مجله مهندسی مکانیک مدرس، مرداد 1396، دوره 17، شماره 5، ص‌ص 419-429

ماهنامه علمی پژوهشی

مهندسی مکانیک مدرس

mme.modares.ac.ir

بررسی بی‌اختیاری استرسی ادرار در زنان با استفاده از روش‌های محاسباتی و داده‌های بالینی

مجتبی برزگری[1]، بهمن وحیدی[2*]، محمدرضا صفری‌نژاد[3]

1- دانش‌آموخته کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تهران، تهران

2- استادیار، مهندسی پزشکی، دانشگاه تهران، تهران

3- استاد، اورولوژی، دانشگاه علوم پزشکی ارتش، تهران

* تهران، صندوق پستی 1439957131، bahman.vahidi@ut.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 24 دی 1395

پذیرش: 09 اردیبهشت 1396

ارائه در سایت: 27 اردیبهشت 1396

کلید واژگان:

دینامیک سیالات محاسباتی

دستگاه ادراری

بی‌اختیاری ادراری استرسی

روش اجزاء محدود

برهمکنش سیال-جامد

چکیده

بی‌اختیاری استرسی ادرار، خروج غیرارادی ادرار از پیشابراه به‌علت افزایش فشار شکمی در غیاب انقباض مثانه است که منجر به افزایش فشار مثانه‌ای به بیش از مقدار فشار پیشابراهی می‌شود. زنان میان‌سال بیشترین قشر در بیماران مبتلا به این بیماری هستند. علی‌رغم آمار بالای بیماران مبتلا به این بیماری، اطلاعات بسیار اندکی در مورد مکانیک و نحوه عملکرد آن از لحاظ نظری وجود دارد. هدف پژوهش جاری، ایجاد یک مدل محاسباتی از مثانه و پیشابراه تحت یک فشار خارجی (همانند یک عطسه) است که بتواند به کمک روش‌های عددی المان محدود و تکنیک‌های برهمکنش سیال- جامد به بررسی این بیماری بپردازد. در ایجاد این مدل، خواص مکانیکی اعمال شده به دیواره مثانه و پیشابراه و همچنین شرایط مرزی بافت‌های حمایت‌کننده از اهمیت بسیار زیادی برخوردار هستند. نوآوری این طرح نسبت به طرح‌های مشابه، استفاده از روش صریح در حل عددی و توجه بیشتر به ارتباط بالینی در قیاس با نگرش صرف مهندسی به موضوع است. نتایج نشان می‌دهد که دقت فشار پیش‌بینی شده در مرکز مثانه برای مدلی که از مدل ماده غیرخطی (هایپرالاستیک) استفاده می‌کند نسبت به مدل الاستیک خطی به طور قابل توجهی بیشتر است. نتایج مدل‌های محاسباتی حاکی از آن است که می‌توان با استفاده از روش‌های عددی و ساده‌سازی فیزیک سامانه‌های زیستی همانند دستگاه ادراری تحتانی، نتایج آزمایشگاهی را در محیط مجازی با هدف شناخت سازوکارهای پاتولوژیکی دوباره تولید کرد.

Investigating Stress Urinary Incontinence in Women Using Computational Methods and Clinical Data

Mojtaba Barzegari[1], Bahman Vahidi[1*], Mohammad Reza Safarinejad[2]

1- Division of Biomedical Engineering, Faculty of New Sciences and Technologies, University of Tehran, Tehran, Iran
2- Department of Urology, Aja University of Medical Sciences, Tehran, Iran
* P.O.B. 1439957131, Tehran, Iran, bahman.vahidi@ut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 13 January 2017
Accepted 29 April 2017
Available Online 17 May 2017

Keywords:
Computational Fluid Dynamics
Fluid Structure Interaction
Finite Elements Method
Urinary System
Stress Urinary Incontinence

ABSTRACT

Stress urinary incontinence (SUI) is characterized by the involuntary transurethral leakage of urine caused by increase in abdominal pressure in the lack of adequate bladder contraction that raises the vesical pressure to level that exceeds urethral pressure. Adult women are most commonly affected by SUI which is believed to be caused in part by injuries to the pelvic floor sustained during childbirth. Despite the large number of women affected by SUI, little is known about the mechanisms associated with the maintenance of urinary continence in women. The work in this research focuses on studying the behavior of the bladder and the dynamics of the urine during increase in abdominal pressure like a cough. The computational model is developed by using the Finite Elements Method (FEM) and Fluid-structure interaction (FSI) techniques. The results show good accordance between the clinical data and predicted values of the computational models. Simulated pressure is more accurate in the model in which non-linear material properties are utilized. The results of the computational methods indicate that by using numerical techniques and simplification of the physics of biological systems, clinical data are repeatable in virtual environment in order to investigate pathological mechanisms.

1- مقدمه

از جمله مشکلات و بیماری هایی که در سال های اخیر شیوع بالایی داشته و هزینه‌های مختلفی را به افراد جامعه تحمیل کرده است بیماری‌ها و مشکلات مربوط به حوزه اورولوژی یعنی بیماری‌های دستگاه ادراری و تناسلی است که هم در مردان و هم در زنان به ویژه در سنین پس از 40 سالگی مشکلات و خطرات قابل توجهی را به وجود آورده است. یکی از بزرگترین معضلات طبقه‌بندی شده در این گروه، بی‌اختیاری ادراری است که خود شامل چندین نوع بیماری است.

بی‌اختیاری استرسی ادرار[1]، شایع‌ترین نوع بی‌اختیاری در زنان است که

[1] Stress Urinary Incontinence - SUI

Please cite this article using: **برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:**

M. Barzegari, B. Vahidi, M. R. Safarinejad, Investigating Stress Urinary Incontinence in Women Using Computational Methods and Clinical Data, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 5, pp. 419-429, 2017 (in Persian)

به خروج غیرارادی ادرار در اثر یک فشار شکمی ناشی از یک محرک مکانیکی (همانند عطسه یا پریدن از یک ارتفاع) اطلاق می‌شود. در این نوع از بی‌اختیاری، انجام فعالیت‌هایی که فشار داخلی شکم را بالا می‌برد (مانند خندیدن، سرفه کردن، عطسه کردن و زور زدن) به‌دلیل ضعف اسفنکتر پیشابراه، سبب خروج ادرار می‌شوند.

طبق گزارش منتشر شده در سال 2001، هزینه مستقیم درمان بیماری‌های مربوط به بی‌اختیاری ادراری در ایالات متحده آمریکا بالغ بر 16.3 میلیارد دلار بوده است. این گزارش خاطر نشان می‌سازد که سه چهارم از این هزینه، صرف تشخیص و درمان این بیماری در زنان شده است [1].

بی‌اختیاری استرسی ادرار، یک بیماری است که بیشتر در خانم‌ها مشاهده می‌شود. در این بیماری افزایش فشار شکمی [1] در غیاب انقباض مثانه، سبب بالا رفتن فشار مثانه‌ای [2] به بیش از آستانه فشار پیشابراهی [3] شده و ادرار به‌صورت غیرارادی خارج می‌شود. افزایش فشار شکمی به طور معمول در اثر رخدادی مکانیکی همانند سرفه، عطسه، پرش از ارتفاع یا هر نوع کرنش دیگری در بدن اتفاق می‌افتد و به همین علت به آن بی‌اختیاری استرسی (نیروی مکانیکی) گفته می‌شود. علت و ریشه اصلی بی‌اختیاری استرسی ادرار ناشناخته باقی مانده است ولی عده زیادی از پزشکان بر این باور هستند که علت آن آسیب به اعصاب و ماهیچه‌های کف لگن [4] است که در جریان عمل‌هایی همچون زایمان طبیعی رخ می‌دهد. اگرچه بی‌اختیاری استرسی ادرار یک بیماری خطرناک برای سلامتی انسان نیست، ولی مبتلایان در تمامی طول عمر خود، بشدت تحت تاثیر آن بر کیفیت زندگی خود بوده و از آن رنج می‌برند.

تا به امروز، دانش مربوط به بیومکانیک پدیده اختیار ادرار در بانوان منحصر به سه تئوری نه چندان کارآمد بوده است و این موضوع یکی از علل ناشناخته بودن این پدیده از دیدگاه مهندسی پزشکی است. این سه تئوری عبارتند از: تئوری انتقال فشار [5] که توسط انهورنینگ [2] ارائه شده، تئوری انتگرال [6] که توسط پتروس و آلمستن [3] ارائه شده و تئوری هاموک [7] که توسط دلانسی و اشتون-میلر [4] ارائه شده است. البته هر سه تئوری در تضاد نسبی با یکدیگر قرار داشته و به کرات در مورد اینکه چه ساختار و بافت‌هایی در اختیار ادراری دخیل بوده و نقش هر یک در این مقوله چیست یکدیگر را نقض می‌کنند.

با این حال یکی دیگر از راه‌های بررسی پدیده‌های بیومکانیکی، مطالعه محاسباتی و ایجاد مدل‌های مجازی از ساختار ارگانیک و انجام مدل‌سازی ریاضی بر روی آن‌هاست. در این رویکرد نیز چالش‌هایی پیش روی محقق قرار دارد که ساخت مدل محاسباتی را با پیچیدگی‌هایی مواجه می‌سازد. در پژوهش جاری، مطالعه‌ای محاسباتی بر جریان ادرار در دستگاه ادراری تحتانی صورت می‌گیرد. از آن‌جایی که بررسی تمامی بخش‌های دستگاه ادراری نیازمند توان محاسباتی بسیار بالایی است، به صورت متداول فقط بخشی از آن مورد مطالعه قرار می‌گیرد. در این پژوهش، بررسی اصلی بر روی مثانه و پیشابراه انجام می‌شود. کمیت مورد مطالعه، فشار سیال (در اینجا ادرار) است که در بخش‌های مختلف مدل محاسباتی و داده‌های کلینیکی محاسبه و با یکدیگر مقایسه می‌شود. علت انتخاب کمیت فشار بدلیل در دسترس بودن در

[1] Abdominal Pressure
[2] Vesical Pressure
[3] Urethral Pressure
[4] Pelvic Floor
[5] Pressure transmission theory
[6] Integral theory
[7] Hammock theory

مستندات یورودینامیک و تنوع در شرایط اندازه‌گیری آن بوده است.

