‌متر مکعب است، با در نظر گرفتن سرعت تخلیه بولاس در خروجی و حجم سیال خروجی، می‌توان دبی خروجی را اندازه‌گیری کرد. برای اندازه‌گیری سرعت تخلیه بولاس از کورنومتر دیجیتال استفاده شد. برای این منظور، لحظه‌ای که بولاس به انتهای روده و محل تخلیه می‌رسید، ابتدای زمان تخلیه و زمان پس از تخلیه کامل، انتهای زمان تخلیه بولاس در نظر گرفته می‌شد.

### ۳- نتایج

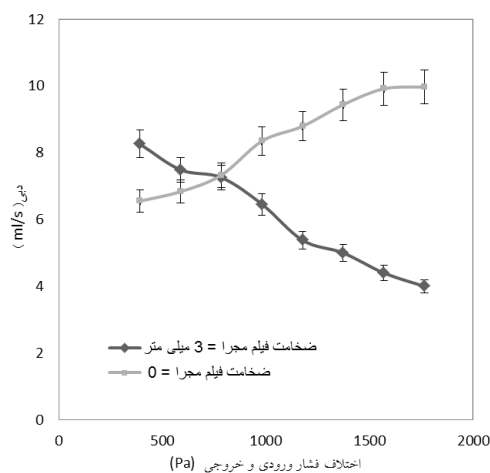
#### ۳-۱- تأثیر اختلاف فشار ورودی و خروجی بر میزان

#### جریان بازگشتی

با بررسی نتایج آزمایش‌ها می‌توان دریافت که با افزایش اختلاف فشار ورودی و خروجی، میزان نسبت حجم ناشی از جریان بازگشتی به حجم اولیه بولاس، کاهش پیدا می‌کند. این مسأله از این نظر قابل بحث است که با افزایش اختلاف فشار ورودی و خروجی بر میزان نیروهای اینرسی موجود در جهت خروجی مجرا افزوده شده که باعث جلوگیری از جریان بازگشتی خواهد شد [شکل (۴)]. در این آزمایش، بولاس در حالت کاملاً ایزوله قرار دارد (ضخامت فیلم مجرا صفر است) و سرعت متوسط انتقال بولاس برابر ۵/۱۹ سانتی‌متر بر ثانیه است.



شکل (۵)- کوچک شدن بولاس حین حرکت به سمت خروجی مجرا در ضخامت فیلم ۳ میلی‌متر. (الف) نقطه شروع، (ب) فاصله ۲۰ سانتی‌متر، (پ) ۴۰ سانتی‌متر، (ت) ۶۰ سانتی‌متر، (ث) ۷۰ سانتی‌متر، (ج) ۸۰ سانتی‌متر از نقطه شروع.



شکل (۶)- نمودار تغییرات دبی بر حسب اختلاف فشار ورودی و خروجی برای دو ضخامت متفاوت فیلم

### ۳-۳- اثر سرعت متوسط انتقال بولاس بر میزان دبی

#### خروجی

با توجه به آنکه محدوده سرعت متوسط انتقال بولاس فیزیولوژیک در میزهای ۲ تا ۶ سانتی‌متر بر ثانیه است [۷]، برای بررسی اثر اختلاف سرعت انتقال بولاس بر رفلاکس و دبی خروجی، آزمایش در دو سرعت انتقال ۵/۱۹ سانتی‌متر بر ثانیه و ۲/۷ سانتی‌متر بر ثانیه انجام شد. زمان تخلیه بولاس در خروجی، در سرعت انتقال ۵/۱۹ سانتی‌متر بر ثانیه برابر ۱/۵۴ ثانیه و در سرعت انتقال ۲/۷۱ سانتی‌متر بر ثانیه برابر ۲/۹۵ ثانیه بود. در این آزمایش بولاس در حالت کاملاً ایزوله قرار داشت. مشاهده شد که با افزایش سرعت انتقال بولاس، مقدار دبی خروجی نیز بیشتر می‌شود [شکل (۷)].

### ۳-۴- بررسی تأثیر سرعت متوسط انتقال بر میزان جریان

#### بازگشتی

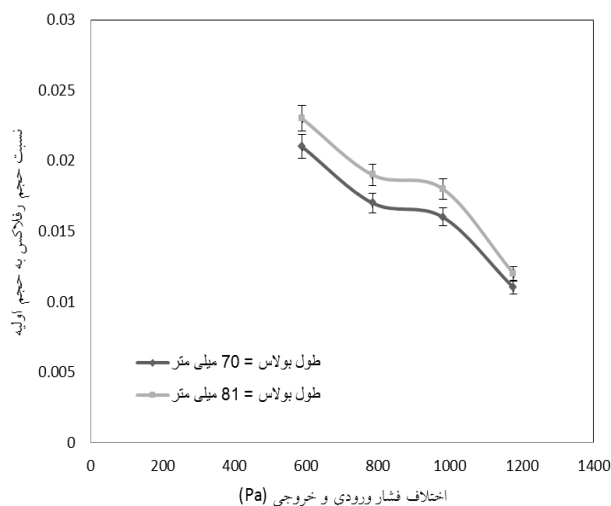
شرایط این آزمایش مطابق شرایط آزمایش بالا است. در این آزمایش مشاهده شد که با افزایش سرعت انتقال بولاس، میزان نسبت حجم رفلاکس به حجم اولیه افزایش می‌یابد [شکل (۸)].

### ۳-۵- بررسی اثر تغییر طول بولاس بر میزان جریان

#### بازگشتی

یکی دیگر از پارامترهای قابل اندازه‌گیری با دستگاه، بررسی اثر تغییر طول بولاس بر میزان جریان بازگشتی است؛ به طوری که با تنظیم ارتفاع بستر پلاستیکی دستگاه، طول بولاس قابل تغییر است.

