

EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

**GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ
VE KLİNİK BULGULAR KULLANILARAK
MESANE GEOMETRİSİNİN İDRAR AKIM HIZINA
ETKİSİNİN BELİRLENMESİ**

Murat ÇINAR

Tez Danışmanı : Yard. Doç. Dr. Mehmet BAYBURT

Nükleer Bilimler Anabilim Dalı

Bilim Dalı Kodu : 622.02.01

Sunuş Tarihi : 15.04.2011

Bornova-İZMİR

2011

Murat ÇINAR tarafından **DOKTORA** tezi olarak sunulan “ **Görüntü işleme teknikleri ve klinik bulgular kullanılarak mesane geometrisinin idrar akım hızına etkisinin belirlenmesi** ” başlıklı bu çalışma E.Ü. Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği ile E.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Eğitim ve Öğretim Yönergesi'nin ilgili hükümleri uyarınca tarafımızdan değerlendirilerek savunmaya değer bulunmuş ve 15/04/2011 tarihinde yapılan tez savunma sınavında aday oybirliği ile başarılı bulunmuştur.

Jüri Üyeleri**İmza**

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Nurdoğan CAN

Raportör Üye : Yard. Doç. Dr. Mehmet BAYBURT

Üye : Doç. Dr. Turgay KARALI

Üye : Doç. Dr. Müslim Murat SAÇ

Üye : Yard. Doç. Dr. Mehmet ENGİN

ÖZET**GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ VE KLİNİK BULGULAR
KULLANILARAK MESANE GEOMETRİSİNİN İDRAR AKIM
HIZINA ETKİSİNİN BELİRLENMESİ**

ÇINAR, Murat

Doktora Tezi, Nükleer Uygulamalar Ana Bilim Dalı

Tez Yönetici: Yard. Doç. Dr. Mehmet BAYBURT

Nisan 2011, 81 sayfa

Mesane idrar depolayan, mukoza kaplı, duvarları kas tabakasından oluşan bir organdır. Mesanenin ürodinami de basınç-akım hızı testi invaziftir. Ayrıca nomogramlar kullanılmakta ve tam bir standardizasyon sağlanamamaktadır.

Bu çalışma dört bölümden oluşmuştur. Katılımcılar, 10 erkek gönüllüden oluşmuştur. Tüm katılımcı demografi verileri kaydedilmiştir. Birinci bölümde mesane bölgesinin bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri çekildikten sonra idrar akım hızı ölçüm testi uygulanmıştır. İkinci bölümünde mesanelerin üç boyutlu görüntüleri oluşturulmuştur. Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (HAD) kullanılarak, geometrisi BT görüntülerinin işlenmesi ile elde edilen mesanenin çeperine 20 cmH₂O basınç uygulanarak akım hızları belirlenmiştir. Üçüncü bölümde klinikte elde edilen akım hızlarını sağlayacak çeper basınçları hesaplanmıştır. Dördüncü bölümde mesane geometrisinin tek değişken olarak kullanıldığı HAD analiziyle, idrar akımına ait hız ve basınç alanları elde edilmiştir.

Ölçülen akım hızı ve hesaplanan akım hızının ortalama değerleri, sırasıyla, 21,9±7,8 ml/s and 25,3±2,6 ml/s'dir. İdrar akım hızı testinden elde edilen ve HAD analizinden hesaplanan akım hızları uyumlu olduğu görülmüştür (p<0.05). Hesaplanan mesane basıncının ortalama değeri, 17,3±7,9 cm H₂O bulunmuştur. Mesane şeklinin küreye benzerliği arttıkça mesanenin daha düşük akım ve basınç unsuruna sahip olduğu gözlenmiştir. Mesane içerisindeki basınç-akım hızı ilişkisinin incelenmesinde, yeni, non-invazif ve alternatif bir yöntem geliştirilmiş olup bu yöntem teorik analizlerde de bir temel oluşturabilir.

Anahtar Sözcükler: Basınç Akım Çalışması, Ürodinami, Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (HAD), 3 Boyutlu Modelleme, İstatistiksel Analiz.

ABSTRACT**THE DETERMINATION OF THE INFLUENCE OF THE
BLADDER GEOMETRY TO THE BLADDER PRESSURE AND
URINE FLOW BY USING IMAGE PROCESSING METHODS
AND CLINICAL FINDINGS.**

ÇINAR, Murat

PhD in Nuclear Applications

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Mehmet BAYBURT

April 2011, 81 pages

Bladder is an organ consists of muscle and coated with mucosa stores urine. The pressure-flow velocity test is invasive. In addition, several nomograms are used and an exact standardization cannot be provided.

This study consist of four stages. Participants consist of 10 voluntary males. All data referring to volunteer is demographics were recorded. At first stage, CT imaging was performed for the reconstruction of the bladder. After the CT process, the peak flow-rates were measured with a uroflowmeter. At second stage, using CFD, first, by applying a pressure of 20 cmH₂O to the bladder wall whose geometry was obtained from processing of CT images. Then flow velocities were determined. At third stage, the wall pressure to provide flow rates obtained from uroflowmetry was calculated. At last stage, urine flow was simulated in different bladder geometry models from 3D CT images, pressure and velocity fields.

The average values of the measured flow rate and the computed flow rate were calculated as 21.9±7.8 ml/s and 25.3±2.6 ml/s respectively. It was found that the flow rates obtained from the uroflowmetry and the flow rates calculated by CFD were consistent with each other ($p<0.05$). The average value of the computed bladder pressure was found to be 17,3±7,9 cmH₂O. It is observed that the bladder in the shape of cone has higher pressure and flow rate. By comparing the results achieved by this method and the results obtained by uroflowmetry, a significant association was found. A novel non-invasive alternative method was developed to investigate the pressure-flow rate relationship in the bladder which could be provide a basis for theoretical analyses.

Keywords: Pressure-Flow Study, Urodynamics, Computational Fluid Dynamics (CFD), 3D Modelling, Statistical Analysis.

TEŞEKKÜR

Çalıőmamda değerli yorum ve önerileri ile katkıda bulunan tez danışmanım sayın Yrd. Doç. Dr. Mehmet BAYBURT' a teşekkür ederim.

Çalıőmamda kullandığım görüntüleri ve test sonuçlarını sağlayan Doç. Dr. Yusuf Ziya ATEŐÇİ' ye teşekkür ederim.

Aynı zamanda tez çalışmalarıım süresince bana maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen aileme teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	V
ABSTRACT	VII
TEŞEKKÜR	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ	XIII
ÇİZELGELER DİZİNİ	XVII
1. GİRİŞ	1
2. MESANE VE İDRAR KANALI (ÜRETRA) FİZYOLOJİSİ	5
2.1. Mesane Fizyolojisi	5
2.2. Mesane Geometrileri	8
2.2.1. Küresel Geometrilik Mesaneler	8
2.2.2. Kozalak Geometrilik Mesaneler	9
2.3. İdrar Kanalı (Uretra) ve Ürodinamik Çalışmalar	9
2.3.1. İdrar Kanalı (Uretra) 'nın Fizyolojisi	10
2.3.2. Ürodinamik Çalışmalar	11
2.3.3. Sistoskopi	14
2.3.4. Spinal Manometre	14

İÇİNDEKİLER (devam)

	<u>Sayfa</u>
3. MALZEME VE YÖNTEMLER	15
3.1. Malzeme	15
3.2. Yöntemler	17
3.2.1. Görüntü işleme	19
3.2.2. Akışkan Hareketini Yöneten Denklemler ve Teorik model	27
3.2.3. HAD Analizi ve Sayısal Hesaplama Detayları	50
3.2.4. İstatistiksel analiz	54
4. SONUÇLAR	57
4.1. Klinik Datalar ve İdrar Akım Hızı Test Sonuçları	57
4.2. Bölütleme Sonuçları	59
4.3. HAD Analizi ile hesaplanan Akım Hız Sonuçları	60
4.4. HAD Analizi ile hesaplanan Mesane Çeper Basıncı Sonuçları	65
4.5. HAD Analiz ile hesaplanan Mesane Geometrisi Sonuçları	67
5. TARTIŞMA	73
KAYNAKLAR DİZİNİ	75
ÖZGEÇMİŞ	80
EKLER	80

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 2.1 Erkek ve kadınlarda Mesane yapısı	5
Şekil 2.2 Mesane mekanizmasının görünüşü	6
Şekil 2.3 Mesanenin çalışma şekli ile ilgili görünüm	7
Şekil 2.4 Kürenin şekli	8
Şekil 2.5 Küresel geometriye sahip mesane modeli	9
Şekil 2.6 Kozalak şekilli geometriye sahip mesane modeli	9
Şekil 2.7 İdrar akımının oluşumu	10
Şekil 2.8 ICS Basınç-akım çalışmasında mesane çıkış tıkanıklığının sınıflandırılması.....	12
Şekil 3.1 Görüntüsü çekilen bölgeler:(a) Aksiyal görünüm, (b)Sagital görünüm	15
Şekil 3.2Ürodinamik Ölçüm sistemi	16
Şekil 3.3 Uygulanan metodolojinin temel adımları	17
Şekil 3.4 Uygulanan yöntemlerin akış diyagramı	18
Şekil 3.5 Uygulanacak yöntemin ölçüm düzeneği	18
Şekil 3.6 Üç boyutlu yüzey oluşturma aşamaları	25
Şekil 3.7 Mesane Görünümü: (a)Tanımlanmamış bölge, (b)Tanımlanmış bölge.	25
Şekil 3.8 Üç boyutlu yüzey oluşturulmuş mesane modeli	27

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 3.9 Bir boru içindeki akım çizgileri	27
Şekil 3.10 Akım çizgisi ve hız vektörü : (a) Akım çizgisi üzerindeki bir noktada hız vektörünün gösterilmesi, (b) Kartezyen koordinatlarda hız vektörünün gösterilmesi.....	28
Şekil 3.11 (a),(b) Uzayda sabit konumlu, bir S yüzeyi ile çevrili sonlu kontrol hacmi	31
Şekil 3.12 Kontrol hacmi: (a),(b),(c) Kartezyen koordinatlarda kontrol hacmi görünümü	32
Şekil 3.13 Sonlu kontrol hacmi üzerindeki hız vektörleri	33
Şekil 3.14 İdrar borusu üzerindeki basınç-akım değişkenlerinin görünümü .	33
Şekil 3.15 İdrar borusu içerisindeki poiseuille akışta akışkan tabakaları	42
Şekil 3.16 Uzayda sabit konum, sonlu kontrol hacmi üzerinde enerji formu	43
Şekil 3.17 Düğüm noktaları ve sınır şartları	48
Şekil 4.1 Altı nolu Mesane modeline ait iki kesit: (a) 27. kesit, (b) 45. kesit.	57
Şekil 4.2 Ön-işleme sonucu oluşan görüntüler: (a)27 kesit, (b) 45 kesit	59
Şekil 4.3 Üç boyutlu oluşturulmuş model: (a) Modeli oluşturulan mesane, (b) Daha hassas yüzey ağı	60
Şekil 4.4 Bir nolu mesane modeli için tanımlanmış sınır şartlar ve üç boyutlu görüntüleri	62
Şekil 4.5 Sayısal ağ oluşturulmuş mesane modelleri	62

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
Şekil 4.6 HAD Analiz Sonuçları (a),(b) 1 nolu deneğe ait 3 boyutlu mesane model kesitindeki basınç dağılımları, (c),(d),(e) 1 nolu deneğe ait 3 boyutlu mesane model kesitindeki hız dağılımları	63
Şekil 4.7 Mesane modelleri (a),(b) 3 boyutlu oluşturulmuş küresel şekilli mesane modelleri (c),(d),Sayısal ağ oluşturulmuş mesane modelleri	68
Şekil 4.8 HAD Analizi sonucunda 1 nolu mesane model kesitindeki 3 boyutlu hız dağılımları	69
Şekil 4.9 HAD Analizi sonucunda 1 nolu mesane modelinin Mevcut ve Küreselleştirilmiş geometrilerdeki hız dağılım grafiği	71

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1 Alt üriner sistem uzunluk ve kapasiteleri (Damaver et al, 1996)..	8
Çizelge 3.2 Klinik veriler	17
Çizelge 4.1 İdrar akım hızı testi sonuçları	58
Çizelge 4.2 İstatistiksel olarak spearman korelasyon testi sonuçları	58
Çizelge 4.3 Mesanelere ait ağ boyutları	61
Çizelge 4.4 20 cm H ₂ O mesane basıncında proximal uretra'daki hesaplanan akış hızları.	64
Çizelge 4.5 Mesaneye ait veriler üzerinde istatistiki test sonuçları.....	65
Çizelge 4.6 İdrar akım hızı testinde ölçülen akış hızını sağlayacak hesaplanan mesane çeper basıncı	66
Çizelge 4.7 Mesaneye ait veriler üzerinde istatistiki test sonuçları	67
Çizelge 4.8 Mesane çeperlerine 20 cmH ₂ O basınç uygulandığı durumda geometrilerin karşılaştırılması sonuçları	70
Çizelge 4.9 Mesaneye ait veriler üzerinde istatistiki test sonuçları	71

1. GİRİŞ

Mesane idrar depolama görevi olan, mukoza ile kaplı, duvarları adale tabakasından oluşan bir organdır. Mesanenin iki temel görevi vardır. Birincisi idrarı maksimum kapasitesi doluncaya kadar mümkün olduğunca düşük basınçla depolaması, ikincisi idrar yapma sırasında ise maksimum itme kuvveti oluşturarak mesanenin tamamının boşaltılmasıdır.

AÜSB (Alt Üriner Sistem Semptomları=Lower Urinary Tract Symptoms) idrar sıklığı acil idrar hissi gece idrara kalkma azalmış ve kesik idrar yapma ve idrar kesesini tam boşaltamama gibi yakınmalarından oluşur. AÜSB'yi meydana getiren çok faktör vardır. Yaş, prostat büyümesi(idrar kesesini tam boşaltamama (BPH) mesanedeki duvar değişiklikleri, nörolojik değişiklikler tek başlarına veya birlikte AÜSB'ü ortaya çıkarabilir (Damaser et al., 1995).

Mesane çıkım tıkanıklığı (MÇT) genellikle alt üriner sistem semptomları ile ilişkilidir. MÇT mekanik bir olgudur. Bu nedenle basınç, akış gibi mekanik parametreler kullanılarak incelenmiştir. Ürodinamik testler tıkanmanın derecesini belirlemek için kullanımı geçerli testlerdir (Nitti, 2005).

Basınç akım çalışmaları Abrams-Griffiths ve Schäfer nomogramları ile beraber kullanılmasıyla MÇT tanısında kullanılan temel standarttır (Abrams, 1979), (Schäfer, 1990).

Basınç akım çalışmaları, alt üriner sistemdeki tıkanıklıkların belirlenmesinde altın standart muayene yöntemi olarak kabul edilmesine rağmen, klinik kullanımlarda ameliyat kararı vermek için hasta üzerinde uygulanması önerilmez. Bunun nedeni sadece basınç akım çalışmasının invazif olması aynı zamanda kullanılan bazı nomogramların tam bir standartizasyon sağlamamasıdır. Bu yüzden çeşitli otoriteler tarafından non-invasif olarak adlandırılan yeni metot arayışları devam etmektedir (Stothers et al., 2010).

Ürodinami testleri uygulanmasının zor olması ve çoğunlukla invaziv olması, katetere ihtiyaç duyması, sonuçlarının karmaşık olması, artifactlardan etkilenmesine rağmen, yaşamsal önem taşıyan durumlar için rutin klinik çalışmalarda uygulanır (McArdle et al., 2009).

Üriner sisteme ait MÇT sonuçları ile anlamlı bir ilişkiye sahip non-invasif ve kolay kullanılabilir bir metot ile abdominal ultrason kullanılarak prostat hacmi ve mesane içine büyüyen prostat (IPP) değeri ölçülmüştür (Reis et al., 2008).

Mesane çıkış tıkanıklıklarını sınıflandırmak için penile cuff aleti kullanarak non-invasif mesane basınç akım değerini kaydeden bir metot geliştirildi (Clarkson et al., 2008).

Üroloji literatüründe çeşitli idrar akım hızı parametrelerinin, mesane çıkış tıkanıklıkları ile normal akımı ayırt etmedeki kullanılabilirliği bir çok defa dile getirilmiştir (Lekili v.d., 2002).

Johann JM Pel ve Ron Van Mastrigt tarafından yapılan bir çalışmada, prostata ait tıkanmanın derecesi ve üretilen gürültü arasında ilişkiyi araştırmak için üretral geometri modeli üzerinde Hesapsal Akışkanlar Analizini kullanarak bir model geliştirmişlerdir. Bu model mesane, mesane boynu, prostat ve idrar yolundan oluşmaktadır. Hesaplamalar üç adet tıkanıklığa ait şekil, tıkanmaya ait beş farklı derece ile dört mesane basınç değeri üzerinden yapılmıştır. Yapılan altı modelleme sonucunda elde edilen verilerle, perineal gürültünün maksimum genliğinin seviyesi prostata bağlı tıkanmanın şekline ve tıkanıklık derecesine bağlı olduğu hipotezi ortaya konulmuştur (Johann et al., 2010).

Yaş ilerledikçe mesane kası düzleşmekte ve bunun sonucunda idrar akım hızının azaldığını gösteren bir çalışma yapılmıştır (Lepor et al., 1992). 59 hasta üzerinde yapılan bir çalışmada mesanede şekil bozukluklarının artmasının üst idrar yollarında deformasyona yol açtığı gözlemlenmiştir (Yu HJ et al., 1997). Genç ve yaşlı tavşanlara ait mesane dokuları üzerinde yapılan bir araştırmada idrar yolunda oluşturulan dış dirence karşı mesanenin boşaltma kabiliyeti incelenmiştir (J. D. Brooks, 2002). Yapılan diğer bir çalışmada yaş ilerlemesiyle mesane içinde düz kasların bozulmaya başladığı ortaya çıkarılmıştır (Ogawa, 1988). Tomografi imajları kullanılarak bir tavşanın böbreği 3D modellenmiştir (Emrullah, 2009). Çok gelişmiş tomografi cihazları kullanılarak yaptığı çalışmalar sonucu boşaltım sisteminin 3D görüntüleri elde edilmiştir (Korobkin, 2003).

İşeme semptomlu tüm hastalarda ürodinamik incelemenin gerekli olduğu belirtilmiştir (Hinson, 1996). Yapılan çalışmalarda ürodinamik anormallikler ile hastalık süresi ve özürlülük durumu arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu bildirilmiştir (Yamamoto et al., 2006), (Porru et al., 1997), (Giannantoni et al., 1999).

Yukarıda bahsedilen tüm çalışmalar ürodinami de invasif olmayan ve uygulamada karşılaşılan güçlükleri ortadan kaldırmak için alternatif olarak planlanmış ve yürütülmüştür.

Bu çalışmada amaç, mesane geometrinin idrar akımına olan etkisini araştırmak ve kişiden kişiye önemli değişiklikler gösterdiğini saptamak ve tanı koymaya yardımcı olabilecek ön bilgiler sağlamaktır.

Çalışmamız mesanenin depolama görevinden çok idrar yapma yani mesane içeriğinin tamamını boşaltma görevini incelemektedir. Mesanenin boşaltılmasında bilinen en önemli faktörler mesanenin kapasitesi ve kas itme gücü, ayrıca çıkış direncini oluşturan prostat ve üretraya ait faktörlerdir. Günümüzde mesane geometrisi ek bir faktör olarak dikkate alınmamaktadır.

Bu çalışmada 10 olgunun eksensel kesitlerinde mesane geometrisinin standart küre olmadığı bir kısmının özellikle gençlerde kozalak şeklinde olduğu gözlemlendi. Mesane de geometrik şeklin diğer ideal torbalardaki gibi kozalak şeklinden küre şekline değişmesi ile idrar akımını etkileyen ek bir faktör olabileceği düşünülmektedir. Geometri değişikliğinin basınç ve akım değişikliğine yol açtığı bilinmekte ve ürolojide de kullanılmaktadır. Örneğin ince bağırsağın son bölümü ileumdan yeni mesane oluşturulurken kese, torba çapının artırılarak laplace bağıntısı düşük basınçlı rezervuar oluşturulması hedeflenmektedir.

Mesanenin geometrisinin özellikle gençlerde ki kozalak şeklinden, yaşlılar da küre şekline değişmesi idrar akımını etkileyen ek bir faktör olabileceği düşünülerek çalışma planlanmıştır. Klinik veriler üretral ve prostata bağlı faktörleride içerdiğinden; mesanenin bilgisayar simülasyonu yapılarak mesane geometrisinin tek değişken olarak idrar akımına etkisi araştırılmıştır.

Mesane bölgesine yönelik yapılan basınç-akım hızı testi invaziftir. Buna ek olarak bazı nomogramlar kullanılmakta ve tam bir standardizasyon sağlanamamaktadır. Bu sebeple, bazı otoriteler tarafından non-invazif olarak adlandırılan ve ürodinamiye benzer sonuçlar verecek arayışlar sürmektedir. Bu çalışmanın hedefi, mesane akım hızı ve basıncının belirlenmesi için Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği kullanarak geliştirilen yeni bir tekniği sunmaktır.

Çalışma dört bölümden oluşmuştur:

Birinci bölümde mesane ile idrar akım hızı arasında ilişki tespit edebilmek amacıyla klinik olarak 10 gönüllüye ait demografik bilgiler alındı. Daha sonra mesanelerinin 2 boyutlu tomografi görüntüleri alınan denekler, ürowflowmetri testine tabi tutuldular.

İkinci bölümünde mesanelerin 3 boyutlu görüntüleri oluşturuldu. Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği kullanılarak, geometrisi BT görüntülerinin işlenmesi ile elde

edilen mesanenin çeperine 20 cmH₂O basınç uygulayarak Qmax değerini hesaplayan HAD simülasyonu, özel bir yazılım kullanılarak gerçekleştirildi ve akım hızları belirlendi.

Üçüncü bölümde idrar akım hızından elde edilen akım hızlarını sağlayacak mesane çeper basınçları hesaplayan Hesaplamalı Akışkanlar dinamiği simülasyonu gerçekleştirildi.

Dördüncü bölümünde gönüllü deneklerden elde edilen veriler üretral ve prostatik faktörleri içerdiğinden çalışmada; klinikte elde ettiğimiz değişik geometrilere sahip mesane modellerinin, aynı hacimli tam küresel şekilli mesane modelleri üzerinde sadece mesane geometrisinin tek değişken olarak kullanıldığı bilgisayar simülasyonu oluşturuldu. Üç boyutlu küresel bu görüntüler üzerinde mesane çeperlerine 20 cmH₂O basınç uygulandığını varsayarak Qmax değerini hesaplayan HAD simülasyonu, gerçekleştirildi ve küresel şekilli mesanelere ait basıncın idrar akımına etkisi incelendi.

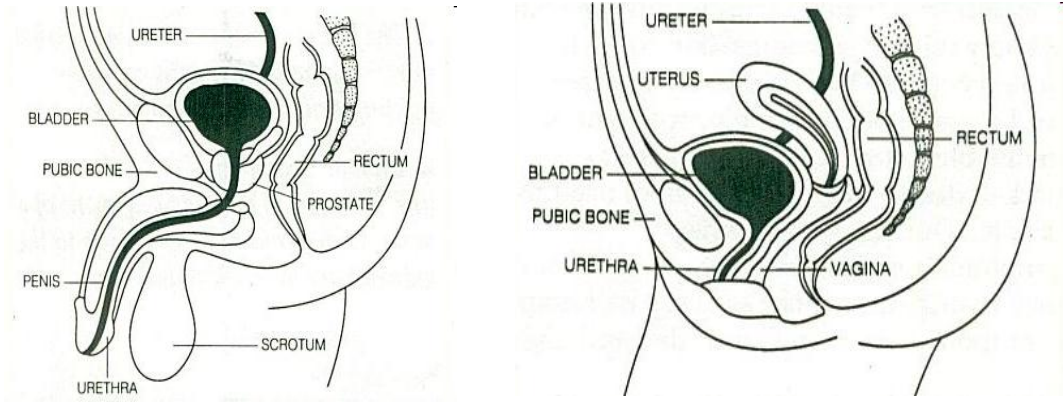
Literatürde bu tür bir çalışma ilk kez yapılmaktadır. Sonuç olarak, bu kapsamda mesane geometrisinin idrar akımına etkisi olduğunu gösteren bir çalışma literatüre kazandırılmıştır. Ayrıca ürodinami çalışmalarında kullanılabilecek alternatif non-invasif bir metod geliştirilmiş oldu.

2. MESANE VE İDRAR KANALI (ÜRETRA) FİZYOLOJİSİ

2.1. Mesane Fizyolojisi

Böbrekler kandaki atılması gereken maddeleri ve suyu atmaya üzere normalde günde 1,5-2 lt ye yakın idrar oluştururlar. Oluşan idrar böbreklerden mesaneye üreter denilen iki dar tüp ile taşınırlar (Gillespie, 2004)

Mesane iç yüzeyi düzgün bir mukoza (iç yüzünü döşeyen özel doku) ile kaplı, ince bir adale tabakasından oluşan balon gibi içi boş bir organdır. Karnın alt kısmında pubik kemiğin hemen arkasında yer alır. Mesanenin şekli ve konumu boş ve dolu oluşuna göre değişir. Mesane ya da idrar torbası olarak bilinen bu organ her iki cinstede bulunur. Şekil 2.1 erkek ve bayanlarda mesane yapısını göstermektedir.