محاسبات صورت گرفته در این پژوهش، به بررسی رفتار مثانه در هنگام اعمال یک فشار خارجی (در این‌جا یک عطسه که سبب ایجاد یک فشار از سمت شکم خواهد شد) در دو حالت بیماری و سالم، پرداخته که برای رسیدن به هدف، دو مدل محاسباتی متفاوت ساخته شده و برای بررسی دینامیک ادرار در مثانه به‌کار گرفته شد. در مدل‌های محاسباتی، برهمکنش سیال-جامد [8] در نظر گرفته شد. اطلاعات موردنیاز برای شبیه‌سازی از نمودارهای فشار مثانه تست یورودینامیک تامین شد.

هندسه دستگاه ادراری در قیاس با خواص اعمال شده بر روی بافت‌ها در مطالعات محاسباتی از اهمیت کمتری برخوردار است، بنابراین برای سادگی محاسبات، در پژوهش حاضر از مدل‌های واقعی و گرفته شده از تصاویر CT [9] استفاده نشده و بجای آن‌ها از مدل‌های ساده‌تر و شکل‌های اولیه پیشنهاد شده در مقالات استفاده شد.

تا به امروز مدل‌های اجزاء محدود بسیار کمی به بررسی بی‌اختیاری استرسی ادرار پرداخته و منتشر شده‌اند. در یکی از اولین تحقیقات در این زمینه، کیم مدلی دوبعدی را ارائه داد که برای مطالعه بسته شدن پیشابراه در حین یک فرایند استرسی، مناسب بود [5]. در اولین مدل، کیم یک مدل بسیار ساده متقارن محوری از پیشابراه و غلاف لگنی ارائه داد تا فقط با استفاده از کارهای سایر پژوهش‌گران، اندازه و ابعاد صحیحی برای مدلش پیدا کند. همچنین در این مدل یک سوند [10] نیز در مجرای پیشابراه کار گذاشته شده بود. این مدل توسط المان پوسته‌ای، گسسته‌سازی شده بود و از خواص مواد الاستیک برای توصیف مکانیک ساختار استفاده می‌کرد [5]. در این مدل اولیه، کیم دو حالت را در نظر گرفت، حالت سکون و حالت افزایش فشار شکمی. در حالت سکون، یک فشار شکمی در حالت آسودگی که از منابع استخراج شده بود به مدل اعمال می‌شد. در این حالت با توجه به مدول یانگ اعمال شده به اندام‌های بالایی و بارهای اعمالی بر قسمت پشتی پیشابراه، فشار بسته شدن پیشابراه پیش‌بینی شده توسط مدل تا جایی افزایش می‌یافت که با فشار گزارش شده در منابع مطابقت داشته باشد. در حالت افزایش فشار شکمی، یک فشار شکمی که در حین یک استرس سرفه‌ای مشاهده شده بود به مدل اعمال می‌گشت و دوباره ارزیابی پارامترها تا جایی ادامه می‌یافت که فشار بسته شدن پیش‌بینی شده با فشار گزارش شده در منابع یکسان شود [5]. هدف این مدل اولیه، یافتن میزان درجه‌ای بود که بسته‌شدن پیشابراه توسط نیروهای فعال (انقباض ماهیچه‌ای) یا غیرفعال (انتقال فشار) رخ می‌دهد. میزان نسبی سهیم بودن این نیروهای فعال و غیرفعال توسط یافتن میزان فشار اعمالی بر مدل و سوند با توجه به تغییر بارهای اعمالی تعیین شد. تفاوت در میزان فشارهای پیش‌بینی شده این امکان را به کیم داد تا سهم هر یک از نیروهای فعال و غیرفعال را بدست آورد. نتایج به‌دست آمده حاکی از این بود که مکانیزم غیرفعال (انتقال فشار)، مکانیزم غالب در قسمت گردن مثانه است و این در حالی است که مکانیزم فعال (انقباض ماهیچه‌ای) بیشتر در قسمت‌های درونی‌تر پیشابراه مشاهده می‌شود. از این نتایج، کیم به این نتیجه رسید که مکانیزم فعال انقباض در عضلات اسفنکتر و غلاف لگنی، نقش مهمی در اختیار ادراری ایفا می‌کند [5]. در مرحله بعدی، برای تعیین نقش بافت‌های حمایت‌کننده، مدلی دیگر توسط کیم ساخته شد. این مدل، یک مدل اجزاء محدود دوبعدی در حالت کرنش

[8] Fluid Structure Interaction - FSI
[9] Computed Tomography
[10] Catheter

صفحه‌ای بود که شامل مثانه، پیشابراه، نیام زیرلگنی و ماهیچه بالابرنده می‌شد. این مدل برمبنای فشار بسته شدن پیشابراه پیش‌بینی شده در شرایطی ارزیابی شد که نیروهایی که برای شبیه‌سازی انقباض فعال اسفنکتر پیشابراه استفاده می‌شدند، بر روی آن اعمال شده بودند. نتایج این بررسی حاکی از آن بود که انقباض به موقع ماهیچه بالابرنده و پشتیبانی مناسب نیام زیرلگنی می‌تواند نقش مهمی در اختیار ادراری داشته باشد [5].

مدل جدیدتری توسط ژانگ و همکارانش توسعه یافت که یک مدل کمابیش پیچیده اجزاء محدود از دستگاه ادراری تحتانی و نیام لگنی بود که هدف از انجام آن بررسی تکرارپذیری استفاده از یک مدل اجزاء محدود در بررسی و مطالعه مکانیک بی‌اختیاری ادراری در بانوان ورزشکار در حین پریدن از یک بلندی بود [6]. این مدل شامل یک ارائه ایده‌آلی از روده، رحم، راست‌روده، لگن، دیافراگم لگنی، واژن، پیشابراه، دیافراگم ادراری، مثانه و عضلات شکمی می‌شد. ادرار نیز در این مدل گنجانده شده بود تا بدین طریق نشت ادرار نیز شبیه‌سازی شود. این مدل دارای یک صفحه تقارن بود، بدین معنی که فقط نیمی از قسمت‌های اندام‌های نام برده شده در بالا در شبیه‌سازی دخالت داده شدند. پرش از ارتفاع نیز توسط اعمال کردن یک سرعت اولیه به اندام‌ها که در طول زمان به صفر می‌رسد، مدل شده بود [6]. سرعت و زمان رسیدن به این سرعت صفر از طریق داده‌های آزمایشگاهی بدست آمد. تمامی اجزای این مدل غیر از ادرار بصورت ساختارهای الاستیک خطی و توسط توصیف سینماتیک لاگرانژی مدل و توسط المان‌های شش وجهی گسسته شدند. سیال نیز در این مدل توسط یک توصیف سینماتیکی اویلری و به‌عنوان یک ماده لزج مدل شد. نکته جالب در این پژوهش این بود که نشت ادرار در آن به‌طور صریح تعریف نشده بود. در نتایج خروجی این تحقیق، به‌نظر می‌رسد نشت ادرار بصورت ادرار خروجی از مثانه و وارد شده به پیشابراه تعریف شود، در حالی‌که در تصاویر حاصل از شبیه‌سازی هیچ قسمتی از ادرار وارد شده به پیشابراه به‌طور کامل از آن خارج نشد [6]. مهمترین نتیجه این تحقیق این بود که اثبات شد یک مدل اجزاء محدود از بی‌اختیاری استرسی ادرار که توسط پرش از ارتفاع ایجاد شده باشد، قابل حصول و تکرار است. همچنین این بررسی نشان داد که در پرش‌های کم (کمتر از یک فوت)، میزان حجم ادرار موجود در مثانه بر روی میزان نشت شده تاثیری ندارد و با افزایش ارتفاع پرش، میزان نشت پیش‌بینی شده افزایش می‌یابد. همچنین محققین دریافتند که در پرش از یک ارتفاع، پیشابراه، گردن مثانه را برای جلوگیری از نشت ادرار نمی‌بندد [6].

هاریداس و همکارانش نیز از یک مدل اجزاء محدود برای بررسی بیومکانیک دستگاه ادراری تحتانی و کف لگن استفاده کردند [7]. در مقالات منتشر شده اولیه توسط آن‌ها، یک مدل اجزاء محدود از واژن، رحم، مثانه، ماهیچه بالابرنده و نیام زیرلگنی و راست روده بود که از تصاویر MRI[1] یک شخص خاص تهیه شده بود. تصاویر MRI همچنین در طی فرایند پر شدن مثانه و نیز در طی کارگذاری بالون واژن برای مطالعه بر روی تغییر فرم این اندام‌ها در شبیه‌سازی اجزاء محدود تهیه گشتند. این محققین از تحلیل اجزاء محدود معکوس برای پیدا کردن خواص هایپرالاستیک دیواره واژن، پیشابراه و مثانه استفاده کردند. این مدل همچنین توسط میزان تغییر فرم پیش‌بینی شده در طی کارگذاری بالون واژن و میزان واقعی اندازه‌گیری شده در همین فرایند، مورد تایید قرار گرفت. تطابق بسیار خوبی بین نتایج شبیه‌سازی شده و تصاویر حاصل از عکس‌برداری آلتراسوند[2] در این تحقیق مشاهده شد [7].

[1] Magnetic Resonance Imaging
[2] Ultrasound

در جدیدترین کار منتشر شده، اسپیرکا و همکارانش، بر روی یک مدل اجزاء محدود از بی‌اختیاری استرسی ادرار کار کرده‌اند [8]. در مدل آن‌ها استرس وارد شده بر دستگاه ادراری، یک عطسه است. در مدل اجزاء محدود آن‌ها، از اعمال مدل‌های الاستیک (خطی) به سیال استفاده شد. مهمترین محدودیت این تحقیق، استفاده از مدل‌های شبه‌جامد[3] برای سیال در انجام مدل‌سازی بود. همچنین برای راستی‌آزمایی شبیه‌سازی‌های انجام شده، آن‌ها از داده‌های بالینی به‌صورت محدود و بدون در نظر گرفتن شرایط یورودینامیکی استفاده کردند.

