DOI: 10.22041/ijbme.2008.13456

Numerical Analysis of Effective Parameters on Flow in a Complete Model of Ureter with Peristaltic Motion

B. Vahidi [1], **N. Fatouraee** [2★], **A. Imanparast** [3]

[1] **PhD Candidate of Biomechanics, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, Vahidi.Bahman@gmail.com**
[2] **Assistant Professor, Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Department of Biomechanics, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran**
[3] **M.Sc Student, Department of Biomechanics, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran, Ali.Imanparast@gmail.com**

Abstract

Ureter reflux is one of the prevalent factors that causes pyelonefrit and sistit syndromes. Dilatation of ureter, renal pelves and calyx are detectable with reflux. In this paper, in order to analyze this phenomenon, an axisymmetric model was introduced. We utilized a rigid body, which is in contact with the outer ureter wall to model ureter contraction. The Navier-Stokes equations are solved for the fluid and a linear elastic model is used for ureter wall structure. The finite element equations for both the structure and the fluid were solved by the Newton-Raphson iterative method. The effect of ureter wall elasticity, pressure difference between the ureter inlet and outlet and the effect of the average velocity of peristaltic wave along the length of the ureter on the ureter outlet flow rate were analyzed. Moreover, the effect of the number of contraction waves on the pressure and flow relations in the ureter was analyzed. Increase in the number of contraction waves reduced the flow passing through the ureter. The results of investigating about the contraction wave velocity variations indicated that if average velocity the contraction wave was lower than a limited magnitude, its existence did not have any considerable effect on the ureter outlet flow rate. Finally improper function of urinary tubes junctions results in the passage of a part of back flow even in the case of low velocity beginning of the contraction wave.

Keywords: **Peristalsis; Reflux; Urine transport; Contraction wave; Fluid structure interactions**

---

[*] **Corresponding author**
Address: *Nasser Fatouraee, Biological Fluid Mechanics Research Laboratory, Biomedical Engineering School, Amirkabir University of Technology, P.O. Box 15875-3413, Tehran, Iran*
Tel: *+98 21 64542368*
Fax: *+98 21 66468186*
E-mail: *Nasser@aut.ac.ir*

DOI: 10.22041/ijbme.2008.13456

تحليل عددي پارامترهاي مؤثر بر جريان در يک مدل کامل ميزناي با حرکت دودي‌شکل

بهمن وحيدي [۱]، ناصر فتورائي [۲]*، علي ايمان پرست [۳]

[۱] دانشجوي دکتراي بيومکانيک، دانشکده مهندسي پزشکي، دانشگاه صنعتي امير کبير، تهران Vahidi.Bahman@gmail.com
[۲] استاديار دانشکده مهندسي پزشکي، دانشگاه صنعتي امير کبير، تهران
[۳] دانشجوي کارشناسي ارشد بيومکانيک، دانشکده مهندسي پزشکي، دانشگاه صنعتي امير کبير، تهران Ali.Imanparast@gmail.com

---

چکيده

جريان بازگشتي (رفلاکس) مثانه به ميزناي يکي از عوامل شايع پديد آورنده بيماري‌هاي پيلونفريت و سيستيت است. اتساع ميزناي، لگنچه کليوي و کاليس‌ها به طور معمول در اثر رفلاکس مشاهده مي‌شود. در اين مقاله به منظور بررسي پديده مذکور، يک مدل متقارن محوري معرفي شده است. براي مدلسازي انقباض ميزناي از يک جسم صلب که با جدار خارجي ميزناي برخورد دارد، استفاده شده است.

معادلات اجزاي محدود براي سيال و جامد با استفاده از روش تکراري نيوتن-رافسون حل شد. تأثير کشساني ديواره ميزناي، اثر اختلاف فشار ورودي و خروجي و همچنين سرعت متوسط حرکت موج دودي‌شکل در طول ميزناي بر دبي جريان خروجي تحليل و اثر تعداد موج انقباض بر روابط فشار و جريان در ميزناي بررسي شد. افزايش تعداد موج انقباض باعث کاهش دبي عبوري از ميزناي مي‌شود. بر اساس نتايج به دست آمده از بررسي تغييرات سرعت حرکت موج انقباض در طول مجرا، که اگر سرعت متوسط موج انقباض از مقدار حدي کمتر باشد، وجود آن تأثير جدي بر دبي خروجي ميزناي نخواهد داشت. در نهايت نشان داده شد که وجود اختلال در دريچه‌هاي مجاري ادراري، حتي با فرض شروع کم‌سرعت موج انقباض، بخشي از جريان بازگشتي را از خود عبور خواهند داد.

واژه‌هاي کليدي: حرکت دودي‌شکل، بازگشت ادرار، انتقال ادرار، موج انقباض، برهمکنش سيال و جامد

---

*عهده‌دار مکاتبات

نشاني: تهران، خيابان حافظ، دانشگاه صنعتي اميرکبير، دانشکده مهندسي پزشکي، آزمايشگاه تحقيقاتي مکانيک سيالات زيستي، کدپستي ۱۵۸۷۵-۳۴۱۳
تلفن: ۶۴۵۴۲۳۶۸، **دورنگار:** ۶۶۴۶۸۱۸۶، **پيام نگار:** Nasser@aut.ac.ir

