بسم الله الرحمن الرحیم

دانشگاه ارومیه

دانشکده فنی و مهندسی

گروه مهندسی مکانیک

پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکانیک- تبدیل انرژی

موضوع:

مدلسازی عددی جریان پریستالتیک بیولوژیکی در مجرای انعطاف پذیر

اساتید راهنما:

دکتر ایرج میرزایی　　دکتر مرتضی خلیلیان

اساتید داور:

دکتر شهرام خلیل‌آریا　　دکتر نادر پورمحمود

تنظیم و نگارش:

اسماعیل کبیر قره‌ناز

شهریور ۱۳۹۱

تقدیم به:

پدرم،

بزرگ مردی که با دست های مهربانش، از واژه‌ها برایم پله های درست اندیشیدن را بنا کرد؛

و مادرم،

که مهرش را تکیه گاه لحظه‌های تنهایی و بردباری‌ام ساخت؛

و تمامی معّلمان و اساتیدی که از ایشان آموخته‌ام،

و همه‌ی کسانی که دوستشان می دارم.

تقدیر و تشکر

بر خود لازم می‌دانم از زحمات اساتید فرزانه جناب آقای دکتر میرزایی و جناب آقای دکتر خلیلیان که قبول زحمت نموده و مرا در انجام پایان‌نامه هدایت و راهنمایی فرموده‌اند تشکر و قدردانی نمایم.

همچنین از اساتید محترم داوران جناب آقای دکتر خلیل‌آریا و جناب آقای دکتر پور محمود به جهت داوری پایان‌نامه کمال تشکر و قدردانی را دارم.

همچنین از دوستان ارجمندم آقایان

دکترمجتبی قانع جهرمی، دکتر رضا مجیدی، مهندس مصطفی پژوهنده، مهندس اسماعیل بهجت، مهندس علی‌رضا سیفی، مهندس احسان سادتی، مهندس جمال سلیمی، مهندس علی‌اصغر نصیری، مهندس هادی پاشانسل، مهندس ابراهیم ملا علی‌اکبری، مهندس سید مرتضی سجادی، مهندس سعید نقوی، مهندس فرزاد مشهدی جعفرلو، مهندس مهدی نوروزی، مهندس ناصر نصیری و دکتر سینا صادق‌فام

که همواره خیرخواه و حامی بنده بوده‌اند سپاس‌گزارم.

چکیده:

سیستم ادرار شامل کلیه ها، حالب، مثانه و مجرای خروجی مثانه می باشد، وظیفه این سیستم خارج کردن مواد زائد سوخت وساز از بدن می باشد. حالب لوله ای به طول ۳۰ سانتی متر که ادرار را از کلیه به مثانه از طریق جریان پریستالتیک انتقال می دهد. تحلیل جریان دودی شکل در حالب می تواند نقش بسزایی در شناخت رفلاکس داشته باشد و راهکارهایی برای برطرف کردن این مشکل از جمله طراحی ابزارهای کمکی جریان در حالب و حالب مصنوعی ارائه کند. رفلاکس مثانه به حالب یکی از عوامل شایع پدید آورنده بیماری های پیلو نفریت و سیستیت می باشد اتساع حالب، لگنچه کلیوی و کاسیت ها معمولا در اثر رفلاکس مشاهده می شود. در شرایط عادی، حرکت پریستالتیک حالب از فعالیتهای الکتریکی در نواحی نوسان ساز که در قسمت ابتدایی سیستم مجموعه ی ادرار قرار دارد ایجاد می شود. با استفاده از نرم افزار Gambit مدل ساخته و مش بندی شده است و با استفاده از نرم افزار ANSIS_ FLUENT معادلات حاکم بر جریان به صورت ناپایا،تراکم ناپذیر و نیوتنی حل شده است. یک مدل متقارن محوری ۳ بعدی از جریان ادرار در حالب با استفاده از روش حل عددی حجم محدود برای تحلیل جریان سیال مورد بررسی قرار گرفته است.نتایج در قالب فشار، گرادیان فشار و بردارهای سرعت در زمانهای مختلف و دبی در حالتهای مختلف مدل ارائه شده است. مطابق نتایج، مقدار گرادیان فشار در طول محور تقارن حالب در اطراف گلوگاه در حال حرکت، افزایش می یابد و با پیشرفت حرکت پریستالتیک به سمت مثانه، این مقدار بیشینه کاهش می یابد و ایجاد پدیده رفلاکس در آغاز حرکت پریستالتیک بسیار محتمل است.

