



شبیه سازی عددی سه بعدی جریان در لوله حالب دچار گرفتگی و بررسی اتساع دیواره لوله حالب به کمک برهم کنش سیال-سازه

سید حسین موسوی راد

دانشجوی دکتری تخصصی مهندسی مکانیک دانشگاه کاشان

چکیده

در این پژوهش مدلی سه بعدی مبتنی بر هندسه واقعی لوله حالب ایجاد شد و سپس با استفاده از مدل مونی-ریولین پنج پارامتری مشخصات مکانیکی دیواره شبیه سازی شد. با استفاده از این مدل و به کمک تکنیک برهم کنش سیال-سازه، به بررسی اثرات سنگ حالب بر جریان، اتساع دیواره لوله حالب، و فشار لگنچه کلیوی پرداخته شد. بدین منظور، سنگ لوله حالب در دو حالت مختلف مدل سازی شد. در حالت اول به شبیه سازی جریان در لوله حالب دارای سنگ کروی پرداخته شد. مشاهده شد که تا زمانی که گرفتگی ناشی از سنگ، شدید نباشد، تغییرات در فشار لگنچه کلیوی و فشار وارد بر دیواره و اتساع آن نیز، قابل توجه نمی باشد. همچنین مشاهده شد که تغییرات در فشار لگنچه کلیوی، میزان فشار وارده و الگوی توزیع فشار روی دیواره، صرفاً وابسته به قطر سنگ و سطح مقطع لوله حالب در محل قرارگیری سنگ می باشد. در نتیجه، حالت دوم از انسداد لوله حالب بر اثر سنگ لوله حالب شبیه سازی شد که در آن بتوان درصد گرفتگی لوله را تعیین کرد. مشاهده شد که هنگامی که درصد گرفتگی شدید شود (بیشتر از ۹۰٪)، فشار لگنچه کلیوی افزایش قابل توجهی می یابد و در موارد بسیار شدید گرفتگی (۹۸.۳۵۷٪)، فشار لگنچه کلیوی از فشار بحرانی بیشتر می شود و امکان از کار افتادن کلیه وجود دارد. همچنین مشاهده شد که در موارد شدید گرفتگی، تنش وارده و کرنش دیواره، نسبت به لوله حالب بدون سنگ یا با درصد گرفتگی غیر-شدید، افزایش قابل توجهی می یابد، به شکلی که مقدار کرنش بیشینه برای مدلی با ۹۸.۳۵۷٪ گرفتگی، حدود ۴۲٪ می باشد. افزون بر این، مشاهده گردید که درصدهای شدید گرفتگی، می تواند الگوی فشار وارد بر دیواره را تغییر دهد و اختلاف چشمگیری بین فشار بالادست و پایین دست سنگ ایجاد کند؛ در شرایطی که در موارد گرفتگی غیر-شدید، شاهد چنین اختلاف فشاری نیستیم.

واژگان کلیدی: سنگ لوله حالب، دینامیک سیالات محاسباتی، برهم کنش سیال-سازه، اتساع دیواره لوله حالب، فشار لگنچه کلیوی



۱. مقدمه

۱-۱. لوله حالب و سنگ لوله حالب

لوله حالب یا میزنای، لوله‌ای ماهیچه‌ای است که ادرار تولید شده در کلیه‌ها را به مثانه منتقل می‌کند. لگنچه کلیوی^۱ از طریق پیوستگاه حالب به کلیه^۲، به لوله حالب متصل می‌شود و پیوستگاه حالب به لگنچه^۳، مثانه را به لوله حالب متصل می‌کند (Akilesh, 2014). جریان سیال در لوله حالب توسط فشار هیدرودینامیکی و انقباضات دودی^۴ برقرار می‌شود (Vahidi and Fatourae, 2007). بیماری‌های مختلف لوله حالب همچون اوروپاتی انسدادی^۵، گرفتگی پیوستگاه حالب به کلیه^۶، جریان بازگشتی از مثانه به لوله حالب در پیوستگاه حالب به لگنچه^۷، تنگ‌شدگی مجرای لوله حالب^۸ و ریفلاکس نفروپی^۹، می‌تواند عملکرد دستگاه ادراری را مختل کند (Hosseini et al, 2017; Hosseini, 2017; Breshears and Confer, 2017; Clavica et al, 2014; al, 2013). به هر گونه اختلال فیزیکی یا کارکردی در جریان طبیعی ادرار در مجاری ادراری، اوروپاتی انسدادی می‌گویند (Tseng and Stoller, 2009). از عواملی که می‌تواند باعث انسداد حالب شود، می‌توان به سنگ کلیه و لوله حالب، تورم مزمن، و نئوپلازی^{۱۰} مجرای اشاره کرد (Breshears and Confer, 2017).

سنگ‌های کلیه یک نارسایی بسیار رایج در مجاری ادرار است (Pak, 1998). سنگ‌های کلیه یا حالب غالب‌ترین عامل اوروپاتی انسدادی در افراد بالغ جوان می‌باشند (Lerma and Nissenson, 2011). این سنگ‌ها که جنس، اندازه و شکل‌های مختلف دارند، بر اثر جمع شدن مواد معدنی دفع شده در کلیه ایجاد می‌شوند و ممکن است درون کلیه حرکت کنند یا وارد لوله حالب و سپس مثانه شوند. سنگ‌های لوله حالب، سنگ‌های کلیه‌ای هستند که وارد لوله حالب می‌شوند (Pak, 1998). حدود ۵٪ از جمعیت از بیماری سنگ کلیه رنج می‌برند (Scales Jr et al, 2012). سنگ‌های کوچک‌تر از ۲ mm در ۳٪ موارد نیاز به دخالت پزشکی دارند؛ در حالی که برای سنگ‌های ۳ mm، این احتمال تا ۱۴٪ افزایش می‌یابد و برای سنگ‌های ۴-۶ mm، در ۵۰٪ موارد نیاز به جراحی وجود دارد (Najafi et al, 2016). سنگ‌های بزرگ ممکن است باعث انسداد لوله حالب و افزایش فشار داخلی لگنچه کلیوی و لوله حالب شوند که از نشانه‌های آن احساس درد شدید در ناحیه کلیه است (Marieb et al, 2008). اگر در چنین شرایطی کلیه به تولید ادرار ادامه دهد، این افزایش فشار باعث افزایش طول و قطر لوله حالب شده، حرکات دودی کاهش یافته و جریان سیال عموماً بر اثر نیروهای هیدرودینامیک تولید شده در کلیه رخ می‌دهد (Hosseini, 2017). اگر فشار لگنچه کلیوی از حد بحرانی ۱۰ cmH₂O بالاتر برود، می‌تواند کلیه را دچار آسیب‌های دائمی کند (Shilo et al, 2020). همچنین حضور یک مانع در پیوستگاه حالب به کلیه یا لوله حالب، ریسک بازگشت جریان را بالا می‌برد که در نتیجه می‌تواند باعث عفونت مجاری ادرار شود (Najafi et al, 2016).

اتساع لگنچه کلیوی و حجرات کلیوی را هیدرونفروز^{۱۱}، اتساع لوله حالب را هیدروپیورتز^{۱۲} و اتساع لوله حالب و لگنچه کلیوی را هیدروپیورترونفروز^{۱۳} می‌گویند (Garfunkel et al, 2007). سنگ کلیه از عواملی است که می‌تواند باعث انسداد حالب و در نتیجه، هیدرونفروز، هیدروپیورتز و هیدروپیورترونفروز شود (Choudhury, 2018). لوله حالب می‌تواند حدوداً تا ۶۰٪ نسبت به حالت اولیه کشیده شود (Fung, 1993).

¹ renal pelvis² ureteropelvic junction³ vesicoureteric junction⁴ peristaltic contractions⁵ obstructive uropathy⁶ ureteropelvic obstruction⁷ vesicoureteric reflux⁸ ureteral stenosis⁹ reflux nephropathy¹⁰ neoplasia¹¹ hydronephrosis¹² hydroureter¹³ hydroureteronephrosis



۲-۱. مشخصات مکانیکی دیواره لوله حلب

تعیین مشخصات بیومکانیکی دیواره لوله حلب موضوع تعدادی از پژوهش‌ها بوده است. لوله حلب مشخصات مکانیکی غیرخطی دارد و ماهیچه دیواره آن سودو-الاستیک^۱ است (Wein et al, 2015). با توجه به اینکه دیواره حلب، رفتاری ویسکوالاستیک^۲ دارد، به منظور شبیه‌سازی دیواره لوله حلب می‌توان از مدل‌های هایپرالاستیک نظیر مدل‌های چهار پارامتری فونگ^۳ (Fung et al, 1979)، پنج پارامتری مونی-ریولین^۴ (Mase et al, 2009) و پنج پارامتری مونی-ریولین اصلاح‌شده^۵ (Holzapfel et al, 2000; Yang et al, 2009) استفاده کرد (Rassoli et al, 2014; Takaddus et al, 2016; Sokolis et al, 2017). بین و فونگ قطعه‌های جدا شده لوله‌های حلب پستانداران، از جمله جنین انسان، را تحت کشش تک محوری ساده، در راستای طولی قرار دادند و نمودار تنش-تغییر طول آن‌ها را رسم کردند (Yin and Fung, 1971). رسولی و همکاران نمونه‌هایی از ۱۸ لوله حلب به دست آمده از سیستم ادراری فوقانی ۹ انسان سالم تهیه کردند و این نمونه‌ها را تحت بارگذاری صفحه‌ای دو محوری قرار دادند و نتایج آن‌ها را به صورت منحنی‌های تنش-کاوچی-کشش^۶ در دو راستای محوری و محیطی^۷ نمایش دادند (Rassoli et al, 2014). سوکولیس و همکاران نمونه‌هایی از لوله‌های حلب راست و چپ ۱۲ انسان تهیه کردند و آن‌ها را به سه دسته قسمت فوقانی، میانی و زیرین و هم‌چنین به دو دسته جوان و سالخورده و مؤنث و مذکر دسته‌بندی کردند و به آزمایش روی آن‌ها پرداختند (Sokolis et al, 2017).