۱- مقدمه

چگونگي شكل‌گيري و دفع ادرار از ديرباز از مسائل مورد توجه در علم بيومكانيك بوده است. باوجود اين، تاكنون سازوكاري كه ادرار را از كليه به مثانه انتقال مي‌دهد، به درستي شناخته نشده است. ميزناي، مجرايي با عملكرد پيچيده است كه ادرار را از كليه‌ها به مثانه هدايت مي‌كند. هر روند پاتولوژي كه با اين فعاليت تداخل كند، ممكن است به اختلالات كليه منجر شود. شايع‌ترين اين اختلالات هيدرونفروز[1] و عفونت است. اختلالات ميزناي به موارد مادرزادي يا اكتسابي تقسيم‌بندي مي‌شوند [۱]. يكي از موضوعات كلاسيك تئوري كاربردي انتقال دودي‌شكل[2]، انتقال ادرار از كليه‌ها به مثانه در ميزناي است [۲-۶]. در دبي جريان‌هاي عادي، وقتي لگن‌چه كليوي پر مي‌شود، افزايشي در فشار لگنچه كليوي رخ مي‌دهد. بنابراين ادرار به قسمت فوقاني ميزناي كه در ابتدا به‌هم فشرده است، رانده مي‌شود. موج انقباض اغلب از قسمت ابتدايي ميزناي شروع مي‌شود و ادرار را به سمت مثانه مي‌برد. ادراري كه پيشتر وارد ميزناي شده است، به شكل بولاس[3] در مي‌آيد. بولاس به مقدار معيني از ادرار گفته مي‌شود كه هر بار در اثر موج دودي‌شكل جابجا مي‌شود. براي اين كه بولاس ادرار به نحو مفيدي به جلو رانده شود، موج انقباض بايد ديواره ميزناي را به طور كامل به هم بچسباند. بولاسي كه به جلوي موج انقباضي هل داده مي‌شود، به منطقه تقريباً غيرفعال و غيرانقباضي ميزناي وارد مي‌شود. ميزناي مانند هر ساختار لوله‌اي ديگر، مقدار بيشينه محدودي از سيال را در واحد زمان انتقال مي‌دهد. در جريان عادي شكل‌گيري بولاس، مقدار ادرار جابجا شده در واحد زمان، به طور مشخص، كمتر از بيشينه ظرفيت انتقال ميزناي است. در جريان‌هاي با دبي بالا، ديواره ميزناي در هيچ نقطه به هم نمي‌چسبد و يک ستون پيوسته سيال تشكيل مي‌شود در اين حالت بولاس به شكل تعريف شده فوق تشكيل نمي‌شود. وقتي دبي ناكافي است، سكون ادرار همراه اتساع ميزناي رخ مي‌دهد. دبي ناكافي مي‌تواند نتيجه ورود بيش از حد سيال به ميزناي در واحد زمان يا خروج اندک سيال از ميزناي در واحد زمان باشد.

به‌طوركلي جريان سيال در ميزناي تنها دودي‌شكل نيست و به اختلاف فشار بين لگنچه‌هاي كليوي و مثانه نيز بستگي دارد؛ بنابراين با افزايش فشار درون مثانه، جريان بازگشتي ادرار از مثانه (رفلاكس[4]) ممكن است رخ دهد. دليل عمده رفلاكس مثانه به ميزناي، ضعف عضلاني ميزناي است كه اغلب در دخترهاي جوان مشاهده مي‌شود. رفلاكس مي‌تواند سبب انتقال باكتري‌ها و مواد سمي از مثانه به لگنچه‌هاي كليوي و سپس به كليه‌ها شود و در اين صورت، وقوع پيلونفريت[5] و سيستيت[6] نيز اجتناب ناپذير است [۷]. به‌جز چند استثنا، پيلونفريت حاد و پيلونفريت مزمن يا ترميم شده، به دنبال رفلاكس مثانه به ميزناي ايجاد مي‌شوند. به طور كلي، عملكرد ميزناي، انتقال ادرار ترشح شده به وسيله كليه به مثانه در يك نوبت است. در صورت وجود رفلاكس، مقادير متغيري از ادرار پيشروي يا پسروي مي‌كند و ميزان كار مي‌تواند دو برابر يا حتي بيش از ده برابر باشد. در نهايت، ميزناي قادر به انتقال حجم زياد ادرار نخواهد بود و سكون ادرار و اتساع ميزناي ايجاد خواهد شد.

تحت شرايط طبيعي، عملكرد محل اتصال ميزناي به مثانه به گونه‌اي است كه اجازه ورود ادرار به داخل مثانه را مي‌دهد اما از بازگشت ادرار به داخل ميزناي به‌ويژه در موقع ادرار كردن جلوگيري مي‌كند. به اين طريق، كليه در برابر افزايش فشار داخل مثانه و نيز از آلودگي به وسيله ادرار عفوني شده مثانه محافظت مي‌شود [۱]. در غياب جريان دودي‌شكل، ميزناي به صورت يك لوله اتساع‌پذير غيرفعال عمل مي‌كند و جريان داخل آن تقريباً به صورت پاياست.

عضلات صاف كاليس‌هاي كليه، لگنچه و قسمت خارج مثانه‌اي ميزناي، از فيبرهاي جهت‌دار مارپيچي كه به منظور حركت دودي‌شكل سازمان يافته‌اند، تشكيل شده‌اند.

مدلسازي دقيق ماهيچه صاف ميزناي كه معادل توليد موج انقباضي در آن است، تا حدود زيادي حل نشده باقي مانده است [۸، ۹]. نرخ انقباض ماهيچه به بار اعمال شده، هندسه محلي و شرايط فعال‌سازي آن بستگي دارد. بار اعمال شده به ماهيچه به‌طور عمده از نيروهاي هيدروديناميكي[7] (لزج) تشكيل شده است كه عامل اصلي برقراري جريان ادرار در

---

[1] Hydronephrosis
[2] Peristaltic transport
[3] Bolus
[4] Reflux
[5] Pyelonefrit
[6] Sistit
[7] Hydrodynamic

ميزناي محسوب مي‌شود. در مطالعات اورودیناميك[۸]، بررسي سرعت جريان ادرار، معمولاً اوروفلومتري[۹] ناميده مي‌شود و الگوي سرعت جريان، به صورت مداوم يا متناوب مشخص مي‌شود.

تحليل تئوري و حل عددي براي جريان دودي‌شكل در يك لوله اتساع‌پذير با طول محدود به‌وسيله گريفيتز[۱۰] [۱۰] ارائه شده است. نتايج اين تحقيق نشان داد كه در جريان با بولاس‌هاي مختلف، ارتباط فشار/جريان به وسيله خواص فعال و غيرفعال لوله‌اي كه جريان دودي‌شكل در آن برقرار است، تعيين مي‌شود. شايان ذكر است اين ارتباط تحت تأثير شرايط خروجي لوله نيست.

ديناميك مجاري فوقاني سيستم دفع ادرار و تأثير تغييرات فشار مثانه بر روابط فشار/جريان ميزناي نيز به وسيله محققان زيادي مورد مطالعه قرار گرفته است [۱۱]؛ اما تأثير خواص مكانيكي ديواره ميزناي در اين مطالعات درنظر گرفته نشده است. در اين مقاله به بررسي جريان ادرار در ميزناي اتساع‌پذير پرداخته شده است. در اين تحقيق، پديده انقباض دودي‌شكل به وسيله یک مانع متحرک خارج از ميزناي كه با آن تماس دارد، مدل شده و تأثير تغييرات كشساني[۱۱] ديواره و تغيير فشار ابتدا و انتهاي ميزناي بر روابط فشار/جريان آن بررسي شده است. گفتني است اين مسأله در مطالعات آسيب‌شناسي ميزناي از اهميت زيادي برخوردار است.