واژگان کلیدی:حالب، جریان پریستالتیک، گرادیان فشار، حل عددی حجم محدود

فهرست مطالب

عنوان صفحه

فهرست مطالب..... أ

فهرست اشکال..... ه

فهرست جداول..... و

علائم اختصاری..... ز

فصل اول: آناتومی حالب..... ۱

۱-۱ مقدمه..... ۲

۱-۲ آناتومی سیستم ادرار..... ۲

۱-۲-۱ قسمت فوقانی سیستم دفع ادرار..... ۳

۱-۲-۲ قسمت تحتانی سیستم دفع ادرار..... ۳

۱-۳ فیزیولوژی لوله حالب..... ۳

۱-۴ عمل کرد حالب..... ۶

۱-۵ ساختار کلی پایان نامه..... ۶

فصل دوم: مروری بر تحقیقات گذشته..... ۷

۲-۱ مقدمه..... ۸

۲-۲ نفرولوژی کلیوی و رفلاکس..... ۱۱

۲-۲-۱ فاکتورهای مؤثر در ایجاد پدیده رفلاکس..... ۱۲

۲-۳ مرور اجمالی بر مطالعات تجربی درباره حرکت دودی شکل در حالب..... ۱۳

۲-۴ مرور اجمالی به مطالعات تئوری درباره حرکت دودی شکل در حالب..... ۱۴

فصل سوم: تشریح مسأله,معادلات حاکم و روش حل آنها..... ۱۶

۳-۱ مقدمه..... ۱۷

۳-۲ تشریح مسأله:..... ۱۸

۳-۲-۱ مدل سازی..... ۱۹

۳-۲-۱-۱ شبکه بندی..... ۲۰

۳-۲-۱-۲ تئوری و نحوه عمل دینامیک مش و تغییر شکل دیواره‌ها..... ۲۱

۳-۲-۱-۲-۱روش مدل کردن بر پایه فنر..... ۲۲

۳-۲-۱-۲-۲ روش Remeshing Method..... ۲۳

۳-۲-۱-۲-۳ روش L S M..... ۲۵

۳-۲-۱-۲-۴ روش B L S M..... ۲۶

۳-۲-۱-۲-۵ روش D L M..... ۲۸

۳-۲-۲ معادلات ریاضی حاکم بر جریان..... ۲۸

۳-۳ روش حل مسأله..... ۳۳

۳-۳-۱ انتخاب شیوه محاسباتی..... ۳۴

۳-۳-۲ روش میان یابی فشار.....۳۶

۳-۳-۳ وابستگی سرعت و فشار.....۳۶

فصل چهارم: نتیجه گیری ،صحت سنجی و پیشنهادات برای تحقیقات آینده.....۳۸

۴-۱ مقدمه.....۳۹

۴-۱-۱ حالت اول: موج جریان را تقویت نماید.....۳۹

۴-۱-۲ نمودار کانتور فشار در زمانهای مختلف.....۴۰

۴-۱-۳ نمودار کانتور سرعت در زمانهای مختلف.....۴۲

۴-۱-۴ نمودار فشار در مرکز لوله بر حسب فاصله طولی.....۴۴

۴-۱-۵ نمودار مقدار سرعت در مرکز لوله بر حسب فاصله طولی.....۴۵

۴-۱-۶ نمودار بردار سرعت در گلوگاه.....۴۶

۴-۱-۷ مقدار دبی.....۴۷

۴-۲ حالت دوم)گرادیان فشار وجود ندارد.....۴۷

۴-۲-۱ نمودار کانتور فشار در زمانهای مختلف:.....۴۹

۴-۲-۲ نمودار کانتور سرعت در زمانهای مختلف.....۵۱

۴-۲-۳ نمودار فشار در مرکز لوله بر حسب فاصله طولی.....۵۳

۴-۲-۴ نمودار مقدار سرعت در مرکز لوله بر حسب فاصله طولی.....۵۴