۳-۱. شبیه‌سازی عددی جریان در لوله حلب فاقد گرفتگی

شبیه‌سازی عددی حرکات دودی در لوله حلب، موضوع تعداد قابل توجهی از پژوهش‌های پیشین بوده است؛ چراکه می‌تواند به درک بهتر پدیده جریان بازگشتی در حلب و سایر نارسایی‌های حلب کمک کند (Vahidi and Fatourae, 2012). وحیدی و همکاران (۲۰۱۱) با بهره‌گیری از روش برهم‌کنش سیال-سازه^۸ لاگرانژی-اولیری اختیاری^۹، مدلی دو بعدی و متقارن محوری از یک لوله مستقیم تهیه کردند و به بررسی جریان ادرار در این لوله پرداختند (Vahidi et al, 2011). وحیدی و فتورائی در یک شبیه‌سازی عددی دیگر، رژیم جریان بولوس^{۱۰} ایزوله شده، که اغلب در شرایط فیزیولوژی واقعی در لوله حلب رخ می‌دهد، را با بهره‌گیری از تکنیک برهم‌کنش سیال-سازه لاگرانژی-اولیری مدل‌سازی کنند (Vahidi and Fatourae, 2012). آن‌ها لوله حلب را به صورت یک لوله مستقیم که بولوس‌های جدا از هم ادرار را در خود گنجانده، در نظر گرفته و برای دیواره از مدل غیر خطی هایپرالاستیک آرودا-بویس^{۱۱} (Arruda and Boyce, 1993) استفاده کردند. تاکادوس و همکاران با ایجاد یک مدل دو بعدی متقارن محوری و به کمک روش دو جانبه برهم‌کنش سیال-سازه^{۱۲}، به شبیه‌سازی عددی جریان در لوله حلب فاقد انحنا و دارای حرکات دودی، پرداختند (Takaddus et al, 2016). آن‌ها از روش اختیاری لاگرانژی-اولیری اختیاری نیز برای جفت کردن محاسبات سیال و سازه بهره بردند. آن‌ها دیواره حلب به صورت ماده آیزوتروپ غیرخطی هایپرالاستیک در نظر گرفته و با اعمال نتایج تست تنش-تغییر طول دو محوری حاصل از پژوهش رسولی و همکاران (Rassoli et al, 2014) و با استفاده از مدل مونی-ریولین پنج پارامتری، دیواره را مدل کردند. حسینی و همکاران با ایجاد مدل سه‌بعدی مبتنی بر داده‌های CT_Scan دستگاه ادراری یک انسان، به شبیه‌سازی عددی حرکات دودی و بررسی پدیده جریان بازگشتی در لوله حلب پرداختند (Hosseini et al, 2018). آن‌ها برای فاز جامد نیز از نتایج پژوهش بین و فونگ (Yin and Fung, 2016) استفاده کردند.

¹ pseudo-elastic

² viscoelastic

³ four-parameter Fung type

⁴ five-parameter Mooney-Rivlin type

⁵ modified five-parameter Mooney-Rivlin type

⁶ Cauchy stress-stretch

⁷ circumferential

⁸ fluid-structure interaction (FSI)

⁹ arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE)

¹⁰ bolus

¹¹ Arruda-Boyce

¹² two-way fluid-structure interaction



(1971) و روش ترکیبی المان محدود-مجزا^۱ برای حرکت و تغییر شکل لوله حلب، تحت تأثیر نیروهای خارجی، استفاده کردند. کنی و همکاران حرکت یک موج منفرد دودی سینوسی، در لوله حلب بدون انحنا را به صورت سه بعدی شبیه‌سازی عددی کرده و به بررسی مشخصات جریان در آن پرداختند (Keni et al, 2021). کنی و همکاران در پژوهشی دیگر، شبیه‌سازی مشابهی را برای بررسی دینامیک جریان ادرار، در حالتی که چندین موج دودی سینوسی، در دیواره یک لوله حلب بدون انحنا در حال حرکت هستند، انجام دادند (Keni et al, 2024).

۴-۱. شبیه‌سازی جریان در لوله حلب دارای سنگ حلب

همان‌گونه که اشاره شد، سنگ کلیه و حلب از نارسایی‌های رایج در دستگاه ادراری و غالب‌ترین عامل اوروپاتی انسدادی در افراد بالغ جوان می‌باشند. شبیه‌سازی این نارسایی به کمک علم مکانیک، موضوع دسته‌ای از پژوهش‌های مرتبط با لوله حلب بوده. کلاویکا و همکاران با تهیه یک مدل زیست‌سنجی^۲ مصنوعی ساخته شده بر اساس لوله حلب خوک، به بررسی دینامیک سیال در لوله حلب استنت گذاری شده در شرایط وجود سنگ، پرداختند (Clavica et al, 2014). نجفی و همکاران با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی، گرفتگی ناشی از سنگ‌های کلیه با اشکال مختلف، در لوله حلب بدون انحنا را با در نظر گرفتن حرکات دودی و به صورت سه بعدی، شبیه‌سازی کردند (Najafi et al, 2016). نجفی و همکاران در پژوهشی مشابه، به صورت دو بعدی و متقارن محوری، به بررسی اثرات درصد گرفتگی مربوط به سنگ کروی شکل پرداختند (Najafi et al, 2018). تاکادوس و چندی با بهره‌گیری از روش برهم‌کنش سیال-سازه، مدلی سه بعدی عددی از حضور سنگ در لوله حلب با در نظر گرفتن حرکات دودی را شبیه‌سازی عددی کردند (Takaddus and Chandy, 2018). تاکادوس و همکاران در جای دیگر، مدل دو بعدی متقارن محوری از لوله حلب دارای سنگی با شعاع ۳.۶ mm (۰.۸۱٪ گرفتگی لوله حلب)، را شبیه‌سازی عددی کرده و به بررسی دینامیک جریان در این مدل پرداختند (Takaddus et al, 2018). عباسیان و مداحیان با بهره‌گیری از دینامیک سیالات محاسباتی و شبکه‌بندی دینامیک، به مطالعه تأثیرات پارامترهای مربوط به انقباضات دودی لوله حلب، بر فرایند دفع سنگ لوله حلب، برای اشکال و اندازه‌های مختلف سنگ حلب، پرداختند. (Abbasian and Maddahi, 2024)

۵-۱. شبیه‌سازی عددی جریان در لوله حلب استنت^۳ گذاری شده

شبیه‌سازی عددی جریان در لوله حلب استنت گذاری شده، در موارد تنگ شدگی مجرای لوله حلب، موضوع تعدادی از پژوهش‌های مربوط به لوله حلب در سال‌های اخیر بوده که کاربرد دینامیک سیالات محاسباتی در این موضوع را به خوبی نشان می‌دهد. استنت‌های لوله حلب، لوله‌های باریک و انعطاف پذیر هستند که لوله حلب را باز نگه می‌دارند تا در هنگام گرفتگی یا باریک شدن مجرا، جریان برقرار بماند. قرار دادن استنت در حلب یکی از درمان‌های رایج گرفتگی یا تنگ شدگی لوله حلب است (Al-Aown et al, 2010). استنت‌ها به منظور عادی سازی انتقال ادرارها به کمک وارد کردن از طریق مجرای ادرار^۴ یا ایجاد فیستول دائمی^۵ از لگنچه کلیه به خارج^۶، در لوله حلب جاسازی می‌شوند (Chung et al, 2014)

ه-ه کیم و همکاران با استفاده از داده‌های CT_Scan، مدلی خمیده از لوله حلب تهیه کرده و یک استنت از نوع دو-جی^۷ شکل نیز درون آن، شبیه‌سازی کردند. آن‌ها سپس با استفاده از دینامیک سیالات محاسباتی، به مقایسه جریان در لوله حلب دارای انحنا و بدون انحنا و همچنین، بررسی اثرات وجود حفره‌های جانبی در دیواره استنت پرداختند (Kim H. H. et al, 2015). ه-ه کیم و همکاران در پژوهشی دیگر، با استفاده از همین مدل، به بررسی تأثیر شدت تنگی مجرا، تعداد حفره‌های جانبی و زاویه قرارگیری آن‌ها پرداختند (Kim H. H. et al, 2017). در پژوهشی مشابه، ک-و کیم و همکاران با استفاده از شبیه‌سازی عددی، به مقایسه عملکرد استنتی با

¹ finite-discrete element

² biometric

³ stent

⁴ cytoscopy

⁵ permanent fistula

⁶ nephrostomy

⁷ double J



تنها حفره‌های جانبی در ابتدا و انتها، و استنت معمولی با حفره‌های جانبی سرتاسری پرداختند (Kim K. W. et al, 2020). آمیتی-روزن و همکاران به کمک دینامیک سیالات محاسباتی، پدیده عدم کارکرد استنت در لوله حالب استنت گذاری شده (افزایش فشار لگنچه کلیوی به مقادیر بیشتر از 10 cmH₂O)، را بررسی کردند (Amitay-Rosen et al, 2021). آن‌ها لوله حالب را به صورت یک لوله مستقیم، با سطح مقطع ثابت در نظر گرفتند. ووگت به کمک دینامیک سیالات محاسباتی به مطالعه ایجاد رسوب در استنت، در لوله حالب دچار و فاقد گرفتگی، برای جریان پایا و منقطع ادرار پرداخت (Vogt, 2023). ژنگ و همکاران، با استفاده از روش عددی و آزمایشگاهی، به بررسی تاثیر تغییر قطر لوله‌ای^۱ و حفره‌های جانبی بر شار عبوری از لوله حالب پرداختند (Zheng et al, 2023). با متسع شدن لوله حالب، حرکات دودی غیرفعال می‌شوند؛ به گونه‌ای که اگر انسداد ادامه‌دار باشد، حرکات دودی به گونه‌ای کاهش می‌یابند که انتقال ادرار صرفاً به نیروهای هیدرودینامیکی کلیه وابسته می‌شود (Lerma and Nissenon, 2011). از طرفی برای تسهیل عبور سنگ‌های کلیه، داروهای متسع کننده تجویز می‌شوند که دامنه حرکات دودی را تا حد زیادی خنثی کرده و سبب کاهش ۶۵٪-۲۰٪ فشار این حرکات انقباضی می‌شود (Hosseini et al, 2018). بنابراین در پژوهش حاضر انقباضات دودی در حالب، خنثی در نظر گرفته می‌شود. همچنین مدل کامپیوتری سه‌بعدی از لوله حالب ایجاد می‌شود که مبتنی بر داده‌های CT_Scan یک انسان فاقد بیماری‌های کلیوی و لوله حالب، است. با استفاده از این مدل و شبیه‌سازی عددی، میزان فشار لگنچه کلیوی و همینطور اتساع دیواره حالب، برای سنگ‌های حالب با اندازه مختلف، سنجیده می‌شود. این پژوهش می‌تواند به تشخیص مواردی از گرفتگی لوله حالب که می‌تواند باعث آسیب به کلیه یا رخ دادن هیدروپوتر شود، کمک کند.