۲- تئوري مسأله

با توجه به طبيعت انعطاف‌پذير مجراهاي زيستي عبوري سيال و آثار نيروهاي سيال بر تغييرات ابعاد و شكل ديواره، و همچنين تأثير متقابل هندسه و تغيير شكل ديواره بر ميدان جريان، هر دو جنبه مكانیک سيالات جريان و تغييرشكل ديواره بايد در شبيه‌سازي‌هاي محاسباتي در نظر گرفته شوند. بنابراين برهمكنش سيال – جامد در اين مدلسازي‌ها، امري اجتناب ناپذير است. در برهمكنش سيال- جامد، نيروهاي سيال به جامد اعمال مي‌شود و تغييرشكل جامد، دامنه سيال را تحت تأثير قرار مي‌دهد. در بيشتر مسائل برهمكنش سيال-جامد، دامنه محاسباتي به دو بخش دامنه سيال و دامنه جامد تقسيم مي‌شود كه در آنها به‌ترتيب مدل‌هاي سيال و جامد همراه با داده‌هاي مواد، شرايط مرزي و اوليه تعريف مي‌شوند. برهمكنش در مرز ميان دو دامنه اتفاق مي‌افتد. به وسيله جفت كردن دو مدل مي‌توان به شبيه‌سازي‌ها و پيش‌بيني‌هاي ارزشمندي از پديده‌هاي مختلف فيزيكي دست يافت.

به طور عموم مدل‌هاي صرفاً جامد در دستگاه مختصات لاگرانژي توصيف مي‌شوند و جابجايي‌ها به عنوان مجهولات اوليه در نظر گرفته مي‌شوند. از طرفي در یک سیستم اجزاي محدود، تفاضل محدود يا حجم محدود، دامنه سيال عموماً در یک چهارچوب مرجع اويلري توصيف مي‌گردد كه حل در نقاطي از شبكه با مكاني ثابت در فضا، به دست مي‌آيد. اگرچه اين روش براي دامنه سيالي با خصوصيات هندسي ثابت به خوبي پاسخگو است، اما هنگام تغييرشكل دامنه سيال يا حضور مرزهاي متحرک، مشكلاتي را پديد مي‌آورد. به‌عنوان نمونه‌اي از اين موارد مي‌توان به كاركرد دريچه‌هاي قلبي اشاره كرد [۱۲].

يكي از روش‌هاي پيشنهاد شده براي رفع مشكل اشاره شده، روش لاگرانژي – اويلري اختياري[۱۲] (ALE) است. در اين روش، در یک مسأله برهمكنش سيال - جامد از فرمول‌بندي لاگرانژي براي مرز متحرک سيال استفاده مي‌شود بنابراين به نقاط شبكه اجازه حركت اختياري نسبت به دستگاه مختصاتشان داده مي‌شود. به عبارتي متغيرهاي حل جريان سيال علاوه بر متغيرهاي معمول مانند سرعت، فشار و ... شامل جابجايي شبكه نيز مي‌شوند. سادگي اجرا، كم بودن هزينه‌هاي محاسباتي و دقت روش ALE آن را به روشي متداول در حل مسائل برهمكنش سيال - جامد در آورده است [۱۳].

روش‌هاي ديگري در مقايسه با روش ALE وجود دارند كه نيازي به تغييرشكل شبكه دامنه سيال ندارند. روش مرزهاي شناور[۱۲] كه به طور وسيعي مورد استفاده قرار مي‌گيرد، نمونه‌اي ازين روش‌هاست. اين روش اولين بار به وسيله پسكين[۱۳] [۱۴، ۱۵] ارائه شد و بر اساس چهارچوب تفاضل محدود عمل مي‌كند. روش ديگري كه مي‌توان به آن

---

[8] Urodynamic
[9] Uroflowmetry
[10] Griffiths
[11] Elasticity
[12] **A**rbitrary **L**agrangian–**E**ulerian Method
[12] Immersed boundary method
[13] Peskin

اشاره كرد روش دامنه مجازي[۱۴] است كه برخلاف روش قبل بر اساس سيستم اجزاي محدود كار مي‌كند [۱۲].

۲-۱- معادلات حاكم و شرايط مرزي

شكل قوي معادلات حاكم بر يک مسأله برهمكنش سيال – جامد در ادامه آورده شده است. اين معادلات شامل بقاي مومنتوم در دامنه سيال Ω^f و دامنه جامد Ω^s و همچنين معادله پيوستگي در هر دو دامنه است. انديس s و f به ترتيب اشاره به بخش جامد و سيال دارد. معادلات (۱) الي (۳) معادلات بخش سيال اند:

$$\rho^f \frac{\partial \boldsymbol{u}^f}{\partial t} + \rho^f \boldsymbol{u}^f . \nabla \boldsymbol{u}^f = \nabla . \boldsymbol{\sigma}^f + \rho^f \boldsymbol{f}^f \ in\ \Omega^f \qquad (۱)$$

$$\nabla . \boldsymbol{u}^f = 0 \quad in\ \Omega^f \qquad (۲)$$

$$\boldsymbol{\sigma}^f = 2\eta\, \boldsymbol{D}(\boldsymbol{u}^f) - p^f \boldsymbol{I} \quad in\ \Omega^f \qquad (۳)$$

معادلات (۴) الي (۶) نيز معادلات مربوط به بخش جامد اند:

$$\rho^s \frac{\partial \boldsymbol{u}^s}{\partial t} = \nabla . \boldsymbol{\sigma}^s + \rho^s \boldsymbol{f}^s \quad in\ \Omega^s \qquad (۴)$$

$$\det(\boldsymbol{F}) = 1 \quad in\ \Omega^s \qquad (۵)$$

$$\boldsymbol{\sigma}^s = G\left(\boldsymbol{F}.\boldsymbol{F}^{\boldsymbol{T}} - I\right) - p^s \boldsymbol{I} \quad in\ \Omega^s \qquad (۶)$$