Şekil 2.1 Erkek ve Kadınlarda Mesane yapısı.

Kadın ve erkekte mesane yapıları temelde farklılık göstermez. Farklılıkları aşağıdaki gibidir:

- 1- Erkeklerde mesaneden sonra Prostat bulunması, kadınlarda böyle bir organ ya da eşdeğerinin bulunmaması,
- 2- Erkeklerdeki dış idrar kanalı (uretra)'nın kadınlara göre çok daha uzun olması,
- 3- Kadında mesane ve idrar kanalının arkasında komşu organlar olarak rahim ve vajina bulunması, erkekte ise prostat ve mesane'nin doğrudan kalın bağırsak son bölümü ile komşulukta olmasıdır.

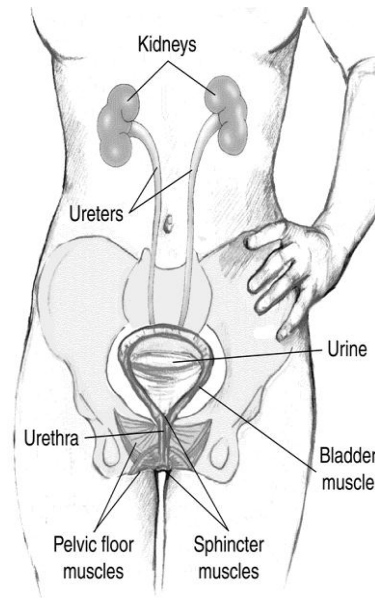
Mesane'nin çok önemli iki görevi vardır:

- 1- Böbreklerden gelen idrarı yaklaşık 500 ml (1/2 litre) hacme kadar içerisinde belirgin bir basınç artışı olmadan ve idrarın içinde erimiş durumda bulunan katı maddelerde bir çökeltme olmadan depolamak,

2- İdrar belirli bir hacme ulaştığında oluşan idrar yapma refleksi sonucu ani bir basınç artışı ile depolanmış bu idrarı istemli olarak dışarı pompalamak.

Bu iki görev mesanenin en içteki tabakası olan ve idrarla direkt temas halinde bulunan mesane mukozası, bu tabakanın altında yer alan detrusor isimli özel adale tabakası ve mesane fonksiyonlarını kontrol eden zengin sinir ağının sağlıklı ve uyumlu çalışması sayesinde yerine getirilebilir

Şekil 2.2'de mesane mekanizmasının daha gerçekçi anatomik görünüşü verilmektedir (Putz et al., 1994).

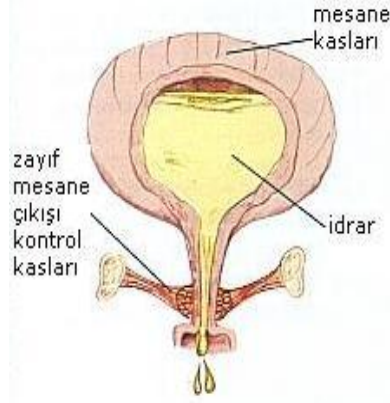


Şekil 2.2 Mesane mekanizmasının görünüşü.

Yetişkin bir insan mesanesi 600 ml üzerinde idrar tutabilir. Böbrekler kandaki atılması gereken maddeleri ve suyu atmaya üzere normalde günde 1,5-2 lt ye yakın idrar oluştururlar. Oluşan idrar böbreklerden mesaneye üreter denilen iki dar tüp ile taşınırlar. Mesane doldukça gerilir ve normalde yaklaşık 400cc idrar depolar. Bu hacmin yarısına yaklaşıncı idrar yaparak mesaneyi boşaltma isteği duyulmaya başlanır. Mesane duvarında bulunan kaslarda ayrıca kasılır ve idrarın, idrar yolundan (idrarın mesaneden vücut dışına atılmasını sağlayan tüp) atılması için güç uygular.

İdrar yapma olayı, sfinkter denilen ve mesane tabanında dairesel yerleşen adale tarafından kontrol edilir. Diğer bir ifadeyle Sfinkter mesane tabanında idrar yolunun çevresini saran kalın bir kas bandı şeklindedir. Sfinkter normalde idrar akımını

durduran, idrar kaçmasını engelleyen bir yapıdır. İdrara çıkma ihtiyacını bildiren iletiler detrusor kas sinirlerinden omurilik aracılığı ile beyne gönderilir. Sfinkter yetişkinlerde iradeyle kontrol edilebilir. Şekil 2.3 mesanenin çalışma mekanizmasını göstermektedir.



Şekil 2.3 Mesanenin çalışma şekli ile ilgili görünüm.

İdrar mesanede toplanırken mesanenin altında yer alan iki kas halkası tarafından tutulması sağlanır, bu kaslar üreteral sfinkter olarak adlandırılır, otomatik olarak kapanarak kasılma sağlar.

Sfinkter kasların iki çalışma mekanizması vardır ;

İç sfinkter, bulunduğu konumda mesane boynunu tutan bir kas halkasıdır. Bu istemsiz olarak çalışır ; açar ve kapatır. Sinir reseptörü tarafından kontrol edilir. beyin istenirse bile çalışır. İdrar yolunun kapanmasını sağlayan kasılma için devamlılığı olan belli bir basınç sağlar. İdrar yolunun iç kısmını astarlayan yapının çok kere katlanması baskı sonucunda sızdırmaz bir yalıtım sağlar.

Dış sfinkter (distal sfinkter) bir musluk gibi açılır ve kapanır. İdrar miktarı mesane tarafından tutulabilen idrar miktarın yaklaşık yarısına ulaştığında biriken sıvı basıncıyla dış sfinkteri gevşeten sinir iletimini uyarır. Dış sfinkter pudental sinir aracılığı ile istemli sinir sistemi tarafından kontrol edilir, istemli çalışır. bilinçli olarak sızmayı önlemek için pelvik taban boyunca yer alan istemli sinir sistemi tarafından kontrol edilir. Bebekler bu reflekse sahip değildir, öğrenmelidirler.

Sfinkter, balonun ucundaki bir bağ gibi genelde kapalıdır, böylece idrar kaçırma engellenir. Sfinkteri gevşettiğimizde mesane çıkımı açılır ve aynı zamanda mesane duvarındaki adale kasılır ve idrarı dışarı iter. İdrarın tümü boşaldığında, sfinkter yeniden kapanır ve mesane duvarındaki kas kasılması biter ve gevşer. Bu

yapılardan herhangi birindeki bozukluk, şikayet olarak birbirine çok benzeyen ama tanı ve tedavi yöntemleri çok farklı olan değişik hastalıkların ortaya çıkmasına yol açar (Snell RS, 2000).

İdrar borusunun kesit alanı yaklaşık $\sim 20 \text{ mm}^2$ dir. (Griffiths, 1980a). Alt üriner sistem uzunluk ve kapasiteleri çizelge 2.1’de verilmektedir.

Çizelge 2.1 Alt üriner sistem uzunluk ve kapasiteleri (Damaver et al, 1996).

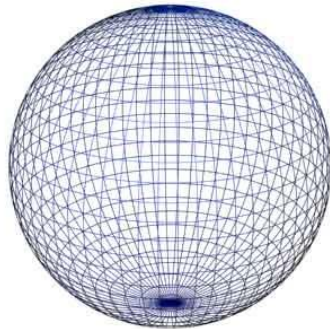
Organ	Uzunluk	Çap	Kapasite
Mesane	-	-	350-500ml
İdrar borusu (erkek)	17 cm	5 mm	7 ml
İdrar borusu (bayan)	3.8 cm	5 mm	1.5 ml
Üreterler	25 cm	5 mm	10 ml

2.2. Mesane Geometrileri

Günümüzde mesane geometrisi tüm mesaneler için standart olarak küresel varsayılmaktadır. Fakat Mesanenin sagittal kesitindeki geometrinin kişiden kişiye önemli değişiklikler göstermektedir. Mesanenin geometrisi özellikle gençlerde kozalak şeklinden yaşlılar da küre şeklinde bir yapıya sahiptir. Mesane küresel geometrili mesaneler ve kozalak geometrili mesaneler olarak iki ayrı geometri şeklinde sınıflandırılabilir.

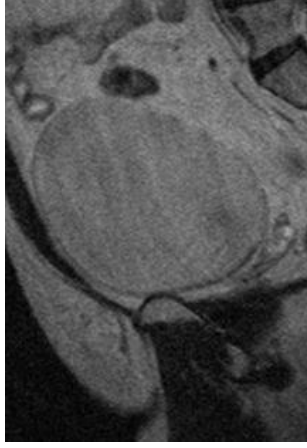
2.2.1. Küresel geometrili mesaneler

Mesane geometrisinin küreye benzediği mesaneleri küresel geometrili mesaneler olarak adlandırılır. Bütün noktaları merkezden aynı uzaklıkta bulunan bir yüzeyle sınırlı cisim küre olarak ifade edilmektedir. Küreye ait şekil 2.4’de verilmiştir.



Şekil 2.4 Kürenin şekli.

Mesane modellemesinde kullanılan Küresel Geometrili Mesane modeli Şekil 2.5’de görülmektedir.

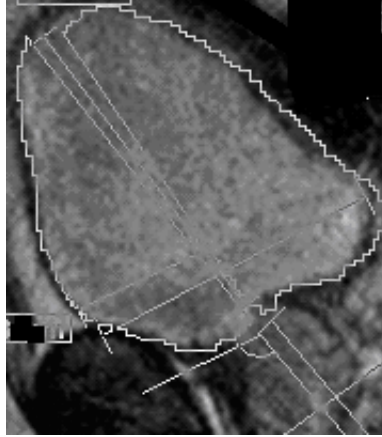


Şekil 2.5 Küresel geometriye sahip mesane modeli.

2.2.2. Kozalak geometrili mesaneler

Mesane geometrisinin kozalak şekline benzediği mesaneleri kozalak geometrili mesaneler olarak adlandırılır. Özellikle gençlerde mesane geometrisi bu formdadır.

Mesane modellemesinde kullanılan Kozalak Geometrili Mesane modeli Şekil 2.6’da görülmektedir.



Şekil 2.6 Kozalak şekilli geometriye sahip mesane modeli.

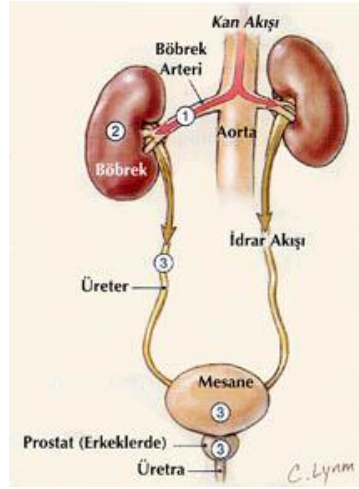
2.3. İdrar Kanalı (Uretra) ve Ürodinamik Çalışmalar

İdrar, insan veya hayvan böbreği tarafından üretilip idrar kesesinde biriktirilen ve üretradan vücut dışına atılan sıvıdır. Asidik kökenli olmayan bu sıvı, çözeltilerini barındıran memeli canlıların vücutlarındaki suyun içeriğindeki mineral, inorganik ve

diğer maddelerin dengesini sağlamak amacıyla idrar torbasından dışarıya çoğunlukla cinsel organlarda varolan mekanizmalar yardımıyla atılır. İdrar oluşumu, vücutta mineral ve diğer maddelerin dengesinin sağlanmasında etkilidir. Vücutta olması gerekenden fazla olan veya vücuda zararlı olan maddeler idrar yolu ile dışarı atılır. İdrar, içinde erimiş ya da süspansiyon durumunda bulunan birçok maddeyi uzaklaştırır.

2.3.1. İdrar Kanalı (Uretra) 'nın Fizyolojisi

Böbrekler kandaki atılması gereken maddeleri ve suyu atmak üzere normalde günde 1,5-2 lt ye yakın idrar oluştururlar. Oluşan idrar böbreklerden mesaneye üreter denilen iki dar tüp ile taşınırlar. Mesane doldukça gerilir ve normalde yaklaşık 400cc idrar depolar. Bu hacmin yarısına yaklaşıncı idrar yaparak mesaneyi boşaltma isteği duyulmaya başlanır. Mesanedeki idrar vücut dışına üretra denilen küçük bir tüple atılır (şekil 2.7). İdrar borusu idrarın mesaneden vücut dışına tahliye edilmesini sağlayan bir tüptür. Uzunluğu kadınlarda yaklaşık 38 mm ve erkeklerde yaklaşık 175 mm'dir (Griffiths, 1980 a).



Şekil 2.7 İdrar akımının oluşumu.

Üretranın mesaneye açılan deliğine 'iç meatus', vücut dışına açılan deliğine de 'Dış meatus' denir.

2.3.1.1 Bayanlarda idrar kanalı Fizyolojisi

Kadında 4 cm. uzunluğunda olan üretra, vaginanın ön duvarı içinde bir süre ilerledikten sonra 'Klitoris'in 2,5 cm, gerisinde vücut dışına açılır. Üretranın dış deliği, kadında, vagina deliği ile klitoris arasındaki bölgede bulunur. mesaneden, idrarı dışarı boşaltan idrar borusunun dış deliğidir.

2.3.1.2 Erkeklerde idrar kanalı Fizyolojisi

Erkek üretrasının üç bölümü vardır. Prostatik üretra 2,5-3 cm uzunluğunda olup en geniş bölümdür. Orta bölümünün arka duvarında 'Kollikulusseminalis' denilen bir bölüm bulunur. Buraya iki delik halinde 'Duktus ejakulatorius' açılır. Membranöz üretra, üretranın en kısa ve dar bölümü olup, 1,5-2 cm kadardır. Sponjiöz üretra, penisin 'Korpus spongioza' denilen yapısının içinde yol almaktadır. Uzunluğu 17,5 cm genişliği de 6 mm kadardır..

2.3.2. Ürodinamik Çalışmalar

Mesanenin davranışını değerlendirmek için, idrar kaçırmanın varlığını, biçimini, mesane ve üretranın fonksiyonlarını gösteren bilgisayar destekli basınç ve akım değişikliklerini ölçmeye denir.

Ürodinami dinamik bir testtir. Mesanenin işlevsel özelliklerini, işeme sırasında mesane ve alt üriner sistemin karşılıklı etkileşimini ve koordinasyonunu ve kişilerin işeme hızlarını ölçer. Ürodinamik inceleme eş zamanlı olarak karın içi basınçların, mesane içi basınçların, gerekirse üretral basıncın ve yine üretral sfinkter aktivitesinin elektriksel ölçümünü (EMG-Elektromiyografi) içerir.

Ürodinami çalışmaları sonucu mesane ve üretra fonksiyonları, varsa idrar kaçırmanın biçimi ve derecesi tespit edilir. Mesane kasında fonksiyon bozukluğu varsa ürodinami ile tanı konur (Dunnick N.R.,et,al., 2010).

2.3.2.1 Sıklık / Hacim Tabloları

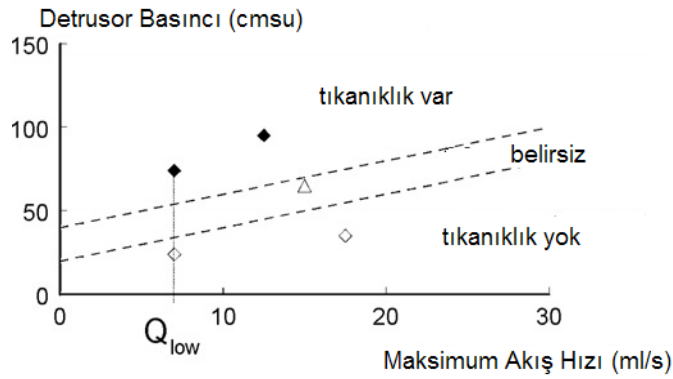
İdrar sıklığından yakınan hastalarda, hasta yedi gün boyunca her idrarının hacmini ölçer ve tabloya yazar. Günlük sıvı alımında hesaplanır. Bu değerlere göre hastaya tanı konur. Örneğin günlük idrar miktarının üçte birinden fazlasını gece çıkaran bir hastada kalp yetmezliği düşünülmektedir.

2.3.2.2 İdrar Akım Hızının ölçümü

Saniyede milimetre olarak idrar akım hızının ölçümüdür. Zamana bağlı olarak idrar çıkış hızının ölçülmesi, idrar miktarı ve akımı konusunda yararlı bilgiler sağlar. İdrar akım hızı testi, işeme hızının ölçülme testidir. Tek başına veya sistometri ile beraber kullanılabilir. Bu test ile maksimum işeme hızı, Ortalama işeme hızı, işeme süresi, maksimum işeme hızına ulaşma süresi, işeme sonrası artık idrar verileri elde edilebilir.

Bu test yapılırken, hastaya üroflowmetre olarak bilinen cihaza ait olan bir kaba idrar yaptırılır. Minimum 150 ml işemesi koşuluyla hastanın maksimum ve ortalama akım hızları hakkında güvenilir bulgular verir. Maksimum akım hızı 15 ml/s'nin üzerinde ise genel kanı, mesane çıkım engeli olmadığı biçimindedir. 10 ml/s'nin altında ise mesane çıkımın da obstrüksiyon tanısı konulması için daha ileri incelemelere gerek yoktur.

Alt üriner sistem semptomları olan erkek ve kadında mesane çıkım obstrüksiyonu araştırırken en az 3 kez tekrarlanmalıdır. Hasta mesanesi dolana kadar bekler, flowmetreye idrarını yapar ve bir akım eğrisi elde edilir. İşenen hacim, geçen süre, maksimum akım hızı (Q_{max}) belirlenir. Normalde $Q_{max} > 20$ ml/sn. $Q_{max} < 15$ ml/sn olan erkeklerin çoğunda mesane çıkım obstrüksiyonu (MÇT) vardır. $Q_{max} > 15$ ml/sn olan erkeklerin bir kısmında da MÇT olabilir. $Q_{max} < 15$ ml/sn olan bazı erkeklerde de MÇT olmaksızın, mesane zayıflığı (detrusor yetmezliği) olabilir. Uluslararası Continans Derneği (ICS)'nin mesane tıkanıklıkları ile ilgili tavsiye ettiği metota ait grafik şekil 2.8'de verilmiştir.



Şekil 2.8 ICS Basınç-akım çalışmasında mesane çıkış tıkanıklığının sınıflandırılması.

Normal erkeklerde işeme sonrası rezidüel idrar miktarı (PVR: Post-voiding Rezidü) her zaman 12ml'den az olmaktadır. Prostatizm belirtileri ile başvuran yaşlı erkeklerde 100 ml'nin üzerinde rezidüel idrar saptanması, mesanenin boşaltım işlevinde bir bozukluk olduğunu göstermektedir. Rezidüel idrar transabdominal ultrasonografi ile yeterli doğrulukta ölçülebilmektedir (Dunnick N.R.,et.al., 2010)..

2.3.2.3 Basınç- Akım çalışması (Sistometri)

İnvaziv bir çalışmadır. Bilgisayara bağlı özel bir pompa ile mesane doldurulurken mesane içi, karıniçi basınçların ölçülmesi ve eş zamanlı olarak sfinkter EMG 'sinin alınması işlemidir. Ürodinaminin en sık kullanılan bölümüdür.

Bu test ile mesanenin kapasitesi, mesanenin kasılma gücü, mesanenin kasılması ile mesane boyunun açılması arasındaki koordinasyon, mesanenin kaçırma basıncı (LPP), mesanenin anormal kasılmaları, idrar hissi (ilk idrar hissi, normal idrar hissi, tutamama hissi), sfinkterlerin kasılma ve gevşemelerindeki patolojiler, kişinin istemli olarak işemeyi başlatma ve durdurabilme kabiliyeti ortaya çıkarılabilir.

Özel bir cihaz ile üretra boyunca basınçların ölçülmesi testidir. Hastanın üretrasına yerleştirilen özel bir basınç kateteri ile bunu çeken bir motorlu kol yardımı ile üretral sfinkter hakkında bilgi elde edilir. Diğer bir ifadeyle çok ince (2-3 mm) bir sonda ile idrar torbasına sıvı verilirken basınç değişiklikleri kaydedilir. Mesane ve rektuma kateterler yerleştirilerek, mesane dolumu ve boşalması sırasında karın içi basınçları ölçülür. Poliklinik şartlarında ve lokal anestezi ile uygulanır. Floroskopik görüntüleme ile birlikte olduğunda, videosistometrografi (VCMG) olarak adlandırılır. Dolma ve boşalma sırasında basınçlar kaydedilirken, mesane, ureterler ve üretra görüntülenebilir (Spangberg, 1990).

Basınç akım çalışmasında hasta mesanesi boş, rahat sırtüstü pozisyonda tutulur. Hasta steril teknikle düz kateter kullanılarak kateterize edilir. Herhangi bir rezidü idrar varsa belirlenir, hacim ölçülür. Mesane yavaşça (steril SF ile) yazılım ile kontrolü sağlanan özel bir pompa vasıtasıyla 3 ml/s'i aşmayan bir hızla doldurulur. Hastanın mesane doluluğunu ilk hissettiği zaman sorulur ve bu sürede infüze edilen hacim not edilir. Doldurma işlemine 25 ml katlarında, hasta daha fazlasını tolere edemeyene kadar devam edilir ve bu hacim maksimal mesane kapasitesi olarak not edilir. Sıvı sütununun yukarı doğru herhangi bir hareketi, şiddeti, sıkışma hissi, ya da kateter etrafında sızıntı anormal olarak kabul edilir. Mesane dolarken ve boşalırken basınçlar birlikte ölçülür. Değişiklikler otomatik olarak kaydedilir.

Kateter çıkarılır. Bir takım manevralar ile idrar kaçağı olup olmadığı test edilir. Bu esnada sorulan sorularla doktor idrar torbası hakkında fikir edinir. Üretra fonksiyonları ölçülür. Hastadan birkaç kere öksürtülerek sızıntı kaydedilir. Kateterin çıkartılmasından hemen sonra olan, uzun süreli ya da büyük hacimli sızıntı detrusor instabilitesine işaret eder. Bu manevralar ayakta durur pozisyonda tekrar ettirilir.

İdrar akım hızı ve rezidüel hacim mesane çıkım obstrüksiyonu için bir göstergedir. fakat basınç-akım çalışması durumu kanıtlar ve altın standarttır. Üretra kapanma basıncı, fonksiyonel üretral uzunluk verileri bu çalışma neticesinde elde edilir (Crabowski, 2003).

2.3.3. Sistoskopi

Radyolojik incelemelerle belirlenemeyen durumlarda doğrudan idrar kesesinin incelenerek tanı konmasını sağlar. Bu işlem elastik fiber optik bir borucuğun idrar kanalından sokularak Mesanenin görsel incelenmesidir. Bu işlem genellikle lokal anestezi altında yapılmaktadır. Bu işlem sıklıkla idrar yolları , idrar kesesi , prostat idrarda kan bulunması, idrar yollarında yabancı cisim İdrar yolları ve kesesinin yaralanmaları, taş mevcudiyeti, idrar yolları ve böbrek kanserleri, prostat hastalıkları, idrar tutamama, boşaltım sisteminin doğumsal hastalıkları, idrar yolları darlıkları ve böbrek hastalıklarının tanısında kullanılır. İşlem için hasta sırt üstü yatırılır. İşlem sırasında hasta rahatsızlık duymasın diye plastik bir şırınga ile üretraya (idrar kanalı girişi) jel kıvamında bir madde verilir. Böylece yaklaşık bir kalem genişliğinde bir tüp idrar kesesine kadar ilerletilir. Bu tüpe sistoskop denir. Sistoskop sayesinde idrar kesesi sıvı ile doldurulur. Böylece kese genişletilir ve daha net inceleme yapılmasına imkan verir. Tüpün ucunda küçük bir ışık kaynağı ve kamera vardır; bu sayede mesane (idrar kesesi) bir monitör ekranından gözlenebilir. Sistoskopun ucu uzaktan kumanda ile hareket ettirilerek kesenin her köşesi değişik açılardan incelenebilir. Kamera yerleştirildikten sonra işlem yaklaşık 5-10 dk. kadar sürer. Gerekli durumlarda biyopsi alınabilir (Dunnick N.R.,et,al., 2010).

2.3.4. Spinal Manometre

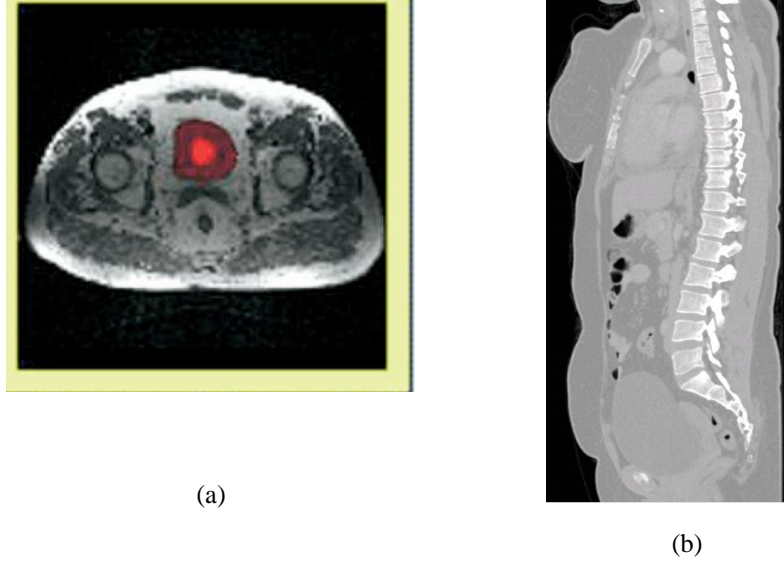
Mesane fonksiyonu hakkında bilgi, intravenöz damaryolu, spinal manometre ya da 3 yönlü bağlayıcı ile elde edilebilir. Sıvı sütunundaki basınç monitorize edilebilir ve mesane kontraksiyonları daha kolay bir şekilde belirlenip kaydedilebilir. Daha yüksek derecede bir doğruluk gerektiğinde birçoğu ürodinamik testleri tercih eder. İşemenin değerlendirilmesi, mesanenin 200 ml sıvı ile doldurulması ve hastanın idrar boşaltmasının lavaboda ya da perde arkasından dinlenmesi ile yapılabilir. Akımın hacmi sesle tahmin edilebilir; akımın süresi bir kronometre yardımı ile kaydedilebilir (Dunnick N.R.,et,al., 2010).