۴-۲-۵ نمودار بردار سرعت در گلوگاه.....۵۵

۴-۲-۶ مقدار دبی.....۵۵

۴-۳ حالت سوم)حرکت موج و حرکت ناشی از گرادیان فشار در جهت عکس یکدیگر می‌باشد.....۵۶
۴-۳-۱ نمودار کانتور فشار در زمانهای مختلف:.....۵۶
۴-۳-۲ نمودار کانتور سرعت در زمانهای مختلف.....۵۸
۴-۳-۳ نمودار فشار در مرکز لوله بر حسب فاصله طولی.....۶۰
۴-۳-۴ نمودار مقدار سرعت در مرکز لوله بر حسب فاصله طولی.....۶۱
۴-۳-۵ نمودار بردار سرعت در گلوگاه.....۶۲
۴-۳-۶ مقدار دبی.....۶۳
۴-۴ نتیجه گیری.....۶۳
۴-۴-۱ مقدار دبی عبوری سیال در حالتهای مختلف.....۶۳
۴-۵ مقایسه نتایج با مرجع و معتبر سازی.....۶۳
۴-۵-۱ مقایسه دبی درسه حالت مختلف.....۶۳
۴-۵-۲ مقایسه گرادیان فشار در طول خط محور لوله.....۶۴
۴-۶ پیشنهاد برای مطالعات آتی.....۶۷
۴-۶ منابع.....۶۸

فهرست اشکال

شکل ۱-۱ نمای شماتیک از سیستم دفع ادرار.....۳

شکل ۱-۲ برش عرضی از لوله حالب.....۴

شکل ۱-۳ رادیوگرافی از حالب (سمت چپ) و رادیوگرافی از UPJ (سمت راست).....۵

شکل ۳-۱: نمایی از بخش‌های مختلف مدل مش‌بندی شده لوله.....۲۰

شکل ۳-۲ نمایی از دو سلول پرکاربرد. الف- Tetrahedron ب- Hexahedron.....۲۱

شکل ۳-۳ نمایی از جریان 2.5D extruded قبل از تغییر مش ها.....۲۵

شکل ۳-۴. نمایی از جریان 2.5D extruded بعد از تغییر مش ها.....۲۵

شکل ۳-۵ شکل مش ها قبل از اعمال دینامیک مش لایه مرزی.....۲۷

شکل ۳-۶ شکل بعد از اعمال دینامیک مش لایه مرزی.....۲۷

شکل ۳-۷ هندسه کانال پریستالتیک.....۲۹

شکل ۳-۸ نمایش عملیات تغییر شکل دینامیک بر روی نقاط دیواره حالب.....۳۵

فهرست جداول

جدول۳-۱ حالت های مختلف مدل.....۱۹

جدول ۴-۱ مقدار دبی خروجی.....۶۳

جدول ۴-۲ مقایسه دبی در حالت های مختلف از لحظه ورود موج و لحظه t=12s بر حسب مترمکعب بر ثانیه.....۶۵

علائم اختصاری

u	سرعت در راستای x	m/s
v	سرعت در راستای y	m/s
w	سرعت در راستای z	m/s
V	سرعت	m/s
x	طول	m
P	فشار	Pa
T	دما	k
K	سختی فنر	s^2/Kg
F	نیرو	N
t	زمان	s
ρ	چگالی	Kg/m^3
μ	لزجت دینامیکی	$Kg/m.s$
ν	لزجت سینماتیکی	m^2/s
C	سرعت موج پریستا لتیک	m/s
r	شعاع	m
Q	دبی	m^3/s
dp/dx	گرادیان فشار	Pa/s
λ	طول موج پریستالتیک	m
ε	دامنه موج پریستالتیک	m
k	ضریب هدایت گرمایی	$w/m.k$
c_p	ضریب هدایت گرمایی	$j/Kg.k$