شرايط اساسي اعمال شده به مرزهاي مشترک سيال-جامد به دو بخش تقسيم مي‌شود: معادلات (۷) و (۸) شرايط مرزي سيناتيكي (همخواني جابجايي‌ها) و شرايط مرزي ديناميكي (تعادل نيروها) را بيان مي‌كنند:

$$\boldsymbol{u}^s - \boldsymbol{u}^f = 0 \qquad (۷)$$

$$\boldsymbol{\sigma}^s . \boldsymbol{n} + \boldsymbol{\sigma}^s . \boldsymbol{n} = 0 \qquad (۸)$$

در معادلات (۱) تا (۸)، n بردار نرمال خارجي در مرز جامد است و علائم u، σ، f، ∇ ، p، I، G، ρ، η، t به‌ترتيب نشان‌دهنده بردار سرعت، تانسور تنش كوشي[۱۵]، عملگر گراديان نيروهاي حجمي[۱۶]، فشار، تانسور يكّه[۱۷]، مدول برشي جامد[۱۸]، چگالي[۱۹]، لزجت سيال[۲۰] و زمان است.

جامد تغييرشكل‌پذير در دستگاه لاگرانژي توصيف شده است كه در آن تانسور تغييرشكل به صورت زير براي نشان دادن تغييرشكل ماده از حالت مرجع n به حالت فعلي تعريف مي‌گردد: $F = (\nabla_n x^s)^T$

با تعريف تانسور نرخ تغيير شكل به صورت معادله $D(u^f) = \frac{1}{2(\nabla u^f + (u^f)^T)}$، سيال به حالت نيوتني رفتار مي‌كند. توجه شود كه برخلاف جامد، سيال در دستگاه مختصات اويلري توصيف شده است [۱۲].

۲-۲- معادلات اجزاي محدود سيستم جفت شده

اگر بردار مجهولات سيستم جفت شده با $X = (X_f , X_s)$ نشان داده شود كه در آن X_f و X_s بردارهاي مجهولات سيال و جامد باشند، خواهيم داشت (۹) و (۱۰):

$$\underline{\boldsymbol{d}}_s = \underline{\boldsymbol{d}}_s(\boldsymbol{X}_s) \qquad (۹)$$

$$\underline{\boldsymbol{\tau}}_f = \underline{\boldsymbol{\tau}}_f(\boldsymbol{X}_f) \qquad (۱۰)$$

كه در اين معادلات، $\underline{d}_s$ جابجايي جامد و $\underline{\tau}_f$ تنش سيال است. زير خطها نشان‌دهنده مرز سيال- جامد است.

معادلات اجزاي محدود سيستم جفت شده سيال- جامد به صورت معادله (۱۱) بيان مي‌گردد:

$$\boldsymbol{F}[\boldsymbol{X}] \equiv \begin{pmatrix} \boldsymbol{F}_f[\boldsymbol{X}_f, \underline{\boldsymbol{d}}_s(\boldsymbol{X}_s)] \\ \boldsymbol{F}_s[\boldsymbol{X}_s, \underline{\boldsymbol{\tau}}_f(\boldsymbol{X}_f)] \end{pmatrix} = \boldsymbol{0} \qquad (۱۱)$$

كه در آن F_f و F_s به ترتيب معادلات اجزاي محدود سيال و جامدند. شايان ذكر است كه معادلات مجزاي سيال و جامد را نيز مي‌توان به صورت معادلات مجزاي زير نشان داد [۱۳]:

$$\boldsymbol{F}_f[\boldsymbol{X}_f, \boldsymbol{0}] = \boldsymbol{0} \qquad (۱۲)$$

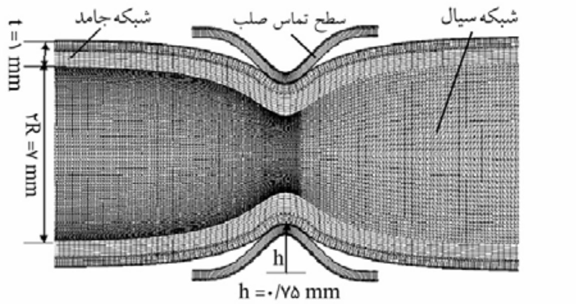
$$\boldsymbol{F}_s[\boldsymbol{X}_s, \boldsymbol{0}] = \boldsymbol{0} \qquad (۱۳)$$

۲-۳- مدل جامد

يك مدل متقارن محوري از ميزناي در نظر گرفته شد. شكل ۱ مشخصات هندسي و يک نمونه از شبكه محاسباتي را نشان مي‌دهد. جدار ميزناي به ضخامت ۱mm و به صورت ماده‌اي كشسان خطي، همسانگرد[۲۱]، تراكم ناپذير و يكنواخت فرض شد. اين مدل با مقادير مختلف ارتفاع گرفتگي ديواره (به‌عنوان شدت انقباض) و دو مقدار متفاوت كشساني كه براي بررسي تأثير كشساني ديواره به كار رفته است، اجرا شد. مدول كشساني ديواره ميزناي ۵ kPa و ۱۰ kPa (بسته به مدل) فرض شده است. چگالي ديواره ميزناي ۱/۰۵ g/cm³ [۱۶] در نظر گرفته شد.

---

[۱۴] Fictitious domain
[۱۵] Cauchy stress tensor
[۱۶] Volumetric forces gradient operator
[۱۷] Unite Tensor
[۱۸] Solid shear modulus
[۱۹] Density
[۲۰] Viscosity
[۲۱] Isotropic



شکل ۱- شبکه محاسباتي در دامنه سيال و دامنه جامد؛ سطح صلب زيرين در زمان شروع حل مسأله، تماسي با ديواره جامد ندارد و سپس به آرامي فقط در جهت عمودي، به سمت ديواره، تا رسيدن به ارتفاع گرفتگي مورد نظر، حركت مي‌كند و آن‌گاه مطابق خواسته مدل در راستاي محوري به حركت خود ادامه مي‌دهد. در اين شكل براي نمونه ارتفاع h=۰/۷۵ mm نشان داده شده است.

۲-۴- مدل سيال

جريان سيال گذرا در يك مجراي متقارن محوري با طول محدود در نظر گرفته شد. جريان ادرار به صورت نيوتني، لايه‌اي، لزج و تراكم ناپذير فرض شد. براي شرايط مرزي فرض شد كه ديواره كشسان است (مرز برهمكنش سيال و جامد) و شرط عدم لغزش در ديواره بالايي و پاييني ميزناي اعمال شد. فشار سيال در ورودي و خروجي ميزناي بسته به نوع آزمايش متفاوت است كه مقادير آن در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱- اختلاف دبي‌ها با حركت موج انقباض، و بدون آن؛ مقدار كشساني براي تمام موارد زير برابر kPa ۵ است.