3. MALZEME VE YÖNTEMLER

3.1. Malzeme

Çalışmada kullanılan gönüllü deneklere ait idrar akım hızı kayıtları ve mesane tomografi görüntüleri özel bir hastanenin Üroloji ve radyoloji polikliniğinden temin edilmiştir.

Deneklerin mesane ve boşaltım sistemlerine ait görüntüler özel bir hastanede bulunan Siemens Marka 64 kesit multidetector tomografi cihazı kullanılarak alınmıştır. Multislice BT sistemleri çok fazlı kontrastlı çalışmalara olanak sağlamaktadır (Murakami et al., 2001). Çekimler sırtüstü pozisyonda ve mesanenin tam dolu olduğu durumda yapılmıştır. Görüntüler 1mm kesitler şeklinde aksiyel (eksensel kesit) boyunca ve DICOM formatında alınmıştır. Tarama süreci boyunca, gönüllüler yatay olarak uzanıp karın bölgesinde mesane modeli oluşturulacak şekilde görüntüler alınmıştır. Toplam 65 ± 4 görüntü alınmıştır. Şekil 3.1'de tomografi görüntüleri çekilen mesanelere ait kesit görüntüler verilmektedir.



Şekil 3.1 Görüntüsü çekilen bölgeler: (a) Aksiyal görünüm, (b) Sagittal görünüm.

Tomografi cihazına ait tarama parametreleri aşağıdaki gibidir:

- Fiziksel detector kolimasyon değeri : $32 * 0,6$ mm
- Kesit kolimasyon değeri : $64 * 0,6$ mm
- Kesit kalınlığı : 1 mm (artım değeri 1 mm)
- Gantry dönüş zamanı : 330 msec
- 120 kVp – 300 mA

- Spatial çözünürlük : 512 * 512 pixel (0,92*0,92 pixel genişlikli)
- Radiometric çözünürlük : Monochrome2 (16 bit gray seviye)

Tomografi ile görüntüleme işleminin ardından, gönüllüler idrar akım hızı testine tabi tutuldular. İdrar Akım hızı kayıtları; yüksek kaliteli ürodinamik ölçüm istasyonu (Schippers-Medizintechnik firmasına ait Uromaster model. Munich, Germany) ile alınmıştır. Bu cihaz donanım ve yazılım olmak üzere başlıca iki kısımdan oluşur. Ölçüm ünitesinin donanım kısmında basınç ölçümü için basınç transdüseri, toplam işeme idrar miktarını ölçmek için hacim transdüseri, usb arayüz birimi, kontrol ünitesi bulunmaktadır. Donanım kısmında idrar miktarındaki değişimi algılamak için yük hücresi bulunmakta ve gelen veriler RS232 seri iletişim kablosu üzerinde bilgisayara işlenmek üzere gönderilmektedir. Yazılım kısmında hazırlanan ara yüzde gelen bu veriler işlenerek ön tanı konulmasına yardımcı olan parametreler hesaplanmakta ve hacim/zaman, akış/zaman grafikleri gerçek zamanlı olarak çizdirilmektedir. Bu grafik ve parametreler yorumlanarak hastalık için bir tanı koyulmaktadır. Bu yazılım ölçülen tüm parametreleri grafiksel olarak görüntüleyebilme, nümerik analizler yapılabilme, nomogramlarla karşılaştırılabilme ve hastalara ait kayıtları veri tabanında saklayabilme kabiliyetine sahiptir.

Kayıt sırasında deneklerin mesanelerinin tam dolu olması yani deneklerin tam sıkışık durumda olmaları sağlanılmıştır. Kayıtlar ve analiz için Schipper firmasının geliştirdiği “Urodat” programı kullanılmıştır. Üroflowmetrenin 6 parametresi değerlendirildi. Bunlar; idrarın maksimum akım hızı (Qmax), ortalama akım hızı (Qave), maksimum akıma ulaşma zamanı (T to max), total işeme zamanı (Vtime), akım zamanı (T flow) ve işenen toplam idrar (volume) miktarıdır.



Şekil 3.2 Ürodinamik Ölçüm sistemi

Klinik veriler 20 yaş üzeri ve onar yıllık aralarla her yaş grubundan her hangi bir sağlık sorunu olmayan en az bir gönüllü (10 erkek denek) kayıtları alınarak oluşturulmuştur. Katılımcıların demografik bilgileri Çizelge 3.1’de verilmiştir.

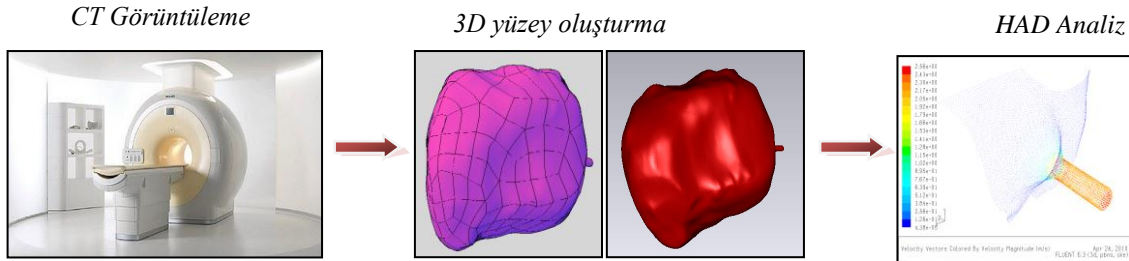
Çizelge 3.1 Demografik veriler.

No	Yaş	Kilo (kg)	Boy (cm)	BMI (kg m ²)	Göbek Çevresi Uzunluğu (cm)
1	33	72	178	22,72	92
2	29	90	175	29,39	105
3	5	92	180	28,4	96
4	48	82	168	29,05	128
5	60	78	174	25,76	102
6	22	70	160	27,34	121
7	25	71	162	27,05	106
8	46	80	174	26,42	90
9	31	75	172	25,35	104
10	57	84	173	28,07	5
Ort ± Std	40,6±14,18	79,4±7,71	171,6±6,47	26,96±2,01	103,9±12,29

Çizelge 3.1’de verilen BMI Beden Kütle İndeksini ifade etmektedir. BMI vücut ağırlığının boyun karesine bölünmesiyle elde edilir. Birimi kg/m² dir. (BMI 18-24,9 kg/m²) ‘normal’ , (BMI 25-29,9 kg/m²), ‘kilolu’, (BMI ≥30 kg/m²) ‘obez,Aşırı şişman’ tanımını ifade eder.

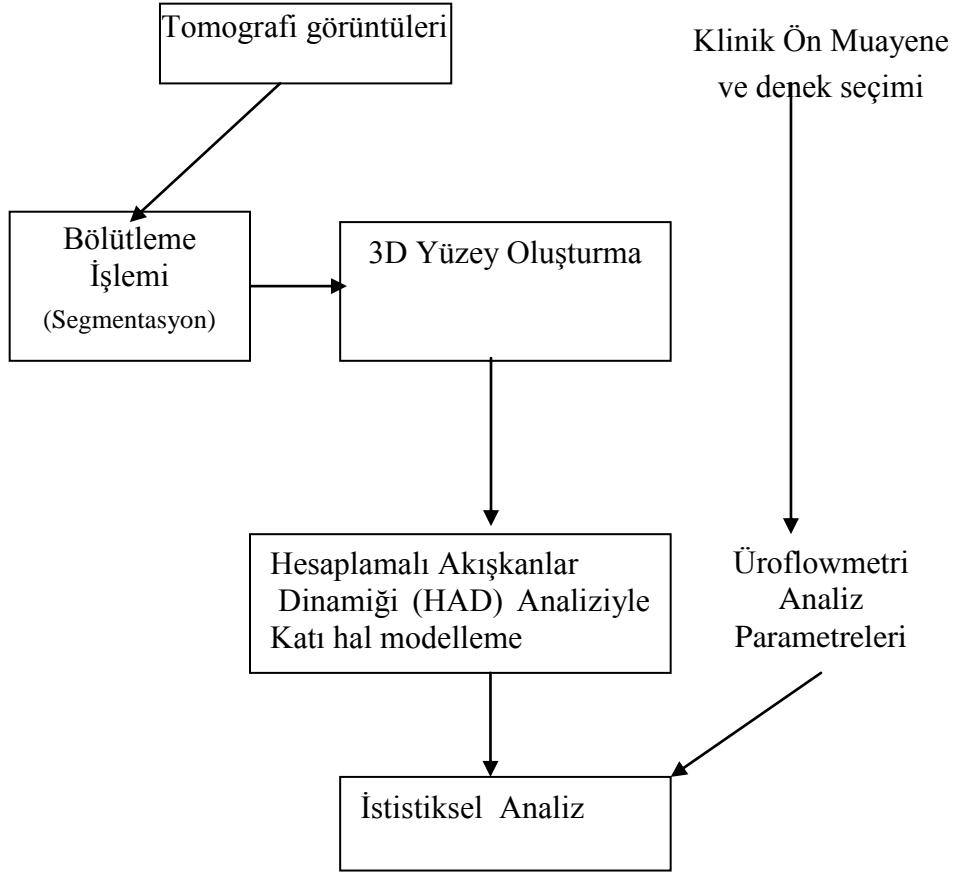
3.2. Yöntemler

Uygulanan metodolojinin temel adımları Şekil 3.3’deki gibidir:



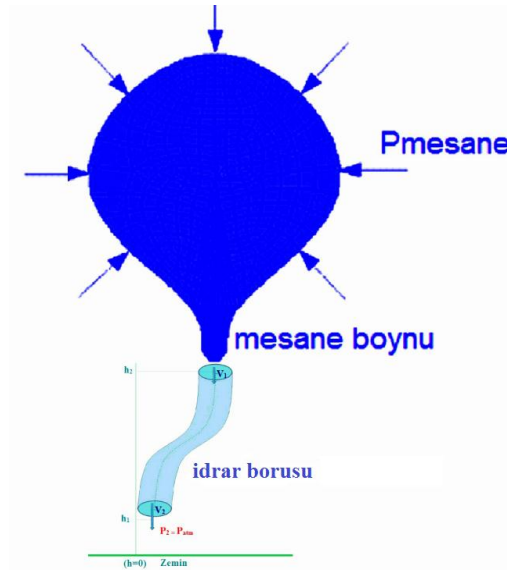
Şekil 3.3 Uygulanan metodolojinin temel adımları.

Çalışmada izlenen işlem adımlarının akış diyagramı, Şekil 3.3’de verilmektedir.



Şekil 3.4 Uygulanan yöntemlerin akış diyagramı.

Çalışmada uygulanacak yöntemin ölçüm düzeneği gösterimi, Şekil 3.5’de verilmektedir.



Şekil 3.5 Uygulanacak yöntemin ölçüm düzeneği..

İdrar borusunun prostat içinde çapının ($d_{prostat}$) küçülüp, sonra büyümesinden dolayı bir direnç oluşumu söz konusudur. Bu direnç faktörü (R) aşağıdaki şekilde ifade edilmektedir (Griffiths, 1980).

$$R = 1 - (d_{prostat} - d_{uretra})^2 \quad (3.1)$$

3.2.1. Görüntü işleme

3.2.1.1 Görüntülerin Tomografi cihazı kullanılarak elde edilmesi

Bilgisayarlı tomografi x-ışını kullanılarak vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik teşhis yöntemidir.

X-ışını ilk olarak Wilhelm C. RONTGEN tarafından bulunan bu ışın görünür ışınımlardan daha kısa dalga boyuna sahiptir. Yüksek enerjili elektronların yavaşlatılması veya atomların iç yörüngelerindeki elektron geçişleriyle oluşan, 10^{-5} Å ile 100 Å dalga boylu elektromanyetik dalgalardır (Şahin, 1989). Dalga boyu kısa olduğundan penetrasyon (delip geçme) özelliği görünür ışınlardan daha fazladır. Delip geçme özelliğinden dolayı tıpta normal ışınların geçemediği dokulardan x-ışını geçebildiği için kullanım alanı çoktur. Ancak dokuların X-ışınına karşı göstermiş olduğu geçirgenlik direnci farklı olduğundan oluşacak dokuların görüntüleri de farklı olacaktır. Kısaca absorpsiyon olarak adlandırılan bu faktörünün her dokuda farklı olması prensibinden hareketle çeşitli tanı ve tedavi cihazları geliştirilmiştir. X-ışını kullanan cihazlara kısaca X-ışını cihazları denilmektedir. X-ışının oluşturulduğu sistem X-ışını tüpü olup bütün X-ışını cihazlarında temel elemandır. X-ışını üretilirken filamentten çıkan elektronlar anoda çok hızlı bir şekilde çarpırlar ve bu çarpma esnasında X-ışını oluşur.

Katot x-ışını tüpünün negatif terminali olup filament ve fokus kabı olmak üzere iki bölümden oluşur. Filamentteki ısı artışına bağlı elektronların hızı da artar. Eğer oluşturulan ısı yeterli bir seviyeye gelince, kopan elektronlar anoda doğru hızla hareket ederler. Tüp voltajına (kV) bağlı olarak elde edilen X-ışını ışın kalitesi, akıma (mA) bağlı olan X-ışını ise ışın yoğunluğunu verir. Filament her yöne doğru elektron gönderir ancak bu elektronlar anoda çok küçük bir noktada çarpmalıdır ki keskin bir ışın oluşsun. Bu nedenle elektronların küçük bir demet şeklinde gönderen fokus kabı kullanılır. Elektronların bu şekilde çarptıkları küçük alana Focus denir. Filament Tungstenden yapılmış ve ısıtılıp elektron bombardımanının sağlandığı tüp elemanı olup kendisine uygulanan akım oranında ısınır ve o oranda da elektron salar.

Anot genellikle tungsten metalinden yapılmış bir diskdir, ve bu disk bakırın içine gömülmüştür. Anodun tungstenden yapılmasının sebebi yüksek ısıya dayanabilmesi ve yüksek atom numarasına sahip olmasıdır. Ancak ısı miktarının fazla olması nedeniyle anodun zarar görmemesi için döner tip anotlar kullanılmaktadır.

İnceleme sırasında hasta bilgisayarlı tomografi cihazının masasında hareket etmeksizin yatar. Masa manuel ya da uzaktan kumanda ile cihazın "gantry" adı verilen açıklığına sokulur. Cihaz bir bilgisayara bağlıdır. X-ışını kaynağı incelenecek hasta etrafında 360 derecelik bir dönüş hareketi gerçekleştirirken 'gantry' boyunca dizilmiş dedektörler tarafından X-ışını demetinin vücudu geçen kısmı saptanarak elde edilen veriler bir bilgisayar tarafından işlenir. Sonuçta dokuların birbiri ardısıra kesitsel görüntüleri oluşturulur. Oluşturulan görüntüler bilgisayar ekranından izlenebilir. Bilgisayarlı tomografi diğer X-ışın incelemelerine göre bazı avantajlara sahiptir. Özellikle organların, yumuşak doku ve kemiklerin şekil ve yerleşimini oldukça net gösterir. Tomografi, direkt grafiyle gösterilemeyen vücudun beyin gibi birçok kesiminin değerlendirilebilmesini mümkün kılmıştır. BT, x-ışını demetinin vücuda röntgende olduğundan farklı olarak inceltirilerek, çizgisel şekilde düşürme yoluyla iki boyutlu (2D) ve üç boyutlu (3D) kesitsel görüntüleme sağlayan bir x-ışını yöntemidir. Üst üste düşme (süperpozisyon) olayı, bu yöntem ile tamamen ortadan kalkmıştır. Ayrıca BT'nin görüntüleri röntgenden çok daha ayrıntılıdır (Tuncel, 2005).

Bilgisayarlı tomografinin temel konsepti, bir nesnenin iç yapısının, nesnenin çoklu projeksiyonlarından sayı dizisini elde edilmesidir. Bir nesne üzerinden bir X-ışın demeti geçirildiğinde radyasyon zayıflama ölçümlerini, nesnenin sayısal bir temsilini oluşturmak için toplanır. Bir sonraki aşamada tablodaki numaralara bir gri ölçüt atarsak ve büyük sayıları grinin daha açık tonları ile, küçük sayıları daha koyu tonları ile ifade edilmesi görüntü rekonstrüksiyonun temel prensibidir (Haaga, 2003).

Multislice BT teknolojisinin belkemiği dedektör yapısıdır. Konvansiyonel helikal BT cihazlarında dedektör tek sıra halinde dizilmiş dedektör elemanlarından oluşan tek boyutlu bir yapıdır. Multislice BT cihazlarında ise dedektör çok sayıda dedektör sırasından oluşan iki boyutlu bir matriks yapısındadır (Saito, 1998).

3.2.1.2 Ön-işleme

Görüntü işlemede ön-işlemler; gürültüyü azaltmak, sınırları belirginleştirmek veya görüntünün iskeletini belirlemek gibi amaçlar için kullanılmaktadır. Bu

işlemlerin uygulanması ile bölütleme (segmentation) algoritmalarının başarısı arttırılabilmektedir. Aşağıda açıklanan ön-işleme algoritmaları denenerek uygun olanları bölütleme işlemi öncesi uygulanmıştır.

Histogram Eşitleme :

Sayısal bir resimde L tane yoğunluk seviyesi dağılımı, histogram ile verilmektedir. Histogram grafiği ile bir görüntünün parlaklık durumu yada tonları hakkında bilgi sahibi olunabilir.

Histogram eşitleme tekniği, görüntü iyileştirmede kullanılan yöntemlerden biridir ve herhangi bir çeşit yoğunluk dağılımını düzgün (uniform) dağılıma dönüştürmektedir. Renk değerleri düzgün dağılımlı olmayan resimler için uygun bir görüntü iyileştirme yöntemidir. Renkli bir görüntüde, RGB değerleri ile işlem yapılmak istendiğinde ise renkleri ayrıştırıp; kırmızı, mavi, yeşil renklerinin her biri için ayrı ayrı histogram eşitleme yapılmalıdır. Görüntünün tümüne uygulanabileceği gibi sadece belli bir bölgesine de uygulanabilir. Tüm görüntüye uygulanırsa bütünsel (global) histogram eşitleme, resmin belli bir bölgesine uygulandığında ise yerel (local) histogram eşitleme adını alır.

Histogram eşitleme işleminde ilk olarak görüntünün histogramı (görüntüdeki her renk değerinden bulunan piksel sayısı) hesaplanır. İkinci olarak; her renk değerinin, kendisinden önceki renk değerleri ile toplanması ile kümülatif (cumulative) histogramı bulunur. Üçüncü aşamada; kümülatif histogramın her değerini, resimde olmasını istediğimiz en büyük değer ile çarpıp piksel sayısına bölünmesi ile her renk değerinin normalize edilmiş rengi hesaplanır. Son aşamada da normalize olmuş histogram değerleri ile resmin renk değerleri güncellenerek histogram eşitleme yöntemi uygulanmış olur (Gonzalez and Woods, 2002).

Filtreleme :

Görüntü iyileştirmede kullanılan diğer bir yöntem olan filtreleme ise yüksek veya alçak frekansların geçişlerini engellemek amacıyla kullanılmaktadır. Yüksek frekansların geçişini engellemek görüntüdeki bulanıklık veya yumuşatma işlemlerini gerçekleştirmek için yapılır. Alçak frekans geçişlerinin engellenmesi ise genellikle görüntüdeki kenarların belirginleştirilmesi veya iyileştirme (enhancement) için yapılır.

Filtreleme işlemi, frekans veya uzaysal (spatial) ortamda gerçekleştirilebilir. Uzaysal ortam, görüntüdeki pikseller topluluğunu ifade eder ve uzaysal ortam yöntemlerinde doğrudan bu pikseller üzerinde işlem yapılmaktadır. Uzaysal

filtreleme işleminde, alt-görüntü kullanılarak görüntüdeki pikseller üzerinde ayrı ayrı işlem yapılmaktadır. Kullanılan alt-görüntülere; filtre, maske, çekirdek, kalıp (template) veya pencere denebilir ama ilk üçü terminolojide tercih edilmektedir. Alt-görüntülerde kullanılan değerlere piksel yerine katsayılar denmektedir. (Gonzalez and Woods, 2002).

Görüntü iyileştirmede kullanılan yöntemlerden biri görüntünün ikinci türev (Laplacian) bilgisini kullanarak görüntüyü keskinleştirmektir. Laplacian işleci her yönde keskinleştirme yapmaya yarar. Laplacian işleminde kullanılabilecek maskeler denklem 3.1'de verilmektedir.

$$L = \begin{vmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{vmatrix} \text{ veya } L = \begin{vmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{vmatrix} \quad (3.2)$$

Filtrelenecek görüntü, Laplacian maskesi ile evrişim (convolution) edilir ve özgün görüntüden çıkartılarak keskinleştirme işleci elde edilir. Bu işlemi matematiksel olarak ifadesi denklem 3.2'de verilmektedir (a : Laplacian maskindeki merkez katsayı) (Gonzalez et al., 2004).

$$g(x, y) = \begin{cases} f(x, y) - \nabla^2 f(x, y) & a < 0 \\ f(x, y) + \nabla^2 f(x, y) & a > 0 \end{cases} \quad (3.3)$$

Görüntü iyileştirmede kullanılan yöntemlerden diğer biri de sıra (order) istatistiklerini kullanarak, doğrusal olmayan tabanda görüntüyü yumuşatmadır. Bunlardan en çok bilineni de ortanca (median) filtrelemesidir. Bu filtrelemede pikselin değeri yerine, komşularının ortanca değeri yerleştirilmektedir. Bu filtrenin çok kullanılma sebeplerinden biride rasgele gürültüleri iyi bastırması ve darbe gürültülerine karşıda kısmen etkin olmasıdır (Gonzalez and Woods, 2002).

Morfolojik İşlemler :

Görüntü işlemede, genişletme (dilation) ve aşınma (erosion) olmak üzere iki ana morfolojik işlem bulunmaktadır. Diğer işlemler bunların türevleridir. Genişleme ile görüntü içerisindeki nesnelere büyür veya kalınlaşır. Aşınmada ise incelmeye veya büzülme olur. İşlemlerin etkileri yapıtaş elemanının yapısına veya büyüklüğüne bağlıdır. Yapıtaş elemanları, farklı şekillerde (kare, dikdörtgen, disk vb.) ve büyüklüklerde olabilmektedir. Bunların bir merkez noktası bulunmakta olup, işlenecek resmin her bir pikseli bu noktaya oturtularak işlem yapılmaktadır (Acar ve Bayram, 2009).

Açma (opening) işleminde, önce aşınma sonrada genişletme işlemi uygulanmaktadır. Kapama (closing) işleminde ise bunun tam tersi sırada (önce genişletme sonrada aşınma) yapılmasından oluşmaktadır. Kapama işlemi; ince kırıkları birleştirir, küçük delikleri eler ve konturdaki boşlukları doldurur. Açma işlemi, genellikle nesnenin konturunu yumuşatır ve ince çıkıntıları elemektedir. Bu işlemle birbirine yakın iki nesne görüntüde fazla değişime sebebiyet vermeden ayrılmış olurlar. Ayrıca, açma işlemi arka plandaki aydınlatmanın düzgün olmadığı durumları dengelemektedir (Gonzalez et al., 2004).

3.2.1.3 Bölütleme

Bölütleme (segmentation), görüntüde bölgenin veya nesnenin seçilmesi olarak tanımlanabilir. Aşağıda bölütleme algoritmaları açıklanmıştır.

Eşikleme Yöntemi :

Eşikleme yöntemi, uygulanmasının kolay olması ve hızlı çalışmasından dolayı birçok alanda kullanılmaktadır. Pikselin değeri eşik değerinin üstünde ise 1, altında ise 0 değeri atanarak görüntüde bölütleme yapılmaktadır. Buradaki önemli nokta ise uygun eşik değerinin belirlenmesidir. Bunun için görüntüdeki gri seviye dağılımlarını gösteren görüntü histogramından göreceli olarak belirlenen bir T eşik değeri ile görüntüdeki piksel değerlerini karşılaştırmak olacaktır. Tek bir nesneyi belirlemek için belirlenen eşik değerine bütünsel eşik, birden fazla nesne için ayrı olarak belirlenen eşik değerine yerel eşik ve uzaysal koordinatlara bağlı olarak belirlenen eşik değeri de dinamik eşik olarak adlandırılmaktadır.