در پژوهش جاری نیز بر روی ادامه و گسترش مدل‌های قبلی مبتنی بر فرضیات واقع‌بینانه‌تر فیزیولوژیکی کار شد تا علاوه بر مدل‌سازی مکانیک دستگاه ادراری تحتانی، از داده‌های بالینی و یورودینامیکی نیز بدرستی برای راستی آزمایی مدل استفاده شود. همانطور که ذکر شد، در تحقیقات قبلی فقط بر روی یک مکانیزم از اختیار ادراری تمرکز می‌شد و یا این مدل‌ها سعی در شبیه‌سازی نشت ادرار داشتند. در این پژوهش تمرکز بر روی پارامترهای موثر بر روی نشت و بیان تفاوت بین یک فرد سالم و فرد بیمار (بیماری بی‌اختیاری استرسی ادرار) بود. تفاوت دیگر پژوهش جاری با سایر پژوهش‌های انجام شده در این زمینه، استفاده از روش برهمکنش سیال-جامد است که امید می‌رود به بهبود نتایج بدلیل مدل کردن توامان رفتار دیواره‌ها در کنار جریان سیال، کمک شایانی کند.

2- مواد و روش‌ها

مبانی حل عددی و روش برهمکنش سیال-جامد

در مسائل مکانیک محیط‌های پیوسته[4]، هدف اصلی، پیدا کردن مقدار متغیرهای میدانی (همانند فشار، دما، تنش، میزان جابجایی و غیره) در نقاط مختلف محیط مورد بررسی است. محیط پیوسته توسط نقاط بی‌نهایتی که درون مرزهای آن قرار دارند تعریف می‌شود [9]. روش المان محدود[5]، یکی از روش‌های بهینه برای محاسبه متغیرهای میدانی در مسائلی است که راه‌حل تحلیلی برای آن وجود ندارد [10-12]. در طی یک فرایند تنشی همچون یک سرفه یا عطسه، نیروهایی که بر روی مثانه یا پیشابراه اعمال می‌شوند به سرعت با زمان تغییر می‌کنند. بنابراین روش المان محدود استاتیک که در آن فرض می‌شد که نیروها و تغییر فرم‌ها در طول زمان ثابت هستند، دیگر برای مدل کردن این‌گونه مسائل کارا نخواهد بود. در این شرایط از روش المان محدود پویا استفاده می‌شود [10-14]. با توجه به اینکه بردار جابجایی و مشتقات آن در یک فرایند پویا با زمان تغییر می‌کنند، معادلات حرکت را باید با استفاده از یک روش افزایش‌دهنده گام زمانی حل کرد. در این روش، معادلات پویا در یک لحظه از زمانی که به قطعات و بازه‌های مشخص تقسیم شده است حل می‌شوند. تکنیک مورد استفاده برای حل این معادلات، بکارگیری یکی از روش‌های رویکرد ضمنی[6] و یا رویکرد صریح[7] است. در پژوهش جاری به علت وجود یک رویداد دینامیکی سریع (عطسه) از حل صریح استفاده شد.

در مدل‌سازی پدیده بی‌اختیاری استرسی ادرار، تنها مدل کردن رفتار مثانه و پیشابراه کافی نیست. مسئله بسیار مهم، در نظر گرفتن سیال درون مثانه (ادرار) و این موضوع است که با افزایش فشار شکمی، فشار بر سیال نیز بیشتر شده و بنابراین خود سیال نیز به مثانه و پیشابراه نیرو وارد می‌کند.

[3] Quasi-Solid
[4] Continuum Mechanics
[5] Finite Element Method - FEM
[6] Implicit approach
[7] Explicit approach

بنابراین برهمکنش این سیال و جامد اطراف آن را باید درنظر گرفت. از روش‌های موثر و بسیار معمول برای برهمکنش سیال- جامد می‌توان به فرمول‌بندی لاگرانژی[1]، فرمول‌بندی اویلری[2] و فرمول‌بندی لاگرانژی-اویلری اختیاری[3] اشاره کرد. به صورت متداول فرمول‌بندی لاگرانژی برای جامد و فرمولبندی اویلری برای سیالات استفاده می‌شود [15].

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 متعاقب آن تغییر شکل یا حرکت جامد نیز در میدان جریان اولیه سیال تأثیر می‌گذارد [17,16]. یکی از روش‌های شناخته شده در این زمینه، روش لاگرانژی - اویلری اختیاری است. در این روش فرمول‌بندی اویلری برای مرز ثابت، فرمول‌بندی لاگرانژی برای مرز متحرک و فرمول‌بندی لاگرانژی -اویلری اختیاری برای سایر مناطق استفاده می‌شود که مزایایی چون دقت و سادگی اعمال آن باعث شده است که استفاده از این نوع فرمول‌بندی متداول شود [18]. در تکنیک‌های جدیدتر روش لاگرانژی -اویلری اختیاری که در پژوهش جاری نیز مورد استفاده قرار گرفته است، مش لاگرانژی در درون مش اویلری قرار گرفته و مش اویلری در جای خود همواره ثابت می‌ماند و برهکمنش بین آن‌ها توسط روش‌های کوپلینگ برقرار می‌شود. در این روش در ابتدا یک مرحله از محاسبات لاگرانژی برای محاسبه تغییر فرم مش لاگرانژی صورت می‌پذیرد. در ادامه، یک مرحله برای انتقال سیال در درون المان‌های اویلری با توجه به حرکت مش لاگرانژی تعبیه شده در مش اویلری انجام می‌پذیرد [20,19]. به بیان ساده‌تر، به دلیل حرکت مش لاگرانژی و ثابت بودن مش اویلری، نیازی به انجام مش‌زنی مجدد برای ناحیه اویلری وجود ندارد.

روش انجام کار

بیماری مورد بررسی در این پژوهش، بی‌اختیاری استرسی ادرار است و در جمع‌آوری داده‌های موردنیاز شبیه‌سازی، منظور از فرد بیمار، فرد مبتلا به این بیماری و منظور از فرد سالم، فردی است که مبتلا به آن نباشد. پدیده‌ای که در تست‌های یورودینامیکی رخ می‌دهد و در این پروژه نیز ملاک مقایسه نتایج در بین داده‌های شبیه‌سازی و نتایج بالینی و همچنین مقایسه فرد سالم و بیمار می‌شود، یک عطسه است که در زمان‌های مختلف تست بر طبق خواسته پزشک یا اپراتور تست انجام می‌پذیرد. در پژوهش جاری، این عطسه و تاثیر آن بر دستگاه ادراری تحتانی در دو شرایط بیماری و سلامت مورد بررسی قرار گرفته است.

برای این منظور، دو مدل عددی توسعه داده شد: یک مدل برای بیان حالت بیماری که در آن اندام حمایت‌کننده برای جلوگیری از نشت ادراری وجود ندارد و یک مدل برای حالت سالم که در آن اندام حمایت‌کننده از دهانه مثانه، مانع نشت ادرار در هنگام وارد شدن نیروی خارجی می‌شوند. نیروی خارجی وارد شده در این مدل‌سازی، یک عطسه است که در طی 200 میلی ثانیه اتفاق می‌افتد. هر دو مدل با استفاده از خواص الاستیک خطی توسعه داده شدند که مدل بیمار یکبار با استفاده از مدل مونی-ریولین نیز شبیه‌سازی شد. پارامتر کمی استفاده شده در بررسی دینامیک جریان سیال درون مثانه، فشار است. در نتایج آورده شده در این قسمت، این فشار در مرکز مثانه اندازه‌گیری شد. زمان کل شبیه‌سازی‌های انجام شده، 200 میلی‌ثانیه است. فشار خارجی در شروع کار صفر بوده و تا زمان 10 میلی‌ثانیه، صفر باقی می‌ماند. سپس تا زمان 120 میلی‌ثانیه به اوج و میزان واقعی خود (که در مستندات تست یورودینامیک فرد قید شده است) می‌رسد و سپس به آرامی تا پایان شبیه‌سازی به صفر بازمی‌گردد. در طول این فرایند، فشار سیال در مرکز مثانه برحسب زمان تغییر می‌کند.

برای مدل کردن دو حالت سلامت و بیماری از دو هندسه مختلف استفاده شد. در حالت سالم، دیافراگم لگنی در زیر مثانه وجود دارد و به جلوگیری از خروج ادرار و بسته ماندن پیشابراه کمک می‌کند. در حالت بیماری، هیچگونه پشتیبانی برای کنترل ادرار در هندسه مساله قرار داده نشد. این مساله در واقعیت با افتادگی مثانه اتفاق می‌افتد که دیافراگم بالاتر آمده (در واقع مثانه پایین‌تر می‌رود) و دیگر نمی‌تواند به بسته ماندن پیشابراه کمک کند.

در طراحی هندسه و شرایط مرزی، از اطلاعات یک فرد بیمار برای مدل بیمار و از اطلاعات یک فرد سالم برای ساخت مدل سالم استفاده شد. این موارد شامل اطلاعاتی برای ساخت هندسه از روی حجم مثانه و اطلاعات فشار وارد بر شکم و بالطبع آن فشار اندازه‌گیری شده در مثانه برای ساخت شرایط مرزی و همچنین اعتبار سنجی نتایج است.

هندسه مدل دستگاه ادراری تحتانی در پژوهش حاضر، شامل مثانه، پیشابراه و اندام پشتیبانی کننده از آن‌ها تشکیل شده است. اندام‌های پشتیبانی کننده فقط در مدل شخص سالم موجود هستند و در افراد بیمار به علت افتادگی، این عضو بالاتر از دهانه مثانه قرار گرفته و تاثیری در کنترل ادرار نخواهد داشت. بنابراین در مدل شخص بیمار این قسمت از مدل به طور کلی حذف شد. در "شکل 1" هندسه طراحی شده برای شخص بیمار و در "شکل 2" هندسه مدل برای فرد سالم نشان داده شده‌اند.