۲. روش تحقیق و مدل‌سازی

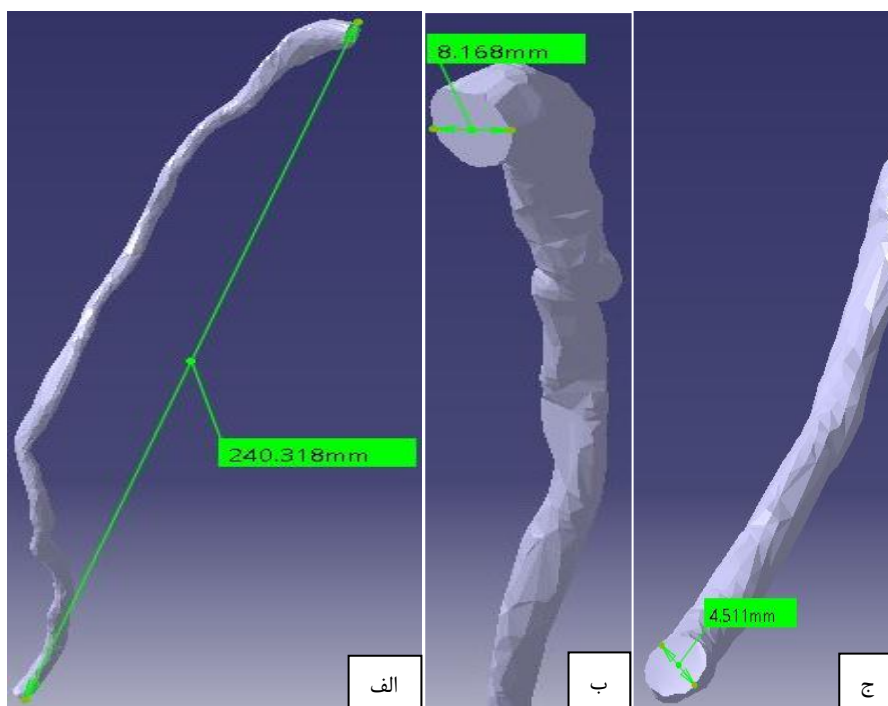
در این قسمت به تشریح مدل‌سازی لوله حالب و سنگ موجود در آن، روش‌ها و معادلات استفاده شده در این پژوهش پرداخته می‌شود.

۲-۱. هندسه مسئله

۲-۱-۱. هندسه لوله حالب

در این پژوهش، تأکید بر مدل‌سازی لوله حالب بر اساس هندسه واقعی آن می‌باشد؛ به همین منظور داده‌های دو بعدی CT_Scan مربوط به یک انسان مذکر بدون بیماری کلیوی و لوله حالب، تهیه شد. این تصاویر CT_Scan، در برگرفته کلیه، لوله حالب و مثانه می‌باشند. سپس این تصاویر با فرمت فایل‌های DICOM به نرم‌افزار Materialise Mimics (21.0) ارسال شد و در آنجا مدلی سه‌بعدی از لوله حالب، کلیه و مثانه ایجاد گردید. سپس برای پس‌پردازش مدل، از نرم‌افزار Materialise 3-matic (13.0) استفاده شد و مدل به صورت فایل STL ذخیره گردید. سرانجام از نرم‌افزار CATIA V5R20 برای اصلاح و آماده‌سازی نهایی فایل STL ایجاد شده، بهره گرفته شد و مدل نهایی به فرمت IGES ذخیره گردید. شکل ۱ هندسه و اندازه‌های این مدل را نشان می‌دهد.

¹ lumen



شکل ۱. هندسه و اندازه‌های مدل ایجاد شده در این پژوهش. الف: طول لوله، ب: قطر ورودی و ج: خروجی لوله حالب.

۲-۱-۲. مدل‌سازی سنگ لوله حالب

در این پژوهش دو روش برای مدل‌سازی سنگ‌های لوله حالب استفاده می‌شود. در حالت اول، سنگ‌های کلیه به شکل کروی مدل‌سازی خواهند شد. سه موقعیت برای سنگ در نظر گرفته می‌شود: یک سوم بالایی، میانی و زیرین لوله حالب. برای حالت اول که سنگ در یک سوم بالایی لوله قرار دارد، این سنگ تقریباً در فاصله ۱۲-۱۳mm از ورودی لوله حالب قرار می‌گیرد. سنگ‌های کوچک‌تر از ۲mm در ۳٪ موارد نیاز به دخالت پزشکی دارند؛ همچنین سنگ‌های ۳mm تا ۱۴٪ موارد نیاز به دخالت پزشک دارند؛ و این احتمال برای سنگ‌های ۴-۶mm، ۵۰٪ می‌باشد (Najafi et al, 2016). به همین علت، شبیه‌سازی ارائه شده در این پژوهش، برای حالتی که سنگ کروی در یک سوم بالایی قرار می‌گیرد، برای سه سنگ با قطرهای ۱.۹mm، ۳.۱mm و ۵.۲mm انجام خواهد شد.

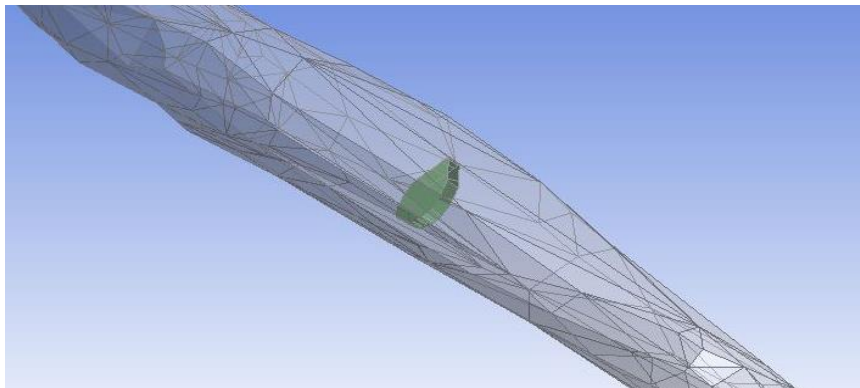
سپس حضور سنگ کروی ۳.۱mm در یک سوم میانی و زیرین لوله، شبیه‌سازی می‌شود.

با توجه به هندسه‌ی لوله حالب، محاسبه درصد گرفتگی لوله، توسط سنگ کروی مشکل است. به همین دلیل در حالت دوم، یک مقطع از لوله حالب جدا شده و پر می‌شود. سپس این گرفتگی ایجاد شده، با استفاده از دستور مقیاس^۱ در ANSYS DesignModeler، کوچک‌تر می‌شود تا یک گرفتگی کوچک‌تر از ۱۰۰٪ ایجاد شود. درصد گرفتگی نیز، از رابطه ۱ محاسبه می‌شود.

$$\frac{\text{the volume of the ureteral area surrounding the obstruction} - \text{the volume of the obstruction}}{\text{the volume of the ureteral area surrounding the obstruction}} \times 10 \quad (1)$$

یک نمونه گرفتگی ۱۸.۵۱۹٪ ایجاد شده توسط این روش، در شکل ۲ دیده می‌شود.

^۱ scale



شکل ۲. یک نمونه از حالت دوم شبیه سازی گرفتگی مسیر لوله حالب

جدول ۱ مدل های ایجاد شده در حالت اول و جدول ۲ مدل های ایجاد شده در حالت دوم شبیه سازی گرفتگی مسیر لوله حالب را نمایش می دهد.

جدول ۱. طبقه بندی مدل های ایجاد شده از سنگ لوله حالب کروی (حالت اول)

شماره مدل	مکان سنگ	اندازه سنگ
۱۰	-	۰ mm
۱۱	یک سوم بالایی	۱.۹mm
۱۲	یک سوم بالایی	۳.۱mm
۱۳	یک سوم بالایی	۵.۲mm
۱۴	یک سوم میانی	۳.۱mm
۱۵	یک سوم پایینی	۳.۱mm

جدول ۲. طبقه بندی مدل های ایجاد شده برای حالت دوم شبیه سازی گرفتگی مسیر لوله حالب

شماره مدل	مکان سنگ	درصد گرفتگی لوله حالب
۲۱	یک سوم میانی	٪۱۸.۵۱۹
۲۲	یک سوم میانی	٪۷۶.۵۶۶
۲۳	یک سوم میانی	٪۸۵.۷۳۴
۲۴	یک سوم میانی	٪۹۰.۹۸۳
۲۵	یک سوم میانی	٪۹۳.۸۳۱
۲۶	یک سوم میانی	٪۹۶.۴۴۲
۲۷	یک سوم میانی	٪۹۶.۹۲۵
۲۸	یک سوم میانی	٪۹۷.۴۷۴
۲۹	یک سوم میانی	٪۹۸.۳۵۷

۲-۲. مشخصات مواد

در این بخش به شرح مشخصات مکانیکی ادرار و دیواره حالب پرداخته می شود.

۲-۲-۱. سیال (ادرار)



ادرار را سیالی لزج، همگن، نیوتونی و تراکم ناپذیر، با چگالی 1050 kg/m^3 و لزجت 0.0013 kg/m.s در نظر می گیریم (Takaddus and Chandy, 2018; Keni et al, 2021). جریان ادرار نیز آرام فرض می شود (Najafi et al, 2018; Amitay-Rosen et al, 2021).

۲-۲-۲. شبیه سازی رفتار مکانیکی فاز جامد (دیواره حالب)

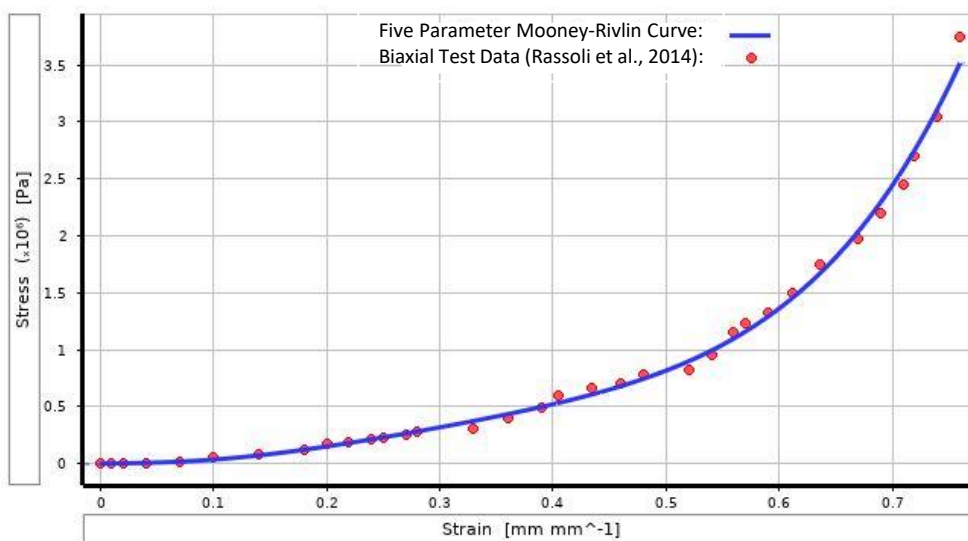
همانگونه که در بخش ۱-۲ توضیح داده شد، دیواره لوله حالب رفتاری ویسکوالاستیک و غیر خطی دارد و می توان از مدل های هایپرالاستیک برای مدل کردن آن استفاده کرد. در این پژوهش با استفاده از داده های آزمایشگاهی موجود در پژوهش رسولی و همکاران (Rassoli et al, 2014) و همچنین مدل پنج پارامتری مونی-ریولین، رفتار دیواره شبیه سازی می شود.