Çalışmada; görüntüye ilişkin nesne ve arka plan ile ilgili herhangi bir olasılık dağılım fonksiyonu belirlemeye ihtiyaç duymayan yöntem olan eşikleme belirleme algoritması denenmiştir (Kızılkaya, 2008). Bu yöntemde; nesne ve arka planı birbirinden en iyi şekilde ayırabilecek olan t eşik değeri, nesnelere temsil eden pikseller grubu ile arka planı temsil eden pikseller grubu arasındaki varyansı en büyükleyecek ve dolayısıyla bu pikseller grubu içerisindeki varyansı en küçükleyecek şekilde belirlenmelidir. Bunun için her gri seviye değeri eşik değeri olarak alınarak denklem 3.4'deki eşitlikle gruplar arasındaki varyanslar hesaplanır ve en büyük varyans değerini veren t değeri eşik değeri olarak seçilir (Kızılkaya, 2008).

$$\sigma^2(t) = \frac{[\mu(t) - \mu\theta(t)]^2}{\theta(t)[1 - \theta(t)]} \quad (3.4)$$

L gri seviyeden oluşan bir görüntü için denklem 3.5 ve 3.6'daki şekilde ifade edilen matematiksel ifade ile hesaplanmaktadır.

$$\mu = \sum_{x=1}^L xp(x) \quad (p(x): \text{bulunma olasılığı}) \quad (3.5)$$

$$\mu(t) = \sum_{x=1}^t xp(x) \text{ ve } \theta(t) = \sum_{x=1}^t p(x) \quad (3.6)$$

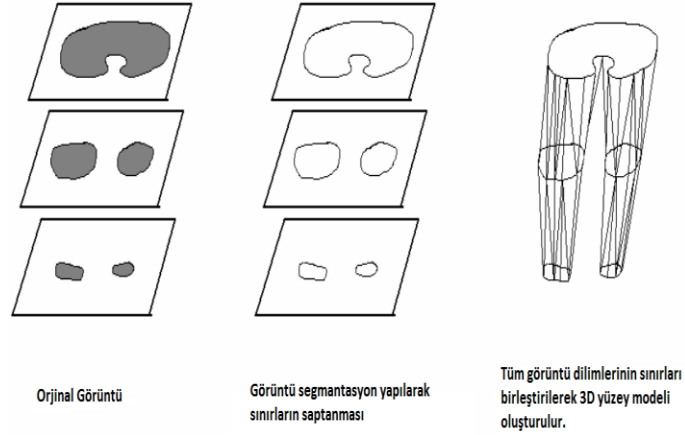
Bu algoritmada doğru eşik değerinin belirlenmesi için, varyansı en büyük yapan son gri seviyesinin eşik olarak seçilir.

3.2.1.4 3D Yüzey Oluşturma

İnteraktif medikal görüntüleme sisteminde kesitler farklı dokularla oluşturulmuştur. BT görüntülerinden katı model oluşturmak için 3D yüzey oluşturma kullanılmıştır. Kesitli görüntülerden 3 boyutlu bir sayısal model oluşturulmasını sağlayan gelişmiş yazılımlar mevcuttur. Bilgisayar ortamında 3D-Yüzey oluşturma üç boyutlu rekonstrüksiyon yazılımı yardımıyla insan vücudunun mesane bölgesinin üç boyutlu modeli oluşturularak ağ yapıya dönüştürülmesi sağlanmıştır. Mesane modeli değişik doku katmanlardan oluşmaktadır: deri, deri altı yağ dokusu, kas ve damarlar. Bu yazılımla DICOM formatındaki iki boyutlu görüntüler üç boyutlu hale dönüştürülmüştür. Üç boyutlu yüzey oluşturma aşamaları şekil 3.8'de basitçe gösterilmiştir.

İki boyutlu tomografi görüntülerinden üç boyutlu modeller elde etmek için vektör tabanlı teknolojisi kullanıldığı için dosyaları işlemek ve modifiye etmek kolaylaşır.

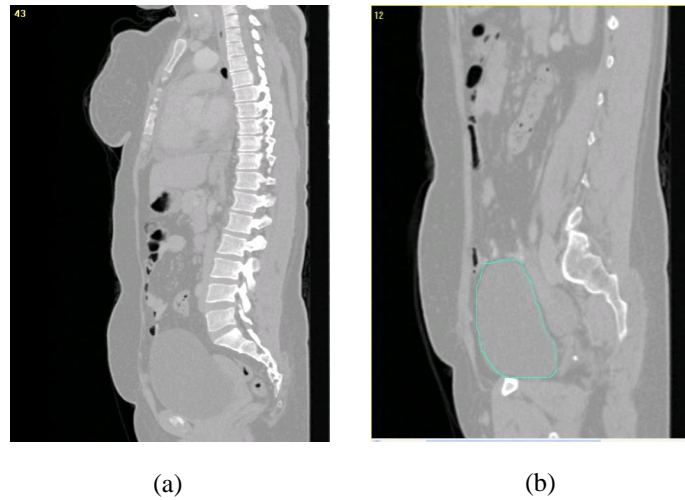
Akıllı hafıza yönetimi sayesinde kesit sayısında sınırlar kaldırılmıştır. 256 mb hafızaya sahip PC ile 2000 kesitli bir model işlenebilmiştir. Şekil 3.6'daki üç boyutlu yüzey oluşturma aşamaları sonucunda DICOM görüntüler işlenerek hesaplamalı akışkanlar dinamiği analizi uygulamaları için dosya oluşturulmuştur.



Şekil 3.6 Üç boyutlu yüzey oluşturma aşamaları.

3D yüzey oluşturulurken aşağıdaki aşamalar sırasıyla uygulanmıştır.

- Görüntülerin kalibrasyonu Aşaması : Görüntülere ait kalibrasyon parametrelerinin değiştirilmesi için kullanılır. DICOM formatında görüntülerin kalibrasyon parametreleri görüntü dosyasında kayıtlı olduğu için 3 D Yüzey oluşturma yazılımı tarafından değiştirmeye gerek kalmadan otomatik olarak kullanılır.
- Objeleri Tanımlama : Bölütleme için kullanılacak imajlar seçilerek eklenir. Bunun için başlangıçta mesane bölgesi görüntülerden belirlenir. Mesanenin 2 boyutlu tomografi görüntüsü üzerinde sınırlar işaretlenir. Şekil 3.7'deki gibi bölütlemeye kullanılacak mesane bölgesi ve diğer alanlar tanımlanır. mesane bölgesini tanımlama ile ilgili bir örnek verilmiştir.



Şekil 3.7 Mesane Görünümü : (a) Tanımlanmamış bölge, (b) Tanımlanmış bölge.

- Bölütleme (Kesimleme): Eşik ve Sınır değerleri belirlenen alanı bölütlenerek kesimlere ayırır. Bölütleme işleminde nesne sınırlarını tanımlamak için vektör tabanlı kesimleme algoritması kullanılmıştır. Vektör tabanlı veri yapısı daha etkin şekilde bölgeleri ve nesnelere ortaya çıkarır. Vektör tabanlı data yapısı kullanıldığı zaman, bir çizgisel hat yalnızca iki nokta içerir. Vektör tabanlı yapı çok küçük bir hafıza kullanımına ihtiyaç duyar. Veriler üzerinde kolayca değişiklik yapmak ve hızlı görüntüleme kabiliyetlerine sahiptir. Daha iyi görüntü işleme ve görüntüleme performansına sahip olmanın yanı sıra, ilgili alanların daha kolay düzenlenmesine olanak tanıyan bir yapıya sahiptir.

3D görüntü bölütleme işlemi, kesitler üzerinde büyüklük, yoğunluk ve tespit edilen diğer parametrelerde kantitatif analiz yapılmasına imkan tanır. Ham 3D görüntüsü piksellerin 3D dizisinden meydana gelir. Her voksel 8-bit piksel durumunda 0 'dan 255'e kadar bir gri tonlama aralığına, 16-bit piksel durumunda 0'dan 65535'e kadar bir gri tonlama aralığına sahiptir. Çoğu tıbbi görüntüleme sistemleri 16-bit gri tonlama aralığı kullanarak görüntü oluşturur. 3 boyutlu görüntü çok sayıda piksele sahiptir. Segmentasyon ve görüntü tanıma gibi işlemler için yoğun hesaplar yapar. Diğer taraftan bölütlenen görüntü 3 boyutlu yüzey modelleri oluşturma veya hacimli veri gösterimine olanak sağlar.

Ham görüntü kolayca 2-Boyutlu kesit olarak görüntülenebilir iken, 3-D analiz ve görselleştirme esnasında özellikle de 3 boyutlu yüzey modelleri oluştururken açıkça nesne sınırlarının tanımlanmasını gerektirir. Piksellerin tespiti işlemi görüntü bölütleme olarak adlandırılır. Görüntü bölütleme piksel özelliklerini belirleyerek, aynı gruba ait piksellerin sınırlarını tanımlar. Alan, çevre, hacim ve uzunluk parametreleri için kantitatif analiz ve ölçümler, sınırları tanımlandığı zaman kolayca elde edilebilir.

- 3D yüzeyin oluşturulması : Yüzey birleştirme fonksiyonları kullanılarak 3D yüzey modellemesi yapılmış olur. Oluşturulan 3D modelin renk, şeffaflık vb. görüntü ayarları yapılır. Oluşturulan bu modeller DXF, IGES, STL, 3D volume gibi başka formatlara dönüştürülebilir.

BT görüntülerinden katı model oluşturmak için 3 boyutlu yüzey oluşturma programları kullanılmıştır. Başlangıçta mesane bölgesi görüntülerden belirlenip görüntüler 3d yüzey oluşturma yazılımına aktarılır. Mesane ve idrar borusu belirlenip modelin yüzeyleri oluşturulur. Hassas ve daha düzgün bir yüzeyin oluşturulması sağlanır. Şekil 3.8'de Üç boyutlu yüzeyi oluşturulmuş mesane modeli görülmektedir.



Şekil 3.8 Üç boyutlu yüzey oluşturulmuş mesane modeli.

3.2.2. Akışkan Hareketini Yöneten Denklemler ve Teorik model

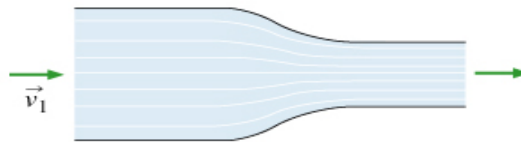
Bir akışkanın akış hareketi, geometriye, sınır şartlarına ve mekaniğin kanunlarına bağlıdır. Akışkanlar mekaniği akışkanların hareketini ve etki eden kuvvetleri konu alan bilim dalıdır. Akışkanlar mekaniği, akışkanın hareket haline bağlı olarak, akışkanlar dinamiği ve akışkanlar statigi olarak alt bölümlere ayrılır. Akışkanlar dinamiği, akışkanın hareketini inceler. Akışkanlar statigi, akışkanın denge hâlini inceler (Çengel, 2010).

3.2.2.1 Akışkanların özellikleri

Akışkanlar kolaylıkla akabilen maddelerdir. Akışkanlar, sıvıları, gazları, plazmaları ve bazı durumlarda plastik katıları (eriyik) kapsayan, maddenin hallerinin bir altkümesidir. Akışkanlar, kayma gerilmesi altında sürekli biçim değiştirir (akar). Akışkanlar, akma kabiliyetinin bir sonucu olarak buldukları kapların şeklini alır (Çengel Y.et al., 2010).

Akış sahası akışkan akışının olduğu uzayda bir bölgedir. Çalışmada akış sahası mesaneden çıkan idrarın idrar borusundan akışının olduğu bölgedir.

Akım çizgileri, bir akışkanın akış sahası içinde çizdiği yolu temsil eden çizgilerdir. Şekil 3.9'da bir boru içindeki akım çizgileri gösterilmektedir.



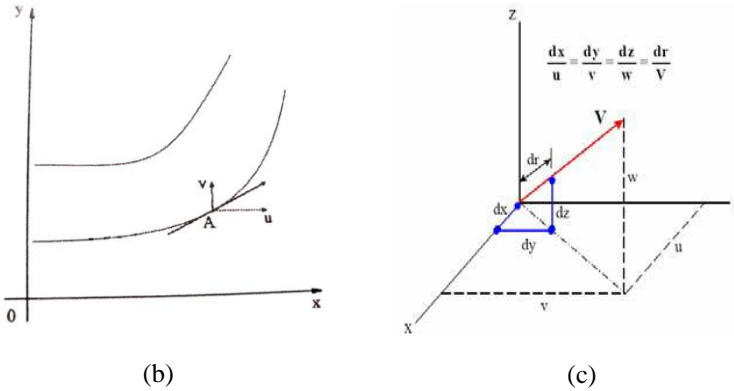
Şekil 3.9 Bir boru içindeki akım çizgileri.

Akım çizgilerinin şu özellikleri vardır:

- Akım çizgisi üzerinde her bir noktadaki hız vektörü akım çizgisine teğettir.

- Akım çizgisi kavramı sadece daimi akımlar için geçerli olan bir kavramdır.
- Akım alanı içerisindeki her bir noktadan bir tek akım çizgisi geçer. Sadece akım hızının sıfır olduğu ve dolayısıyla hız vektörünün bulunmadığı durma noktasında akım çizgileri kesişebilir.
- Akım çizgileri arasında akış yoktur. Bir başka ifadeyle akım çizgisi üzerinde herhangi bir noktada çizilen teğet, akış hızının o noktadaki yönünü verir.
- Akım çizgisi üzerinde hız vektörü akım çizgisine teğet olduğundan, akışkan zerrecikleri bir akım çizgisinin bir yanından diğer yanına akım çizgisini kesecek tarzda geçemezler.
- Akım çizgileri, verilen bir anda akış alanında her noktada akışın yönüne teğet olması, matematiksel ifadelerin türevinin alınmasında kullanılabilir. Bu durum akış çizgilerinin akışkanlar mekaniğinde kolaylaştırıcı bir faktör olarak kullanılmasına ve fiziksel özellikleri dikkate alabilmek için hareket denklemlerinin türevinin alınmasına olanak sağlar. Ayrıca görsellik kazandırır.

Hız vektörü ve kartezyen koordinatlarda gösterimi şekil 3.10'da gösterilmiştir.



Şekil 3.10 Akım çizgisi ve hız vektörü : (a) Akım çizgisi üzerindeki bir noktada hız vektörünün gösterilmesi, (b) Kartezyen koordinatlarda hız vektörünün gösterilmesi.

Akım çizgileri akıştaki hız vektörlerine teğet olduğu için, akım fonksiyonunun değeri akım çizgisi boyunca sabit olmak zorundadır. Akım fonksiyonunun kullanılabilirliği, verilmiş bir noktadaki x ve y yönlerindeki hız bileşenleri, bu noktadaki akım fonksiyonunun kısmi türevleri alınarak bulunur. Akım fonksiyonu iki veya daha çok boyutlu bir akış için ifade edilebilir.

Akım fonksiyonu, kararlı akıştaki partiküllerin yörüngelerini gösteren akım çizgileri, çıkış çizgileri ve yörüngeyi çizmek için kullanılabilir. Herhangi iki noktadaki akım fonksiyonu değeri arasındaki fark, aynı iki noktayı birbirine bağlayan hat boyunca var olan hacimsel akış oranını (hacimsel akı) verir.

Şekil (3.10)'da gösterilen A noktasındaki eğim denklem 3.7'de, akış çizgisi denklemi denklem 3.8'de verilmektedir:

$$\text{eğim} = \frac{dy}{dx} = \frac{v}{u} \quad (3.7)$$

$$udy - vdx = 0 \quad (3.8)$$

3 boyutlu akış dikkate alınırsa aşağıdaki denklem 3.9 elde edilir:

$$v \, x \, d \, r = 0 \quad (3.9)$$

Denklem 3.9 akış çizgilerinin 3 boyutlu denklemi olarak tanımlanır. Burada ya $v=0$ ya $dr=0$ ya da yüksek ihtimalle akış hızı dr akış çizgilerine teğettir.

Hareket halindeki sıvılarda akış iki temel tipten biriyle karakterize edilebilir. Sıvının her parçası düzgün bir çizgi boyunca akıyorsa akış kararlıdır. Kararlı akışta her parçacığın akım çizgisi birbirini kesmez. Böylece kararlı akış durumunda, sıvının herhangi bir noktadaki akış hızı zamanla sabit kalır. Kararlı (üniform) düzgün akışta akış hızı sabittir. Bu durumda yanal bileşenler yoktur. Girdaplı akışta akım çizgileri paralel değildir ve akış düzensiz bir akıştır. Gerçek sıvıların hareketini incelemek çok zordur. Gerçek sıvıların pek çok özelliği, ideal bir sıvının davranışını inceleyerek anlaşılabilir. Bu yüzden gerçek sıvılar üzerinde bazı varsayımlar yapıp, onları idealleştirerek incelemek gerekir. Viskozitesi(iç sürtünmesi) olmayan, sıkıştırılmayan(sıvının yoğunluğu zaman içinde sabit kalır), kararlı akış gösteren(girdaplı akış göstermeyen) sıvılar, ideal sıvılar olarak kabul edilir.

İdrar borusundan geçen akışkana etkiyen ana faktörler; akışkanın hızı, akışkanın boru ile kesişen noktalarındaki sürtünme, akışkanın viskozitesi ve akışkanın yoğunluğudur. Akışkan katmanlar, boru eksenine göre pozisyonlarına bağlı olarak farklı hızlarda hareket ederler. Hız, boru cidarında sıfır iken ekseninde maksimum değerindedir. Akışkan katmanlar arasındaki hızdaki fark sürtünmenin kaynağıdır. Sürtünmenin diğer bir kaynağı da boru cidarı ve pürüzlere yakın veya boru yüzeyindeki küçük girinti ve çıkıntılara yakın akışkan katmanlarının birbirleriyle etkileşimleridir. Bu iki sürtünme kaynağının toplamı akışkan hareketine bağlı toplam sürtünme değeridir. Sürtünme yüksekliği akışkana bağlı bir enerji kaybıdır. Boru sürtünmesi, akış oranını azaltıcı etki yaptığından negatif bir faktör olarak alınır. Bu sürtünmeden dolayı akış oranı, boru cidarlarına yakın bölgelerde, borunun merkezindeki akışa göre daha azdır (Griffiths, 1980a).

Akışkanlar özelliklerine göre Newtoniyen ve Newtoniyen olmayan olmak üzere ikiye ayrılır. Bir boru içindeki sıvının akış hızı onu hareket ettiren basınç ile orantılı olarak değişiyorsa, sıvıya Newtoniyen sıvı denir. Sıvının bu davranışını belirleyen olgu sıvının iç sürtünme kuvvetleri olup buna viskozite denir.

Viskozite ya da moleküler sürtünme de, akış oranını negatif etkiler. Viskozite ve boru sürtünmesi, cidarlardaki akış oranını azaltır. Sıvılarda viskozite sıcaklık artışı ile genellikle azalır. Ancak bazı sıvılarda viskozite belirli bir sıcaklığın üstünde iken artmaya başlar. Genellikle sıvı viskozitesi yüksek ise (diğer faktörler sabit iken) akış oranı azalır. Akışkanın viskozitesiyle ilgili olarak ortaya çıkan sürtünme kuvvetleri genel olarak akışkanın katı yüzeylerle temasta bulunduğu bölgelerde belirgin, bunun dışındaki bölgelerde ise ihmal edilebilir mertebelere sahiptir. İşte bu şekilde viskozite etkilerinin ihmal edilebilir mertebelere olduğu akım alanlarına sürtünmesiz akım gözüyle bakmak mümkündür. Akım alanlarının bu şekilde bir modelle göz önüne alınması aerodinamik incelemelerde büyük kolaylık sağlar (Kren et.al., 2001).

Akışkanın yoğunluğu arttıkça, istenen debiyi elde edebilmek için daha güçlü bir mesane baskısı gerekir. Eğer bir akışkanın yoğunluğu sıcaklık ve basınçla çok az değişiyorsa bu tip akışkana sıkıştırılamayan akışkan; akışkanın yoğunluğu sıcaklık ve basınçla önemli bir miktarda değişiyorsa bu tip akışkana da sıkıştırılabilen akışkan adı verilir. Gaz akışları genellikle sıkıştırılabilir akışlardır ancak sıvı akışlarında sıkıştırılmaz kabulü yapılabilir.

Laminer akış katmanlar halindeki yumuşak bir hareketi olan akıştır. Birbirine bitişik akışkan tabakaları arasında makroskopik bir karışma söz konusu değildir. Bir borudan akan akışkan düzgün bir şekilde akıyorsa bu laminer akış'tır. Genellikle düşük akış hızlarında görülür. Türbülanslı akışta ortalama hareket dışında rastgele üç boyutlu bir hareket de mevcuttur. Türbülanslı akış, akışın atalet kuvvetlerinin viskoz kuvvetlerden yeterince büyük olduğu durumlarda ortaya çıkar. Türbülans, bir akış bölgesindeki her noktasında ani hızın salınım göstermesi anlamına gelir. Bir borudan akan akışkanın, laminer ya da türbülanslı akış olduğunu; Reynolds katsayısıyla tespit edilir (Lu, 1983).

3.2.2.2 Sonlu Hacimler Yöntemi

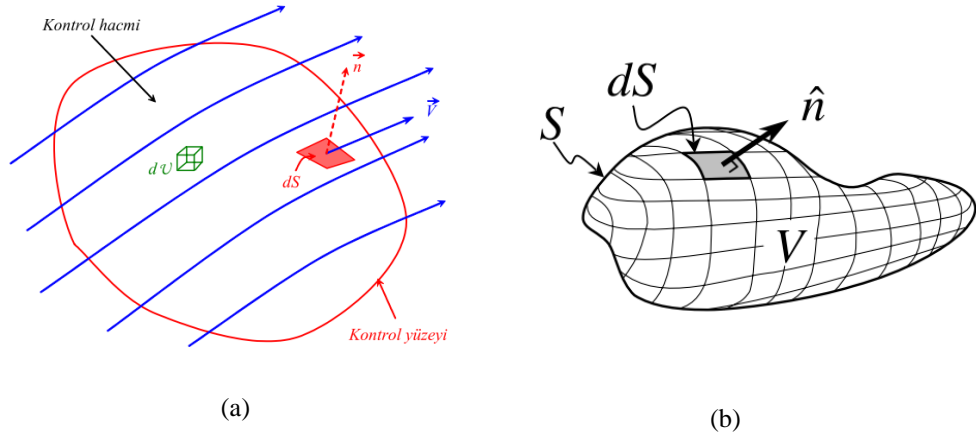
Bir akışkanın akış hareketi, geometriye, sınır şartlarına ve mekaniğin kanunlarına bağlıdır. Bu yüzden problem çözümünde; kontrol hacmi, diferansiyel

analiz, deneysel metodlar, boyut analizi ve benzerlik yöntemlerine başvurulur. Bu yöntemlerin en yenisi olan kontrol hacmidir.

Akışkanların hareketinin analizinde, iki yol vardır: Ya sonlu bir bölge yada denetim hacmi için toplam etkilerin (kütle, etkiyen kuvvet, enerji değişimi) bulunmasına çalışmak ya da akış alanının sonsuz küçük bir bölgesini analiz ederek, akış yapısının ayrıntılarının nokta nokta bulunması amacına yönelmektir.

Fiziksel modeller bir çok karmaşık işlem için doğrudan simüle edilerek elde edilebilir. Hesaplamalı akışkanlar dinamiği kullanılarak öncelikle akışkan hacmi ve katı hacim birbirinden ayrılarak daha küçük elemanlara bölünmektedir. Bu elemanların oluşturduğu hacime grid adı verilmekte olup, çözümün doğruluğunu etkileyen en önemli parametrelerdir. Genellikle iki yöntem ile bu grid oluşturulabilir. Bunlar Sonlu Hacimler Yöntemi(SHY) ve genellikle daha özel çözümler için kullanılan Sonlu Elemanlar Yöntemidir (SEY).

Uzayda sabit konumlu, bir S yüzeyi ile çevrili sonlu kontrol hacmi şekil 3.11 'de gösterilmektedir.



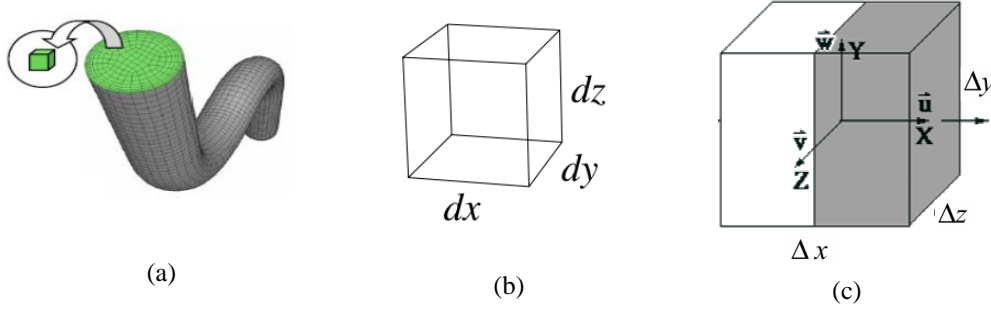
Şekil 3.11 (a),(b) Uzayda sabit konumlu, bir S yüzeyi ile çevrili sonlu kontrol hacmi.

Sonlu Hacimler Yönteminde, grid elemanları birbirinden ayrık kontrol hacimleridir. Bu hacimlerin ve hacmin yüzeyleri üstünde elde edilen diferansiyel denklemler çözülür. Bu yöntemde çözümün yakınsaması ve ıraksaması elemanların düzgünlüğüne göre değişmektedir (Halliday et al.,2002).

Model içinde akış çizgilerinin dahil edilmesi önemli bir özellik sağlar. Akış çizgilerinin oluşturulması için lineer denklemlerin çözülmesi gerekir. Lineer denklemi çözmek için iteratif yakınsama yöntemleri kullanılır.