رديف	ارتفاع گرفتگي ۲h (mm)	فشار ورودي (Pa)	فشار خروجي (Pa)	اختلاف فشاري ورودي با خروجي (Pa)	اختلاف دبي بين زمان‌هاي t=۱۲s و آخرين زمان حل ($cm^۳/s$)
۱	۱/۴	۱۳۰	۱۲۹/۷	+۰/۳	$۹/۴۱۸۳ \times ۱۰^{-۲}$
۲	۱/۶۸	۱۳۰	۱۲۹/۷	+۰/۳	$۱/۴۲۰۴ \times ۱۰^{-۱}$
۳	۱/۴	۱۳۰	۱۳۰	۰	$۱/۳۸۳۱ \times ۱۰^{-۱}$
۴	۱/۶۸	۱۳۰	۱۳۰	۰	$۱/۹۷۴۵ \times ۱۰^{-۱}$
۵	۱/۴	۱۲۹/۹۵	۱۳۰	-۰/۰۵	$۱/۴۵۲۳ \times ۱۰^{-۱}$
۶	۱/۶۸	۱۲۹/۹۵	۱۳۰	-۰/۰۵	$۲/۰۹۸۷ \times ۱۰^{-۱}$

۳- روش حل محاسباتي

معادلات ممنتوم جريان سيال، غيرخطي است و حل تحليلي آنها دشوار است. بنابراين از روش‌هاي عددي براي حل اين معادلات استفاده مي‌شود. در روش حل معادلات ممنتوم سيال به فرم مشتقات جزئي، از طريق فرايند گسسته‌سازي اجزاي محدود به معادلات جبري قابل حل تبديل مي‌شوند كه دستگاه معادلات حاصل از روش ماتريسي تنك[۲۲] (بهره‌مند از روش حذفي گوس)، حل مي‌شود. در اين تحقيق از نرم‌افزار تجاري ادينا[۲۳] براي حل معادلات استفاده شد.

طبق شكل ۱ مدل متقارن محوري براي ميزناي درنظر گرفته شده است. براي مدل كردن حركت دودي‌شكل در ميزناي، فرض شد كه يك سطح تماس صلب روي سطح زيرين ديواره ميزناي با يک سرعت ثابت حركت مي‌كند. اين سرعت ثابت، سرعت متوسط حركت موج انقباض دودي‌شكل در طول آن است كه بسته به نوع آزمايش، برابر cm/s ۲ يا cm/s ۱ فرض شده است. در شرايطي كه حركت دودي‌شكل ديواره ميزناي ايجاد نشده است (در زمان)، جريان سيال به سمت مثانه با سرعت كم (ايجاد شده در اثر اختلاف فشار ورودي و خروجي) حركت مي‌كند.

براي ايجاد جريان پايا در لوله، و بررسي اثر خالص حركت دودي‌شكل و همچنين ايجاد گراديان[۲۴] فشار خطي در سراسر لوله، از ابتداي شروع حل مسأله تا ۱۲s، سطح صلب حركتي در راستاي محوري ندارد و فقط به آرامي در راستاي عمودي لوله حركت مي‌نمايد تا در ارتفاع گرفتگي مناسب قرار گيرد. علت اين‌كه سطح صلب از همان ابتدا در وضعيت گرفتگي مورد نظر قرار داده نمي‌شود، جلوگيري از تغييرشكل ناگهاني كه شبكه سيال است (همان‌طور كه در آزمايش‌ها با گرفتگي‌هاي مختلف به وجود مي‌آمد)؛ و مهم‌تر از آن، اين‌كه شرايط موج انقباض، تا حد امكان شبيه حالت واقعي شود، حالتي كه در ابتدا هيچ اثري از موج نيست و سپس موج ايجاد مي‌شود. براي ارضاي شرايط تماس غيرخطي از روش تابع قيدي[۲۵] استفاده شد. از المان‌هاي جامد متقارن محوري ۹گره‌اي دوبعدي براي گسسته‌سازي جامد و المان‌هاي سيال متقارن محوري ۳گره‌اي دوبعدي

---

[22] Sparse

[23] ADINATM, version 8.2, Watertown, MA

[24] Gradiant

[25] Constraint function

براي گسسته‌سازي سيال استفاده شد.

ديواره جامد در تماس با سطح صلب در نظر گرفته شد. سطح صلب مورد نظر تا ارتفاع خاصي (كه همان ارتفاع گرفتگي است) ديواره جامد را منقبض مي‌كند و پس از طي حالت گذرا، توزيع فشار و بردار سرعت جريان سيال فيزيولوژيك در ميزناي بدون وجود حركت دودي‌شكل ديواره به‌دست آمد. سپس به منظور مدل نمودن موج انقباض، سطح تماس صلب با سرعت ميانگين فيزيولوژيك حركت دودي‌شكل ديواره ميزناي (cm/s ۲ و در يک آزمايش cm/s ۱) در طول ديواره حركت داده شد. معادلات اجزاي محدود براي سيال و جامد با استفاده از روش تكراري نيوتن- رافسون[26] حل شد. داده‌هاي سرعت كه در خط خروجي، بر روي هر گره، براي دو زمان مختلف يكي در زمان t=۱۲s و ديگري در آخرين زمان حل مسأله از برنامه گرفته شده بود به وسيله نرم‌افزار MATLAB[27] در قسمت برازش منحني[28] با منحني‌هاي اسپيلاين مكعبي[29] درون‌يابي و سپس با استفاده از يک برنامه، دبي خروجي براي هر يک از اين دو زمان محاسبه گرديد.