مواد هایپرالاستیک دارای یک تابع پتانسیل الاستیک W_s (یا تابع چگالی انرژی کرنشی) هستند که یک تابع اسکالر^۱ از یکی از تانسورهای^۲ کرنش یا تغییر شکل است (Carlone and Palazzo, 2006). فرمول تابع چگالی انرژی کرنشی مدل مونی-ریولین پنج پارامتری را می توان بدین شکل نوشت (Carlone and Palazzo, 2006):

$$W_s = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + C_{02}(\bar{I}_2 - 3)^2 + C_{11}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + \frac{1}{2}\kappa(J - 1)^2 \quad (2)$$

که در آن \bar{I}_1 ، \bar{I}_2 و \bar{I}_3 مشخصه های تغییرناپذیر^۳، J نسبت حجم الاستیک تغییر شکل داده به حجم تغییر شکل نداده ماده و C_{01} ، C_{10} ، C_{20} ، C_{02} و C_{11} پنج پارامتر این مدل هستند. K نیز مدول بالک است.

در این پژوهش دیواره آیزوتروپ و تراکم ناپذیر در نظر گرفته می شود. از میان داده های تنش-تغییر طول محیطی موجود در پژوهش رسولی و همکاران (Rassoli et al, 2014)، به طور مشخص از نموداری استفاده می شود که تقریباً در میانه سایر نمودارهای تنش-تغییر طول محیطی قرار می گیرد (نمونه ۵ در پژوهش رسولی و همکاران) و می توان آن را میانگین داده ها فرض کرد؛ سپس با استفاده از مدل مونی-ریولین پنج پارامتری موجود در ابزار Static Structural از نرم افزار Ansys Workbench 2021 R1، برازش منحنی تنش-کرنش انجام می شود. شکل ۳ نمودار برازش شده را نشان می دهد.



¹ scalar

² tensors

³ invariant



شکل ۳. برازش منحنی با استفاده از مدل پنج پارامتری مونی-ریولین، بر روی داده‌های استخراج شده از پژوهش رسولی و همکاران (Rassoli et al, 2014)

۳-۲-۲. شرایط مرزی

شرایط مرزی در ورودی و خروجی به ترتیب از نوع نرخ جریان و فشار خواهد بود. نرخ حجمی جریان ورودی و فشار در خروجی به ترتیب، ۵۰ ml/h و ۰ Pa در نظر گرفته می‌شوند (Amitay-Rosen et al, 2021). با در نظر گرفتن چگالی 1050 kg/m^3 برای ادرار، نرخ جرمی جریان در ورودی، $1.458 \times 10^{-5} \text{ kg/s}$ خواهد بود.

سنگ کلیه در یک مکان، ثابت است و با جریان ادرار حرکت نخواهد کرد. بین دیواره حالب و ادرار و همچنین ادرار و سنگ، فرض عدم لغزش و عدم نفوذ برقرار است. ضخامت دیواره لوله حالب نیز 0.87 mm در نظر گرفته شد (Sokolis et al, 2017).

۴-۲-۲. معادلات حاکم

۴-۲-۲-۱. جامد

دامنه جامد به صورت کلی از معادلات موضعی تعادل پیروی می‌کند:

$$\rho \frac{\partial^2 u_{solid}}{\partial t^2} - \nabla \cdot \sigma = F_v \quad (3)$$

به منظور حل عددی معادلات تعادل در فاز جامد، از ابزار Static Structural از نرم‌افزار Ansys Workbench 2021 R1 بهره گرفته شد.

۴-۲-۲-۲. سیال

با توجه به فرض آرام و تراکم‌ناپذیری سیال، معادلات حاکم بر سیال، معادلات ناویر-استوکس تراکم‌ناپذیر و آرام خواهند بود. این معادلات متشکل از معادلات مومنوم و پیوستگی می‌باشند:

$$\nabla \cdot u_{fluid} = 0 \quad (4)$$

$$\rho u_{fluid} \cdot \nabla u_{fluid} = -\nabla p + \nabla \cdot \mu (\nabla u_{fluid}) \quad (5)$$

برای حل عددی معادلات پیوستگی و مومنوم، از ابزار Fluent در نرم‌افزار Ansys Workbench 2021 R1 بهره گرفته شد. مقدار پس‌مانده^۱ نیز، 10^{-6} در نظر گرفته شد.

۴-۲-۲-۳. برهم‌کنش سیال-سازه

با فرض عدم نفوذ سیال در جامد و عدم لغزش، معادلات برهم‌کنش سیال-سازه به شکل زیر است:

$$u_{solid}^i = d_{fluid}^i \quad (6)$$

¹ residual



$$\frac{\partial u_{solid}^i}{\partial t} = \frac{\partial a_{fluid}^i}{\partial t} \quad (7)$$

که در آن‌ها u_{solid}^i و d_{fluid}^i به ترتیب، مولفه‌های i ام جابجایی در دامنه جامد و سیال هستند و معادلات تعادل در محل برهم‌کنش سیال و سازه به صورت زیر است:

$$n_j \sigma_{solid}^{ij} = n_j \sigma_{fluid}^{ij} \quad (8)$$

که در آن مولفه‌های تنش σ_{solid}^{ij} و σ_{fluid}^{ij} ، به ترتیب مربوط به جامد و سیال هستند و n_j مولفه‌های بردار نرمال واحد^۱ هستند.

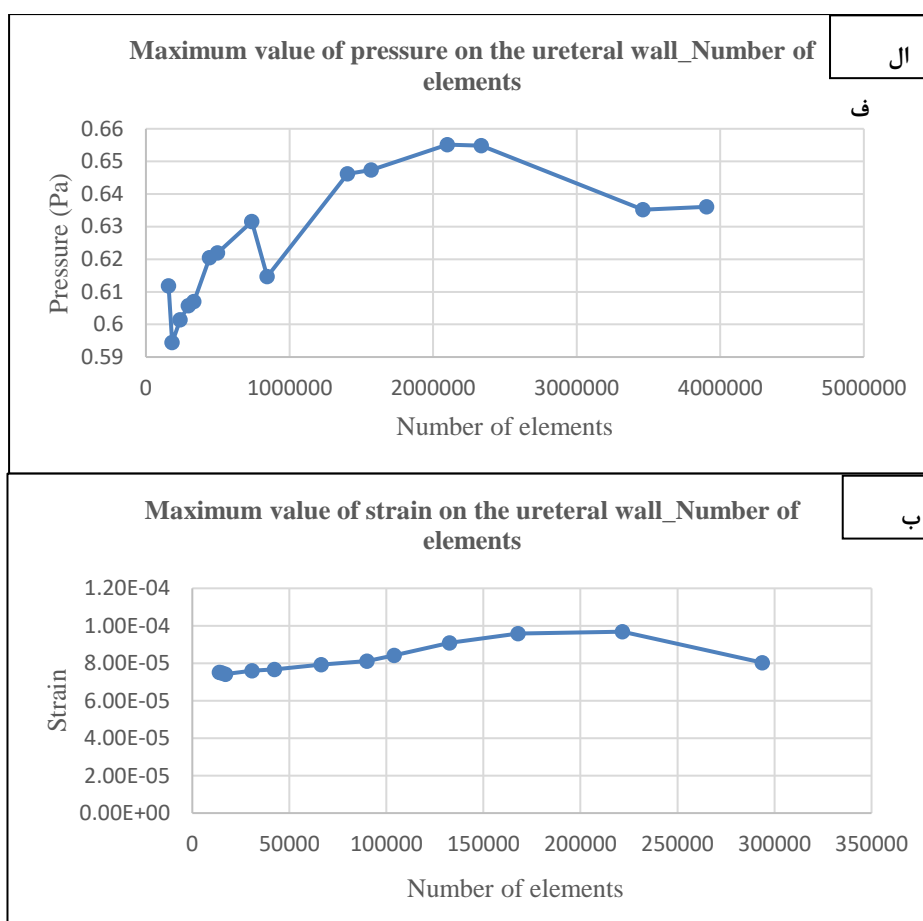
۲-۲-۵. استقلال از شبکه و صحت‌سنجی

جهت سنج استقلال از شبکه، مدل ۱۳ به عنوان نمونه بررسی شد. در شبیه‌سازی فاز سیال، یک شبکه غیرسازمان‌یافته^۲ از المان‌های چهاروجهی^۳ (هرم مثلث القاعده) ایجاد شد و استقلال از شبکه برای فشار لگنچه کلیوی انجام شد. برای شبیه‌سازی جامداتی، شبکه‌ای غیرسازمان‌یافته متشکل از المان‌های چهاروجهی ایجاد شد و کرنش بیشینه در دیواره حالب به عنوان پارامتر بررسی استقلال از شبکه انتخاب شد. شکل ۴ نتایج بررسی استقلال از شبکه برای مدل ۱۳ را نشان می‌دهد.

¹ normal unit vector

² unstructured

³ tetrahedron



شکل ۴. نمودار فشار بیشینه در دیواره حالب بر حسب تعداد المان ها، ب: نمودار کرنش بیشینه در دیواره حالب بر حسب تعداد المان ها

با استفاده از نتایج به دست آمده، برای شبیه سازی فاز سیال ۱،۴۰۴،۳۳۰ المان و برای فاز جامد ۱۳۲،۶۷۴ المان به عنوان تعداد بهینه المان ها انتخاب شد.