آزمایش در دو طول بولاس ۸۱ میلی‌متر و ۷۲ میلی‌متر انجام شد. سرعت انتقال بولاس ۲/۷۱ سانتی‌متر بر ثانیه بود و بولاس در حالت کاملاً ایزوله قرار داشت. مشخص شد با کاهش طول بولاس، از میزان نسبت حجم سیال ناشی از جریان بازگشتی به حجم اولیه بولاس، کاسته می‌شود؛ زیرا بولاس کوتاه‌تر، دارای حجم کمتری از سیال است و این مسأله، تأثیری مستقیم بر میزان حجم رفلاکس دارد [شکل (۹)].



شکل (۹) - نمودار تغییرات نسبت حجم رفلاکس به حجم اولیه بر حسب اختلاف فشار ورودی و خروجی در دو طول متفاوت بولاس

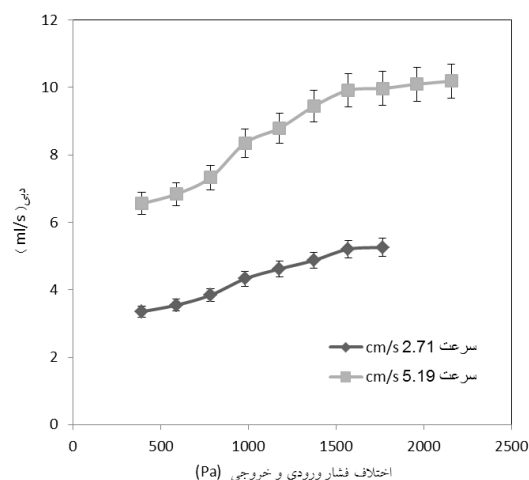
#### ۴- مراجع

- [1] Fung Y.C., Peristaltic Pumping: A Bioengineering Model. In Urodynamics of the Ureter and Renal Pelvis (ed. S. Boyarsky, C.W. Gottschalk, E. A. Tanagho & P.D.Zimskind), 1971:178-198.
- [2] Li M., Brasseur J.G., Non-steady peristaltic transport in finite-length tubes; Journal of Fluid Mechanics, 1993; 248: 129-129.
- [3] Carew E., Pedley T., An active membrane model for peristaltic pumping: Part I--Periodic activation waves in an infinite tube; Journal of biomechanical engineering, 1997; 119: 66-76, 1997.
- [4] Fox R.W., McDonald A.T., Pritchard P.J., Introduction to fluid mechanics; vol. 2: John Wiley & Sons New York, 1998.
- [5] Eccles M.R., The role of PAX2 in normal and abnormal development of the urinary tract; Pediatric Nephrology, 1998; 12: 712-720.
- [6] Saeki H., Morita T., Nishimoto T., Kondo S., Tsuchida S., Changes in the ureteral peristaltic rate and the bolus volume in gradual and rapid urinary flow increase; The Tohoku journal of experimental medicine, 1985; 146: 273.
- [7] Karnak I., Büyükpamukçu N., Tanyel F., The effect of flow rate, length and external pressure upon the pressure required for fluid to flow through a ureter; BJU international, 2001; 88: 335-338.
- [8] Lozano J., Peristaltic flow with application to ureteral biomechanics; Phd, Mechanical Engineering, Notre Dame University, USA, 2009.

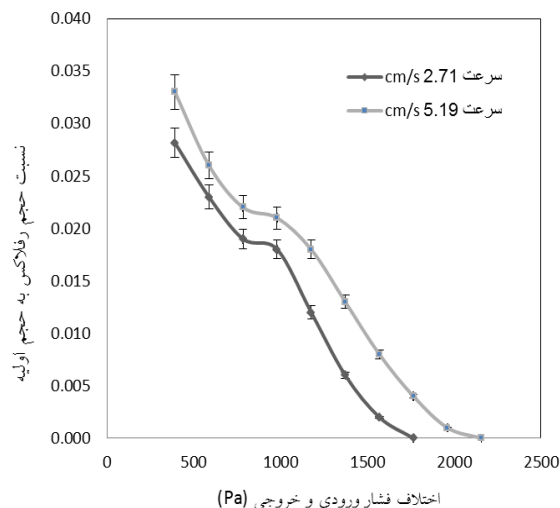
[۹] سیفی ب.، طراحی و ساخت دستگاه شبیه‌ساز حرکات پرستالتیک بدن با تاکید بر حرکت ادرار در میزنا؛ پایان‌نامه کارشناسی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، ۱۳۸۹.

#### ۳-۶- جمع‌بندی و بحث

به دلیل محدودیت‌های بالینی، اغلب مطالعات انجام شده در زمینه میزنا بر پایه روش‌های تحلیل عددی است. به منظور اعتباردهی به نتایج حاصل از تحلیل‌های عددی، مقایسه آنها با نتایج حاصل از مطالعات عملی و آزمایشگاهی پیشنهاد می‌شود. در این پژوهش، مشخص شد که ایجاد رفلاکس در ورودی بر اثر افزایش فشار ورودی کاهش می‌یابد. نتیجه آزمایش نیز منطقی به نظر می‌رسد؛ زیرا فشار ورودی بیشتر، حجم بولاس اولیه بیشتری ایجاد کرده، لذا در خروجی نیز دبی بیشتری گزارش می‌شود.



شکل (۷) - نمودار تغییرات دبی خروجی بر حسب اختلاف فشار ورودی و خروجی در دو سرعت متفاوت انتقال بولاس



شکل (۸) - نمودار تغییرات نسبت حجم رفلاکس به حجم اولیه بر حسب اختلاف فشار ورودی و خروجی در دو سرعت متفاوت