Akışkanın hareketini analiz etmek için üç temel korunum yasası, sonsuz küçük bir denetim hacmine ya da, değişik olarak sonsuz küçük bir akışkan sistemine

uygulanır. Sonuçlar akışkan hareketinin diferansiyel denklemlerini vermektedir. Kontrol hacmi ise içinden madde geçebilen kontrol yüzeyi ile sınırlanan belirli bir hacimdir. Kontrol hacminde kapalı bir yüzey oluşturan sistemdeki belirli miktar kütle sürekli korunur. Uzayda bir bölge olan kontrol hacminin sınırları kontrol yüzeyi olarak bilinir. Akış bölgesi şekil 3.12’de görüldüğü gibi bir dizi kontrol hacmine (mesh’e) bölünür.



Şekil 3.12 Kontrol hacmi: (a),(b),(c) Kartezyen koordinatlarda kontrol hacmi görünümü.

(x,y,z) kartezyen koordinat sisteminde bir $A(x,y,z,t)$ fonksiyonunu göz önüne alalım. Fonksiyonun tam diferansiyeli denklem 3.10’da verilmektedir.

$$dA = \frac{dA}{dx} dx + \frac{dA}{dy} dy + \frac{dA}{dz} dz + \frac{dA}{dt} dt \quad (3.10)$$

Bu denklemi düzenlersek denklem 3.11 elde edilir:

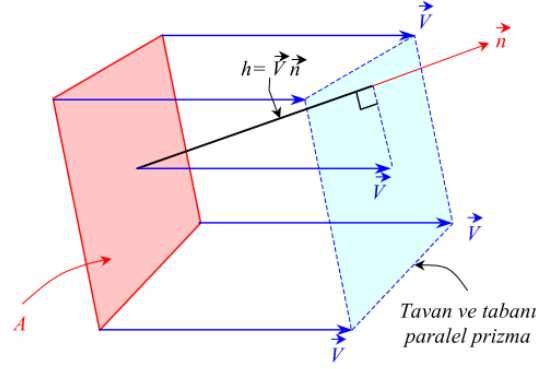
$$\frac{dA}{dt} = \frac{dA}{dx} \frac{dx}{dt} + \frac{dA}{dy} \frac{dy}{dt} + \frac{dA}{dz} \frac{dz}{dt} + \frac{dA}{dt} \quad (3.11)$$

Kartezyen koordinat sisteminde dx,dy,dz ebatlarında diferansiyel bir kontrol hacmini Şekil 3.13’ de olduğu gibi ele alalım. Bu kontrol hacminin merkezinde yoğunluk ρ , bu noktada hızı denklem 3.12’deki gibi tanımlarız:

$$\vec{v} = u \vec{i} + v \vec{j} + w \vec{k} \quad (3.12)$$

Bu denklemde hız bileşenleri $u = \frac{dx}{dt}$, $v = \frac{dy}{dt}$, $w = \frac{dz}{dt}$ dir.

Sonlu kontrol hacmi üzerindeki hız vektörleri şekil 3.13’deki gibidir:



Şekil 3.13 Sonlu kontrol hacmi üzerindeki hız vektörleri.

Burada yüzey alanı A , akışkanın birim zamanda aldığı yol (hız) v , yüzey normali n , prizmanın yüksekliği h olarak alınırsa Hacimsel debi birim zamanda S yüzeyinden geçen akışkan hacmidir (Morrison F.,2010).

Debi (Hacimsel akış hızı) aşağıdaki denklem 3.13 ile hesaplanabilir.

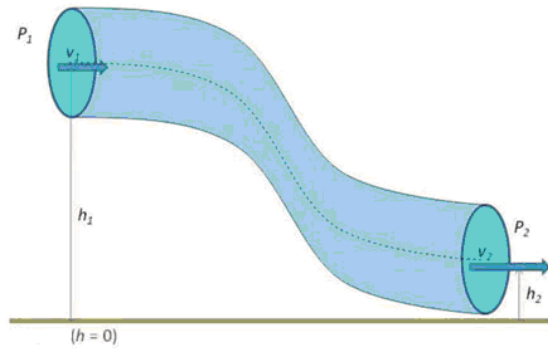
$$Q = A \cdot (\vec{v} \cdot \vec{n}) = Q = A \cdot v = (\pi \cdot r^2) \cdot v \quad (3.13)$$

Denklem 3.14 kütleli debi ifadesini verir. Kütleli debi hacimsel debi ile yoğunluğun (ρ) çarpımı sonucu elde edilen değerdir.

$$\dot{m} = Q \cdot \rho \quad (3.14)$$

Hareketin diferansiyel denklemlerini en genel haliyle çözmek çok zordur ve ayrıca bunların genel matematiksel özellikleri hakkında çok az şey bilinmektedir. Bununla beraber, büyük eğitsel değere sahip olan belirli bazı adımlar uygulanır.

İdrar borusu girişinde akış hızı ve basınç şekil 3.14'deki gibi olduğu düşünülürse,



Şekil 3.14 İdrar borusu üzerindeki basınç-akım değişkenlerinin görünümü.

İdrar idrar borusundan aşağı doğru inerken yükseklikten dolayı hız kazanır. Akışkanın hızı, akışkanı boruya doğru iten mesanenin basıncına bağlıdır. Mesane

basıncı arttıkça, akış oranı (diğer bütün faktörlerin sabit kalması koşulu ile) ve dolayısıyla akışkan hacmi artacaktır. İdrar boru çapı da akış oranını etkiler (Rideout, 1967).

İlk olarak denklemler (çözümlememiş olsalar bile) akışkanın hareketini düzenleyen temel boyutsuz parametreleri ortaya çıkartırlar. İkinci olarak iki basitleştirici kabul: daimi akış ve sıkıştırılmaz akış kabulü yapılırsa, önemli sayıda yararlı çözümler elde edilebilir. Üçüncü ve oldukça büyük bir basitleştirme, sürtünmesiz akış kabulü, Bernoulli denklemini geçerli kılar ve çok çeşitli idealleştirilmiş, ya da ideal akışkan, muhtemel çözümleri sağlar.

Bir akışkan, temel mekanik kanunları olan; kütle, momentum, lineer momentumun korunumu, açısal momentumun korunumu ve enerjinin korunumu kanunlarına uymak zorundadır. Bütün bu kanunları analiz edebilmek için Reynolds Transport teoremi, Süreklilik denklemi, Bernoulli denklemi, Navier-Stokes denklemleri önemlidir (Umur, 1998).

3.2.2.3 Reynolds katsayısı

Bu sayı, sistem analizinin kontrol hacmi analizine dönüştürülmesine yardımcı olur. Yüzeğe yakın kısımlarda sürtünme kuvvetlerinin egemen olduğu ve yüksek hız gradyanlarının görüldüğü bölgelere sınır tabaka denir. Yüzeğden uzak kısımlarda, serbest akış alanında atalet kuvvetleri baskındır. Bu nedenle akış, hız ya da kuvvetler arasındaki orana göre sınıflandırılır. Atalet kuvvetlerinin viskoz kuvvetlere oranına Reynolds sayısı denir ve R_N ile gösterilir. Denklem 3.15'e göre ifade edilen Reynolds sayısı, eylemsizlik kuvvetlerinin viskoz kuvvetlerine oranı olarak tanımlanır:

$$R_N = \frac{\text{Yogunluk} * \text{HIZ} * \text{idrarboru\c{c}apı}}{\text{Viskosite}} \quad (3.15)$$

şeklinde. Reynolds sayısı; akışkanın laminer (düzgün akış çizgileri) ve türbülanslı (karmaşık, dalgalanmalı, tedirgin akış alanı) olduğunu tanımlamada kullanılan en basit ve en yaygın boyutsuz sayıdır. Nre sayısı 2100 'ün altında ise akış laminer, 4000 ' ün üzerinde ise türbülanslı akış söz konusudur. 2100 – 4000 arası geçiş bölgesidir. Bir akış alanındaki basınç kaybı; belli bir hıza kadar, hızla lineer , daha yüksek hızlarda ise hızın 1,75.kuvvetiyle artar. Bir boru içerisindeki akışta; hızın kademeli olarak artırılması halinde, laminer akıştan türbülanslı akışa geçiş olur. (Umur, 1998).

3.2.2.4 Süreklilik Denklemi

Bir akışkanda kütle ve hacmin zamana ve konuma göre değişimiyle ilgilidir. Atomların bağlı bulunduğu moleküler yapı değişebilir, maddenin fiziksel özellikleri ve hali değişebilir fakat kütle yok edilemez, yoktan da var edilemez. Akışkanlar mekaniği açısından momentumu hangi tür molekülün taşıdığı önemli değildir. Bu nedenle, kütle korunumu kanunu toplam kütle denkliğine dönüşür.

Mesanın hacmine V dersek, düz yüzey üzerinde tüm noktalarında bu hacimden dışarı yönlü bir akışkan akmaktadır. dS bu yüzeyin bir unsuru, v ise bu unsurun pozisyonundaki hızı ise, akışkan hacimden dışarı doğru akarken dS v 'nin bileşenlerine paraleldir.

V kontrol hacminin S yüzeyinden birim zamanda çıkan net kütle miktarı denklem 3.16'da, V kontrol hacmindeki kütle miktarının birim zamandaki değişimi denklem 3.16'da verildiği gibidir. Denklemdaki (-) işareti hacimden dışarı yönlü akış yüzündendir.

$$-\frac{d}{dt} \int_S \rho \cdot \vec{v} \cdot dS \quad (3.16)$$

$$\int_V \frac{d\rho}{dt} dV \quad (3.17)$$

Kütle korunumuna göre sürekli akışta, giren akışkan miktarı çıkan akışkan miktarına eşittir. Bu durumda denklem 3.18'deki eşitlik elde edilir.

$$\int_V \frac{d\rho}{dt} dV = - \int_S \rho \cdot \vec{v} \cdot dS$$

$$\int_V \frac{d\rho}{dt} dV + \int_S \rho \cdot \vec{v} \cdot dS = 0 \quad (3.18)$$

Bu denklemde denklemin 2.kısımının diverjansı alınıp, bir noktada kütle korunumu dikkate alınırsa kartezyen koordinatlarda üç boyutlu bir kontrol hacmi için elde edilecek süreklilik denklemine 3.19'a ulaşırız.

$$\frac{d\rho}{dt} + \nabla \cdot (\rho \cdot \vec{v}) = 0$$

$$\frac{d\rho}{dt} + \rho \left(\frac{du}{dx} + \frac{dv}{dy} + \frac{dw}{dz} \right) = 0 \quad (3.19)$$

Burada u ve p pozisyonun fonksiyonudur. Bu yaklaşımda, $p = p(x, y, z, t)$ gibi, tüm akışkan özelliklerinin, zamanın ve konumun düzgün değişen fonksiyonu olduğu düşünülmektedir.

Hızın yaklaşık 100 m/s'den daha küçük olması halinde, akış sıkıştırılmaz olarak düşünülebilir. Eğer sürekli sıkıştırılmaz akışlar için $\frac{dp}{dt} = 0$ dır.

Böylece akışkanda alınan bir kontrol hacminin genel süreklilik denklemi denklem 3.20'deki şekilde ifade edilir.

$$\rho \left(\frac{du}{dx} + \frac{dv}{dy} + \frac{dw}{dz} \right) = 0 \quad (3.20)$$

şekindedir. Burada u, v, w elemanları, x, y, z koordinat eksenleri yönünde hız bileşenleridir. Süreklilik denklemleri silindirik ve küresel koordinatlarda da yazılabilmektedir.

3.2.2.5 Momentum Denklemi

Momentum denklemi denklem 3.21'de ifade edilen Newton'un ikinci kanununu kullanır. Bu kanuna göre hareketin değişimi, uygulanan hareket ettirici kuvvet ile doğru orantılıdır ve kuvvetin uygulandığı düz çizginin doğrultusundadır. Bu kanun akışkanlar mekaniğinin her alanında kullanılır. Bu kadar çok kullanılmasının nedeni, kuvvetin aynı zamanda momentum üretim hızına eşit olmasıdır. Bu durumda hareketin korunumu prensibine göre dış kuvvetler toplamı atalet kuvvetine eşittir.

$$\sum F = m.a \quad (3.21)$$

Denklem 3.21'de sol taraftaki ifade kontrol hacmine uygulanan tüm dış güçlerin toplamıdır. Sağ taraftaki ifade ise kütleli ivmedir.

Sabit kütle için denklem 3.22'deki ifade elde edilir.

$$\sum F = m. \frac{dV}{dt}$$

$$\sum F = \frac{d}{dt}(m.V) \quad (3.22)$$

Denklem 3.22 dış kuvvetlerin toplamının momentumun birim zamandaki değişimine eşit olduğunu ifade eder. Bir başka ifadeyle kontrol hacmi üzerindeki net kuvvetin diferansiyel boyutta ve eleman hacmi ile orantılı olmak zorunda olduğunu gösterir.

Dış kuvvetler ($\sum F$) bünyesel kuvvetler ve yüzeysel kuvvetlerden oluşur.

Bünyesel kuvvetler kontrol hacminin kütle merkezine uygulanan kuvvetlerdir. Bünyesel kuvvetleri (yerçekimi, manyetizma, elektrik potansiyel) gibi dış alanlar nedeniyle oluşur ve elemanın içindeki kütlelerin tamamına etki ederler. Çalışmada göz önüne alacağımız tek kütle kuvveti yerçekimidir. burada, koordinat sistemine göre, g, genelde herhangi bir yöne sahip olabilir. Pek çok uygulamada, z yukarı doğru alınır ve $g = -gk$ 'dir. Yerçekimi $9,81.k(m/s^2)$ dir.

V akışkan hacmi üzerinde G bünyesel kuvvet denklem 3.23 ile ifade edilir.

Birim hacim başına yerçekimi kuvveti

$$G = \int_V f \cdot g \cdot dV \quad (3.23)$$

Burada f birim kütleyle etkiyen bünyesel kuvvettir.

Yüzey kuvvetleri, denetim yüzeyinin yan yüzleri üzerindeki gerilmelerden doğar. Bu gerilmeler, basınç ile hız gradyeni hareketten oluşan viskoz gerilmelerinin toplamıdır.

Yüzey kuvveti olarak uygulanan Birim hacim başına basınç kuvveti ve viskoz kuvveti aşağıdaki denklemler ile ifade edilir:

Birim hacim başına basınç kuvveti denklem 3.24'de verilen ifade ile hesaplanır.

$$BASINC_Kuvveti = -\int_V p \cdot dS \quad (3.24)$$

Birim hacim başına viskoz kuvvet denklem 3.25'de verilen ifade ile hesaplanır.

$$TEGETSEL_Kuvvet = F_{visc} \quad (3.25)$$

Momentumun birim zamandaki değişimi 2 şekilde olur:

Birincisi kontrol yüzeyinden çıkan ve giren kütlelerin taşıdıkları momentumlar arasındaki farktır. Matematiksel olarak denklem 3.26'daki şekilde ifade edilir.

$$= \int_S (\rho \cdot \vec{v} \cdot dS) \cdot \vec{v} \quad (3.26)$$

İkincisi kontrol yüzeyindeki kütle miktarının değişiminden kaynaklanan momentum değişimidir. Denklem 3.27'deki şekilde ifade edilir.

$$= \int_V \left(\frac{d\rho}{dt} dV \right) \cdot \vec{v} \quad (3.27)$$

Dış kuvvetler ($\sum F$) (Birim hacim başına yerçekimi kuvveti, birim hacim başına basınç kuvveti, birim hacim başına viskoz kuvvet)momentumun birim zamandaki

değişimine eşittir. Yani Bu durumda sonuç olarak momentum denkleminin integral formu denklem 3.28'deki şekildedir:

$$\frac{d}{dt} \int_V (\rho dV) \cdot \vec{v} + \int_S (\rho \cdot \vec{v} \cdot dS) \cdot \vec{v} = - \int_V p \cdot dS + F_{visc} + \int_V f \cdot g \cdot dV \quad (3.28)$$

A bir vektörel veya skaler büyüklük olmak üzere bir yüzey integrali diverjans teoremi yardımıyla bir hacim integraline dönüştürülebilir.

3.2.2.6 Navier-Stokes denklemleri

Akışkandan kaynaklı problemlerin nümerik algoritmalar ile çözüm yöntemi olarak tanımlanmaktadır. Akış alanının incelenmesinde yaygın olarak diferansiyel yöntemler, integral yöntemleri, boyut analizi ve deneysel yöntemler kullanılır. Diferansiyel ve integral yöntemleri Navier-Stokes ve enerji denklemlerinin çözümüne dayandığından çoğu zaman bir takım kabullerle denklemler basitleştirilerek çözüme gidilir. Bazı durumlarda eğer tam çözüm bu kabullerle sağlanamıyorsa, sayısal veya nümerik yöntemlerle sistem analiz edilir. En sağlıklı yöntem ise deneysel olarak akış parametrelerinin incelenmesidir.

HAD genel olarak Navier-Stokes denklemlerinin çözülmesi ile çalışmaktadır. Bu denklemler özellikle viskoz etkileri modellemede kullanılırlar.

Kontrol hacmi sonsuz küçük yapılarak Momentum denkleminin diferansiyel formu veya Navier-Stokes denklemleri elde edilir. Sıkıştırılabilen akışkanlar için Navier-Stokes denklemleri denklem 3.29'daki şekilde ifade edilir.

$$\rho \left(\frac{Du_i}{Dt} \right) = - \frac{dp}{dx_i} + \rho g_i + \mu \left[\frac{d^2 u_i}{dx_i^2} + \frac{d^2 u_i}{dy_i^2} + \frac{d^2 u_i}{dz_i^2} + \frac{1}{3} \frac{d^2}{dx_i} (\nabla \cdot u) \right] \quad (3.29)$$

Bu ifadede ilk terim zamana göre değişimleri, ikinci terim ise konuma göre değişimleri ifade etmektedir. Sadece konuma göre alınmış türevlerden farklı olduğunun anlaşılması için de türev sembolü olarak küçük d harfi yerine büyük D harfi kullanılmaktadır.

Eğer bir akışkan sıkıştırılmaz ise $\nabla \cdot u = 0$ olur. İdrar gibi sıkıştırılmaz akışkanlar yerçekimi gibi bünyesel kuvvetler göz ardı edildiğinde, x,y ve z yönlerinde momentum, yoğunluk (ρ) sabit olduğundan denklem 3.30 elde edilir.

$$\rho \left(\frac{Du_i}{Dt} \right) = - \frac{dp}{dx_i} + \mu \left[\frac{d^2 u_i}{dx_i^2} + \frac{d^2 u_i}{dy_i^2} + \frac{d^2 u_i}{dz_i^2} \right] \quad (3.30)$$

Daha ayrıntılı olarak, denklem 3.31'deki x,y,z momentumlarına ait diferansiyel denklemler elde edilir.

$$\begin{aligned}\rho\left(\frac{du}{dt} + u\frac{du}{dx} + v\frac{du}{dy} + w\frac{du}{dz}\right) &= -\frac{dp}{dx} + \mu\left[\frac{d^2u}{dx^2} + \frac{d^2u}{dy^2} + \frac{d^2u}{dz^2}\right] \\ \rho\left(\frac{dv}{dt} + u\frac{dv}{dx} + v\frac{dv}{dy} + w\frac{dv}{dz}\right) &= -\frac{dp}{dy} + \mu\left[\frac{d^2v}{dx^2} + \frac{d^2v}{dy^2} + \frac{d^2v}{dz^2}\right] \\ \rho\left(\frac{dw}{dt} + u\frac{dw}{dx} + v\frac{dw}{dy} + w\frac{dw}{dz}\right) &= -\frac{dp}{dz} + \mu\left[\frac{d^2w}{dx^2} + \frac{d^2w}{dy^2} + \frac{d^2w}{dz^2}\right]\end{aligned}\quad (3.31)$$

Bu denklemler; akışkan içerisindeki birim kütleye etki eden momentum (ivmelenme) değişimlerinin, basınç değişimleri ve sürtünme kayıplarına neden olan viskoz kuvvetlerin (sürtünmeye benzer) toplamına eşit olduğunun doğruluğunu ortaya koymaktadır. Bu viskoz kuvvetler moleküller arası etkileşimlerden meydana gelmekte ve akışkanın akmaya ne kadar dirençli (viskoz) olduğunu göstermektedir.

3.2.2.7 Bernoulli Denklemi

Basınç, hız ve ivme arasındaki ilişki ilk kez Bernoulli tarafından geliştirildiği için bu denklemler Bernoulli denklemi olarak adlandırılır. Bernoulli denklemi akışkanlar mekaniğinde iyi bilinen ve çok kullanılan temel denklemlerdir. Bernoulli denklemi sürtünmesiz Navier-Stokes denkleminin birinci derece integrali alınarak türetilmiştir. Kararlı hal, sıkıştırılmaz, akış çizgisi boyunca sürtünmesiz akış sınırlamaları için Bernoulli denklemi yararlanılabilir.

Kararlı (daimi), sıkıştırılmaz, akış çizgisi boyunca sürtünmesiz akış kabulü (viskozite=0), aynı akış hattı üzerindeki noktaların hesaplanması kabulleri ile Bernoulli denklemi ile ideal akışkan, muhtemel çözümleri bulunabilir.

Enerji korunumuna göre denklem 3.32'de verilen ifade yazılabilir.

$$KE_1 + PE_1 + W_1 = KE_2 + PE_2 + W_2 \quad (3.32)$$

KE (Kinetik Enerji) denklem 3.33, PE (Potansiyel Enerji) denklem 3.34, W (sistemde yapılan iş) denklem 3.35'de verilen ifadeler ile hesaplanır.

$$KE = \frac{1}{2}.m.v^2 \quad (3.33)$$

$$PE = m.g.h \quad (3.34)$$

P basınç etkisiyle A yüzey alanında Akışkana etki eden kuvvet denklem 3.35 ile hesaplanır.

$$F = P.A \quad (3.35)$$

Bu kuvvetin etkisiyle akışkan onun kendi genişliği kadarki x bir mesafede ittilir. değiştirir ve bu esnada sistemde yapılan işin matematiksel ifadesi denklem 3.36'da verildiği şekilde olur.

$$W = F.\Delta X$$

$$W = P.A.\Delta X \quad (3.36)$$

$$W = F.\Delta X = P.V$$

$$W = F.\Delta X$$

Bu denklemde V hacimdir. Denklem 3.32'de ifadeler yerine yazılıp, denklem 3.37 elde edilir.

$$W_1 + KE_1 + PE_1 = W_2 + KE_2 + PE_2 \quad (3.37)$$

$$P_1.V + \frac{1}{2}.m.v_1^2 + m.g.h_1 = P_2.V + \frac{1}{2}.m.v_2^2 + m.g.h_2$$

Bu denklemin her iki tarafı V basınca bölünürse, denklem 3.38'deki yoğunluk ifadesi yerine yazılırsa

$$\rho = \frac{m}{V} \quad (3.38)$$

zeminden h_1 yükseklikte v_1 hızlı akışkanın basıncı P_1 , h_2 yükseklikte v_2 hızlı aynı akışkanın basıncı P_2 , v akışkanın hızı, ρ akışkanın yoğunluğu, g yerçekimi kuvveti ise bu durumda Bernoulli denkleminin son hali denklem 3.39'daki forma dönüşür.

$$P_1 + \frac{1}{2}\rho.v_1^2 + \rho.g.h_1 = P_2 + \frac{1}{2}\rho.v_2^2 + \rho.g.h_2 \quad (3.39)$$

$$\frac{1}{2}v_1^2 + \frac{P_1}{\rho} + g.h_1 = \frac{1}{2}v_2^2 + \frac{P_2}{\rho} + g.h_2$$

Bu denklemler sürekli sıkıştırılamaz akışkanlar için Bernoulli denklemleridir. Sıkıştırılamaz akışkanlar için momentum denklemi ve süreklilik denklemi hız ve basınç alanları verilerek çözülebilir. Teorik olarak denklemler çözülebilmesine rağmen, belirli bir akış alanının çözümü daha karışık olabilir.

Herhangi bir parametrenin tam değerini bulmak için aynı hat boyunca her hangi 2 noktaya Bernoulli denklemini uyguluyoruz.

v_1 hızını hesaplamak için denklem 3.18'deki süreklilik denklemini kullanırsak,

Sürekli sıkıştırılamaz akışlar için $\frac{dp}{dt} = 0$ dır. Bu durumda süreklilik denklemini

denklem 3.40'daki hale dönüştür:

$$\int_S \rho \cdot \vec{v} \cdot dS = 0$$

$$\{ -|\rho \cdot v_1 \cdot S_1| \} + \{ -|\rho \cdot v_2 \cdot S_2| \} = 0 \quad (3.40)$$

Elde edilen bu ifade çözümlerse denklem 3.41'deki ifade bulunur:

$$v_1 = v_2 \frac{S_2}{S_1}$$

$$v_1 = v_2 \frac{\pi \cdot (r_2)^2}{\pi \cdot (r_1)^2} \quad (3.41)$$

denkleminde r_1 idrar borusuna giriş noktasındaki yarıçap, r_2 idrar borusuna giriş noktasındaki yarıçap değerleri yerine konarak v_1 hızı hesaplanır.

Denklem 3.39'deki Bernoulli denkleminde akışkanın viskozitesi 0 kabul edilmiştir. Bu denklemde v_1 , ρ (yoğunluk), g (yer çekimi kuvveti), idrar borusunun son çıkışındaki h_2 yüksekliği sıfır, P_1 20 cmH₂O, P_2 yerine P_{atm} atmosferik basıncı yazılırsa mesanenin üretra çıkışında oluşturduğu v_2 hızı bulunur.