به منظور اعتبار سنجی نتایج شبیه سازی فاز سیال، یکی از حالت های شبیه سازی موجود در پژوهش آمیتی-روزن و همکاران (Amitay-Rosen et al, 2021)، که در آن، لوله حالب دچار فشردگی 360° سطح مقطع شده، در اینجا به کمک نرم افزار Ansys Fluent شبیه سازی می شود. حالتی برای شبیه سازی انتخاب شد که لوله حالب دچار گرفتگی ۱۰۰٪ شده؛ ولی فضای درون استنت دچار گرفتگی نشده. در این شرایط انتقال ادرار فقط درون استنت رخ می دهد. مشاهده گردید که فشار متوسط در ورودی استنت (فشار لگنچه کلیوی)، ۸۵.۳۷۲ Pa است که با نتایج پژوهش آمیتی-روزن و همکاران (Amitay-Rosen et al, 2021) دارای تطابق دقیقی است. جهت صحت سنجی نتایج تحلیل جامداتی، نمودار تنش-کرنش بیشینه دیواره به دست آمده از این شبیه سازی، با داده های آزمایشگاهی پژوهش رسولی و همکاران (Rassoli et al, 2014) مقایسه شد. دیده شد که تطابق بسیار نزدیکی بین نتایج شبیه سازی انجام شده در این پژوهش و داده های آزمایشگاهی وجود دارد.

۳. یافته ها

۳-۱. نتایج مربوط به شبیه سازی سنگ های کروی با اندازه های مختلف

از شبیه سازی سه سنگ کروی با قطرهای ۱.۹ mm، ۳.۱ mm و ۵.۲ mm (مدل های ۱۱، ۱۲ و ۱۳) در یک سوم بالایی لوله حالب (نزدیک به پیوستگاه حالب به کلیه)، نتیجه می شود که بیشترین سرعت سیال، در ناحیه حضور سنگ و همچنین در نقاطی از لوله حالب،



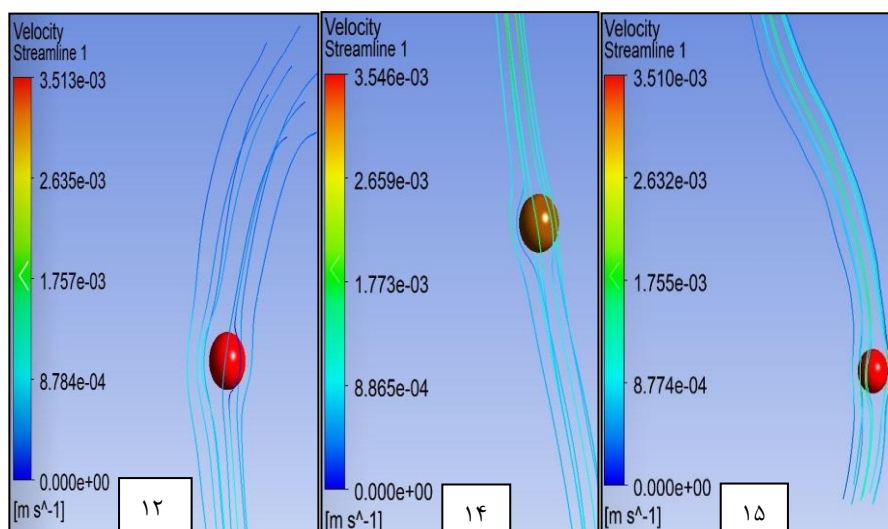
که سطح مقطع آن، کوچکتر است، دیده می شود. همچنین مشاهده می شود که سرعت بیشینه برای هر سه مدل ۱۱، ۱۲ و ۱۳ تقریباً یکسان است؛ اما یک تفاوت وجود دارد: در مدل ۱۳ (سنگ کروی با قطر ۵.۲ mm) یک ناحیه در محل سنگ وجود دارد که سرعت سیال در این ناحیه افزایش می یابد. این ناحیه در مدل های ۱۱ و ۱۲ دیده نمی شود. علت این امر نیز کوچکتر بودن سطح گذر سیال، به علت قطر بزرگتر سنگ است. از بررسی کانتورهای فشار، نتیجه گیری شد که فشار متوسط در ورودی لوله و فشار بیشینه وارده به دیواره، با افزایش قطر سنگ های کروی اندکی افزایش می یابد. این افزایش بسیار اندک است حتی در مقایسه با مدل ۱۰ (بدون سنگ)؛ زیرا گرفتگی لوله به مقداری نیست که دچار افزایش فشار چشمگیری شود. این موضوع با نتایج پژوهش آمیتی-روزن و همکاران (Amitay-Rosen et al, 2021) مطابقت دارد. با بررسی تنش و کرنش دیواره، دیده می شود که با افزایش قطر سنگ کروی، تنش و کرنش بیشینه در دیواره حالب نیز به مقدار کمی افزایش می یابد. ولی همچنان این افزایش در تنش و کرنش، مابین سنگ با قطر ۱.۹ mm و ۵.۲ mm، کمتر از ۱۰٪ است. تنش و کرنش بیشینه، در نزدیکی پیوستگاه حالب به کلیه (به علت بیشینه بودن فشار در این ناحیه) وجود دارد. جدول ۳ نتایج مهم حاصل از این شبیه سازی، برای مدل های ۱۰، ۱۱، ۱۲ و ۱۳، را نشان می دهد.

جدول ۳. فشار لگنجه کلیوی، بیشینه فشار وارده به دیواره، بیشینه سرعت ادرار، بیشینه تنش در دیواره و بیشینه کرنش در دیواره برای مدل های ۱۰، ۱۱، ۱۲ و ۱۳.

شماره مدل	فشار متوسط در ورودی (Pa)	بیشینه فشار وارد بر دیواره (Pa)	بیشینه سرعت ادرار (m/s)	بیشینه تنش دیواره (Pa)	بیشینه کرنش الاستیک دیواره (mm/mm)
۱۰	۰.۵۳۷۵۳۲	۰.۵۹۱۰۵۹	۰.۰۰۳۶۱۸۷۵	۲۰.۵۱۹	7.8926×10^{-5}
۱۱	۰.۵۳۹۸۰۲	۰.۵۹۵۹۷۲	۰.۰۰۳۶۱۷۳۳	۲۱.۸۶	8.4509×10^{-5}
۱۲	۰.۵۴۴۴۷۱	۰.۶۰۰۱۲۸	۰.۰۰۳۵۸۷۱۲	۲۲.۰۰۹	8.5088×10^{-5}
۱۳	۰.۵۹۱۳۳۶	۰.۶۴۶۱۸	۰.۰۰۳۶۱۳۴۶	۲۳.۵۰۱	9.088×10^{-5}

۳-۲. نتایج مربوط به محل قرارگیری سنگ های کروی در لوله حالب

در این بخش قطر سنگ کروی ثابت (۳.۱ mm)، ولی محل قرار داشتن آن متفاوت است. مدل های ۱۲، ۱۴ و ۱۵ به ترتیب متناظر با قرارگیری سنگ در یک سوم بالای، میانی و پایینی لوله حالب است. در شکل ۵ می توان خطوط جریان اطراف سنگ کره ای را برای مدل ۱۲، ۱۴ و ۱۵ دید. در این شکل مشاهده می شود که سرعت بیشینه، در هر سه مدل تقریباً یکسان است.



شکل ۵. خطوط جریان برای، از چپ به راست به ترتیب مدل‌های ۱۲، ۱۴ و ۱۵. مشاهده می‌شود که با وجود ثابت بودن قطر سنگ، به علت ثابت نبودن سطح مقطع لوله، مقدار گرفتگی لوله متفاوت است.

از بررسی کانتورهای فشاری برای این سه مدل، دیده می‌شود که هرچند کانتورهای فشاری برای هر سه مدل یکسان است و توزیع فشار یکسانی روی دیواره لوله وجود دارد؛ ولی فشار بیشینه در مدل ۱۵ بیشترین و در مدل ۱۲ کمترین مقدار را دارد. این موضوع با توجه به سطح مقطع لوله در محل حضور سنگ توجیه پذیر است؛ زیرا لوله در محل حضور سنگ، در مدل ۱۵ کوچک‌ترین و در مدل ۱۲ بزرگ‌ترین سطح مقطع را داراست. مدل ۱۴ نیز از نظر سطح مقطع لوله در محل قرارگیری سنگ و فشار بیشینه، بین دو مدل ۱۲ و ۱۵ قرار می‌گیرد. سپس به بررسی تنش و کرنش دیواره حالب، در این سه مدل پرداخته می‌شود. رفتار مدل‌های ۱۲، ۱۴ و ۱۵ از نظر تنش و کرنش دیواره، یکسان می‌باشد؛ بدین شکل که تنش و کرنش بیشینه در مجاورت ورودی لوله (به علت بیشینه بودن فشار وارده از ادرار در آن نقطه) رخ می‌دهد. لازم به ذکر است که اختلاف بین تنش و کرنش دیواره در این سه مدل، مقداری اندک است. جدول ۴ نمایانگر پارامترهای مهم به دست آمده از شبیه‌سازی مدل‌های ۱۲، ۱۴ و ۱۵ می‌باشد.

جدول ۴. فشار لگنچه کلیوی، بیشینه فشار وارده به دیواره، بیشینه سرعت ادرار، بیشینه تنش در دیواره و بیشینه کرنش در دیواره برای مدل‌های ۱۲، ۱۴ و ۱۵.

شماره مدل	فشار متوسط در ورودی (Pa)	بیشینه فشار وارد بر دیواره (Pa)	بیشینه سرعت ادرار (m/s)	بیشینه تنش دیواره (Pa)	بیشینه کرنش الاستیک دیواره (mm/mm)
۱۲	۰.۵۴۴۴۷۱	۰.۶۰۰۱۲۸	۰.۰۰۳۵۸۷۱ ۲	۲۲.۰۰۹	۸.۵۰۸۸×10^{-5}
۱۴	۰.۵۶۰۶۴۳	۰.۶۱۳۳۶۸	۰.۰۰۳۶۲۳۳ ۵	۲۳.۲۶۳	۸.۸۸۰۹×10^{-5}
۱۵	۰.۵۷۰۴۳۴	۰.۶۲۱۶۶۹	۰.۰۰۳۶۲۴۶ ۲	۲۳.۶۱۱	۹.۰۲۱۲×10^{-5}

می‌توان از دو بخش ۱-۳ و ۲-۳ نتیجه گرفت هنگامی که اندازه سنگ کروی ثابت باشد، عاملی که باعث افزایش فشار وارده از سیال به دیواره، و در نتیجه افزایش تنش و کرنش دیواره می‌شود، محل قرارگیری سنگ در لوله و یا به عبارت دیگر اندازه سطح مقطع لوله در محل حضور سنگ است. هر چه این سطح مقطع کوچک‌تر باشد، فشار، تنش و کرنش بیشتر خواهند بود.