فصل اول

آناتومی حالب

۱–۱ مقدمه

چگونگی شکل گیری و دفع ادرار از دیر باز مسأله علم بیو مکانیک بوده است و سازکاری که ادرار از کلیه به مثانه هدایت می کند دقیقا مشخص نیست .

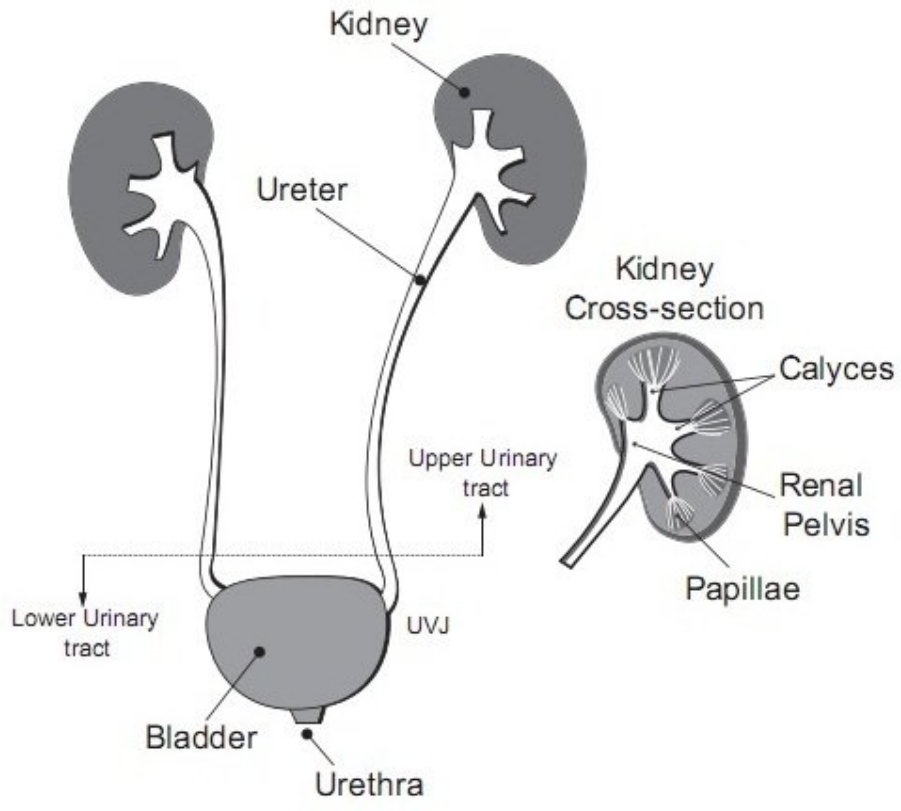
حالب عملکرد پیچیده ای در انتقال ادرار از کلیه به مثانه دارد وهر روند پاتولوژی که این فعالیت را مختل کند منجر به اختلالات کلیوی می شود که شایع ترین آن هیدرونفروز (بزرگ شدن کلیه در نتیجه جمع شدن ادرار در لگنچه کلیوی و عفونت آن) است که باعث تخریب کلیه شده و از طریق جریان خون کلیوی به سراسر بدن منتشر می شود است.

حرکت دودی شکل شیوه طبیعی انتقال محتویات مجاری عضلانی بدن است که از طریق انقباض پیشرونده فیبر ها ی عضلانی آن انجام می شود .

این سازوکار در انتقال سیالات زیستی مثل انتقال ادرار در حالب و انتقال غذای نیمه هضم شده در مجرای روده ای وجود دارد . انتقال ادرار توسط بسته های مجزایی به نام بولاس انجام می شود.