حجم مثانه فرد بیمار مورد بررسی 346cc و حجم مثانه فرد سالم 410cc است. با توجه به این‌که شکل مثانه به صورت کره درنظر گرفته شده بنابراین شعاع این کره برای فرد بیمار 43mm و برای فرد سالم 46mm خواهد بود. ضخامت دیواره مثانه براساس پژوهش شان و همکاران که براساس نتایج متوسط از تست یورودینامیکی 42 زن حاصل شده، 1.7mm در حجم مثانه 200cc است [21]. همچنین در کارهای مشابه، دیواره مثانه در حجم 536cc حدود 0.9mm در نظر گرفته شده است [22,5]. با توجه به این مقادیر و حجم مثانه در افراد بررسی شده در این پژوهش و همچنین برای ساده شدن عملیات مش زدن و تطابق شبکه‌های ناحیه سیال و جامد بر یکدیگر، ضخامت مثانه در هر دو مدل سالم و بیمار، 1.5mm در نظر گرفته شد.

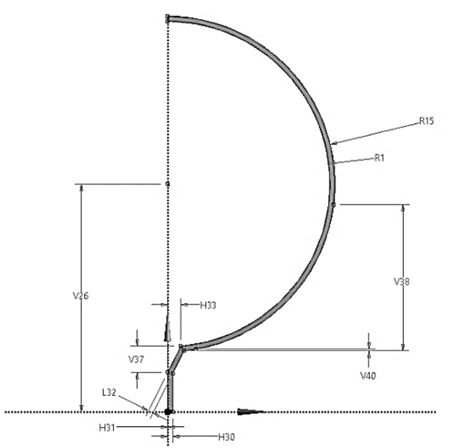

Fig. 1 Computational geometry for pathological mode

شکل 1 هندسه محاسباتی ساخته شده برای مدل شخص بیمار

[1] Lagrangian Formulation
[2] Eulerian Formulation
[3] Arbitrary Lagrangian-Eulerian - ALE

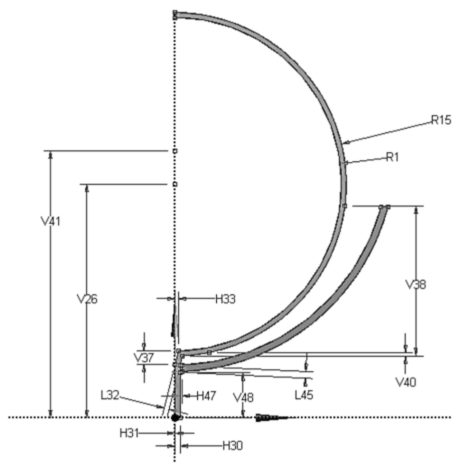

Fig. 2 Computational geometry for physiological model

شکل 2 هندسه محاسباتی ساخته شده برای مدل شخص سالم

برای ساده‌تر شدن مدل و جلوگیری از افزایش حجم محاسبات، پیشابراه به عنوان یک لوله در نظر گرفته می‌شود [29-23]. پیشابراه در هر دو مدل به صورت نسبی بسته در نظر گرفته شد که سیال پس از عبور از آن، قطر آن را افزایش می‌دهد. همچنین طول پیشابراه نیز در مدل‌های محاسباتی ایجاد شده در پژوهش حاضر، به دلیل این‌که هدف اندازه‌گیری فشار در مرکز مثانه است، اهمیت ندارد. بدلیل متقارن محوری بودن مدل، مثانه طراحی شده دارای دهانه صلیبی‌شکل نیست ولی در تعبیه شرایط مرزی، بگونه‌ای عمل خواهد شد تا افتادگی دهانه مثانه در لحظه خروج ادرار بدرستی مدل شود.

اندام پشتیبانی‌کننده که پیشابراه از درون آن می‌گذرد و مثانه بر روی آن تکیه می‌کند، فقط در مدل سالم وجود دارد. هندسه این عضو به شکل کاسه درنظر گرفته شده است. این هندسه کاسه‌ای در کتابهای آناتومی هم قابل مشاهده است [31,30]. ژاندا و همکارانش گزارش داده‌اند که دیافراگم لگنی که همان عضو پشتیبانی کننده از مثانه است به شکل بیضی بوده و شعاع بزرگ آن 140mm و شعاع کوچک آن 122mm طول دارد [32]. برای ساده‌تر شدن مدل محاسباتی، بجای استفاده از بیضی، از یک نوار دایره‌ای استفاده شد که شعاع آن به اندازه متوسط دو اندازه ذکر شده، یعنی 131mm است. ضخامت این قسمت برابر 2mm در نظر گرفته شده تا برابر با ضخامت ماهیچه بالابرنده باشد [33].

برای بررسی سیال که در اینجا ادرار است، باید از دستگاه اویلری استفاده شود. برای این منظور یک قطعه مجازی از نوع اویلری ایجاد کرده که به اندازه‌ای بزرگ باشد که کل اجزای لاگرانژی را محصور کند و همچنین اجازه حرکت آزاد به سیال بدهد. پس از ایجاد محیط اویلری، قسمت‌های داخل مثانه از ماده موردنظر (ادرار) پر شد. با توجه به این‌که داخل مثانه در هنگام عطسه به طور کامل پر نیست (درخواست عطسه در زمانی صورت می‌گیرد که مثانه شروع به خالی شدن کرده است)، پس حدود چند میلی‌متر از قسمت بالایی آن خالی از سیال در نظر گرفته شد. هندسه نهایی در "شکل 3" آورده شده است.

مهمترین شرط مرزی اعمال شده در مدل‌ها، فشار ناشی از عطسه شخص است که در تست یورودینامیک به صورت فشار شکمی ظاهر می‌شود و در این‌جا بر روی نیمه بالایی مثانه اعمال شد. برای جلوگیری از شوک شبکه محاسباتی، گاهی بهتر است که این فشار به صورت یک‌باره بر روی مدل اعمال نشود. بنابراین در ابتدا به مدت 10 میلی ثانیه فشار صفر بوده و سپس در بازه زمانی 200 میلی ثانیه، فشار به اوج رسیده و دوباره به صفر

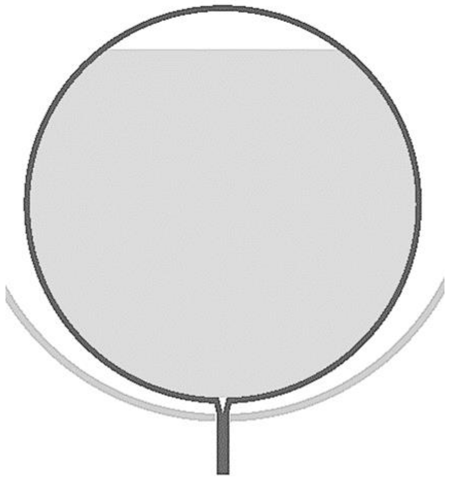

Fig. 3 Final computational model for physiological condition

شکل 3 هندسه محاسباتی نهایی برای شخص سالم

می‌رسد. این افزایش و کاهش به منظور مدل کردن عطسه شخص و سپس فروکش کردن آن در نظر گرفته شد. میزان فشار حداکثر اعمالی از مستندات یورودینامیک بیماران استخراج می‌شود. در مورد هر دو فرد سالم و بیمار، فشار شکمی در هنگام عطسه، 50 سانتی‌متر آب بود که معادل 4.9 کیلوپاسکال است.

برای ایجاد شبکه از شبکه یکنواخت[1] استفاده شد. شبکه محدوده لاگرانژی که شامل مثانه، پیشابراه و اندام حمایت‌کننده (فقط در مدل سالم) می‌شود به صورت چهارگوشه غیر یکنواخت[2] است منتها با استفاده از روش سوئیپ[3] به صورت یکنواخت منظم و دایره‌ای در این اجزا پراکنده شده است. شبکه در ناحیه اویلری نیز به صورت چهارگوشه منظم زده شد. شبکه ناحیه لاگرانژی در مجموع دارای 568 المان و شبکه ناحیه اویلری دارای 32400 المان بود.

در مکانیک محیط‌های پیوسته، رفتار محیط پیوسته، به صورت متداول تحت تاثیر جنس موادی است که از آن تشکیل شده است. روش اجزاء محدود این مسئله را با بکارگیری خواص مواد جسم در داخل تابع درون‌یابی که متغیر میدان را بر روی المان‌ها تعریف می‌کند، لحاظ می‌کند. در مورد مدلسازی تغییر فرم ناشی از بارهای اعمالی، این موضوع به طور متداول بصورت برازش یک رابطه ریاضی بر روی داده‌های تنش-کرنش بدست آمده از یک آزمایش تجربی درمی‌آید [12-10].

در صورتی که فرض شود که معادله حاکم یک رابطه الاستیک خطی است، برای بافت‌های دستگاه تناسلی و ادراری می‌توان از مدول‌های الاستیک ذکر شده در جدول 1 استفاده کرد [34].

همچنین می‌توان این بافت‌ها را به‌صورت ساختارهایی با خواص هایپرالاستیک ایزوتروپ در نظر گرفت [35,7]. خواص مکانیکی یک ماده هایپر الاستیک به طور کامل وابسته به یک تابع اسکالر چگالی انرژی کرنشی است که به‌صورت انرژی آزاد در واحد حجم تغییر شکل نیافته از ماده است. از مدل‌های متداول مواد هایپرالاستیک می‌توان به بلتز کو و مونی ریولین[4] اشاره کرد [7]. تفاوت اصلی در بین این دو مدل در تابع چگالی انرژی کرنشی استفاده شده توسط آن‌ها برای توصیف هر ماده است [35]. تابع چگالی انرژی کرنشی در مدل مونی ریولین از رابطه (1) به‌دست می‌آید [35]:

---
[1] Structured
[2] Unstructured Quadrilateral
[3] Sweep
[4] Blatz Ko and Mooney Rivlin

جدول 1 خواص الاستیک منتشر شده در رابطه با بافت‌های دستگاه تناسلی و ادراری تحتانی [34] (ضریب پوآسون 0.45 در این مطالعه در نظر گرفته شده است)

Table 1 Elastic properties of genital and lower urinary tract tissues (Poisson ratio = 0.45)

بافت	مدول الاستیک (MPa)	دانسیته (kg/m^3)
مثانه	0.05	1030
پیشابراه	0.3	1030
رحم	0.05	1030
واژن	0.005	1030
راست‌روده	0.1	1030
روده	0.1	1030
عضله	2.4	1040
نیام	1.2	1030
لیگامان	1.2	1030

$$W = A(I_1 - 3) + B(I_2 - 3) \qquad (1)$$

که در آن A و B ثوابت تجربی، I_1 ثابت کرنش اول و I_2 ثابت کرنش دوم است.