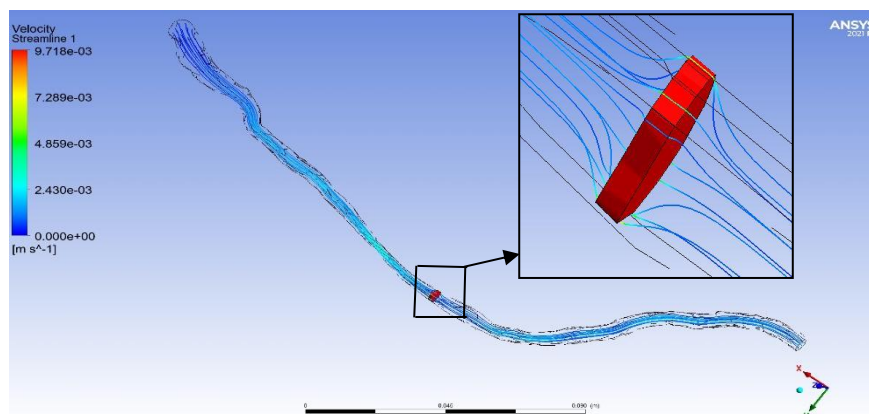


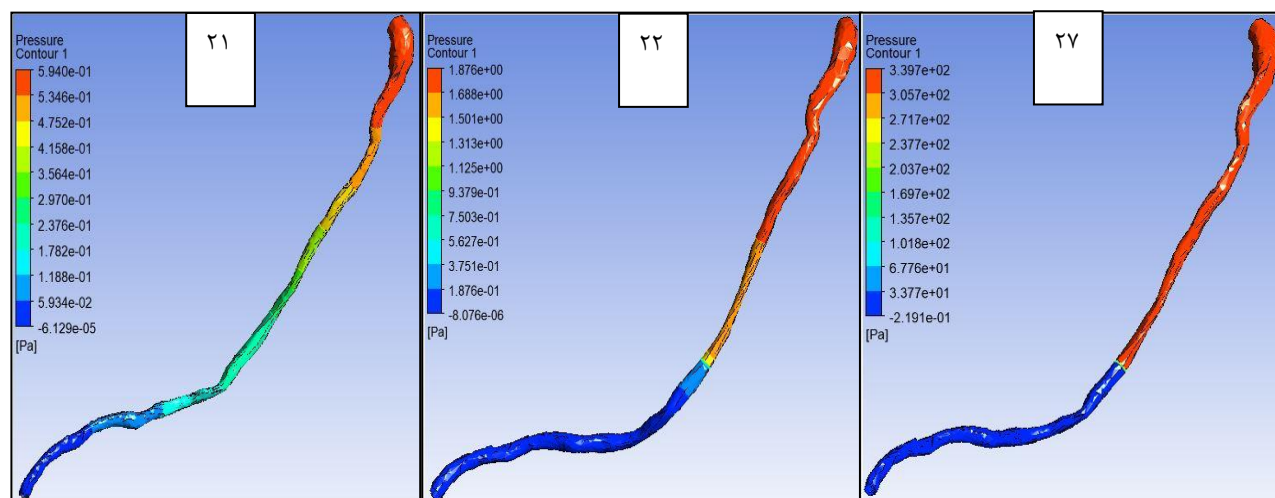
نتیجه دیگر اینکه برای سنگ‌های کروی که در یک مقطع لوله قرار دارند، افزایش قطر سنگ باعث افزایش فشار، تنش و کرنش می‌شود. نتیجه مهم دیگر که می‌توان از این دو بخش گرفت، این است که برای هر پنج مدل ۱۱، ۱۲، ۱۳، ۱۴ و ۱۵ اختلاف در مقادیر فشار وارد بر دیواره، و همچنین تنش و کرنش دیواره، در بین مدل‌ها مقداری اندک است. از مقایسه این مدل‌ها با مدل بدون سنگ (مدل ۱۰)، مشاهده می‌شود که میزان گرفتگی در این مدل‌ها به مقداری نیست که موجب افزایش قابل توجه فشار سیال و تنش و کرنش دیواره شود؛ و در نتیجه اتساع چشمگیر لوله حالب و پدیده‌های هیدروپورتر و هیدروپورترنفرور رخ نمی‌دهند. بنابراین نیاز است تا مدلی از سنگ حالب به کار برده شود که به کمک آن بتوان پارامتری به عنوان درصد گرفتگی لوله حالب معرفی کرد (فرمول ۱) و گرفتگی‌های شدیدتر لوله حالب را نیز بررسی نمود.

۳-۳. حالت دوم شبیه‌سازی سنگ لوله حالب (مقایسه درصد گرفتگی حالب)

در این بخش، تأثیر درصدهای شدید گرفتگی لوله حالب بر سرعت سیال، فشار وارد به دیواره و تنش و کرنش در دیواره حالب، بررسی می‌شود.

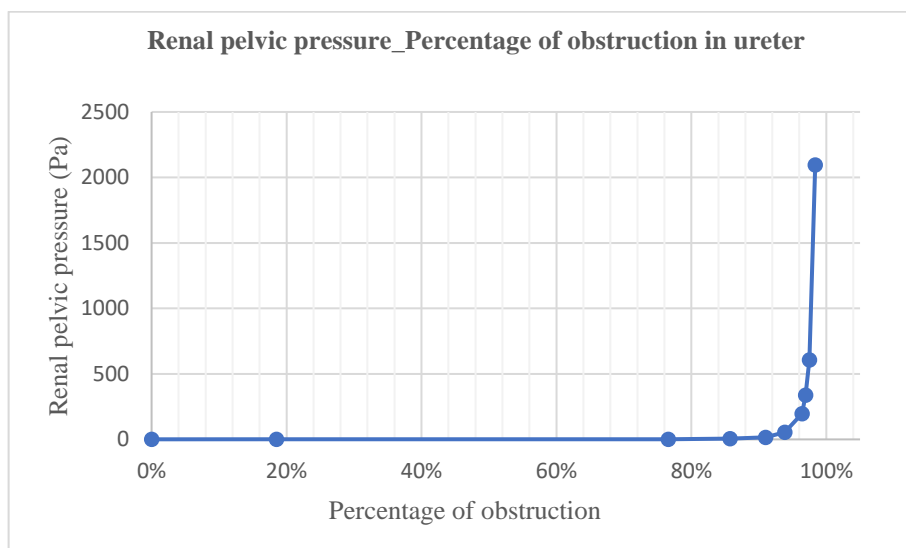
افزایش درصد گرفتگی موجب افزایش بیشینه سرعت و همچنین سرعت متوسط سیال در لوله می‌شود. در بررسی دلایل این موضوع، می‌توان اظهار نظر کرد که کوچک‌تر شدن سطح مقطع عبور جریان در محل حضور سنگ، موجب افزایش فشار در بالادست سنگ و افزایش سرعت سیال عبوری از لوله در محل حضور سنگ و پایین دست آن، می‌شود. شکل ۶ خطوط جریان برای مدل ۲۳ (گرفتگی ۸۵.۷۳۴٪) را نشان می‌دهد. همانطور که دیده می‌شود، سرعت سیال هنگام گذشتن از اطراف سنگ، افزایش می‌یابد.





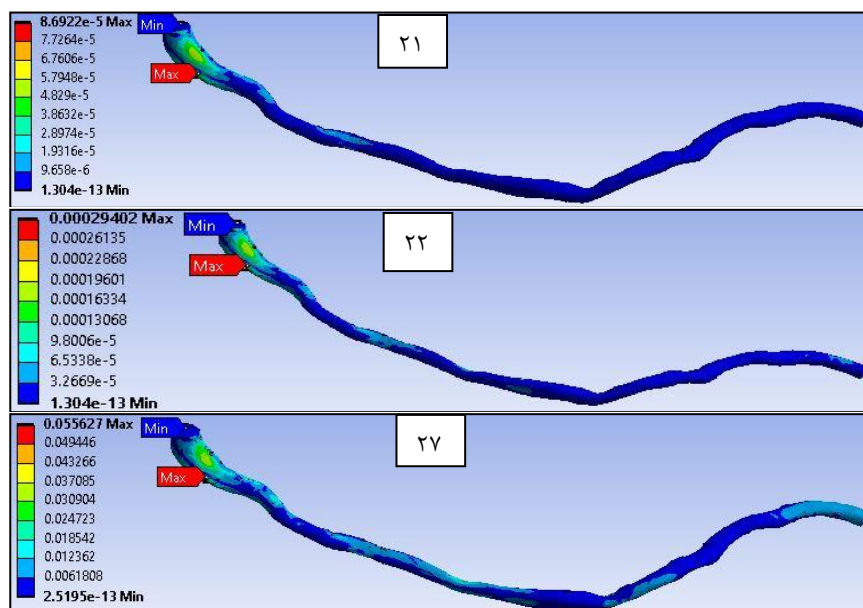
شکل ۷. کانتورهای فشار وارد بر دیواره در مدل های ۲۱، ۲۲ و ۲۷. مشاهده می شود که با افزایش درصد گرفتگی، علاوه بر افزایش فشار، باعث تغییر توزیع فشار در لوله نیز می شود. در مدل ۲۱ (گرفتگی ۱۸.۵۱۹ درصدی) الگوی کاهش تدریجی فشار از ورودی به خروجی دیده می شود؛ در شرایطی که در مدل ۲۷ (گرفتگی ۹۶.۹۲۵ درصدی) یک منطقه فشار پایین در پایین دست و یک منطقه فشار بالا در بالادست سنگ وجود دارد.

همانطور که انتظار می رفت، افزایش درصد گرفتگی موجب افزایش فشار متوسط در ورودی (فشار لگنچه کلیوی) می شود. این افزایش فشار به گونه ای است که با افزایش درصد گرفتگی، افزایش فشار نیز چشمگیرتر خواهد بود. همانطور که در شکل ۸ دیده می شود، در موارد گرفتگی بالای ۹۰٪ شاهد افزایش فشار بسیار چشمگیر هستیم، به طوری که در مدل ۲۹ (گرفتگی ۹۸.۳۵۷٪)، فشار لگنچه کلیوی از مقدار فشار بحرانی ۱۰۰۰ Pa (Shilo et al, 2020) نیز فراتر می رود و امکان از کار افتادن کلیه وجود دارد.