۱–۲ آناتومی سیستم ادرار

سیستم ادرار شامل کلیه ها، حالب،مثانه ، و مجرای خروجی مثانه می باشد. وظیفه این سیستم خارج کردن مواد زائد سوخت وساز از بدن می باشد . سیستم دفع ادرار را می توان به ۲ بخش فوقانی (کلیه تا حالب) و قسمت تحتانی (مثانه به مجرای ادرار) تقسیم کرد.در شکل ۱-۱ نمای شماتیک از سیستم دفع ادرار نشان داده شده است. [۱]



شکل ۱-۱ نمای شماتیک از سیستم دفع ادرار

۱-۲-۱ قسمت فوقانی سیستم دفع ادرار

اوره از مواد غذایی حاوی پروتئین مانند گوشت ،مرغ ، و بعضی سبزیجات تولید می شود که اضافات آن توسط سیستم دفع ادراری از خون گرفته می شود . کلیه ها ۲ اندام لوبیایی شکل می باشند که محل قرار گیری آ نها در بدن انسان در زیر قفسه سینه و در دو طرف ستون فقرات می باشد. کلیه ها معمولا ۰/۵٪ از وزن کل بدن انسان را تشکیل می دهند .

کلیه از طریق سرخرگ کلیوی خون دریافتی را باز یافت می کند و از طریق سیاهرگ کلیوی به بدن باز می گرداند . در کلیه ها اوره از خون توسط واحد کوچکی به نام نفرون گرفته می شود و در پاپیلا جمع آوری شده و از کالیس وارد لوله حالب می گردد.

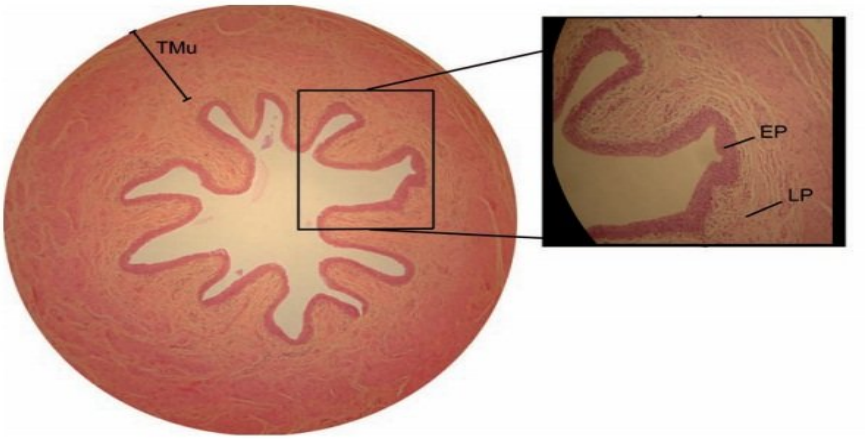
دیواره لوله حالب از سه لایه تشکیل شده است که مرز این سه لایه به راحتی قابل تشخیص نیستند.

این سه لایه عبارت است از :

۱- داخلی : Epithelium که باعث ایجاد پرستالیک می شود. (EP)

۲- میانی : Lamina Propia که شامل عروق Well inner vated می باشد.(LP)