در پژوهش حاضر در هر دو مدل بیمار و سالم، برای مدل کردن مثانه، پیشابراه و اندام حمایت‌کننده از مدل‌های خطی استفاده شد. مقدار ثوابت موجود در معادلات از جدول 1 استخراج شد. همچنین پس از انجام محاسبات و اصلاح مدل‌های اولیه، در مدل شخص بیمار (یعنی مدلی که دارای اندام حمایت‌کننده نیست)، یک شبیه‌سازی با استفاده از خواص مدل مونی-ریولین برای دیواره مثانه انجام شد تا نتایج آن با مدل الاستیک مقایسه شود. مقدار ثوابت موجود در معادله یک، $A = 7.5\text{kPa}$ و $B = 2.5\text{kPa}$ قرار داده شد [7].

برای مدل کردن ادرار نیز در ابتدا از یک مدل خطی استفاده شد که البته با توجه به نتایج دور از واقعیت به‌دست آمده، مدل آن به یک مدل چندجمله‌ای[1] برای توصیف سیال تبدیل شد. چگالی ادرار، 1g/cm^3 در نظر گرفته شد [8]. در مدل خطی، تنها پارامتر تاثیرگذار بر حل مسئله (با توجه به عدم وجود حل حرارتی)، مدول برشی سیال است که برای ادرار برابر $6 \times 10^6\text{kPa}$ در نظر گرفته شد [8].

در معادله حالت مدل چندجمله‌ای سیال، فشار از طریق رابطه (2) به‌دست می‌آید [8]:

$$W = A_1\mu + A_2\mu^2 + A_3\mu^3 + (B_0 + B_1\mu)P_0 e \qquad (2)$$

که در آن μ پارامتر فشردگی، ρ_0 چگالی در زمان فشار صفر، e انرژی داخلی در واحد جرم و سایر ضرایب، ثابت ماده هستند. برای مدل‌سازی ادرار از ضرایبی مشابه ضرایب تعریف شده برای آب استفاده شد که در جدول 2 ارائه شده‌اند.

جدول 2 ضرایب مدل چندجمله‌ای ادرار [8]

Table 2 Urine polynomial model constants

پارامتر	مقدار ضریب
A_1	2.2×10^6
A_2	9.54×10^6
A_3	1.45×10^6
B_0	0.28
B_1	0.28

[1] Polynomial

برای حل معادلات حاکم بر مدل ساخته، روش المان محدود با استفاده از نرم‌افزار انسیس اوتودین[2] به‌کار برده شد. فشار در ابتدای حل برای تمامی ناحیه اویلری صفر در نظر گرفته شد. رای کوپل کردن حل سیال و جامد توامان، از تکنیک برهمکنش سیال جامد و روش لاگرانژی اویلری اختیاری استفاده شد. برای جلوگیری از هدر رفتن زمان محاسبات در مش‌زنی مجدد نواحی اویلری پس از تغییر فرم و حرکت ماده، روش استفاده شده در حل‌کننده لاگرانژی اویلری اختیاری، روش پنالتی[3] انتخاب شد. همچنین شیوه کوپل کردن ناحیه اویلری و ناحیه لاگرانژی بر روی خودکار تنظیم شد.

در حل ناحیه لاگرانژی، برخورد با خود[4] فعال بوده و میزان تلورانس آن 0.2 در نظر گرفته شد. حد مجاز برای خطای انرژی، 4 بوده و حداکثر زمان حل، 200 میلی‌ثانیه تعیین شد. ضریب ایمنی[5] برای گام زمانی، 0.65 در نظر گرفته شد. محاسبه نرخ کرنش در ناحیه اویلری، براساس روش وزنی و محسابه فشار اویلری، براساس روش میانگینی تعیین شد. همچنین روش مقیاس جرمی[6] غیرفعال شده بود. پس از انجام این پیکربندی‌ها، مدل‌ها بر روی یک کامپیوتری 4هسته‌ای و دارای 6 گیگابایت حافظه، شبیه‌سازی شدند.

جهت مقایسه نتایج حاصل از شبیه‌سازی با نتایج تست‌های واقعی، از نمودارهای فشار مثانه موجود در مستندات تهیه شده از بیمارستان هاشمی‌نژاد تهران استفاده شد. در "شکل 4" نمونه‌ای از این نمودارها آورده شده است که متعلق به شخصی است که مبتلا به بیماری بی‌اختیاری استرسی ادرار نیست (مدل شخص سالم در پژوهش حاضر از روی آن ساخته شده است). در قسمت بالایی "شکل 4"، تصویر اسکن شده و در قسمت پایینی تصویر دیجیتالی شده این نمودار مشاهده می‌شود. از این نمودارها برای صحت‌سنجی مقدار حداکثر فشار مثانه و همچنین روند تغییرات فشار استفاده شد.

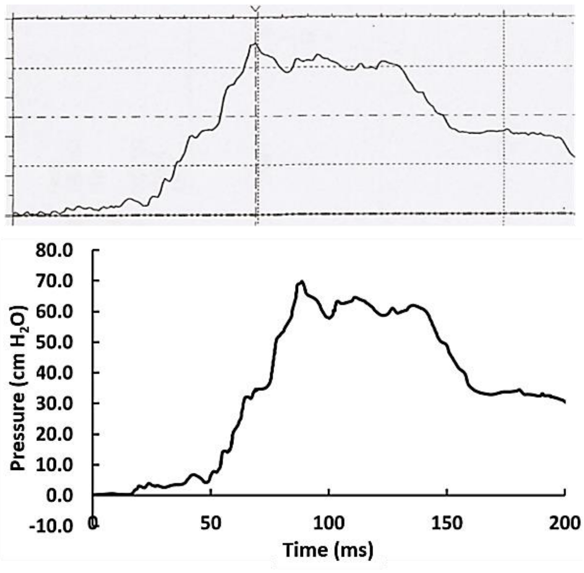

Fig. 4 Pressure in the center of bladder in terms of time in physiolocial condition extracted from urodynamic documents (Top: scanned figure, bottom: Digitalized figure)

شکل 4 نمودار تغییرات فشار اندازه‌گیری شده در مرکز مثانه فرد سالم نسبت به زمان در مستندات یورودینامیک (بالا: اسکن تصویر، پایین: نمودار دیجیتالی شده)

[2] ANSYS AUTODYN
[3] Penalty
[4] Self-Interaction
[5] Safety Factor
[6] Mass Scaling

3- نتایج و بحث

نمودار تغییرات فشار شبیه‌سازی شده برای مدل شخص سالم در "شکل 5" ملاحظه می‌شود. همان‌گونه که ذکر شد، برای فرد بیمار، دو مدل، یکی با استفاده از خواص الاستیک برای دیواره مثانه و دیگری با استفاده از خواص مدل هایپرالاستیک مونی-ریولین ساخته شد. در "شکل 6" نمودار تغییرات فشار در مرکز مثانه بر حسب زمان برای مدل با خواص الاستیک و در "شکل 7" همین نمودار برای مدل با خواص هایپرالاستیک آورده شده است.

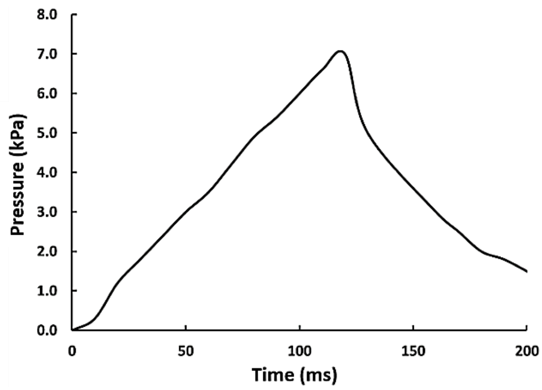

Fig. 5 Pressure in the center of bladder in terms of time in physiolocial condition model

شکل 5 نمودار تغییرات فشار اندازه‌گیری شده در مرکز مثانه نسبت به زمان در مدل فرد سالم

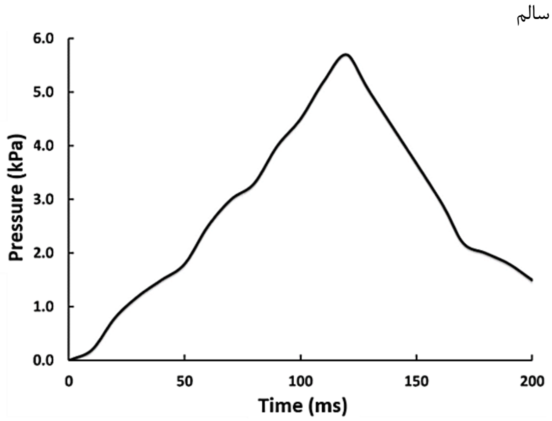

Fig. 6 Pressure in the center of bladder in terms of time in pathological condition model with linear elastic material properties

شکل 6 نمودار تغییرات فشار اندازه‌گیری شده در مرکز مثانه نسبت به زمان در مدل فرد بیمار با استفاده از مدل خواص الاستیک خطی

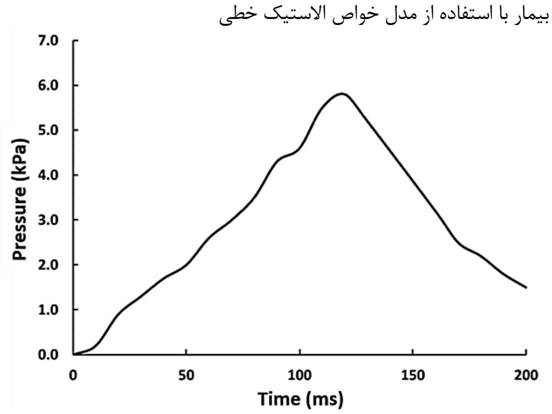

Fig. 7 Pressure in the center of bladder in terms of time in pathological condition model with Mooney-Rivlin material properties

شکل 7 نمودار تغییرات فشار اندازه‌گیری شده در مرکز مثانه نسبت به زمان در مدل فرد بیمار با استفاده از مدل دارای خواص مونی-ریولین

مهمترین مقایسه در رابطه با نتایج کمی بدست آمده، مقایسه نمودار تغییرات فشار برحسب زمان بین دو مدل سالم و بیمار است (برای یکسان بودن نسبی شرایط، مدل الاستیک حالت بیماری مقایسه شد). حالت مقایسه‌ای این دو نمودار در "شکل 8" مشاهده می‌شود. همچنین مقایسه حائز اهمیت دیگر، بررسی تفاوت میان تغییرات فشار در استفاده از خواص متفاوت در دیواره مثانه است. این مقایسه در مدل حالت بیمار انجام شده و نتیجه آن در "شکل 9" آورده شده است.