Bu denklem akışkanın viskozitesinden kaynaklı, enerji kayıplarını içermez. Viskoziteden dolayı akış hızı idrar borusu çeperlerine olan mesafeye göre değişir. Eğer enerji kayıplarını da ilave edersek akışkanlar için kararlı hal sürekli akışta aşağıdaki formda yazılır. u ortalama akış hızı ise denklem 3.42'deki matematiksel ifade elde edilir.

$$\frac{1}{2} \alpha_1 \cdot u_1^2 + \frac{P_1}{\rho} + g \cdot h_1 = \frac{1}{2} \alpha_2 \cdot u_2^2 + \frac{P_2}{\rho} + g \cdot h_2 + \Delta W_{\text{kayıp}} \quad (3.42)$$

Bu denklemde $W_{\text{kayıp}}$ Birim ağırlık başına kaybedilen enerji, birim ağırlık başına yapılan iş, birim ağırlık başına sağlanılan enerjiden oluştuğu için bu kayıpları göz önüne almak için, üç temel korunum yasasını sonsuz küçük bir denetim hacmine uygulanması gerekmektedir. Uygun sınır koşulları seçerek, akış hareketinin diferansiyel denklemleri bulunur. Yani akışkanın hareketini düzenleyen temel boyutsuz parametreleri ortaya çıkartılır.

Genellikle herhangi bir akış esnasında akışkanın tabakaları farklı hızlarda hareket ederler ve akışkanın viskozitesi, uygulanan kuvvete karşı direnç gösteren tabakalar arasındaki yüzey gerilimlerinden dolayı ortaya çıkar. Sabit iki sonsuz paralel levha arasındaki kayma akışa düzlem poiseuille akış adı verilir. Bu çalışmada iki sonsuz

paralel levha arasındaki sıkıştırılmaz ve Newtoniyen olmayan akışkanın, izotermal olmayan, poiseuille akış modeli ele alınmaktadır.

Bir boru içinden düzgün akan akışkanın iç içe geçmiş silindirik tabakalar şeklinde şekil 3.15'deki gibi aktığı düşünülebilir



Şekil 3.15 (a),(b) İdrar borusu içerisindeki poiseuille akışta akışkan tabakaları.

R yarıçapında ve l uzunluğunda, silindir biçiminde çaplanmış bir borudan akan Q akışkanının debisini, bu akışkanın μ viskozite katsayısının ve uzunluk birimi başına basınç düşmesinin fonksiyonu olarak laminar akış cinsinden veren kanun (poiseuille kanunu) viskozite katsayısının belirlenmesinde kullanılır. İdrar borusu içindeki poiseuille (kat kat tabakalı) akıştan dolayı hız bileşenine ait $v=0$ ve $w=0$ dır.

Süreklilik denkleminde $\left(\frac{du}{dx} + \frac{du}{dy} + \frac{du}{dz} \right) = 0$ $v=0$ ve $w=0$ yerine konursa, denklem

3.43'deki hali alır.

$$\frac{du}{dx} = 0 \quad (3.43)$$

Simetriden dolayı $\frac{du}{dy} = 0$ ve $\frac{du}{dz} = 0$ olur.

İdrar borusu içindeki akış kararlı halde olduğu için $\frac{du}{dt} = 0$, x-yönünde yerçekiminin

kompnanantı $g_x = 0$ olur.

Denklem 3.31'de verilen Navier-Stokes denklemlerinde bu ifadeler yerine yazılırsa denklem 3.44 elde edilir.

$$0 = -\frac{dp}{dx} + \mu \left[\frac{d^2u}{dz^2} \right] \quad (3.44)$$

Birinci integral sonucunda denklem 3.45 elde edilir.

$$\frac{du}{dz} = \frac{1}{\mu} \frac{dp}{dx} z + c_1 \quad (3.45)$$

İkinci integral sonucunda da denklem 3.46 elde edilir.

$$u = \frac{1}{2\mu} \frac{dp}{dx} z^2 + c_1 z + c_2 \quad (3.46)$$

c_1 ve c_2 integral sabitleridir. Sınır koşulları uygulanarak, integral sabitleri çözümlerse, idrar borusu tabakası sabit olduğu için $u=0$, $z=-h$ ve $z=+h$ olur. Burada h akış merkezinden uzaklık yani idrar borusunun merkezinden çepere doğru olan radyal koordinatı, z = idrar borusu yarıçapı, u hız, μ yoğunluktur.

Bu durumda integral sabitleri denklem 3.47'deki gibi bulunur.

$$c_1 = 0 \quad , \quad c_2 = \frac{1}{2\mu} \frac{dp}{dx} (z^2 - h^2) \quad (3.47)$$

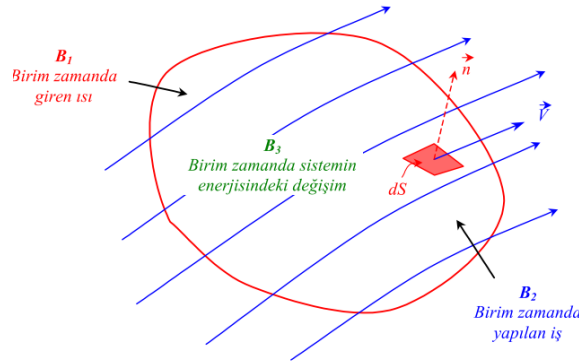
c_1 ve c_2 yerine konursa, hız ifadesi denklem 3.48 aşağıdaki hali alır:

$$u = \frac{1}{2\mu} \frac{dp}{dx} (z^2 - h^2) \quad (3.48)$$

Bu şekilde viskoziteyi ifade eden matematiksel model elde edilmiş olur. Bu denklem idrar borusu çeperlerinde akış hızı 0, merkezde en hızlı olduğunu ifade eder.

3.2.2.8 Enerji Denklemi

Enerjinin korunumu prensibine göre enerji yok edilemez, yoktan var edilemez, ancak enerji türleri birbirine dönüştürülebilir. Bu kural mekanik enerji dengesinin temel kuralını oluşturur. Mekanik enerji, akışkanların akımını doğrudan etkileyen basınç, potansiyel enerji ve kinetik enerjiyi kapsar. Isı daha çok, akışkanın boru duvarlarına sürtünmesi nedeniyle mekanik enerjinin tersinirliğini kaybederek ısıya dönüşmesi veya mekanik enerji kaybı olarak mekanik enerji dengesinde yer alır. Bu durumda şekil 3.16'daki uzayda sabit konumlu, sonlu kontrol hacmi üzerindeki enerji formu şeklinde gösterilir.



Şekil 3.16 Uzayda sabit konumlu, sonlu kontrol hacmi üzerindeki enerji formu.

Birim zamanda giren ısı ile birim zamanda yapılan iş arasında denklem 3.49'daki eşitlik mevcuttur.

$$B_1 + B_2 = B_3 \quad (3.49)$$

B_1 sisteme birim zamanda sokulan ısı miktarıdır. Bu iki şekilde olur.

Birincisi radyasyon veya yanma yoluyla birim zamanda sokulan ısı denklem 3.50'deki matematiksel formül ile ifade edilir.

$$= \int \dot{q} \cdot \rho \cdot dV \quad (3.50)$$

Burada q birim kütle başına sokulan ısıdır.

İkincisi viskoz kaynaklı (ısı iletimi, kütle difüzyonu) olarak sokulan ısıdır. (Q_{visc}) ile gösterilir.

Böylece sisteme birim zamanda sokulan ısı miktarı denklem 3.51'deki şekilde verilmektedir.

$$B_1 = \int \dot{q} \cdot \rho \cdot dV + \dot{Q}_{visc} \quad (3.51)$$

B_2 çevrenin sistem üzerinde birim zamanda yaptığı işi ifade eder. Çevrenin sisteme etki ettirdiği kuvvetlerin yaptığı iş 3 şekilde olur.

$$\text{Birincisi basınç kuvvetlerinin yaptığı iş} = - \int_s (p \cdot dS) \cdot \vec{v} \quad (3.52)$$

$$\text{İkincisi bünyesel kuvvetlerin yaptığı iş} = \int_V (f \cdot \rho \cdot dV) \cdot \vec{v} \quad (3.53)$$

$$\text{Viskoz kuvvetlerin yaptığı iş} = \dot{W}_{visc} \quad (3.54)$$

Böylece çevrenin sistem üzerinde birim zamanda yaptığı iş denklem 3.55'deki matematiksel denklem ile ifade edilir.

$$B_2 = - \int_s (p \cdot dS) \cdot \vec{v} + \int_V (f \cdot \rho \cdot dV) \cdot \vec{v} + \dot{W}_{visc} \text{ dir.} \quad (3.55)$$

B_3 sistemin enerjisinin birim zamanda değişimini ifade eder. İki bileşenden oluşur. İç enerji (e) (durağan sistem için sadece iç enerji vardır) ve Kinetik enerji (hareketli sistem için ilaveten kinetik enerji vardır.)

Birim kütle başına enerji denklem 3.56'da verildiği gibidir.

$$\text{Birim _ kütlesine _ başına _ enerji} = e + \frac{1}{2} v^2 \quad (3.56)$$

Kontrol yüzeyinden çıkan ve giren kütlelerin taşıdıkları enerjiler arasındaki fark denklem 3.57'deki şekilde olur.

$$= -\int_s p \cdot \vec{v} \cdot \vec{n} dS \left(e + \frac{1}{2} v^2 \right) \quad (3.57)$$

Kontrol hacmindeki kütle miktarının değişiminden kaynaklanan enerji değişimi denklem 3.58'deki şekilde olur.

$$= \frac{d}{dt} \int_V \rho dV \left(e + \frac{1}{2} v^2 \right) \quad (3.58)$$

Sonuç olarak denklem 3.59'daki Enerji denkleminin integral formu elde edilir.

$$\frac{d}{dt} \int_V \rho dV \left(e + \frac{1}{2} v^2 \right) + \int_s p \cdot \vec{v} \cdot \vec{n} dS \left(e + \frac{1}{2} v^2 \right) = -\int_s (p \cdot dS) \cdot \vec{v} + \int_V (f \cdot \rho dV) \cdot \vec{v} + \dot{W}_{visc} + \int q \cdot \rho dV + \dot{Q}_{visc} \quad (3.59)$$

Yüzey integralleri hacim integrallerine dönüştürülerek, integraller birleştirilerek ve kontrol hacmi sonsuz küçültülerek enerji denkleminin diferansiyel formu denklem 3.60'daki ifade şeklinde olur.

$$\frac{d}{dt} \left[\rho \left(e + \frac{1}{2} v^2 + gh \right) \right] + \nabla \left[\rho \left(e + \frac{1}{2} v^2 + gh \right) \vec{v} \right] = -\nabla \left(p \vec{v} \right) + \rho \vec{f} \vec{v} + \dot{w}_{visc} + \rho \dot{q} + \dot{q}_{visc} \quad (3.60)$$

Kararlı akımda $\frac{d}{dt} = 0$ dır.

Bünyesel kuvvetler ihmal edilirse $\vec{f} = 0$ sisteme ısı ilavesi olmadığı durumlarda enerji denklemi denklem 3.61'de verildiği formu alır.

$$\nabla \left[\rho \left(e + \frac{1}{2} v^2 + gh \right) \vec{v} \right] = -\nabla \left(p \vec{v} \right) \quad (3.61)$$

3.2.2.9 Sayısal Çözüm Yöntemleri

Ayrı Çözüm Yöntemi (Segregated Solver): Bu yöntem süreklilik, momentum ve enerji denklemlerini yaklaşma gerçekleştiği noktaya kadar ayrı çözer. Daha çok sıkıştırılmaz akışkanların bulunduğu ortamlarda tercih edilir. Akışkanın giriş sıcaklığında fiziksel özellikleri belirlenir. x,y,z yönlerindeki u,v,w hız değerlerine ait momentum denklemleri, o anki basınç ve yüzey akısıyla çözülür.

Bir Arada Çözüm Yöntemi (Coupled Solver): Bu yöntem süreklilik, momentum, enerji, kütle transferi denklemleri ile eş zamanlı çözülür. İterasyonlarda akışkan özellikleri bir önceki iterasyondan güncellenir. Başlangıçta ise giriş değerleri kullanılır. İterasyonlarda süreklilik, momentum, enerji ve kütle denklemleri eş

zamanlı çözümler. Her iterasyon sonucu yakınsama kriterlerine göre yakınsama kontrol edilir. Yakınsama gerçekleşmez ise iterasyon devam ettirilir. Aynı çözüm yönteminde bir arada çözüm yöntemine göre daha kısa sürede çözüme ulaşılmaktadır.

Lineerleştirme Yöntemleri : Aynı çözüm yönteminde ve bir arada çözüm yöntemlerinde farklı lineer olmayan denklemleri her hücre için bağımlı değişkene ait denklemler sistemi oluşturmak üzere lineerleştirir. Bulunan lineer denklemler, güncellenmiş akış alanı elde etmek için çözümlenir. Bu lineerleştirme bağımlı değişkene göre örtülü veya açık olarak gerçekleşir.

Örtülü Yöntem: Her hücrede bilinmeyen değerler, komşu hücrelerdeki bilinen ve bilinmeyen değerler yardımıyla hesap edilir. Bununla birlikte her bir bilinmeyen değere ait, sistemden birden fazla denklem ortaya çıkar ve bu denklemler bilinmeyenleri tespit edebilmek için eş zamanlı olarak çözülür.

Açık Yöntem: Verilen bir değişkenin, hücredeki bilinmeyen değerinin sadece bilinen değerler yardımıyla bulunmasıdır. Her bir bilinmeyen sadece bir denklemde yer alır ve her hücredeki bilinmeyenler bir an için çözülür.

Aynı çözüm yöntemi sadece örtülü yöntem ile lineerleştirmeye müsaade eder. Ama bir arada çözüm yönteminde örtülü veya açık yöntem kullanılabilir. Bir arada çözüm ve örtülü çözümde p, u, v, w ve T değerleri tüm hücrelerde aynı anda çözülür. Bir arada çözüm ve açık yöntemde p, u, v, w ve T değerleri bir hücrelerde aynı anda çözülür. Bu çalışmada akışkan hızlarının düşük olması nedeniyle aynı çözüm yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem seçildiğinde sadece örtülü yöntemle lineerleştirme gerçekleştirilebileceğinden örtülü yöntem seçilmiştir.

Kullandığımız yazılımda momentum ve enerji için değişik enterpolasyon teknikleri mevcuttur. Bunlar Birinci dereceden (first order), ikinci dereceden (second order), üssel (power law), hızlı enterpolasyon (quick) teknikleridir. Yazılım bu teknikleri her bir hücre merkezi için farklı skaler ϕ değeri bulabilmek için kullanır. İkinci dereceden enterpolasyon yöntemi yüksek derecede güvenlik sağlar. Yüzey değerleri ϕ_f Taylor serisi yardımıyla, $\phi_f = \phi + \nabla\phi \cdot \Delta S$ ile formüle edilir. Burada ΔS bir önceki hücre merkezi ile bundan bir sonraki hücre yüzey merkezi arasındaki yer değişim vektörü, $\nabla\phi$ ise ikisi arasındaki ϕ 'nin değişim miktarıdır.

3.2.2.10 Türbülanslı Akış'lar için k-ε modeli

Türbülanslı akış, akışın atalet kuvvetlerinin viskoz kuvvetlerinden yeterince fazla olduğu zaman ortaya çıkar. Türbülans bir akış bölgesindeki her noktada ani hızın salınım göstermesi anlamına gelir (Benim,1985). Türbülanslı akış bölgesinde hız denklem 3.62'deki gibi tanımlanır.

$$u(t) = \bar{u} + u'(t) \quad (3.62)$$

Tanımlanan bu hız ifadesi Navier-Stokes denklemlerine uygulanması sonucunda denklem 3.63'deki Reynolds gerilmeleri terimlerini veren ifadeler çıkar.

$$\begin{aligned} \sigma_x^R &= -\frac{d}{dx}(\overline{\rho u' u'}) - \frac{d}{dy}(\overline{\rho u' v'}) \\ \sigma_y^R &= -\frac{d}{dx}(\overline{\rho v' u'}) - \frac{d}{dy}(\overline{\rho v' v'}) \end{aligned} \quad (3.63)$$

Türbülanslı akışlar için bilinen en yaygın model standart k-ε modelidir. Bu modele göre kullanılacak türbülans viskozitesi denklem 3.64'de verilmiştir. Verilen ifadeye $C_\mu = 0,09$ sabit katsayıdır.

$$\mu_t = c_\mu \cdot \rho \cdot \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (3.64)$$

Bu modelde türbülans kinetik enerjisi ve viskoz kaybolma terimleri kullanılmaktadır. Kararlı hal akış rejimi için türbülans kinetik enerji denklemi denklem 3.65'de tanımlanmaktadır.

$$\frac{d(\rho u k)}{dx} + \frac{d(\rho v k)}{dy} + \frac{d(\rho w k)}{dz} = \frac{d}{dx} \left(\frac{\mu_t}{\sigma_k} \frac{dk}{dx} \right) + \frac{d}{dy} \left(\frac{\mu_t}{\sigma_k} \frac{dk}{dy} \right) + \frac{d}{dz} \left(\frac{\mu_t}{\sigma_k} \frac{dk}{dz} \right) + \mu_t \phi - \rho \varepsilon \quad (3.65)$$

k kinetik enerji denklem 3.66'daki gibi matematiksel olarak ifade edilebilir.

$$k = \frac{1}{2} \left[(\bar{u}')^2 + (\bar{v}')^2 + (\bar{w}')^2 \right] \quad (3.66)$$

Denklem 3.65'deki ϕ , viskoz kaybolma fonksiyonu olarak bilinir ve ifadesi denklem 3.67'da verilmiştir.

$$\phi = 2\mu \left[\left(\frac{du}{dx} \right)^2 + \left(\frac{dv}{dy} \right)^2 \right] + \mu \left(\frac{dv}{dx} + \frac{du}{dy} \right)^2 \quad (3.67)$$

Sonuç olarak türbülans kinetik enerji kaybolma miktarı denklemi 3.68'deki gibidir.

$$\frac{d(\rho u \varepsilon)}{dx} + \frac{d(\rho v \varepsilon)}{dy} + \frac{d(\rho w \varepsilon)}{dz} = \frac{d}{dx} \left(\frac{\mu_t}{\sigma_k} \frac{d\varepsilon}{dx} \right) + \frac{d}{dy} \left(\frac{\mu_t}{\sigma_k} \frac{d\varepsilon}{dy} \right) + \frac{d}{dz} \left(\frac{\mu_t}{\sigma_k} \frac{d\varepsilon}{dz} \right) + C_{1\varepsilon} \mu_t \frac{\varepsilon}{k} \phi - C_{2\varepsilon} \rho \frac{\varepsilon^2}{k} \quad (3.68)$$

Denklem 3.67'de verilen ifadeye $C_{1\varepsilon}$, $C_{2\varepsilon}$, σ_k , σ_ε katsayıları sabit olup, $C_{1\varepsilon} = 1.44$, $C_{2\varepsilon} = 1.92$, $\sigma_k = 1$, $\sigma_\varepsilon = 1.3$ dür.

3.2.2.11 Basınç-Hız ilişkisi için Simple algoritması

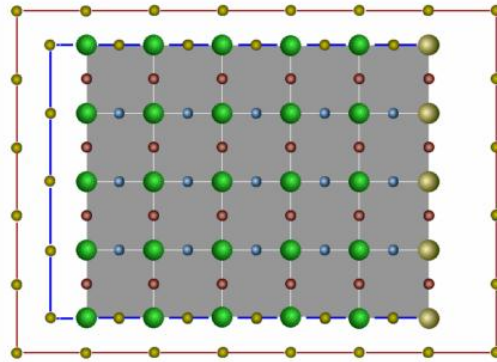
Momentum, süreklilik ve diğer skalerlere ait denklemlerin çözümü için kullanılır. SIMPLE (Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations) Metodu

basınç düzeltme denklemleri (Pressure-Correction Equations) kullanılarak hız vektörlerinin açık biçimde (explicit), basınç düzeltme değerlerinin ise kapalı biçimde (implicit) çözüldüğü bir algoritmadır.

Bu çözüm yönteminde sonlu farklılaştırmalarda sadece ana düğüm noktaları ve bunların komşu noktaları değil, bu noktaların arasında yer alan noktalarda kullanılmıştır. Bu tür ızgara yapısının oluşturulması ve kullanımı literatürde kaydırılmış ızgara yapısı olarak anılmaktadır. Bu nedenle hız dağılımlarını elde etmek için tüm değişkenleri aynı düğüm noktası üzerinde hesaplamak gerekmemektedir.

SIMPLE metodunda Bölüm 3.3’de belirtilen kaydırılmış (staggered) ızgara yapısı kullanılmaktadır. SIMPLE metodu revize edilerek SIMPLER Metodu (Patankar, 1979) olarak geliştirilmiştir. SIMPLE metodu Navier-Stokes denklemlerini (pseudo-transient) geçici rejim problemi gibi çözerken sürekli rejim çözümüne ulaşmayı amaçlamaktadır. Ancak sürekli rejime ulaşıncaya kadar; yani $\frac{du}{dt} = 0$ ve $\frac{dv}{dt} = 0$ oluncaya kadar olan ara kademe çözümlerin akışın gerçek geçici rejim davranışını aynen yansıtmaz.

Kaydırılmış ızgara (staggered grid) yapısında; u hız bileşenlerine ait noktalar mavi küreler ile, v hız bileşenlerine ait noktalar kırmızı kürelerle ve basınçlara ait düğüm noktaları ise yeşil küreler ile gösterilecek olursa sınır şartları da göz önüne alındığında Şekil 3.17 elde edilir.



Şekil 3.17 Düğüm noktaları ve sınır şartları.

Sınır şartları uygulamalarında, ayrı ayrı u bileşeni, v bileşeni, w bileşeni ve basınç değerleri için düğüm noktalarının yerlerini çok iyi belirlemek gerekmektedir. Aksi durumda momentum denklemlerinin sonucu olarak hız ve basınç arasındaki ilişki kaybolmakta veya düğüm noktalarına ait formüllerde bazı değerlerin eksik kalmasına neden olmaktadır. Sınır şartı uygulamalarında kaydırılmış ızgara yapısında

bir kanal içerisinde akış problemi için kanal girişinde akışkanın giriş hızı ve giriş basıncı verilebilir , fakat uygulamada kanal çıkışında süreklilik istendiğinden kanal girişinde akışkanın giriş hızı ve çıkışta akışkanın çıkış basıncı verilmiş ve çıkışta hız bileşenleri için süreklilik şartı sağlanmış olmalıdır.

SIMPLE metodu aşağıda adım adım verilen prosedüre göre çözüm verir;

1.adım: u, v ve P değişkenleri için akış alanındaki tüm düğüm noktaları için başlangıç değerlerini belirlenir. Zaman sayacını sıfırlanır.

2.adım: Sınır şartlarına göre u, v, w momentum denklemleri için matris denklemlerini oluştur, çöz ve çözümleri u^+, v^+, w^+ değişkenlerine atanır.

3.adım: Bulunan bu hız denklemleri ile süreklilik denklemindeki basınç düzeltme değerleri hesaplanır. Yeni u ve v değerleri ile beraber kullanarak sınır şartlarına göre p' (Poisson Denklemi) matrisini oluşturulup, çözülür ve α gibi bir yakınsama parametresi kullanılarak, çözümleri $p^+=p+\alpha.p'$ değerlerine atanır.

4.adım: Düzeltme değerleri ile gerçek basınç hesaplanır. Yeni basınç değerlerini kullanarak u', v', w' hız bileşeni düzeltme değerleri bulunur ve u^+, v^+, w^+ değerlerini buna göre düzeltilir.

5.adım : Gerçek u, v, w hız değerleri bulunur.

6.adım: Akışın türbülanslı olması durumunda u, v, w hız değerleri yardımıyla türbülans denklemleri çözülür.

7.adım: Kullanıcının ayarlayabildiği R artık değerine göre karşılaştırılma yapılır.

Yakınsamanın gerçekleştiğini anlamak için residual (artık) değerine bakılır (denklem 3.69). Her iterasyondan sonra kontrol gerçekleşir.

$$\frac{R_{\phi}^N}{R_{\phi}^5} \leq 10^{-3} \quad (3.69)$$

n . İterasyondaki artık ilk beş iterasyondaki maksimum artışa oranı 10^{-3} 'den küçük olmalıdır. Bulunan değer ayarlanan değerden büyükse iterasyon devam eder. Aksi halde iterasyon sonlandırılır. Bir sonraki iterasyon yapılırken en son bulunduğu değer başlangıç değeri olarak kabul edilir ve her noktada süreklilik bir ϵ kriteri mertebesinde mutlak değerce sağlanmadıkça ($|R| < \epsilon$), 2. adımdan itibaren işleme devam edilir.