۳- TMU : که از عضلات صاف تشکیل شده است



شکل ۱-۲ برش عرضی از لوله حالب

۱-۲-۲ قسمت تحتانی سیستم دفع ادرار

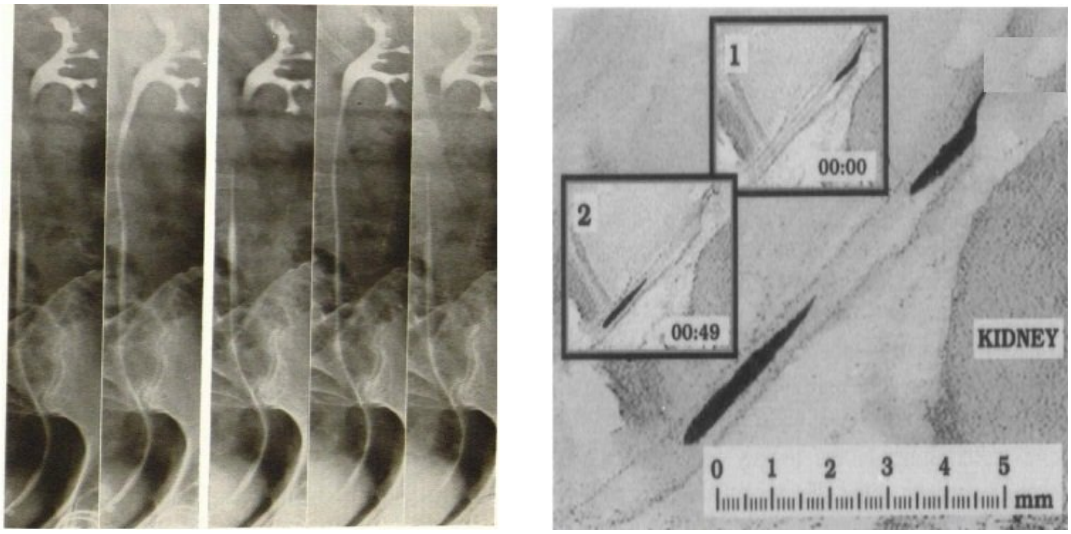
این قسمت شامل مثانه و لوله خروجی ادرار می باشد . مثانه کیسه ای قابل انبساط تو خالی است که ادراربه طور موقت در آن جمع می شود . مثانه یک انسان بالغ قادر است ۰/۶ لیتر را در خود جای دهد.

۱-۳ فیزیولوژی لوله حالب

در شرایط عادی حرکت پریستالتیک در قسمت فوقانی حالب با منشا الکتریکی ایجاد می شود. انتشار تحریک الکتریکی دیواره لوله حالب باعث ایجاد حرکت پریستالتیک می شود.

در جریان ادرار معمولی در بدن انسان، فرکانس انقباضی کالیسی[1] لگنچه کلیوی بیشتر از مقدار فرکانس در قسمت بالایی حالب می باشد و تا حدی اختلال فعالیت الکتریکی در UPJ دیده می شود در این شرایط ابتدا جریانی در لگنچه کلیوی پر می شود ، با بالا رفتن فشار لگنچه کلیوی ، ادرار به سمت داخل قسمت بالایی حالب سرازیر می شود . قابل ذکر است که این نواحی حالب در ابتدا به حالت جمع شده است ، فشار هایی که انقباض حالب را ایجاد می کنند و بولاس ادرار را به جلو می برند از فشار لگنچه کلیوی زیادتر است و اگر UPJ عملکرد طبیعی ضد بازگشتی داشته باشد از کلیه در برابر فشار معکوس حالب محافظت می کند. با افزایش دبی جریان، بسته شدن UPJ از بین می رود و بین نوسان ساز و انقباض حالبی تعادلی به وجود می آید.

بو لاس[2] در لغت به معنی قطعه کوچک و گردی از هر چیز است و در اینجا اصطلاحا به توده ادراری که توسط انقباض ماهیچه ای در حالب ایجاد می شود و همراه موج انقباضی به جلو می رود و ادرار را درون خود حمل می کند گفته می شود. رادیوگرافی لوله حالب در شکل ۱-۳ آورده شده است.