مقادیر فشار محاسباتی در لحظه حداکثر فشار خارجی، یعنی در اوج عطسه با اندازه فشار در مثانه که در لحظه عطسه در مستندات تست یورودینامیکی آمده است مقایسه شده که نتیجه این قیاس کمی در در جدول 3 آورده شده است. این مقایسه، نشاندهنده تطابق نسبی و قابل قبول نتایج حاصل از شبیه‌سازی با داده‌های بالینی دارد. در مدل بیمار با مدل غیر خطی برای دیواره مثانه، دقت محاسبات بالاتر و مقدار فشار مثانه به مقدار واقعی نزدیک‌تر است.

روند انجام شبیه‌سازی به صورت گرافیکی نیز پس‌پردازش شد. این حالت، یک نمایش دو بعدی از انجام شبیه‌سازی است که در قالب 15 تصویر که ابتدا از چپ به راست و سپس از بالا به پایین پیوستگی دارند ارائه شده است. این پس‌پردازش برای مدل شخص سالم در "شکل 10" و برای مدل شخص بیمار در "شکل 11" آورده شده است.

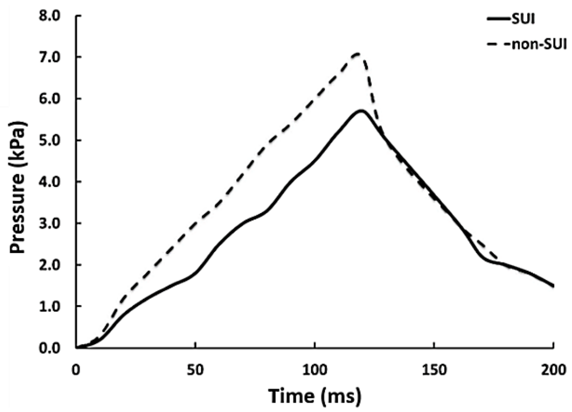

Fig. 8 Pressure in the center of bladder in terms of time compared in physiolocial and pathological models

شکل 8 مقایسه نمودارهای تغییر فشار مدل سالم و مدل بیمار

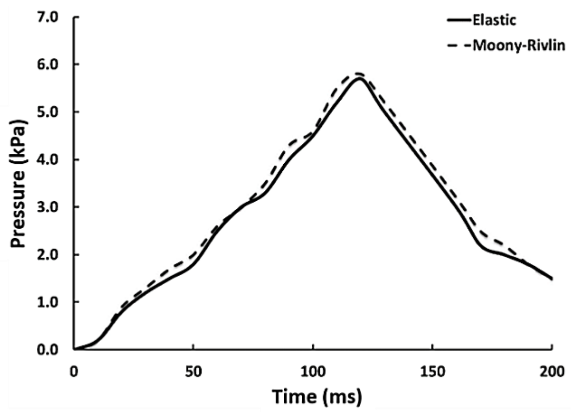

Fig. 9 Pressure in the center of bladder in terms of time compared in models with elastic and hyper-elastic material properties

شکل 9 مقایسه نمودارهای تغییر فشار مدل با خواص الاستیک خطی و مدل با خواص مونی-ریولین

جدول 3 مقایسه مقادیر فشار واقعی و شبیه‌سازی در نقطه اوج عطسه

Table 3 Comparison of clinical bladder pressure with simulation results during the caugh

مدل	فشار واقعی (Pa)	فشار شبیه‌سازی (MPa)	درصد خطا
سالم	6962	7070	1.3
بیمار – غیرخطی	5785	5807	0.4
بیمار - خطی		5712	1.2

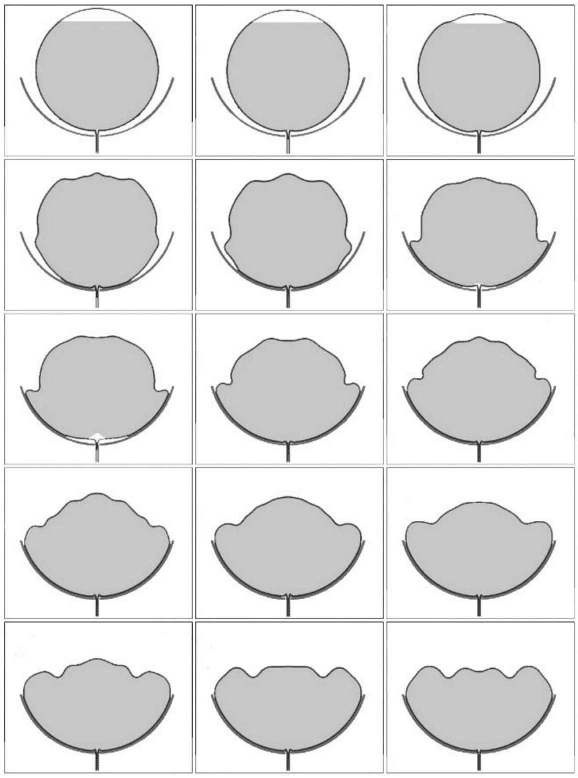

Fig. 10 2D Postprocessing of physiological model simulation

شکل 10 روند شبیه‌سازی مدل شخص سالم - پس‌پردازش 2 بعدی (هندسه روشن: ادرار، هندسه تیره: جداره مثانه و ماهیچه حمایت‌کننده)

همچنین کانتور میزان جابجایی دیواره مثانه جهت بررسی نحوه تغییر شکل مثانه و همچنین مقایسه با داده‌های کلینیکی رسم شده‌اند. کانتور میزان تغییر فرم دیواره مثانه برای مدل شخص سالم در "شکل 12" و برای مدل شخص بیمار در "شکل 13" آورده شده است.

جهت بررسی روند تغییر فشار در مرکز مثانه در شبیه‌سازی انجام شده در قیاس با شرایط کلینیکی، نمودار تغییر فشار مدل سالم با نمودار دیجیتالی شده همین شخص، که از مستندات یورودینامیک استخراج شده است، مقایسه شد. نتیجه این مقایسه در نمودار "شکل 14" نمایش داده شده است.

برطبق یافته‌های این پژوهش، در مدلی که دارای خواص مواد هایپرالاستیک مثانه است (مدل غیرخطی) نسبت به مدلی که در آن دیواره مثانه خاصیت الاستیک خطی دارد، فشار پیش‌بینی شده در مرکز مثانه در قیاس با مقدار واقعی بالینی، از دقت بیشتری برخوردار است. این موضوع در پژوهش انجام شده توسط اسپیرکا و همکارانش مورد بررسی قرار گرفته و به‌طور دقیق همین نتیجه حاصل شده بود [8]. بافت‌های بیولوژیکی نرم به نشان دادن رفتارهای غیرخطی و بسیار نزدیک به مدل‌های هایپرالاستیک در هنگام اعمال نیروهای خارجی مشهور هستند و بنابراین نتیجه بدست آمده چندان دور از ذهن نبود. در پژوهش‌های دیگری نیز خواص غیرخطی بیشترین نزدیکی را به نتایج حاصل از تست‌های آزمایشگاهی بیولوژیکی از خود نشان داده‌اند [36,35].

اگرچه پژوهش‌های متعددی برای مطالعه مکانیک مثانه و پیشابراه انجام شده است، ولی کمابیش تمامی آن‌ها بر روی بررسی مثانه در هنگام پر شدن یا خالی شدن متمرکز شده‌اند [22,25-29,37-41]. مطالعات بسیار کمی بر روی بررسی وضعیت مثانه در هنگامی که یک نیروی خارجی بر آن وارد می‌شود، به‌طور مثال در طی یک عطسه انجام شده است. تا به امروز، معتبرترین پژوهش در حوزه تاثیر رویداد تنشی بر روی مثانه و پیشابراه

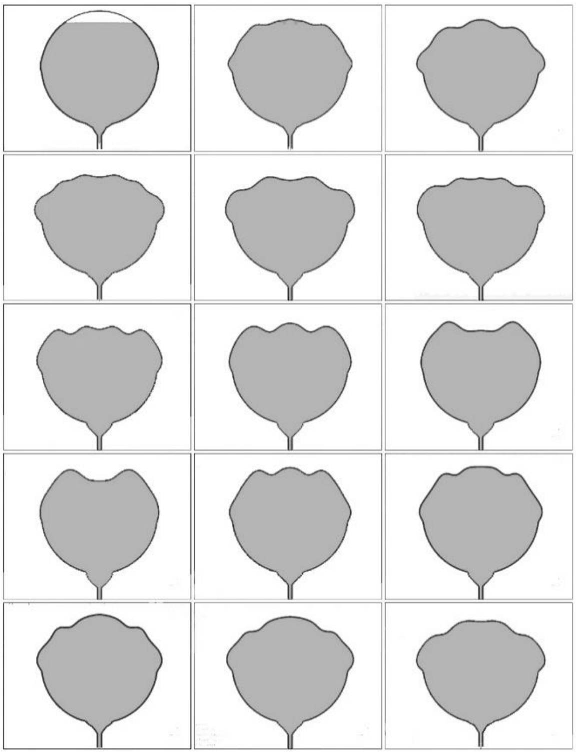

Fig. 11 2D Postprocessing of pathological model simulation

شکل 11 روند شبیه‌سازی مدل شخص بیمار - پس‌پردازش 2بعدی (هندسه روشن: ادرار، هندسه تیره: جداره مثانه)