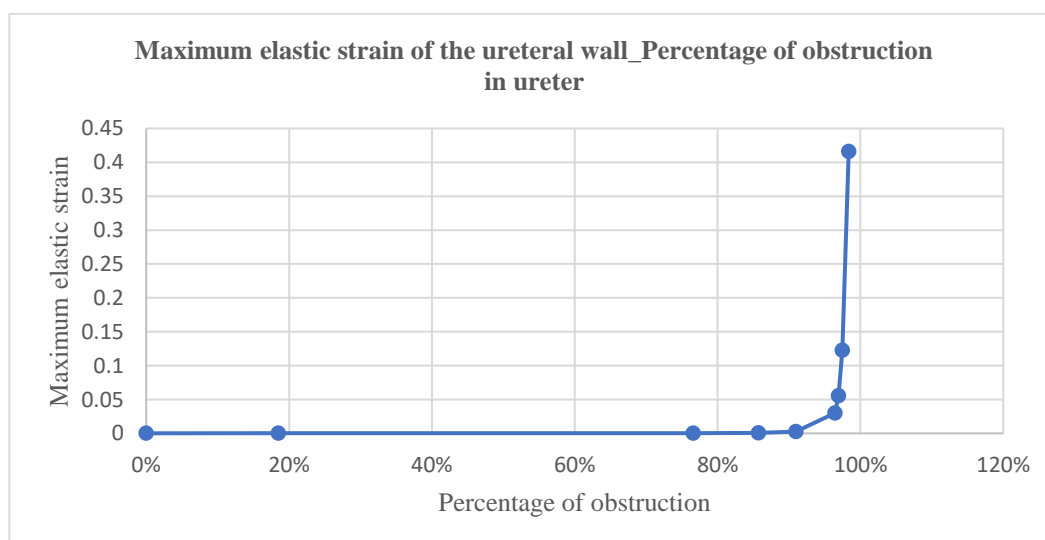
شکل ۸. نمودار فشار لگنچه کلیوی (فشار در ورودی) بر حسب درصد گرفتگی در لوله حالب. مشاهده می شود که افزایش فشار هنگامی که درصد گرفتگی از ۹۰٪ بیشتر شود، بسیار چشمگیر است و رفتاری شبیه به یک تابع اکسپوننشیالی دارد.

از بررسی الگوی تنش و کرنش دیواره، می توان دریافت که بیشترین مقادیر تنش و کرنش در مجاورت ورودی لوله رخ می دهد که به علت فشار بیشینه در آن ناحیه است. همچنین مشاهده می شود که با افزایش درصد گرفتگی و در نتیجه آن، تنش و کرنش، ناحیه های دارای تنش و کرنش نسبتاً بالا در میانه و نقاط دیگر لوله پدیدار می شود. شکل ۹ نشان دهنده کرنش دیواره برای سه مدل ۲۱، ۲۲ و ۲۷ است.



شکل ۹. کرنش دیواره برای مدل های ۲۱ (گرفتگی ۱۸.۵۱۹ درصدی)، ۲۲ (گرفتگی ۷۶.۵۶۶ درصدی) و ۲۷ (گرفتگی ۹۶.۹۲۵ درصدی). مشاهده می شود که با افزایش درصد گرفتگی، علاوه بر افزایش کرنش، نقاط دارای کرنش نسبی بالا در سایر نقاط لوله پدیدار می شود؛ در شرایطی که برای مدل ۲۱، کرنش سایر نقاط عمدتاً ناچیز است و فقط در نزدیکی ورودی ناحیه دارای کرنش وجود دارد.

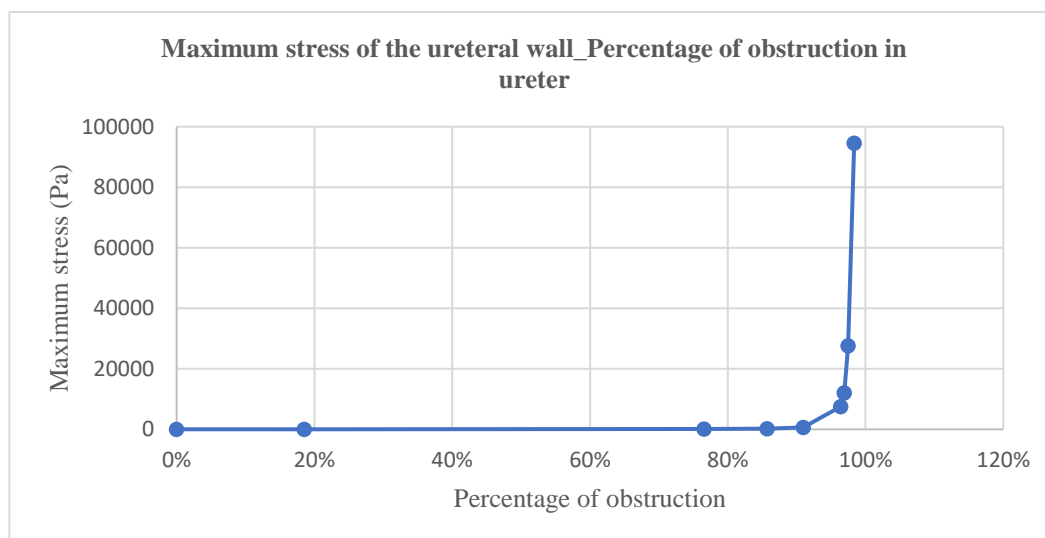
سپس رابطه بین تنش و کرنش با درصد گرفتگی بررسی می شود. همانگونه که در شکل های ۱۰ و ۱۱ مشاهده می گردد، تنش و کرنش نیز رفتاری کاملاً مشابه با فشار وارد بر دیواره دارند. بالا رفتن درصد گرفتگی لوله بر اثر سنگ، موجب افزایش مقادیر متوسط و بیشینه تنش و کرنش دیواره می شود. افزایش درصد گرفتگی به مقادیر بالاتر از ۹۰٪، باعث افزایش چشمگیر تنش و کرنش دیواره می شود. شکل ۱۰ نمودار کرنش بیشینه دیواره بر حسب درصد گرفتگی را نشان می دهد.



شکل ۱۰. نمودار کرنش بیشینه دیواره بر حسب درصد گرفتگی لوله. مشاهده می شود که برای گرفتگی های شدیدتر از ۹۰٪، مقادیر کرنش الاستیک دچار افزایش شدیدی می شوند.



شکل ۱۱ نشان می‌دهد که تنش دیواره نیز، رفتاری مشابه کرنش دارد.



شکل ۱۱. نمودار تنش بیشینه دیواره بر حسب درصد گرفتگی دیواره. مشاهده می‌شود که رفتار تنش نیز مشابه کرنش در دیواره می‌باشد.

از بررسی اشکال ۱۰ و ۱۱ می‌توان دریافت که حتی در گرفتگی ۹۸.۳۶٪، تنش بیشینه ایجاد شده در دیواره، سبب از هم گسستگی بافت دیواره نمی‌شود (تنش بیشینه متناظر با گرفتگی ۹۸.۳۶٪، ۹۴۵۶۳ Pa است)؛ اما کرنش بیشینه متناظر با شدت گرفتگی ۹۸.۳۶٪، برابر است با ۰.۴۱۶۰۹ (حدود ۴۲٪) که مقدار قابل توجهی می‌باشد و می‌تواند آغاز پدیده هیدروپورتر و هیدروپورترونفروز، قلمداد شود.

۴. بحث و نتیجه‌گیری

در این پژوهش با ارائه مدلی مبتنی بر هندسه و رفتار مکانیکی دیواره لوله حالب، یک شبیه‌سازی برهم‌کنش سیال-سازه‌ای یک جهتی^۱، از وجود سنگ در لوله حالب اجرا شد. مشاهده گردید که در موارد گرفتگی شدید لوله حالب (۹۸.۳۶٪)، فشار لگنچه کلیوی از فشار بحرانی فراتر می‌رود، اما تنش ناشی از این درصد گرفتگی به مقداری نیست که بتواند دیواره لوله حالب را دچار از هم گسستگی کند. همچنین کرنش بیشینه متناظر با این درصد گرفتگی، برابر با ۰.۴۱۶۰۹ است که نشانگر از اتساع حدوداً ۴۲٪ لوله حالب، در نزدیکی پیوستگاه حالب به کلیه است. طبیعتاً ایده‌آل خواهد بود که چنین شبیه‌سازی دقیقی، یک بار دیگر به کمک تکنیک برهم‌کنش سیال-سازه‌ای دو جهتی انجام شود.

در این پژوهش حرکات دودی لوله حالب، خنثی در نظر گرفته شد. در توجیه این فرض می‌توان گفت که انسداد لوله حالب می‌تواند سبب افزایش فشار داخلی و متسع شدن آن شود؛ به شکلی که اگر انسداد ادامه یابد، حرکات دودی خنثی شده و انتقال ادرار صرفاً توسط نیروهای هیدرودینامیکی کلیه انجام می‌شود (Lerma and Nissenson, 2011). همچنین به منظور تسهیل دفع سنگ‌های کلیه و لوله حالب، از داروهای متسع کننده استفاده می‌شود که دامنه حرکات دودی را تا مقدار زیادی تضعیف کرده و موجب کم شدن ۶۵٪- ۲۰٪ فشار این حرکات انقباضی در لوله حالب می‌شود. (Hosseini et al, 2018). به عبارت دیگر، در این پژوهش لوله حالبی بررسی گردید که تحت تأثیر داروهای متسع کننده قرار دارد و دچار انسداد ادامه‌داری شده‌است که باعث خنثی شدن حرکات دودی شده. پیشنهاد می‌شود که مدلی برای شبیه‌سازی واقع‌بینانه حرکات دودی لوله حالب انتخاب شود و سپس به کمک آن، شبیه‌سازی لوله حالب با درصد گرفتگی بالا و با در نظرگیری حرکات دودی، انجام گیرد و سپس فشار لگنچه کلیوی، فشار وارد بر دیواره و کرنش دیواره لوله حالب بررسی

¹ one-way FSI

شود. بدین گونه می توان تشخیص داد که آیا در مراحل ابتدایی حضور انسداد در لوله حالب (فعال بودن حرکات دودی)، پدیده هیدروپوتر و هیدروپوترونفروز رخ می دهد یا خیر.

محدودیت دیگری که در این پژوهش وجود داشت، فرض آیزوتروپ بودن دیواره می باشد. با توجه به اینکه آن دسته از داده های آزمایشگاهی انتخاب شدند که رفتاری نسبت یکسان در راستای محوری و محیطی داشتند. بنابراین فرض آیزوتروپ بودن ماده منطقی است، اما تعریف مدلی که بتواند تفاوت جزئی در نمودار تنش- کرنش آزمایشگاهی در راستای محوری و محیطی را در نظر بگیرد، می تواند نتایج دقیق تری را حاصل کند.