Düğüm noktasına bağlı çözümlerde yakınsama kriteri düğüm noktalarında oluşan maksimum ve minimum değerlerinin farkıdır. Bu fark belirlen sınıra geldiğinde çözüm otomatik olarak sona erecektir. Elemana bağlı çözümlerde elemanın düğüm noktalarında oluşan değerler elemanların, eleman merkez

noktalarına göre interpolasyon ile taşınır. Bu noktada oluşan maksimum ve minimum değerlerin farkı yakınsama kriteri sınıra geldiğinde işlem sona erecektir

3.2.3. HAD Analizi ve Sayısal Hesaplama Detayları

3.2.3.1 Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (HAD)

Akışkanlar dinamiği, akışkanlar mekaniğinin alt dallarından biridir. Hidrolik biliminin temel çalışma alanlarından. Hareket halindeki akışkanları konu alan bu bilim dalının; hidrodinamik (su dinamiği), aerodinamik (hava dinamiği) gibi alt dalları vardır. Mühendislik uygulamalarında yaygın kullanım alanına sahip bir bilim dalıdır. Birçok mühendislik uygulama alanında karşılaşılan akışlar, karmaşık geometriler etrafında olup, oldukça üç-boyutlu, zamana bağlı olarak değişen akışlardır. Bu tür üç-boyutlu karmaşık akış problemlerinin paralel bilgisayar öbeklerinin daha yaygın kullanımı, HAD ve yüksek başarılı hesaplamalar ile çözümü ve simülasyonları günümüzde mümkün olmaya başlamıştır. Böylece HAD simülasyonları artık bütün bilim ve mühendislik alanlarında önemi artan bir rol oynamaktadır.

Bu çalışma mühendislik problemleri kadar biyomekanik uygulamalarda da yaygın olarak kullanılan HAD, BT görüntülerinden elde edilen 3 boyutlu mesane modelleri içindeki akışı simüle etmek için kullanılmıştır. HAD kullanarak mesane içindeki akım ve basınç alanlarını değerlendirmek için deneysel metotlara alternatif bir yaklaşım sunduk.

3.2.3.2 HAD Analiz Aşamaları

HAD simülasyonları ön işlem,çözüm,son işlem olmak üzere 3 aşamalı bir süreçtir. Ön İşlem Aşaması : Ön işlem prosedüründe, öncelikle geometri ve çözüm çeşidine bağlı olarak (kararlı, veya transient) bir akışkan hacmi yaratılır. Bu hacim daha sonra elemanlara ayrılarak grid oluşturulmaktadır. Grid oluşturulurken sınır tabaka oluşumunun daha net görülebilmesi içinde sınır tabaka elemanlarıda oluşturulur. Bu işlemden sonra katı ve akışkan hacimleri bölgeler olarak ayrılır ve sınır koşulları atanmaya başlanır. Bu işlem sonunda, akışkanın çeşidi, operasyonel şartları ve akışkanının özellikleri atanarak çözüm işlemine geçilir .

HAD analizi yapmak için model oluşturma, meshleme yapmak, sınır ve bölge tiplerini belirlemek için tasarlanmış bir yazılım kullanılır. Bu yazılım girdileri grafik ara birimden alır. Başlangıç da bir “seans” yaratır. Bu seansta geometri ve mesh

bilgilerinin yüklenmesi, geometri oluşturma, mesh oluşturma ve çözünürlüğünü artırma, zone tiplerinin atanması, koordinata sistemleri ve gridlerin oluşturulması ve/veya değiştirilmesi, grafik penceresinde görülen modelin görünüm ve düzenini değiştirme işlemleri yapılabilir.

Çalışmada ön işlem (Pre-processing) aşamasında, BT görüntülerinden oluşturulan mesane modelleri üzerinde sayısal ağ oluşturularak, akış bölgesinin sonlu sayıda hacimlere bölünmesi gerçekleştirilmiştir. Tüm geometriler için ağ, üç boyutlu hexagonal elemana sahiptir. Ağ yapısı analiz için kullanılan programın serbest ağ yöntemiyle oluşturulmuştur. Oluşturulan ağın eleman sayısı ise her geometride farklılık göstermektedir. Ortalama eleman sayısı 730695 ± 331730 'dur. Kontrol hacmi ortalama değeri ise $0,901 \text{ mm}^3$ tür.

Çözüm Aşaması ile akış Alanlarının Hesaplanması: Bu aşama akış alanlarının hesaplanması, bir dizi iterasyon ve yakınsama kriterlerinin yerine getirilmesi sürecidir. Akışkanın analizinde bir adet süreklilik denklemi (denklem 3.19), üç adet momentum denklemleri (denklem 3.31), bir adet enerji denklemi (denklem 3.61), k-ε türbülans modeli için iki ilave transport denklemi olmak üzere (denklem 3.67-3.68) toplam yedi adet diferansiyel denklem çözülmektedir. Bu denklemlerde p, u, v, w, e olmak üzere beş bilinmeyen vardır. Sonuç olarak 7 adet denklem (ve bağıntı) ile 5 bilinmeyen çözülebilir.

Ortalama 730,695 civarındaki hücrenin her birinde ayrıklaştırılarak lineerleştirilen bu denklemler büyük bir denklem seti oluşturmaktadır. Bu denklemlerin sayısal olarak çözülmesi sonlu hacimler yöntemine dayalı bir yazılım kullanılarak gerçekleştirilmektedir.

Çözüm uzayı belli sayıda sürekli kontrol hacimlere bölünmüş ve daha sonra lineer olmayan korunum denklemleri her bir hesaplama hücresi için eşdeğer cebirsel denklemlere dönüştürülmüş ve ayrıklaştırıcı (segregated) çözücü ile çözümlenmiştir. Bu çözücü denklemleri birbirinden ayırmakta, ayrıklaştırılmış hallerini iteraktif olarak çözmektedir. Bu işlem sonunda her bir hesaplama hücresi için tek denklem olmak üzere, bir lineer denklem sistemi elde edilmiştir.

Sayısal çözümlerde, ayrık çözüm algoritması (segregated solver) kullanılmış olup ve ayrıklaştırma işlemi, ikinci derece enterpolasyon tekniği ile gerçekleştirilmiştir. Kullanılan sayısal yöntemin prensibi, alan modellerinde olduğu gibi, olaya hakim olan diferansiyel denklemlerin ayrıklaştırılarak iterasyonla çözülmesi esasına dayanmaktadır. Sırasıyla, önce momentum denklemleri, sonra

basınç düzeltme denklemi son olarak da enerji denklemi ve diğer transport denklemleri çözülmektedir. Ayrıklaştırılmış denklemlerin oluşturulmasında da kapalı çözüm yöntemi (implicit scheme) tercih edilmiştir.

Sayısal çözümlemede basınç-hız arasındaki bağıntıyı çözebilmek için SIMPLE metodu tercih edilmiştir. SIMPLE (Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations) kaydırılmış ızgara yapısı kullanılarak sonlu farklılaştırılmış fark denklemleri kullanılarak çözüm sağlayan yarı-implicit bir metottur. Bu metod kararlı akış için uygun metottur. Bu algoritma hesaplamalı akışkanlar dinamiğinde momentum ve kütle korunumu denklemlerini çözmek için kullanılan bir algoritmadır. özellikle dalga denklemlerinde, hız ve basınç değerlerinin olduğu Navier-Stokes denklemlerinde oldukça iyi sonuçlar veren ve sınır şartlarını belirlenmesi de kolay olan bir metod olması nedeniyle bu çalışmada akış düzlemine ait akış hızlarının belirlenmesinde uygulanacak Navier-Stokes denklemleri için SIMPLE metodu uygulanmıştır. Akış sürekli rejimdedir ve fiziksel özellikler sabittir. SIMPLE algoritması ile ilgili düğüm noktalarında hız vektörleri ve basınç değerleri elde edilmiştir. Uygulanan denklemler ve program ile dikdörtgen kesitli kanal içinde düşey doğrultuda kanal uzunluğu boyunca her kademedede aynı hız alanları elde edilmiştir.

Sayısal çözüm prosedürü arzu edilen kütle akış hızı koşulunu karşılayana kadar mesane duvarındaki basıncı iteratif olarak değiştirmeyi içerir. Akış alanındaki her bir dikdörtgen prizmatik eleman için yukarıdaki denklemlerin integrasyonu alınarak elde edilen cebirsel denklemler, iteratif çözücü ile çözülmektedir. Denklem setinin çözümünde, ardışık iki iterasyon arasındaki bağıl hatanın azalmasıyla birlikte çözümler yakınsamaktadır. İlk önce, üç boyutlu akış alanı için Navier- Stokes denklemleri mevcut basınç ve kütleli debi kullanarak çözümlere hız alanı elde edilir. Bir önceki iterasyonda elde edilen değerlere olan yakınsama kontrol edilir. Eğer yakınsama belirlenen değerinden daha küçükse iterasyon sona erer aksi takdirde iterasyona devam edilir. Yakınsamanın gerçekleştiğini anlamak için residual (artık) değerine bakılarak, her iterasyondan sonra kontrol gerçekleştirilmiştir. Kullanılan yazılımda yakınsama kriteri süreklilik denkleminde x,y,z , koordinatlarındaki u,v,w hızlarının artık oranları $R=10^{-3}$ 'den, enerji denkleminde $R=10^{-6}$ olarak alınmıştır. Yapılan çözümlerinde bu değerlerin altına inilmiş ve yakınsama eğrilerinin yataylaşması beklenerek çözümleme sonlandırılmıştır.

Son İşlem Aşaması : Sonuçları görselleştirme ve çözüm sonucu oluşan değerleri grafiklere, ve görüntülere aktarma işlemidir.

3.2.3.3 Sınır Şartlar

Denklemlerin sayısal olarak çözülebilmesi için uygun sınır koşulları gerekmektedir.

Akışkan olarak idrar seçildi. İdrarın malzeme özellikleri, 40°C'deki suyun özellikleri olarak alınmış olup, yoğunluğu $\rho=992 \text{ kg/m}^3$ ve dinamik viskozitesi $\mu=0.657 \times 10^{-3} \text{ kg/(ms)}$ 'dir (Earle, 2004), (Barnea, 2000). Simülasyonlar sırasında yoğunluk ve viskozite gibi akışkan özellikleri sabit tutulmuştur.

Akış kararlı hal rejimi ile karakterize edildi. Klinik çalışmalarda bütünlüğü bozulmamış tam gelişmiş işeme süreci nedeniyle idrar akışının kararlı (steady) halde olduğu gözlemlenmiştir (Schafer, 1983, Griffiths, 1980 b). Deforme olmuş mesane duvarlarındaki kararsız akış karakteristiği yerine mesanenin rigid bir yapıda olduğu, akışın kararlı, düzenli ve akış modellenmesini karmaşıklığını azaltacak yönde olduğu kabul edildi.

Klinik olarak mesane işeme basıncı 20 cmH₂O (14,7 mmHg, 1,96 kPa, 0,284 psi) civarında olduğu bilindiği için (Tanagho, 2008), mesane duvar (çeper) basıncı olarak 20 cmH₂O basınç uygulanmıştır.

Akışkanın özelliğinden dolayı sıkıştırılmaz ve Newtonian kabulü yapılmıştır. Akış tipi türbülanslı akış olarak seçilmiştir. Türbülans karakteristiğini analize dahil etmek için standart k- ϵ modeli kullanılmıştır.

Uygulamada kullanılan tüm geometriler için giriş şartları olarak üniform dağılımlı akış kabulü yapılmış olup, çıkış basıncının atmosfer basıncına eşdeğer olduğu kabulü yapılmıştır. Böylece idrar borusu çıkışındaki basınç değeri $P=Patm = 101,4 \text{ kPa}$ olarak alınmıştır.

İdrar borusu çeperinde akışkanın x, y, z yönündeki akış hızı 0 dır. Yani İdrar borusu çeperinde (alt ve üst noktalarda duvar cidarında)($u=0, v=0, w=0$) sınır koşulu uygulanmıştır.

Bununla birlikte akış mesane çıkışında ve idrar borusu içerisinde zamana bağlı bir değişim göstermektedir. Modelde yerçekimi ivmesi de mesanelerden kanala doğru pozitif olacak şekilde dikkate alınmıştır.

Sayısal çözümde ele alınan kontrol hacmi, deneysel geometriye bağlı olarak belirlenmiştir. Sayısal inceleme sonlu hacimler ayrıklaştırma yöntemine göre çözüm yapan yazılım kullanılarak yapılmıştır.

3.2.4. İstatistiksel analiz

Toplanan bilgilerin yorumlanabilmesi ve aynı yollarla elde edilmiş başka bilgilerle karşılaştırılabilmesi zorunluluğu, verilerin belli kurallara göre, tek tek veya dağılımlar halinde özetlenerek sunulması zorunluluğunu getirmiştir (Çapacı, 2000). Bu amaç ile çeşitli istatistik teknikleri geliştirilmiştir.

Uygun istatistik yöntemin seçilmesi için değişkenlerin ölçüm özelliklerinin incelenerek; sayımla belirlenen (kategorik) ölçekler veya ölçümle belirlenen (sayısal) ölçeklerden hangisine ait olduğu belirlenmelidir.

İstatistik teknikleri; tanımlayıcı istatistik teknikleri (Merkezi eğilim ölçütleri; aritmetik ortalama, ortanca, tepe değeri ve yayılım ölçütleri; değer aralığı, standart sapma ve varyans, standart hata, çeyrek ve yüzdellikler, çeyrekler arası aralık), farkların önemli olup olmadığını inceleyen ve ilişki saptama ve eldeki verilerin kestirim yapabilme gücünü test eden analitik istatistik tekniklerinden oluşmaktadır.

Bilimsel çalışmaların amacı, örneklem değerinden evren değerlerinin kestirilmesidir. Evren parametrelerinin kestirilmesi için ya güven aralığı ve sınırları yada hipotez testleri kullanılır (Çapacı, 2000). Güven aralığı ve güven sınırları, belli bir olasılıkta bilinmeyen evren değerlerinin içeren değerler aralığıdır ve sıklıkla %95 güven aralığı kullanılmaktadır.

Hipotez testlerinde grupların arasında fark olup-olmadığını inceler. Başlangıçta gruplar arasında fark olmadığı hipotezi kabul edilir ve test ile bu hipotezin doğruluğu araştırılır. Hesaplanan olasılık ("probability" kelimesinin ilk harfi p ile gösterilir) 0,05 üstünde ise başlangıç hipotezi kabul edilirken (gruplar arasında fark yok) 0,05 üstünde ise ret edilir (gruplar arasında fark var). Bu durumda araştırmanın yanlış olma olasılığı %5 olmaktadır. Anlamlılık düzeyi (p) 0,05 demek 100 boş hipotezden 5 inin gerçekte doğru olmasına karşın reddedilmesi anlamına gelir. Aynı evrende rastgele seçilen iki örneklemin şans eseri birbirinden farklı olması anlamına gelir.

Bir değişkenin değeri değişirken, bir diğer değişkenin de değeri değişiyorsa, bu ikisi arasında bir ilişki olduğu söylenebilir. Korelasyon iki değişken arasındaki bu ilişkiyi ölçmek için kullanılır. Bir değişken yüksek değerler alırken, diğer bir değişken de yüksek değerler alıyorsa, iki değişken arasında pozitif korelasyon olduğu söylenebilir. Aksine bir değişken yüksek değerler alırken, diğeri düşük değerler alıyorsa, iki değişken arasında negatif korelasyon söz konusudur. Korelasyon

katsayısı r ile temsil edilir ve $r = +1$ kusursuz pozitif korelasyon, $r = -1$ kusursuz negatif korelasyon anlamındadır.

2 tip korelasyon analizi vardır. Biri Spearman diğeri Pearson. Değişkenlerden birinin yada her ikisinin de aralıklı/oranlı olmadığı (ama sıralı olduğunun varsayıldığı) ve normal dağılmadığı durumlarda spearman korelasyon katsayısı kullanılır. Değişkenlerin aldığı değerler sıraya çevrildikten sonra ilişkilendirilir. Pearson testi ise parametrik veri setlerinde kullanılır.

Pearson testi parametrik veri yapılarına uygulanan bir testtir. Çalışmadaki veri seti parametrik olmadığı için spearman testi kullanılmıştır. Parametrik olmayan Spearman testi , parametrik olana pearson testine nazaran daha az duyarlıdır.

Mann-Whitney U testi iki örneklem verilerini ele alıp bu verilerin aynı ana kütlede mi yoksa değişik iki ana kütlede mi geldiği sorunu inceler. Ama bu test için şeklen biraz değişik problem şartları ve ön varsayımlar bulunması imkânı vardır. Mann-Whitney U testi için en geniş kullanılış şekli sıfır hipoteze veri olan iki örneklemin tek bir anakütleden geldiğidir ve bu nedenle bu ana kütle tek bir dağılım gösterir veya dağılımlar esittir. Bu sınama için iki örneklemin istatistiksel olarak birbirinden bağımsız olması gerekir. Örneklem verileri için ölçme ölçeği en zayıf şekilde sırasal ölçekli ya da niceliksel olarak aralıklı ölçekli veya orantılı ölçekli olmalıdır. Bu varsayım yapılmasının nedeni hiç olmazsa iki gözlemin birbiriyle karşılaştırınca hangisinin daha büyük olduğunu bilmek mümkün olmasıdır. Bu şekilde parametrik olmayan istatistik sınamanın parametrik istatistik sınama analogu iki ortalama arasındaki fark için t-testidir. Eğer bu t-testi için iki örneklem de sıralama şeklinde sırasal ölçekli veri kullanılıyorsa Mann-Whitney testi ile parametrik ortalamalar arasındaki fark için t-testi arasında nerede ise hiç fark olmayacaktır.

Mann-Whitney testi değişik sıfır hipotez için uygulanabilir. Bu şekildeki sıfır hipotez: bir ana kütlede gelen örneklem veri ile ikinci ana kütlede gelen bir başka veri arasındaki farkın 0,5 olmasıdır. Bu değişik hipotez testi için iki ana kütlede dağılımların bir sabit kayma haricinde aynı olduğu varsayılmaktadır. Bu test için verinin dağılımı konusunda bir koşul öne sürülmez. Ancak verinin rast gele toplanmış olması gereklidir. Yani veri yapısının dağılımının gaussian olmadığı parametrik olmayan durumlarda tercih edilir. "Mann Whitney U" testi ile bağımsız iki grubun aynı dağılıma sahip ana kütlelerden geldiği hipotezi test edilir. Mann-Whitney U testinde; Bağımsız değişkene ait veriler sayısal karakterler ile ifade

edilmeli, Örneklem birbirinden bağımsız olarak rasgele seçilmeli ve bağımlı değişkene ilişkin ölçümler, sıralama, aralık veya oran ölçeğinde olmalıdır.

Çalışmada; klinikte yapılan testlerin neticesinde elde edilen verilerde ve HAD analizi sonucu bulunan parametrelerde, hesaplanan ve ölçülen değerler arasında ilişki olup-olmadığını tespit etmek için parametrik olmayan korelasyon testi *SPEARMAN* testi ve *Mann Whitney U* testi uygulanmıştır. Tüm testlerde, p değeri 0,05 seçilmiş olup testler *SPSS* (Statistical Package for the Social Sciences) programı ile yapılmıştır.

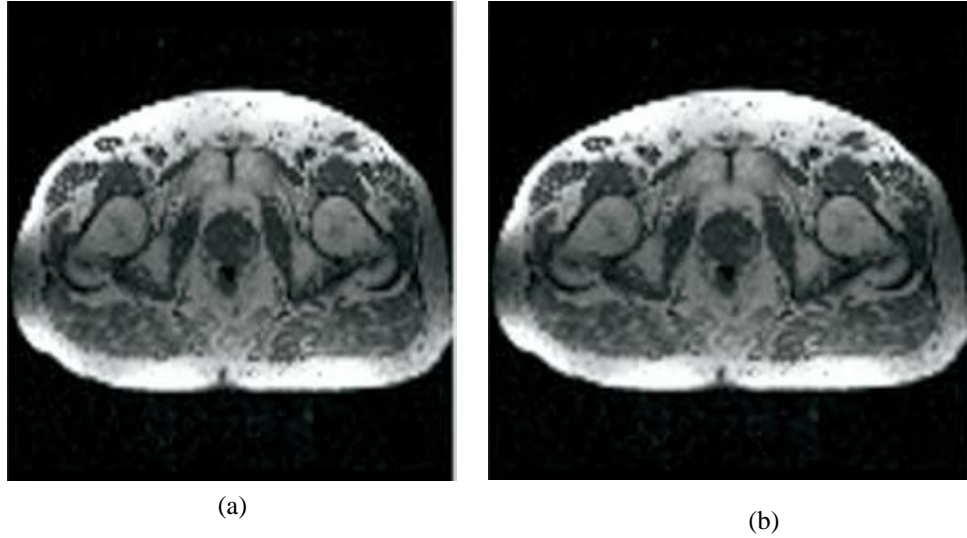
4. SONUÇLAR

4.1. Klinik Datalar ve İdrar Akım Hızı Test Sonuçları

Çalışmanın ilk aşamasında; 10 erkek gönüllüye ait demografi verileri kaydedilmiştir. Bu klinik verileri 20 yaş üzeri ve onar yıllık aralarla her yaş grubundan her hangi bir sağlık sorunu olmayan en az bir gönüllü kayıtları alınarak oluşturulmuştur.

Mesanenin rekonstrüksiyonu için Tomografi görüntüleme uygulanmıştır. 2D görüntüler 1mm kesitler alınarak aksiyel (eksensel) boyunca DICOM formatında alınmıştır. Çekimler sırtüstü pozisyonda ve mesanenin tam dolu olduğu durumda yapılmıştır. Model başına ortalama 65 ± 4 görüntü alınmıştır.

Kullanılacak ön-işleme ve bölütleme algoritmaları için 10 gönüllüye ait tomografi görüntüleri seçilmiştir. 6 nolu Mesane modeline ait iki kesit Şekil 4. 1'de verilmektedir.



Şekil 4.1 Altı nolu Mesane modeline ait iki kesit: (a) 27. kesit, (b) 45. kesit.

Tomografi ile görüntüleme işleminin ardından, gönüllüler idrar akım hızı testine tabi tutuldular. Üroflowmetrenin 6 parametresi değerlendirildi. Bunlar; idrarın maksimum akım hızı (Q_{max}), ortalama akım hızı (Q_{ave}), maksimum akıma ulaşma zamanı ($T_{to\ max}$), total işeme zamanı (V_{time}), akım zamanı (T_{flow}) ve işenen toplam idrar (volume) miktarıydı. Bu test sonucunda elde edilen sonuçlar çizelge 4.1'de verilmektedir.

Çizelge 4.1 İdrar akım hızı test sonuçları.

Mesane Model No	İdrarın maximum akım hızı (Qmax) (ml/s)	İdrarın ortalama akım hızı (Qave) (ml/s)	Maksimum akıma ulaşma zamanı (T to max) (s)	Akım zamanı (T flow) (s)	İşeme Zamanı (T void) (s)	Toplam idrar miktarı (volume) (ml)
1	41,1	15,2	0,5	37,2	38,2	566
2	42,4	22,2	5,8	14,8	15,4	329
3	18,0	10,2	7,4	25,9	26,0	265
4	17,7	10,3	11,0	25,4	25,8	261
5	15,9	9,7	21,0	41,1	41,2	397
6	28,7	14,2	6,7	44,3	45,3	630
7	23,3	6,2	10,6	57,2	62,4	352
8	18,9	10,9	7,7	26,2	26,6	272
9	19,4	15,4	6,8	42,3	44,8	520
10	15,1	26,4	5,9	15,7	16,3	335
Ortalama ± Std	24,05±10,12	14,05±6,16	8,34±5,30	33,01±13,61	34,20±14,78	392,70±133,26

Klinik olarak işeme zorluğu olan ve olmayan erkekleri ayırt etmede kullanılan parametre Qmax'tır (Jensen et.al, 1985). Non parametric korelasyon testi olan spearman parametre seçimi için kullanılmıştır. İstatiki analizler, "Statistical Package for Social Sciences (SPSS)" programı kullanılarak yapılmıştır. Tüm testler için p-değerinin istatistiksel olarak anlamlılık seviyesi 0,05 seçildi. Üroflowmetre testi sonucunda parametreler arasında yapılan istatistiki test sonuçları Çizelge 4.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 4. 2 İstatistiksel olarak spearman korelasyon testi sonuçları.

Parametreler	Korelasyon katsayısı (σ)	p - değeri
Yaş – Qmax	-0,842	<0,01
Göbek çevresi – Qmax	0,164	0,65
BMI – Qmax	-0,079	0,82

* Koyu olan değerler istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmektedir.

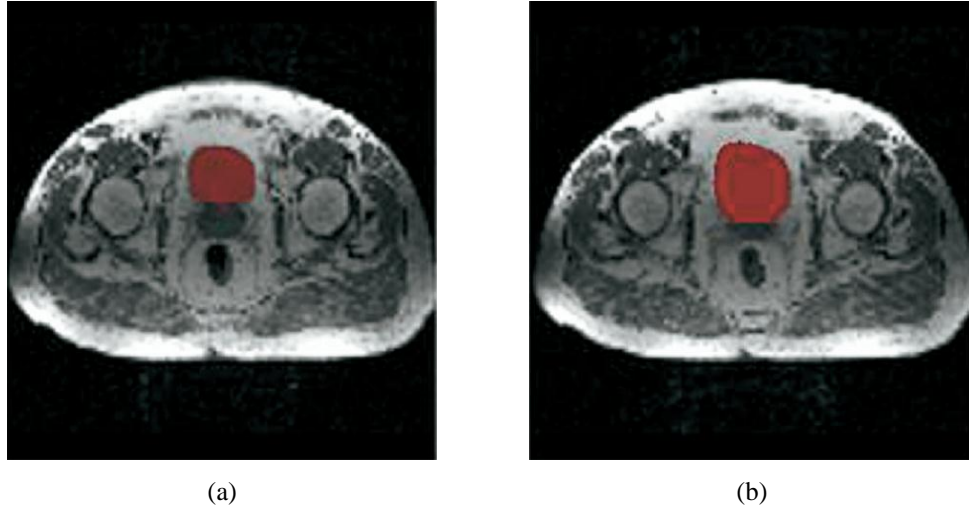
4.2. Bölütleme Sonuçları

Tomografi görüntülerinden katı oluşturmak için 3 boyutlu yüzey oluşturma software programları kullanılmıştır.