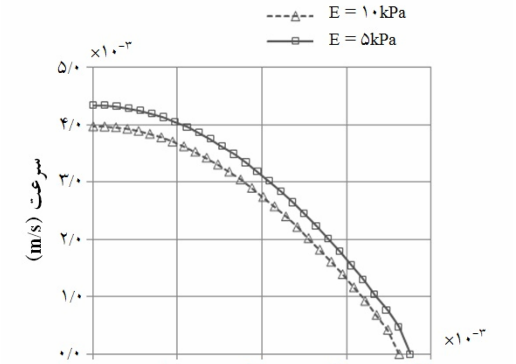
۴- نتايج و بحث

اين مطالعه، از اولين گام‌ها در مدلسازي جريان دودي‌شكل در ميزناي از طريق برهمكنش سيال و جامد محسوب مي‌شود. هدف اصلي اين مطالعه، تحليل جريان ادرار در ميزناي و پديده بازگشت ادرار از مثانه به كليه است. برهمكنش ديناميكي ادرار و ديواره ميزناي در اثر حركت دودي‌شكل ديواره مورد بررسي قرار گرفته است. نتايج به دست آمده با اندازه‌گيري‌هاي آزمايشگاهي مراجع [۱۰، ۱۱] تطابق خوبي دارد.

۴-۱- اثر تغييرات الاستيسيته و سرعت متوسط موج انقباض

براي آزمايش تأثير كشساني ديواره ميزناي، دو نوع آزمايش با كشساني‌هاي متفاوت، روي مدل انجام شد. يک بار كشساني ديواره kPa ۵ و بار ديگر kPa ۱۰ (محدوده‌اي كه نزديک به شرايط واقعي ديواره ميزناي) در نظر گرفته شد. بر اساس انتظار، اتساع‌پذيري ميزناي در حالت kPa ۵ بيشتر از حالت ديگر بود و بنابراين قطر ميزناي در اثر اعمال فشار (فشار متوسط دروني ميزناي در حدود Pa ۱۳۰ فرض شد) افزايش بيشتري داشت از آنجا كه براي ميزان انقباض‌هاي يكسان (در سه مورد انقباض مختلف) بر روي مدل‌ها با كشساني‌هاي متفاوت، ميزان جمع نمودن لوله يكسان است (يعني در انقباض در هر دو مدل با ارتفاع گرفتگي mm ۱/۴، در گلوگاه گرفتگي قطر لوله به اندازه mm ۲/۱ است)، بنابراين مقايسه مناسب و مفيدي بين اين دو مي‌توان انجام داد. به نظر مي‌رسد كه با اعمال فشار دروني بيشتر، به تبع اتساع بيشتر لوله، ميزان حجم سيالي كه به وسيله گرفتگي لوله جابه‌جا مي‌شود، بيشتر است، بنابراين دبي خروجي جريان حاصل از اين مورد نيز بيشتر خواهد بود.

اين نتيجه، كاملاً با آزمايش عددي انجام شده و داده‌هاي حاصل مطابقت دارد. به عنوان نمونه اختلاف افزايش قطر لوله را در دو مورد با كشساني‌هاي مختلف از روي توزيع سرعت نشان داده شده در شكل ۲ مي‌توان دريافت و با مقادير اختلاف دبي در تناظر قرار داد. اختلاف تغيير قطر در مجرايي به قطر mm ۳/۵، برابر mm ۰/۱۳ است.



شكل ۲- توزيع سرعت خروجي براي دو حل با هندسه، سرعت موج انقباض، اختلاف فشار و ارتفاع گرفتگي يكسان و كشساني‌هاي متفاوت در لحظه t=۱۲ s. ارتفاع گرفتگي هر دو مورد، mm ۱/۶۸ و اختلاف فشار ورودي با خروجي، Pa ۰/۳+ است. اتساع بيشتر به سرعت بيشتر منجر و سبب افزايش دبي خروجي نيز شده است.

---

[26] Newton–Raphson Method

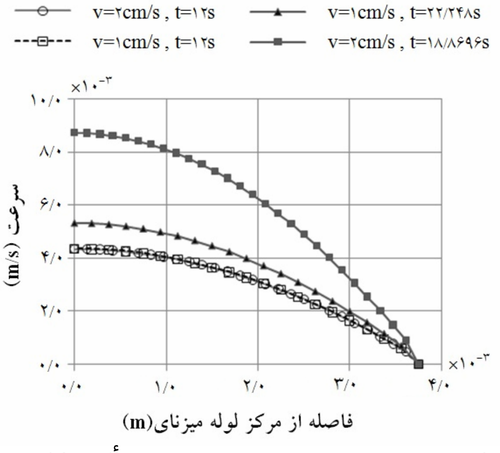
[27] **MAT**rix **Lab**oratory

[28] Curve Fitting

[29] Cubic-spline

تقريباً در همه مدل‌هاي مطالعه حاضر، سرعت متوسط حرکت موج برابر ۲cm/s است. فقط براي مشاهده تأثير اين سرعت بر روي متغيرهاي جريان، يک نمونه با سرعت متوسط ۱cm/s حل شد. پروفايل[30] سرعت‌هاي اين حل و حل متناظر آن با سرعت متوسط موج انقباض(۲cm/s) در شکل ۳ آمده است.

با توجه به شکل ۳، در هر دو مسأله، در حالت آرام، جريان سيال دقيقاً يکسان است و ادامه حل که شروع موج انقباض است، مي‌تواند ما را در اين مورد به نتيجه درستي برساند. سرعت کم موج انقباض، تأثير چنداني بر پروفايل سرعت ندارد، اما همين موج انقباض با سرعت بيشتر (۱cm/s بيش‌تر) تأثير قابل‌توجهي بر سرعت خروجي دارد. بنابراين مي‌توان نتيجه گرفت که اگر سرعت متوسط موج انقباض از حد خاصي کمتر باشد، به دليل نداشتن سرعت نسبي مناسب با لايه‌هاي سيال (که خود نيز در حال حرکت هستند) قادر نيست نيروي فشاري براي هل دادن سيال روبرو را فراهم نمايد؛ به اين ترتيب بودن يا نبودن آن تأثير جدي بر دبي خروجي لوله نخواهد داشت.