منابع

- Abbasian, S., & Maddahian, R. (2024). Numerical analysis of an obstacle motion in the human ureter using the dynamic mesh approach. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, 40(3), e3800.
- Akilesh, S. (2014). Normal kidney function and structure. In *Pathobiology of Human Disease*, 2716–2733.
- Amitay-Rosen, T., Nissan, A., Shilo, Y., Dror, I., & Berkowitz, B. (2021). Failure of ureteral stents subject to extrinsic ureteral obstruction and stent occlusions. *International Urology and Nephrology*, 1-7.
- Arruda, E. M., & Boyce, M. C. (1993). A three-dimensional constitutive model for the large stretch behavior of rubber elastic materials. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 41(2), 389-412.
- Breshears, M. A., & Confer, A. W. (2017). The urinary system. *Pathologic basis of veterinary disease*, 617.
- Carlone, P., & Palazzo, G. S. (2006, May). Finite element analysis of the thermoforming manufacturing process using the hyperelastic Mooney-Rivlin model. In *International Conference on Computational Science and Its Applications* (pp. 794-803). Springer, Berlin, Heidelberg.
- Choudhury, S. R. (2018). Hydronephrosis. In *Pediatric Surgery* (pp. 289-296). Springer, Singapore.
- Chung, H. H., Kim, M. D., Won, J. Y., Won, J. H., Cho, S. B., Seo, T. S., ... & Kang, B. C. (2014). Multicenter experience of the newly designed covered metallic ureteral stent for malignant ureteral occlusion: comparison with double J stent insertion. *Cardiovascular and interventional radiology*, 37(2), 463-470.
- Clavica, F., Zhao, X., ElMahdy, M., Drake, M. J., Zhang, X., & Carugo, D. (2014). Investigating the flow dynamics in the obstructed and stented ureter by means of a biomimetic artificial model. *PloS one*, 9(2), e87433.
- Fung, Y. C. (1993). *Mechanical properties of living tissues* (Vol. 547). New York: Springer.
- Fung, Y. C., Fronek, K., & Patitucci, P. (1979). Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 237(5), H620-H631.
- Garfunkel, L. C., Kaczorowski, J., & Christy, C. (2007). *Pediatric clinical advisor E-book: instant diagnosis and treatment*. Elsevier Health Sciences.
- Holzapfel, G. A., Gasser, T. C., & Ogden, R. W. (2000). A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of elasticity and the physical science of solids*, 61(1), 1-48.
- Hosseini, G. (2017). Adapted from an unpublished doctoral dissertation, Computational simulation of urinary system (Doctoral dissertation, Queen Mary University of London).
- Hosseini, G., Ji, C., Xu, D., Rezaenia, M. A., Avital, E., Munjiza, A., ... & Green, J. S. A. (2018). A computational model of ureteral peristalsis and an investigation into ureteral reflux. *Biomedical engineering letters*, 8(1), 117-125.
- Hosseini, G., Williams, J. J., Avital, E. J., Munjiza, A., Dong, X., & Green, J. S. (2013). Simulation of the upper urinary system. *Critical Reviews™ in Biomedical Engineering*, 41(3).
- Keni, L. G., Hayoz, M. J., Khader, S. M. A., Hegde, P., Prakashini, K., Tamagawa, M., ... & Zuber, M. (2021). Computational flow analysis of a single peristaltic wave propagation in the ureter. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 210, 106378.
- Keni, L. G., Shenoy, B. S., Chethan, K. N., Hegde, P., Prakashini, K., Tamagawa, M., & Zuber, M. (2024). CFD investigation of multiple peristaltic waves in a 3D unobstructed ureter. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 10(2), 025011.
- Kim, H. H., Choi, Y. H., Lee, S. B., Baba, Y., Kim, K. W., & Suh, S. H. (2015). Numerical analysis of the urine flow in a stented ureter with no peristalsis. *Bio-medical materials and engineering*, 26(s1), S215-S223.
- Kim, H. H., Choi, Y. H., Lee, S. B., Baba, Y., Kim, K. W., & Suh, S. H. (2017). Numerical analysis of urine flow through the side holes of a double J stent in a ureteral stenosis. *Technology and Health Care*, 25(S1), 63-72.



- Kim, K. W., Kim, H. H., Choi, Y. H., Lee, S. B., Baba, Y., & Suh, S. H. (2020). Arrangement of side holes in a double J stent for high urine flow in a stented ureter. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 34(2), 949-954.
- Lerma, E. V., & Nissenon, A. R. (2011). *Nephrology Secrets*. Elsevier Health Sciences.
- Marieb, E. N., Mallatt, J., & Wilhelm, P. B. (2008). *Human anatomy*. Pearson Benjamin Cummings.
- Mase, G. T., Smelser, R. E., & Mase, G. E. (2009). *Continuum mechanics for engineers*. CRC press.
- Najafi, Z., Gautam, P., Schwartz, B. F., Chandy, A. J., & Mahajan, A. M. (2016). Three-dimensional numerical simulations of peristaltic contractions in obstructed ureter flows. *Journal of biomechanical engineering*, 138(10), 101002.
- Najafi, Z., Schwartz, B. F., Chandy, A. J., & Mahajan, A. M. (2018). A two-dimensional numerical study of peristaltic contractions in obstructed ureter flows. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 21(1), 22-32.
- Pak, C. Y. (1998). Kidney stones. *The lancet*, 351(9118), 1797-1801.
- Rassoli, A., Shafigh, M., Seddighi, A., Seddighi, A., Daneshparvar, H., & Fatourae, N. (2014). Biaxial mechanical properties of human ureter under tension. *Urology journal*, 11(3), 1678-1686.
- Scales Jr, C. D., Smith, A. C., Hanley, J. M., Saigal, C. S., & Urologic Diseases in America Project. (2012). Prevalence of kidney stones in the United States. *European urology*, 62(1), 160-165.
- Shilo, Y., Modai, J., Leibovici, D., Dror, I., & Berkowitz, B. (2020). The impact of ureteral deformation and external ureteral pressure on stent failure in extrinsic ureteral obstruction: An in vitro experimental study. *Journal of endourology*, 34(1), 68-73.
- Sokolis, D. P., Petsepe, D. C., Papadodima, S. A., & Kourkoulis, S. K. (2017). Age-and region-related changes in the biomechanical properties and composition of the human ureter. *Journal of biomechanics*, 51, 57-64.
- Takaddus, A. T., & Chandy, A. J. (2018). A three-dimensional (3D) two-way coupled fluid-structure interaction (FSI) study of peristaltic flow in obstructed ureters. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 34(10), e3122.
- Takaddus, A. T., Gautam, P., & Chandy, A. J. (2016, November). Numerical simulations of peristalsis in unobstructed human ureters. In *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition* (Vol. 50534, p. V003T04A024). American Society of Mechanical Engineers.
- Takaddus, A. T., Gautam, P., & Chandy, A. J. (2018). A fluid-structure interaction (FSI)-based numerical investigation of peristalsis in an obstructed human ureter. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 34(9), e3104.
- Tseng, T. Y., & Stoller, M. L. (2009). Obstructive uropathy. *Clinics in geriatric medicine*, 25(3), 437-443.
- Vahidi, B., & Fatourae, N. (2007, August). A numerical simulation of peristaltic motion in the ureter using fluid structure interactions. In *2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 1168-1171). IEEE.
- Vahidi, B., & Fatourae, N. (2012). A biomechanical simulation of ureteral flow during peristalsis using intraluminal morphometric data. *Journal of theoretical biology*, 298, 42-50.
- Vahidi, B., Fatourae, N., Imanparast, A., & Moghadam, A. N. (2011). A mathematical simulation of the ureter: effects of the model parameters on ureteral pressure/flow relations.
- Venkatesan, N., Shroff, S., Jayachandran, K., & Doble, M. (2010). Polymers as ureteral stents. *Journal of endourology*, 24(2), 191-198.
- Vogt, B. (2023). Investigating the encrustation of reinforced ureteral stents by computational flow dynamic simulations. *World Journal of Urology*, 41(5), 1451-1457.
- Wein, A. J., Kavoussi, L. R., Partin, A. W., & Peters, C. A. (2015). *Campbell-Walsh Urology E-Book: 4-Volume Set*. Elsevier Health Sciences.
- Yang, C., Bach, R. G., Zheng, J., Naqa, I. E., Woodard, P. K., Teng, Z., ... & Tang, D. (2009). In vivo IVUS-based 3-D fluid-structure interaction models with cyclic bending and anisotropic vessel properties for human atherosclerotic coronary plaque mechanical analysis. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 56(10), 2420-2428.
- Yin, F. C., & Fung, Y. C. (1971). Mechanical properties of isolated mammalian ureteral segments. *American Journal of Physiology-Legacy Content*, 221(5), 1484-1493.
- Zheng, S., Obrist, D., Burkhard, F., & Clavica, F. (2023). Fluid mechanical performance of ureteral stents: The role of side hole and lumen size. *Bioengineering & translational medicine*, 8(2), e10407.



A Three-Dimensional Numerical Simulation of Obstructed Ureter Flow and A Study of the Ureteral Wall Dilation Using Fluid-Structure Interaction

Seiied Hossein Mousavi Rad

PhD student of mechanical engineering in university of
Kashan

Abstract

In this study, a 3-D model based on the biological shape of human ureter was created and then a 5 parameter Mooney-Rivlin model based on biaxial data, was employed to mimic the mechanical properties of ureteral wall. Then using fluid-structure interaction, the effects of ureteral stone on ureter flow, renal pelvic pressure and ureteral wall dilation, were investigated. Two cases were brought forward to model ureteral stones.

In the first case, the stone was modeled as a sphere. It was seen that as long as the obstruction by the stone is not extreme, changes in renal pelvic pressure and pressure exerted on the ureteral wall which causes dilation, is not considerable. It was also observed that the location of the stone, plays no role in pressure distribution pattern. Changes in renal pelvic pressure, Ureteral wall pressure and wall pressure distribution pattern solely rely on stone diameter and cross-sectional area of the ureter in the location of the stone.

hence a second case for modeling ureteral stones was applied, in which, the exact obstruction percentage of ureter can be determined. In this case, it was observed that in situations of higher than %90 obstruction, renal pelvic pressure increases drastically and in the situation of %98.357 obstruction, renal pelvic pressure passes the critical pressure and this can irreversibly damage kidneys. In instances of extreme ureteral obstruction, a considerable hike in ureteral wall stress and ureteral wall strain, in comparison with ureter with no stone or non-extreme obstruction percentage, was observed. Although the maximum ureteral wall stress related to the most extreme case which was investigated in this study (%98.357 obstruction), is much lower than the ureteral fracture point, the associated maximum ureteral strain is 0.41609 which is considerable. It was also seen that extreme ureteral obstruction can alter the pattern of ureteral wall pressure. In such cases we observe a sudden decrease in the wall pressure, downstream of the obstruction, relative to upstream of the obstruction; whereas in instances of non-extreme obstruction, we don't observe a similar hike.

Keywords: Ureteral Stone, Computational Fluid Dynamics, Fluid-Structure Interaction, Ureteral Dilation, Renal Pelvic Pressure