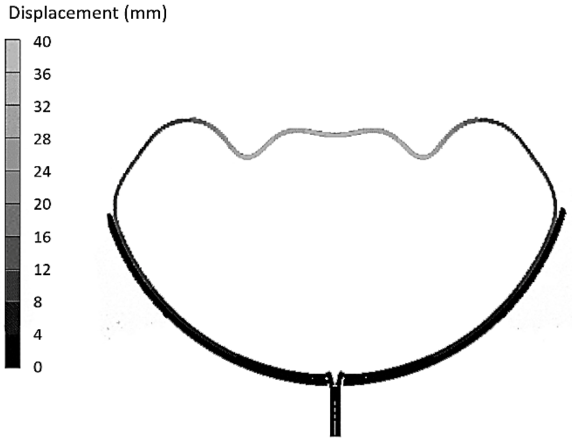

Fig. 12 2D Postprocessing of deformation contour in physiological model simulation (displacements in mm)

شکل 12 پس پردازش تغییر فرم مثانه در مدل شخص سالم (میزان جابجایی برحسب mm)

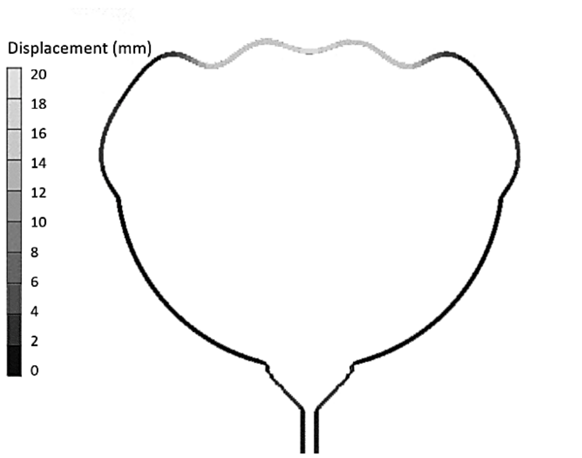

Fig. 13 2D Postprocessing of deformation contour in pathological model simulation (displacements in mm)

شکل 13 پس پردازش تغییر فرم مثانه در مدل شخص بیمار (میزان جابجایی برحسب mm)

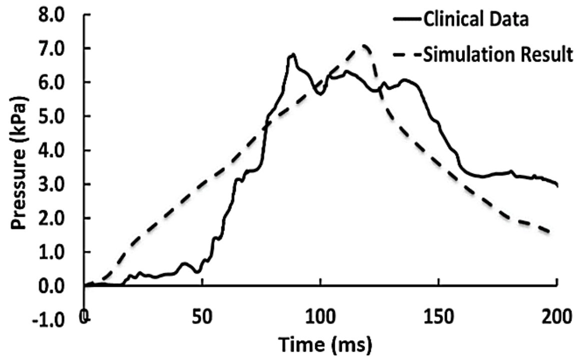

Fig. 14 Pressure in the center of bladder in terms of time compared in simulated model with clinical data extracted from urodynamic document in physiological condition

شکل 14 مقایسه نمودار تغییر فشار در مدل شبیه‌سازی انجام شده شخص سالم با نمودار استخراج شده از مستندات یورودینامیک همان شخص

توسط ژانگ و همکارانش منتشر کرده‌اند [6]. در آن پژوهش، مولفان اندام‌های درگیر را در شرایطی مدل کرده‌اند که فرد از یک بلندی می‌پرد و فرض را بر این گذاشته‌اند که با ورود ادرار به پیشابراه، نشت ادراری رخ داده است. در نتایج منتشر شده توسط آن‌ها، ادرار فقط در قسمت بالایی پیشابراه دیده می‌شود؛ در حالی‌که در پژوهش حاضر در مدل بیمار، به علت عدم وجود ماهیچه‌های حمایت‌کننده، ادرار به‌طور کامل در پیشابراه جاری می‌شود و این بیانگر این مطلب است که این معیار، معیار دقیقی برای نشت ادراری نیست؛ اگرچه در پژوهش جاری، پارامتر مورد بررسی نشت ادراری نبوده است. همانند مدل‌های منتشر شده توسط ژانگ [6]، مدل توسعه داده شده در پژوهش جاری نیز انتقال کامل ادرار توسط پیشابراه را شبیه‌سازی نکرده است. این موضوع بیشتر به دلیل کمبود و محدودیت در منابع سخت‌افزاری است که انجام شبیه‌سازی‌های با زمان بیشتر را دشوار می‌سازد. اگرچه در مقایسه با پژوهش حاضر، در پژوهش انجام شده توسط یانگ و همکاران، دو رویداد تنشی مختلف مورد بررسی قرار گرفته‌اند، ولی تصاویر کیفی حاصل از نحوه تغییر فرم مثانه در مدل‌های ارائه شده تطابق خوبی با نتایج ژانگ و همکارانش دارد [6]. در این تصاویر بیشترین تغییر فرم و جابجایی المان در قسمت‌های بالایی مثانه رخ داده و کمترین میزان جابجایی مربوط به بخش‌های تحتانی و گلویی مثانه است.

در پژوهش منتشر شده توسط کیم [5]، عطسه در یک مدل دو بعدی از دستگاه ادراری تحتانی مدل شده و برای آزمایش تئوری انتقال فشار مورد بررسی قرار گرفته است. مدل ارائه شده در پژوهش حاضر نسبت به آن مدل دارای تفاوت‌هایی است که بیشتر به علت پیشرفت در روش‌های عددی و تکنیک‌های محاسباتی بوجود آمده‌اند. این پیشرفت‌ها سبب شده است تا در پژوهش جاری، فشار شکمی به‌عنوان رویدادی دینامیکی از نوع فشار در بالای مثانه اعمال شده و فشار مرکز مثانه را به عنوان خروجی شبیه‌سازی، محاسبه شود. در مدل کیم، فشار شکمی به فشار مرکز مثانه اضافه و به دیواره‌های مثانه، از داخل اعمال شده بود [5]. در مدل کیم مشابه مدل این پروژه، از خواص خطی استفاده می‌کرد. یکی از معیارهای اعتبارسنجی کیم، میزان تغییر فرم مثانه و اندام‌های حمایت‌کننده بود. با توجه به نزدیک بودن میزان فشار شکمی در پژوهش کیم و مقدار بالینی اندازه‌گیری شده برای فرد بیمار در پژوهش جاری، میزان حداکثر تغییر فرم در پژوهش جاری که مقدار 2cm است (شکل 13) با میزان به‌دست آمده توسط کیم که آن نیز حدود همین میزان بود، مطابقت دارد [5].

بنابر نمودار ترسیم شده در "شکل 8"، فشار در داخل مثانه در حالت سالم بسیار بیشتر از فشار در داخل مثانه در حالت بیماری است. این موضوع در مستندات تست یورودینامیک افراد نیز به چشم می‌خورد. شخصی که مبتلا به بی‌اختیاری استرسی ادرار است، نمی‌تواند بر روی فشار پیشابراه خود کنترل داشته باشد، و بنابراین با اعمال یک نیروی تنشی به مثانه، نشت ادراری رخ داده و بالطبع آن، از فشار در مرکز مثانه کاسته می‌شود. ولی در مدل شخص سالم، به دلیل وجود مانع برای خروج سیال، فشار در داخل مثانه بالا می‌رود.

مقایسه انجام شده در "شکل 14"، نشان‌دهنده صحت روند انجام شبیه‌سازی از نظر کیفی در پژوهش جاری است. در این نمودار، داده‌های حاصل از شبیه‌سازی مدل شخص سالم با داده‌های دیجیتالی شده مستندات یورودینامیک همان شخص، در کنار یکدیگر رسم شده‌اند. داده‌های کلینیکی به دلیل شرایط بررسی و دقت سنسورهای بکار رفته، دارای نویز هستند که این نویز در نتایج شبیه‌سازی مشاهده نمی‌شود، اما روند تغییر فشار در هنگام مشاهده یک عطسه در شخص آزمایش‌شونده در هر دو نمودار یکسان است. این خطا در مورد اندازه‌گیری زمان رویداد عطسه و همچنین در مورد فراز و فرود چندین باره پس از نقطه اوج فشار نیز مشاهده می‌شود. در مدل شبیه‌سازی شده، به علت یکنواختی شرایط مرزی، این افت و خیز در نمودار وجود ندارد و فشار به صورت یکنواخت کاهش می‌یابد. همچنین در تست یورودینامیک، مدت زمانی که فشار به حالت قبل از عطسه برمی‌گردد (صفر نسبی تست) بیش از 200 میلی‌ثانیه است که این مورد به‌علت شرایط فیزیولوژیکی مثانه در زمان تست است که در شبیه‌سازی موردنیاز نبوده است.

4- نتیجه‌گیری کلی

در پژوهش جاری، دو مدل محاسباتی، یکی برای فرد مبتلا به بی‌اختیاری استرسی ادرار و دیگری برای فرد غیرمبتلا به بی‌اختیاری استرسی ادرار توسعه داده شد تا دینامیک جریان ادرار در داخل مثانه در شرایطی که فشاری از سمت شکم در اثر یک عطسه به آن وارد می‌شود را در دو حالت سالم و بیماری مورد بررسی قرار دهد. مدل محاسباتی توسعه داده شده و راستی‌آزمایی نتایج آن، نشان می‌دهد که می‌توان با استفاده از روش‌های عددی و ساده‌سازی فیزیک سامانه‌های زیستی همانند دستگاه ادراری