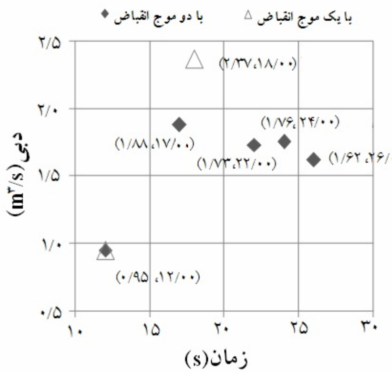


شکل ۳- توزيع سرعت خروجي براي دو مسأله متناظر يکي با سرعت متوسط موج انقباض برابر ۱ cm/s و ديگري برابر ۲ cm/s در زمان‌هاي t=۱۲ s و زمان آخر حل

۴-۲- اثر تعداد موج انقباض

يکي از عوامل بررسي شده در اين شبيه‌سازي عددي، اثر تعداد موج انقباض بر دبي خروجي جريان بوده است. تعداد موج انقباض در ميزناي واقعي و تأثير آن، از موضوعاتي است که در کارهاي تجربي به آن پرداخته شده است [۱۰، ۱۱]. براي اين کار، سطح صلب دوم (ايجاد کننده موج انقباضي دوم) از همان محل شروع حرکت سطح صلب اول و همان مسير و سرعت، با ۵s اختلاف زماني شروع به حرکت مي‌کند.

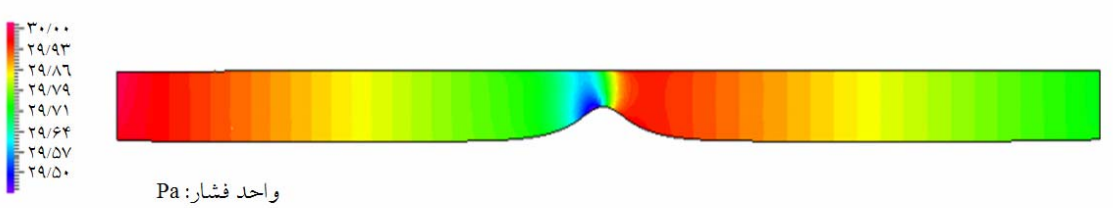
به منظورمقايسه، داده‌هاي مربوط به يک موج انقباض نيز در شکل ۴ آمده است. براي دو زمان مشخص شده در نمودار، مدل با يک موج انقباض، دبي بالاتري از مدل با دو موج انقباض ايجاد مي‌کند. با وجود درج نشدن داده‌هاي تک انقباضي براي تمام زمان‌هاي اين منحني، اما به صورت مشخص مي‌توان نتيجه گرفت دبي خروجي با دو موج انقباض کاسته مي‌شود. همان گونه که مشخص است، موج انقباض باعث ايجاد گلوگاه (کاهش سطح مقطع جريان) ميزناي مي‌شود و دليل کاهش دبي با دو موج انقباض همزمان شايد به علت ايجاد افت فشار به دليل وجود دو گلوگاه در مقايسه با يک گلوگاه در تک موج انقباض است. به عبارت ديگر علي‌رغم اينکه با تعداد بيشتر موج انقباض، عامل جلوبرندگي سيال افزايش مي‌يابد اما اثر افت فشار در آنها بيشتر است، بنابراين در نتيجه کلي، کاهش دبي را همراه دارند.



شکل۴- تأثير تعداد موج انقباض بر دبي خروجي از لوله بر حسب زمان. کشساني ديواره جامد هر دو آزمايش، برابر ۵ kPa و ارتفاع گرفتگي هر کدام برابرmm ۱/۶۸ است.

---

[30] Profile



شكل۵- نقشه توزيع فشاري ميزناي در حين حركت موج انقباض. نكته قابل توجه، گراديان فشار نامطلوب در اطراف قله موج انقباض است. اين گراديان فشارها سبب ايجاد جريان‌هاي چرخشي در اين محدوده مي‌شود.

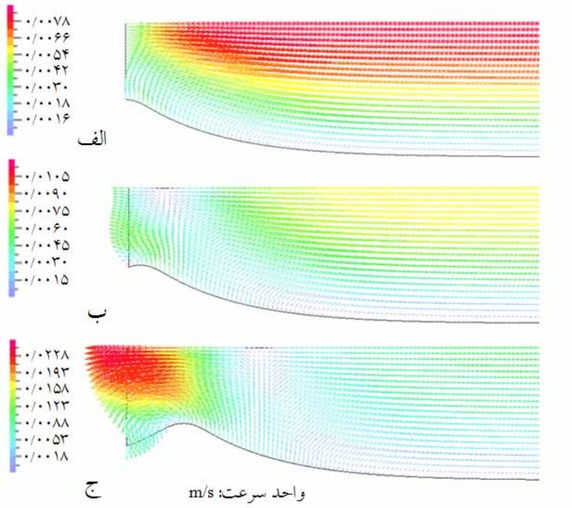
۴-۳- جريان بازگشتي

يكي از بيماري‌ها و مشكلات شايع مجاري ادراري، بازگشت ادرار است. اين پديده به خصوص در ناحيه دريچه‌هاي مجاري ادراري اتفاق مي‌افتد و موجب آثار نامطلوب از قبيل ايجاد و انتقال عفونت مي‌شود. بنابراين، در بررسي حاضر سعي شده است تحليلي بر اساس حل مسأله به روش مكانيكي براي اين پديده فيزيولوژيک بيابيم.

اگر در زماني به اندازه كافي بعد از شروع مسأله، نقشه فشار را در سراسر مدل ميزناي استخراج نماييم، مشاهده مي‌شود گراديان فشار معكوس (نامطلوب) اندكي پشت قله موج انقباض، همراه با موج حركت مي‌كند (شكل ۵).

بررسي نقشه فشارمذكور در زمان‌هاي مختلف نشان مي‌دهد كه اين گراديان فشار اطراف قله، از ديد ناظر همراه قله موج انقباض، تقريباً به صورت پايا همراه با قله در طول مسير موج، حركت مي‌كند. اين گراديان فشار (همان‌گونه كه بردارهاي سرعت هم آن را تأييد مي‌كنند) باعث ايجاد جرياني در جهت خلاف حركت موج انقباض مي‌شود اين جريان را مي‌توان مدلي از جريان بازگشتي در ميزناي در نظر گرفت.