شکل ۱-۳ رادیوگرافی از حالب (سمت چپ) و رادیوگرافی از UPJ (سمت راست)

[1] calyceal

[2] Bolus

۱–۴ عمل کرد حالب

حالب لوله ی به طول ۲۵ الی ۳۰ سانتی متر است که از لگنچه کلیوی تا مثانه امتداد یافته است و ادرار را از مثانه به کلیه حمل می کند . در شرایط عادی، حرکت پریستالتیک حالب از فعالیتهای الکتریکی در نواحی نوسان ساز که در قسمت ابتدایی سیستم مجموعه ی ادرار قرار دارد ایجاد می شود. فعالیت الکتریکی سپس به سمت انتهای حالب پیشرفت می کند و خواص مکانیکی پریستالتیک و انقباض حالبی– که بولاس ادرار را به سمت انتها می راند–را به دست می دهد. کار آمدی جلو برندگی بولاس ادرار به توانایی حالب در به هم چسبانیدن دیواره هایش به طور کامل بستگی دارد. ادرار در لوله حالب از کلیه به مثانه بین دو موج پیشرونده که با سرعت ۲ تا ۶ سانتی متر بر ثانیه حرکت می کند، جریان می یابد. موج پیشرونده در هر دقیقه بین ۲ تا ۶ بار تولید می شود. ادرار از راه پیوندگاه حالب مثانه ای (UVJ) می گذرد و به داخل مثانه می ریزد . دریچه ای که در شرایط عادی اجازه خروج ادرار از حالب به داخل مثانه را می دهد اما از خروج آن از مثانه به داخل حالب جلو گیری می نماید.

۱– ۵ ساختار کلی پایان نامه:

در پایان نامه حاضر،فصل اول شامل معرفی سیستم دفع ادرار در بدن انسان و آناتومی از لوله حالب می باشد و در فصل دوم به بررسی تحقیقات انجام شده در این حوزه از مهندسی مکانیک پرداخته شده است، فصل سوم شامل تشریح مسأله,معادلات حاکم بر مدل مورد نظر و روش حل عددی آنها توسط نرم افزار مورد مطالعه قرار گرفته است و در فصل چهارم به بررسی نتایج به دست آمده از حل عددی و صحت سنجی با نتایج مرجع پرداخته شده است

فصل دوم

مروری بر تحقیقات گذشته

۲–۱ مقدمه

حالب مجرایی با عملکرد بسیار پیچیده ای است که ادرار از کلیه به مثانه هدایت می کند . اختلالات حالب به مواردی مادرزادی یا اکتسابی تقسیم بندی می شود، یکی از مهم ترین بیماری های دستگاه دفع ادرار رفلاکس(بازگشت ادرار از مثانه) جریان ادرار در حالب است، رفلاکس می تواند باعث انتقال باکتری ها و مواد سمی از مثانه به لگنچه کلیوی و سپس به کلیه ها شود و باعث تخریب کلیه و انتشار عفونت در بدن شود[۱]. انتقال ادرار از کلیه به مثانه از زمان آغاز مطالعه جریان ادرار در حالب، یکی از موضوعات کلاسیک تئوری کاربردی انتقال دودی شکل می باشد [۲]. این نوع انتقال سیال در تعدادی از سیستم های زیستی که دارای لوله هایی با ماهیچه صاف می باشند (بعنوان مثال روده کوچک، مجاری لنفاوی و رگ های خونی کوچک) مشاهده می شود.

تحلیل جریان دودی شکل در حالب می تواند نقش بسزایی در شناخت رفلاکس داشته باشد و راهکارهایی برای برطرف کردن این مشکل از جمله طراحی ابزارهای کمکی جریان در حالب و حالب مصنوعی ارائه کند.

با توجه به سازوکار بسیار پیچیده انتقال ادرار در حالب تاکنون مطالعات در حوزه علم مکانیک و ریاضیات به مدل های هندسی ساده ای در مدل سازی این پدیده محدود شده اند.

به طور کلی بررسی های انجام شده در حوزه تجربی و پزشکی معطوف به بررسی کمی (حجم ادرار جابجا شده ، نرخ انتشار موج دودی شکل، ریخت سنجی حالب و...)و کیفی (تغییرات سطح مقطع داخلی حالب در مدت انتشار موج دودی شکل، واکنش بافت عضلانی حالب به تحریک عصبی دودی شکل، انواع جریان ایجاد شده در حالب و ...) و در نمونه های آزمایشگاهی تعدادی از انواع پستانداران بوده است.[۴,۳]