تحتانی، نتایج آزمایشگاهی را در محیط مجازی دوباره تولید کرد. اهمیت این امر در این است که می‌توان بدون انجام آزمایشات واقعی، به بررسی این‌گونه سامانه‌ها پرداخت. استفاده از روش برهمکنش سیال-جامد، اگرچه با هزینه محاسباتی بسیار بالا همراه است، ولی با نتایج بسیار خوبی در زمینه مدل کردن سامانه‌هایی که هم از اجزای جامد و هم اجزای سیال تشکیل شده‌اند همراه بوده و بسیار کارآمد است. صحت این موضوع در این پروژه بخوبی مشخص است. نتایج به‌دست آمده از مقایسه دو مدل محاسباتی یکسان که برای بررسی دینامیک جریان ادرار در مثانه شخص مبتلا به بی‌اختیاری استرسی ادرار توسعه داده شده و تنها در مدل خاصیت استفاده شده در دیواره مثانه با یکدیگر تفاوت دارند، نشان می‌دهد که دقت فشار پیش‌بینی شده در مرکز مثانه برای مدلی که از مدل ماده غیرخطی (هایپرالاستیک) استفاده می‌کند نسبت به مدل خطی (الاستیک) بیشتر است. نتایج هر دو مدل محاسباتی بیمار و سالم حاکی از آن است که بیشترین تغییر شکل در مثانه تحت فشار در نزدیکی زمانی که فشار به حداکثر خود می‌رسد رخ می‌دهد. جهت ادامه کار در راستای بهبود نتایج محاسباتی، مهم‌ترین پیشنهاد، استفاده از تکنیک‌های نوین‌تر در زمینه برهمکنش سیال-جامد و همچنین کاستن حجم محاسبات با استفاده از تعریف مش‌های متغیر در ناحیه اویلری است تا بتوان با توجه به هزینه محاسباتی بالا (که مهمترین محدودیت این پژوهش بود) به نتایج دقیق‌تری دست یافت. همچنین نحوه تعریف شرایط مرزی باید با دقت بیشتر و نزدیک‌تر به شرایط واقعی صورت پذیرد تا مانعی برای حرکت طبیعی مثانه نباشند. همچنین پیشنهاد می‌شود در پژوهش‌های آتی از هندسه‌های به‌دست آمده از تصاویر ام-آر-آی استفاده شود تا نتایج و تصاویر حاصل از پس‌پردازش محاسبات، در جهت پیش‌بینی و تمایز شرایط فیزیولوژیکی و پاتولوژیکی، دارای ارتباط کلینیکی قوی‌تری شوند.

5- مراجع

[1] L. Wilson, J. S. Brown, G. P. Shin, K. O. Luc, L. L. Subak, Annual Direct Cost of Urinary Incontinence, *Obstetrics and Gynecology*, Vol. 98, No 3, pp. 398-406, 2001.

[2] G. Enhorning, E. R. Miller, F. Hinman, Simultaneous recording of intravesical and intraurethral pressure, *Acta Chirurgica candinavica*, Vol. 276, pp. 1-68, 1961.

[3] P. E. Petros, U. I. Ulmsten, An integral theory of female urinary incontinence, *Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica*, Vol. 153, pp. 7-31, 1990.

[4] J. Ashton-Miller, J. O. Delancey, Functional anatomy of the female pelvic floor, *Annals of the New York Acadamey of Sciences*, Vol. 1101, pp. 266-296, 2007.

[5] K. J. Kim, *Biomechanical Analyses of Female Stress Urinary Incontinence*, PhD Thesis, University of Michigan, Michigan, 1994.

[6] Y. Zhang, S. Kim, A. G. Erdman, K. P. Roberts, G. W. Timm, Feasibility of using a computer modeling approach to study sui induced by landing a jump, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 37, No. 7, pp. 1425-1433, 2009.

[7] B. Haridas, H. Hong, R. Minoguchi, S. Owens, T. Osborn, PelvicSim-A computational experimental systemfor biomechanical evaluation of female pelvic floor organ disorders and associated minimally invasive interventions, *Studies in HealthTechnology and Informatics*, Vol. 119, pp. 182-187, 2006.

[8] T. Spirka, K. Kenton, L. Brubaker, M. Damaser, Effect of material properties on predicted vesical pressure during a cough in a simplified computational model of the bladder and urethra, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 41, No. 1, pp. 185–194, 2013.

[9] A. Cor, M. Barbic, B. Kralj, Differences in the quantity of elastic fibres and collagen type i and type iii in endopelvic fascia between women with stress urinary incontinence and controls, *Urological Research*, Vol. 31, No. 2, pp. 61-65, 2002.

[10] D. L. Logan, *A First Course in the Finite Element Method Using Algor*, pp. 10-50, Pacific Grove, CA: Brooks/Cole, 2001.

[11] K. H. Huebner, D. L. Dewhirst, D. E. Smith, T. G. Byrom, *The Finite Element Method for Engineers*, pp. 32-80, New York: John Wiley and Sons, 2001.

[12] S. S. Rao, *The Finite Element Method in Engineering*, pp. 55-90, Boston: Elsevier, 2005.

[13] O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, J. Z. Zhu, *The Finite Element Method: Its Basics and Fundamentals*, pp. 20-74, New York: Elsevier Butterworth Hienemann, 2005.

[14] R. D. Cook, D. S. Malkus, M. E. Plesha, R. J. Witt, *Concepts and Applications of Finite Element Analysis*, pp. 105-142, New York: John Wiley and Sons Inc., 2002.

[15] E. Kuhl, S. Hulshoff, R. Borst, An arbitrary lagrangian eulerian finite element approach for fluid-structure interaction phenomena, *International Journal For Numerical Methods in Engineering*, Vol. 57, No. 1, pp. 117-142, 2003.

[16] E. J. Weinberg, M. R. Mofrad, Transient, three-dimensional, multiscale simulations of the human aortic valve, *Cardiovascular Engineering*, Vol. 7, No. 4, pp. 144-155, 2007.

[17] M. Souli, A. Ouahsine, L. Lewin, ALE formulation for fluid-structure interaction problems, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol. 190, No. 5, pp. 659-675, 2000.

[18] J. Donea, A. Huerta, J. Ponthot, A. Rodriquez-Ferran, *Arbitrary lagrangian eulerian methods*, *Encyclopedia of Computational Mechanics*, pp. 14.10-14.32, New York, NY: John Wiley & Sons, 2004.

[19] D. J. Benson, Computational methods in lagrangian and eulerian hydrocodes, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol. 99, No. 2, pp. 235-256, 1992.

[20] D. J. Benson, Volume of fluid interface reconstruction methods for multi-material problems, *Applied Mechanics*, Vol. 55, No. 2, pp. 151-165, 2002.

[21] L. Chan, J. Titus, V. Tse, The value of bladder wall thickness measurement in the assessment of overactive bladdersyndrome, *Ultrasoundin Obstetricsand Gynecology*, Vol. 26, pp. 460-481, 2005.

[22] M. S. Damaser, S. L. Lehman, The effect of urinary bladder shape on its mechanics during filling, *Journal of Biomechanics*, Vol. 28 No. 6, pp. 725-732, 1995.

[23] K. A. Backman, *Effective urethral diameter*, C. C. Thomas (Eds.), *Hydrodynamics of Micturition*, IL: Springfield, pp. 250-256, 1971.

[24] B. C. Ritter, N. R. Zinner, A. J. Paquin, Clinical urodynamics II: Analysis of pressureflow rleation in the normal female urethra, *The Journal of Urology*, Vol. 91, pp. 161-165, 1964.

[25] D. J. Griffiths, Urethral elastcitiy and micturition hydrodynamics in females, *Medical and Biological Engineering*, Vol. 7, pp. 201-220, 1969.

[26] A. Spangberg, H. Terio, A. Engberg, P. Ask, Quantification of urethral function based on Griffiths model of flow through elastic tubes, *Neurourology and Urodynamics*, Vol. 8, No. 1, pp. 29-52, 1989.

[27] E. H. Bastiaanssen, J. L. Leeuwen, J. Vanderschoot, A myocybernetic model of the lower urinary tract, *Journal of Theoretical Biology*, Vol. 178, No. 2, pp. 113-133, 1996.

[28] E. H. Bastiaanssen, J. Vanderschoot, J. L. Leeuwen, State-Space analysis of a myocybernetic model of the lower urinary tract, *Journal of Theoretical Biology*, Vol. 180, No. 3, pp. 215-227, 1996.

[29] R. A. Hosein, D. J. Griffiths, Computersimulation of the neural control of the bladder and urethral, *Neurourology and Urodynamics*, Vol. 9, No. 6, pp. 601, 1990.

[30] R. L. Drake, W. Vogl, A. W. Mitchell, *Gray's Anatomy for Students*, pp. 380-410, New York: Elsevier, 2005.

[31] F. H. Netter, *Atlas of Human Anatomy*, pp. 554-590, Philadelphia: Saunders Elsevier, 2006.

[32] S. Janda, F. C. Helm, S. B. Blok, Measuring morphological parameters of the pelvic floor for finite element modelling purposes, *Journal of Biomechanics*, Vol. 36, No. 6, pp. 749-757, 2003.

[33] D. D'Aulignac D, J. A. Martins, E. B. Pires, T. Mascarenhas, A shell finite element model of the pelvic floor muscles, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 8, No. 5, pp. 339-347, 2005.

[34] H. Yamada, *Strength of Biological Materials*, pp. 420-440,

Baltimore: Williams and Wilkins, 1970.
[35] L. Taber, *Nonlinear Theory of Elasticity: Applications in Biomechanics,* pp. 212-241, River Edge: World Scientific Publishing Co., 2004.
[36] Y. C. Fung, *Biomechanics Mechanical Properties of Living Tissues*, pp. 180-215, New York: Springer-Verlag, 1993.
[37] D. J Griffiths, Hydrodynamics of malemicturition, *Medical and Biological Engineering*, Vol. 9, pp. 581-605, 1971.
[38] M. Horak, J. Kren, Mathematical model of the male urinary tract, *Mathematics and Computers in Simulation*, Vol. 61, No. 3, pp. 573-581, 2003.
[39] R. Mastrigt, D. J. Griffiths, An evaluation of contractility parameters determined from isometric contractionsand micturition studies, *Urological Research*, Vol. 14, No. 1, pp. 45-52, 1986.
[40] J. R. Fielding, D. J. Griffiths, E. Versi, R. V. Mulkern, M. Lee, F. A. Jolesz, MR imaging of pelvic floor and continence mechanisms in the supine and sitting positions, *American Journal of Radiology*, Vol. 171, No. 6, pp. 1607-1610, 1998.
[41] H. T. Lotz, P. Remeijer, J. V. Lebesque, J. A. deBois, L. J. Zijp, L. M. Moonen, A model to predict bladder shapes from changes in bladder and rectal filling, *Medical Physics*, Vol. 31, No. 6, pp. 1415-1423, 2004.