ميزناي در حالت طبيعي، فقط در شرايط خاصي انتقال به فرم فوق را دارد [۱۱]؛ يعني زماني كه اختلاف فشار بين لگنچه كليوي و مثانه، بسيار اندک باشد كه اين حالت در اثر پر شدن مثانه اتفاق مي‌افتد. اما به نظر نمي‌رسد كه اين جريان‌هاي چرخشي، در همه طول ميزناي به يک اندازه آسيب‌زا باشند. همان‌طور كه اشاره شد، جريان‌هاي بازگشتي مجاري ادراري در نزديكي دريچه‌ها خطر عمده انتقال عفونت را فراهم مي‌نمايند. براي بررسي اين مطلب در شرايط اوليه حركت مدل، در حالي كه در لحظه صفر، سرعت حركت موج برابر صفر فرض شد، بردارهاي سرعت در اطراف قله موج انقباض استخراج شد (شكل ۶). با وجود حتي شرايط سرعت اوليه صفر براي مدل، مشاهده مي‌شود پس از زمان كوتاهي از حركت موج، جريان بازگشتي بلافاصله در اطراف آن شكل مي‌گيرد به نحوي كه ورودي ميزناي را هم تحت تأثير قرار مي‌دهد. بنابراين مي‌توان نتيجه گرفت وجود اختلال در دريچه‌هاي مجاري ادراري، حتي با فرض شروع موج انقباض با سرعت كم، بخشي از جريان بازگشتي را از خود عبور خواهند داد.



شكل ۶- سير ايجاد جريان بازگشتي در نقشه‌هاي برداري سرعت، در قسمت پشت موج انقباض در ابتداي شروع حركت موج انقباض. الف) موج انقباض در حال ورود به لوله است و جريان آرام و لايه‌اي درون لوله، به آهستگي تغييرشكل مي‌دهد؛ ب) قله موج انقباض اندكي از ابتداي لوله گذشته است و جريان بازگشتي بسيار ضعيفي بر روي قله ايجاد شده است؛ ج) جريان بازگشتي تقريبا به طور كامل ايجاد شده است و تا انتهاي حركت به همين شكل همراه موج حركت مي‌كند.

۴- نتيجه‌گيري

با توجه به توانايي روش برهمكنش سيال-جامد در تحليل مسائل مكانيكي، اين مدلسازي فقط يك مدلسازي اوليه و شروع يك مدلسازي كامل‌تر است.

در اينجا از فرض‌هاي ساده خواص مكانيكي ديواره جامد ميزناي، هندسه و سازوكار انتقال ادرار ساده شده، استفاده شده است.

نتايج نشان داد كه برخي از متغيرهاي اصلي در جريان دودي‌شكل به‌وسيله اين مدل قابل بررسي است. تأثير سرعت حركت موج انقباض، خواص مكانيكي ديواره مجرا و تعداد موج‌هاي انقباض همزمان در مجرا مورد بررسي قرار گرفت. پديده بازگشت جريان كه مسأله مهمي در بررسي جريان در ميزناي است نيز بررسي شد.

تاكنون مسائل حل نشده فراواني در زمينه بيومكانيک سيستم دفع ادرار باقي است. به عنوان مثال، چگونگي ايجاد پديده رفلاكس به‌طور طبيعي و مدلسازي دقيق چگونگي تحريك به انقباض ماهيچه صاف ميزناي حل نشده باقي مانده است. همچنين برهمكنش بين دو ارگان دستگاه دفع ادرار (ميزناي-مثانه و كليه-ميزناي) از ديدگاه تئوري و رياضي مورد بررسي قرار نگرفته است؛ در عين حال برهمكنش سيال و جامد در تحليل ديناميك سيالات ميزناي از اهميت ويژه‌اي برخوردار است.

شبيه‌سازي عكس‌العمل ضدبازگشت جريان دريچه UVJ[31] (كه از بازگشت جريان از مثانه به ميزناي جلوگيري مي‌كند) در فهم بهتر پديده رفلاكس حائز اهميت خواهد بود.

مراجع

[۱] شامخي حميدرضا، جوان‌شير محمدرضا، شاهوردي علمداری مهدی؛ ارولوژي عمومي اسميت؛ نشر سماط، ۱۳۸۰؛ ۲۲۲-۲۳۶.

[2] Boyarsky S., Urodynamics: Hydrodynamics of the Ureter and Renal Pelvis; Acad. Press, N. Y, 1971: 177-198.

[3] Thornbury J.R., and Lapides J., Effect of gravity on ureteral peristaltis human adult in the inverted position; J. Urol. 1974; 111: 465–467.

[4] Flügge W., Stresses in Shells; Berlin: Springer; 1973.

[5] Fung Y.C., Peristaltic Pumping: a Bioengineering Model; New York: Academic; 1971: 177-198.

[6] Li M., and Brasseur J.G., Nonsteady Peristaltic Transport in Finite Length Tubes; J. Fluid Mech 1993; 248: 129-151.

[7] Bykova A.A., and Regirer S.A., Mathematical Models in Urinary System Mechanics (review); Fluid Dynamics 2005; 40 (1): 221-226.

[8] Carew E.O., and Pedley, T.J., An Active Membrane Model for Peristaltic Pumping. Pt 1. Periodic Activation Waves in an Infinite Tube; Trans. ASME: J. Biomech. Engng 1997; 119 (1): 66-76.

[9] Bykova A.A., and Regirer S.A., Simple Model of Peristalsis in a Myogenically-Active Tube; Euromech. Colloquium 389, Book Abstrs, Graz, 1999: 68-69.

[10] Griffiths D.J., Dynamics of the Upper Urinary Tract: I. Peristaltic Flow Through a Distensible Tube of Limited Length; Phys. Med. Biol. 1987; 32 (7): 813-822.

[11] Griffiths D.J., Constantinou C.E., Mortensen J., and Djurhuus J.C., Dynamics of the Upper Urinary Tract: II. The Effect of Variations of Peristaltic Frequency and Bladder Pressure on Pyeloureteral Pressure/Flow Relations; Phys. Med. Biol. 1987; 32 (7): 823-833.

[12] Van Loon R., Anderson P.D., van de Vosse F.N., and Sherwin S. J., Comparison of Various Fluid–Structure Interaction Methods for Deformable Bodies; Computers and Structures 2007; 85: 833-843.

[13] ADINA User Interface Primer, ADINA-F Theory and Modeling Guide ADINA R& D, Inc. September 2004.

[14] Peskin C.S., The Immersed Boundary Method; Acta Numer 2002 (11): 479–517.

[15] Peskin C.S., Flow Patterns around Heart Valves: a Numerical Method; J Comp Phys 1972 (10): 252-71.

[۱۶] گانونگ ويليام اف؛ فيزيولوژي پزشكي؛ ترجمه فرخ شادان و فرشته معتمدي، جلد دوم، انتشارات چهر، چاپ نوزدهم ۱۳۷۹.

---

[31] Ureterovesical Junction