Görüntüler işleme sokulmadan önce gri-seviye biçimine dönüştürülmüştür. Gri-seviyedeki mesane modeline ait tüm kesitler; ön-işleme işlemlerinden geçirildiler.

Çalışmada; bölütleme işlemi vektör tabanlı görüntü sınırları belirlenerek, eşikleme yöntemi denenmiştir. Bu teknik eşik aralığı tanımlamak için, eşik değerler tüm pikseller bir tek renk aralığında, aralığın dışındaki tüm pikseller farklı bir renkle gösterilerek etkileşimli olarak ayarlandı.

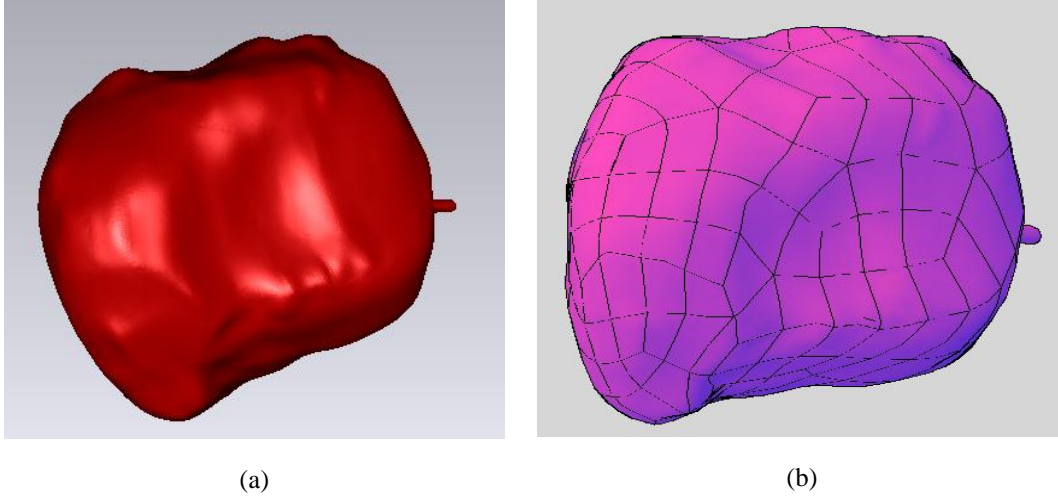
Ön işleme sonucu oluşan görüntüler Şekil 4.2’de verilmektedir.



Şekil 4.2 Ön-işleme sonucu oluşan görüntüler: (a) 1.Model 27. kesit, (b) 1.Model 45. kesit.

Eşik aralığı tüm kesitler için ayrı ayrı tanımlandıktan sonra mesanelerin 3 boyutlu modelleri oluşturuldu. Bazı kesitlerde seçilmesi gereken bölge dışında seçilebilen çok ufak bölgelerin yok edilmesi için bölütleme işleminin ardından ortanca yumuşatma işleminden geçirilmesinin yararlı olduğu tespit edilmiştir.

Mesane ve idrar borusu belirlenip modelin yüzeyleri oluşturulur. 3 boyutlu oluşturulmuş model Şekil 4.3’de görülmektedir.



Şekil 4.3 Üç boyutlu oluşturulmuş model: (a) Modeli oluşturulan mesane, (b) Daha hassas yüzey ağı.

4.3. HAD Analizi ile hesaplanan Akım Hız Sonuçları

HAD, akışkan hareketini tanımlayan temel denklemler olan Navier-Stokes denklemlerinin sayısal yöntemler kullanılarak yaklaşık çözümlerinin gerçekleştirilmesi sürecidir. Literatürde mevcut çeşitli sayısal yaklaşım seçeneklerinden biri olan ve Sonlu Hacimler Yöntemi kullanan bir yazılım ile, bu denklemlerin ayrıklaştırılması ve çözülmesi sonucunda, mesane modelleri içerisindeki hız ve basınç alanları elde edilmiştir.

Ön işlem (Pre-processing) aşamasında, tomografi görüntülerinden oluşturulan mesane modelleri üzerinde sayısal ağ oluşturularak, akış bölgesinin sonlu sayıda hacimlere bölünmesi gerçekleştirilmiştir. Bunun sonucunda sayısal analizlerin ağdan bağımsızlığının kontrolü için, her bir mesane modelinden, kaba (coarse), hassas (fine) ve çok hassas (very fine) olmak üzere, üçer farklı çözünürlükte ağ oluşturulmuş ve analizleri yapılmıştır.

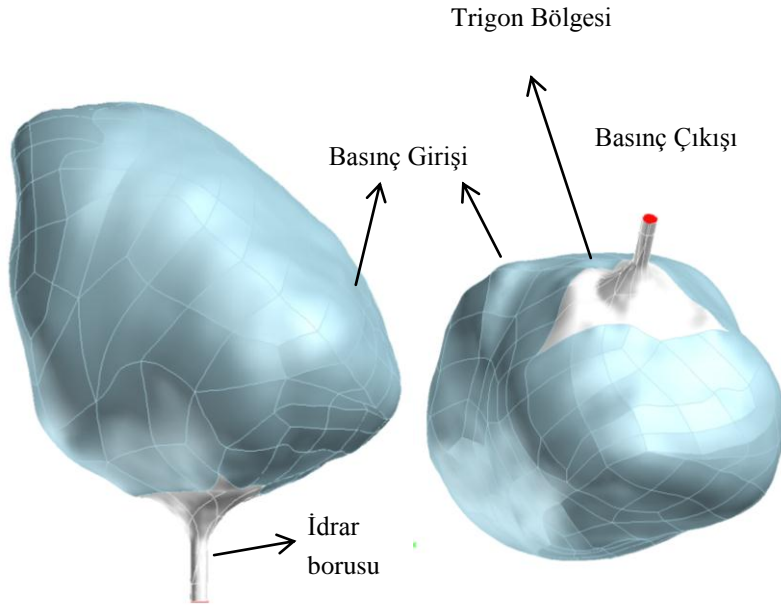
En yüksek çözünürlükte elde edilen hücre sayıları çizelge 4.3'de verilmiştir.

Çizelge 4. 3 Mesanelere ait ağ boyutları.

Mesane Model Numarası	Ağ (Mesh) boyutu
1	1.121.131
2	634.376
3	489.637
4	1.015.206
5	1.131.954
6	470.952
7	1.155.723
8	460.226
9	471.325
10	356.420
Ortalama ± Std	730.695±331.730

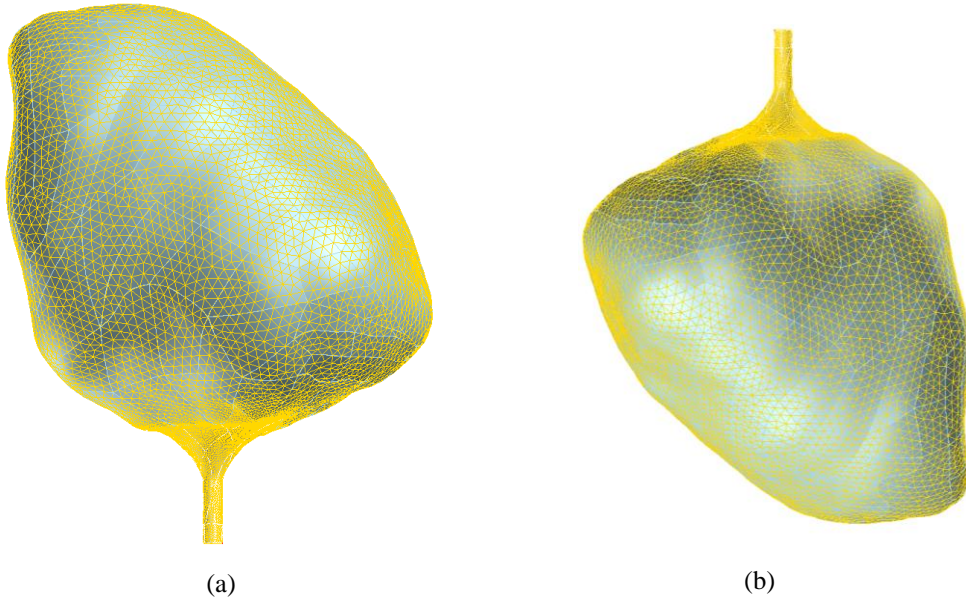
Bu çalışmada yapılan tüm simülasyonlar, üç boyutlu, sıkıştırılmaz, kararlı hal ve türbülanslı karakteristiği olan idrar akımını modellemek amacıyla sonlu hacim yöntemi kullanan bir yazılım ile yapılmıştır.

Analiz işleminde, akış kabulleri yapıldıktan sonra Şekil 4.4 ve Şekil 4.5’de verilen, sınır koşulları kullanılmıştır. Mesane içinde ureterlerin açıldığı iki adet orifis vardır. İki orifis ve mesane boynu arasında üçgen şeklinde trigon adı verilen bölge bulunur (Zeren, 1975). İdrar yapma esnasında, mesane içindeki basınca katkıda bulunmayan Trigon isimli bölge de hesaba katılmış olup duvar tipi sınır koşulu olarak şekil 4.4’deki üç boyutlu model üzerinde görülmektedir.



Şekil 4.4 Bir nolu mesane modeli için tanımlanmış sınır şartlar ve üç boyutlu görüntüleri

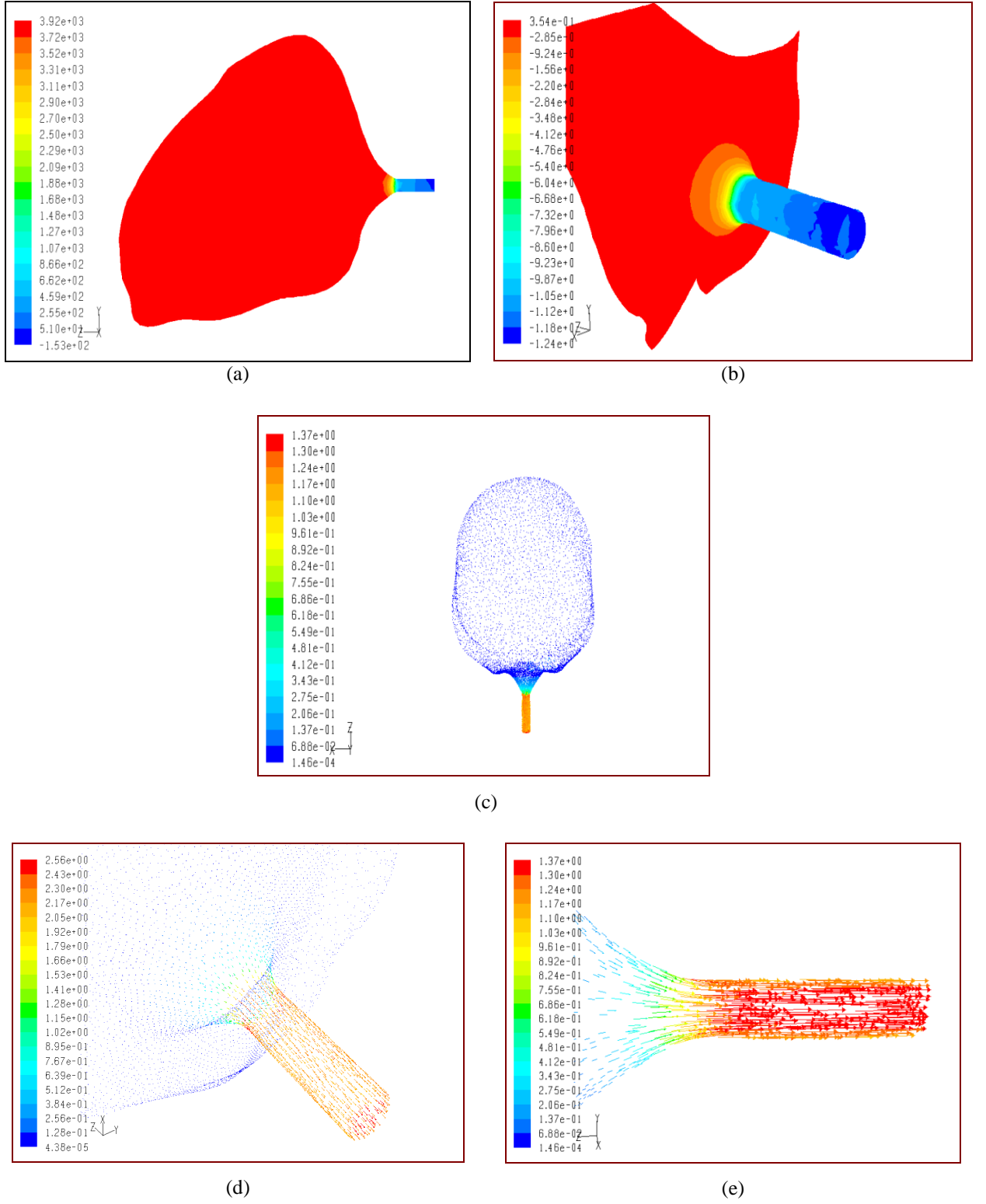
Sayısal ağ oluşturulmuş 3 boyutlu mesane modelleri Şekil 4.5’de görülmektedir.



Şekil 4.5 Sayısal ağ oluşturulmuş mesane modelleri.

Yapılan analizin ilk aşamasında Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği analiziyle, geometrisi Tomografi görüntülerinin işlenmesi ile elde edilen üç boyutlu mesane modellerinin çeperlerine 20 cm H₂O basınç uygulanarak, mesane modelleri içerisindeki akış simüle edilmiş ve mesane çıkışında idrarın akım hızları

belirlenmiştir. 1 nolu deneye ait 3 boyutlu mesane model kesitindeki basınç ve hız dağılımları Şekil 4.6'da gösterilmiştir.



Şekil 4.6 HAD Analiz Sonuçları (a),(b) 1 nolu deneye ait 3 boyutlu mesane model kesitindeki basınç dağılımları, (c),(d),(e) 1 nolu deneye ait 3 boyutlu mesane model kesitindeki hız dağılımları .

10 gönüllüye ait mesane çeperlerine 20 cmH₂O basınç uygulanarak mesane çıkışındaki proksimal üretra kısmındaki akım hızının ortalama değeri ve mesane hacmi hesaplanmış ve elde edilen veriler Çizelge 4.4 de verilmiştir. Ölçülen akım hızı ve hesaplanan akım hızının ortalama değerleri, sırasıyla, 21.9±7.8 ml/s ve 25.3±2.6 ml/s'dir.

Çizelge 4. 4 20 cm H₂O mesane basıncında proximal urethra'daki hesaplanan akış hızları.

Mesane Model No	Mesane Hacmi (ml) (cm ³)	Akış hızı (ml/s)	
		Klinikte Ölçülen	Hesaplanan
1	698,9	41,1	25,9
2	846,2	42,4	29,7
3	258,1	18,0	27,2
4	618,3	17,7	23,6
5	219,8	15,9	21,6
6	367,4	28,7	25,8
7	680,6	23,3	25,4
8	446,4	18,9	27,8
9	411,4	19,4	24,5
10	581,9	15,1	21,6
Ortalama±Std	658,6±56,9	21,9±7,8	25,3±2,6

Non parametric korelasyon testi olan spearman parametre seçimi için kullanılmıştır. 1.HAD Analizi sonucunda parametreler arasında yapılan istatistiki test sonuçları Çizelge 4.5’de gösterilmiştir.

Çizelge 4. 5 Mesaneye ait veriler üzerinde istatistiki test sonuçları

Parametreler	Korelasyon katsayısı (σ)	p - değeri
HAD Analizi ile hesaplanan Akım Hızı - Qmax	0,705	0,02
Mesane Hacmi - Qmax	0,636	0,04
Mesane Hacmi - Yaş	-0,503	0,13

* Koyu olan değerler istatistiksel olarak anlamlılık ifade etmektedir.

Çizelge 4.5’ e göre klinikte ölçülen Akım hızı – HAD Analizi ile hesaplanan Akım Hızı arasında pozitif bir korelasyon olduğu bulunmuştur ($\sigma =0,705$). Klinikte idrar akım hızı testinden ölçülen ve HAD analiziyle hesaplanan akım hızları uyumlu olduğu görülmüş ve istatistiksel açıdan bu iki parametre arasında anlamlı bir ilişkinin mevcut olduğu saptanmıştır ($p=0,02$, $p<0,05$).

Ayrıca hesaplanan mesane hacmi ile Qmax arasında istatistiki değerlendirme yapılmış, istatistiksel açıdan bu iki parametre arasında anlamlı bir ilişkinin mevcut olduğu saptanmıştır ($p=0,04$, $p<0,05$). Mesane hacmi ile yaş arasında istatistiksel açıdan bu iki parametre arasında anlamlı bir ilişkinin mevcut olmadığı saptanmıştır ($p=0,138$, $p>0,05$). Yani mesane hacmi yaşa bağlı değildir.

4.4. HAD Analizi ile hesaplanan Mesane Çeper Basıncı Sonuçları

Analizin ikinci aşamasında kullanılan yazılımının Hedef Kütle Akış Oranı (Target Mass Flow Rate) özelliği kullanılarak, deneklere ait her bir mesane modeli için klinik aşamasında idrar akım hızı testinden ölçülen idrarın maximum (peak) akış hızını sağlayacak mesane çeper basınçları hesaplandı.

Maksimum akış hızı (V_{max}) idrar borusunun prostata giriş noktasında bulunmuştur. Minimum akış hızı (V_{min}) geri akışın olduğu noktadır. Maksimum basınç mesane çeperine uygulanan Pmesane basıncıdır. Minimum basınç (P_{min})

prostattan idrar borusunun çıkış noktasındaki basınçtır. Bu basınç atmosferik basınçtan (P_{atm}) küçüktür.

Elde edilen veriler Çizelge 4.6 da verilmiştir.

Çizelge 4. 6 İdrar akım hızı testinde ölçülen akış hızını sağlayacak hesaplanan mesane çeper basıncı.

Mesane Model No	Ölçülen max.akış hızı (ml/s)	Hesaplanan Mesane çeper basınç değeri (cm H ₂ O)
1	41,1	29,1
2	42,4	29,7
3	18,0	10,8
4	17,7	13,2
5	15,9	10,6
6	28,7	26,5
7	23,3	16,6
8	18,9	11,1
9	19,4	14,9
10	15,1	10,4
Ortalama±Std	21,9±7,8	17,3±7,9

Örneğin Çizelge 4.6'da 6 numaralı modelde idrarı maksimum 28.7 ml/s akış hızıyla dışarıya itirmek için 6 numaralı deneğin mesanesinin iç basıncı 26.5 cm H₂O hesaplandı. Hesaplanan mesane basıncının ortalama değeri, 17.3±7.9 cmH₂O bulunmuştur.

Non parametric korelasyon testi olan spearman parametre seçimi için kullanılmıştır. 2.HAD Analizi sonucunda idrar akım hızı testinde ölçülen max.akış hızı (Q_{max}) ile Hesaplanan Mesane basınç değeri parametreleri arasında yapılan istatistiki test sonuçları Çizelge 4.7'de gösterilmiştir.

Çizelge 4. 7 Mesaneye ait veriler üzerinde istatistiki test sonuçları.

Parametreler	Korelasyon katsayısı (σ)	p - değeri
Qmax - Hesaplanan mesane çeper basınç değeri	0,964	<0,01

Çizelge 4.8'e göre idrar akım hızı testinde ölçülen max.akış hızı (Qmax) ile Hesaplanan Mesane basınç değeri parametreleri arasında pozitif bir korelasyon olduğu bulunmuştur ($\sigma =0,964$). Klinikte idrar akım hızı testinden ölçülen ve HAD analiziyle hesaplanan akım hızları uyumlu olduğu görülmüş ve istatistiksel açıdan bu iki parametre arasında anlamlı bir ilişkinin mevcut olduğu saptanmıştır ($p<0.01$).

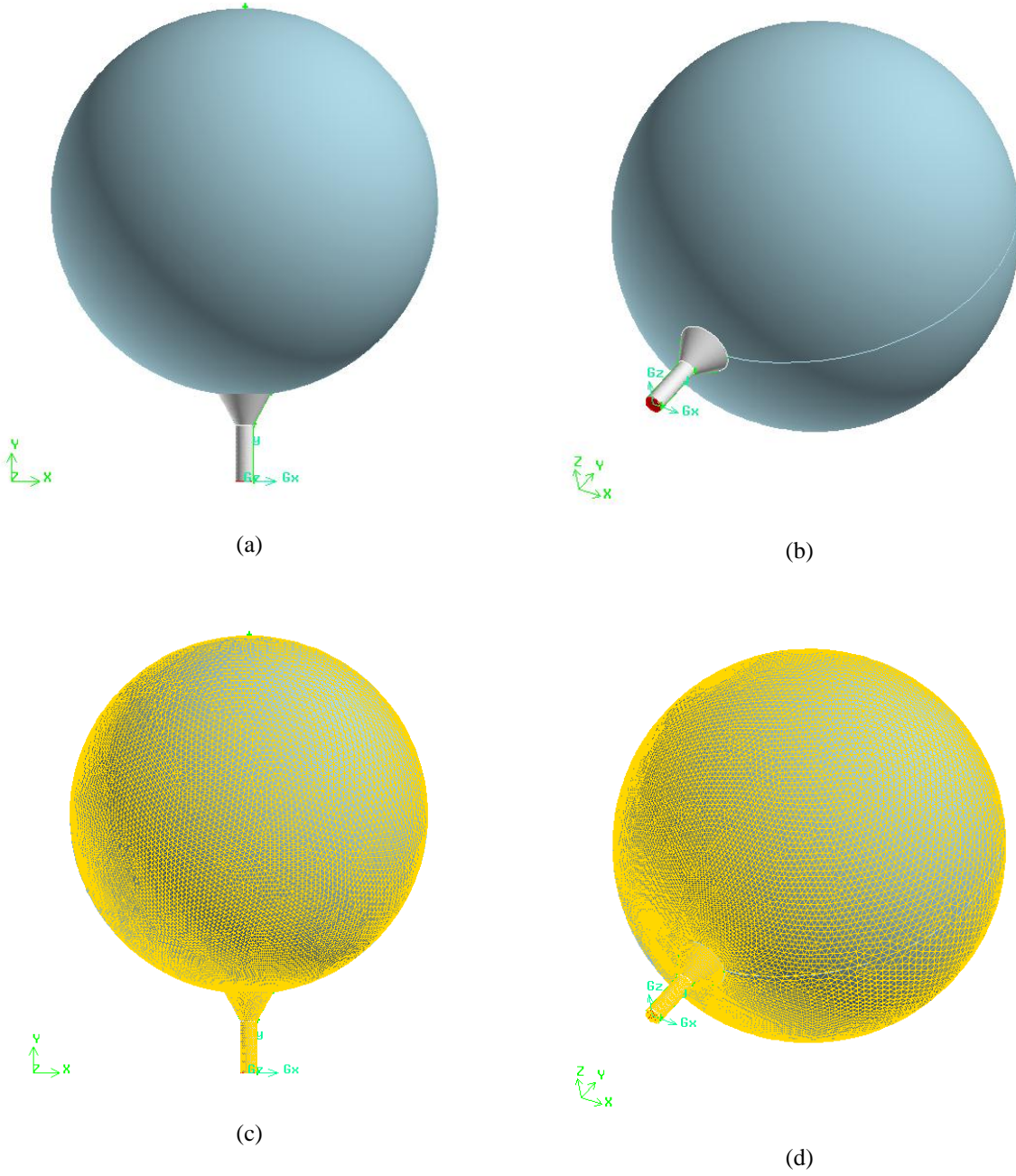
Klinik olarak mesane çeper basınç değeri 20 cmH₂O kabul edilmektedir (Tanagho et al., 2008). 20 cmH₂O basıncında simülasyondan hesaplanan akım hızı ile ürowflowmetreden elde edilen Qmax farkının bir miktar büyük olduğu gözlemlenmiştir. Gözlemlenen bu ΔP basınç farkının simülasyon hatasından değil daha çok ürowflowmetrede ki üretral dirençten kaynaklandığı düşünülmektedir. Bu basınç farkı arttıkça tıkanıklık artar.

4.5. HAD Analiz ile hesaplanan Mesane Geometrisi Sonuçları

Analizin üçüncü aşamasında mesanelerde, tek değişken olarak geometrik şekil değişikliğinin maksimum idrar akımına etkisi değerlendirilmiştir (eşit hacim, eşit duvar kalınlığı ve eşit detrusor kasılma gücü).

Klinik çalışmamızda elde ettiğimiz BT görüntülerinden elde edilen üç boyutlu mesane modelleri içerisindeki akış, mesane geometrisinin tek değişken olarak kullanıldığı paket programda sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak HAD simülasyonu ile simüle edilmiştir. Bu simülasyonda klinikte elde ettiğimiz değişik geometrilere sahip mesane modellerinin, aynı hacimli tam küresel şekilli mesane modelleri hesaplamalı akışkanlar dinamiği tememli bir yazılım kullanılarak oluşturuldu.

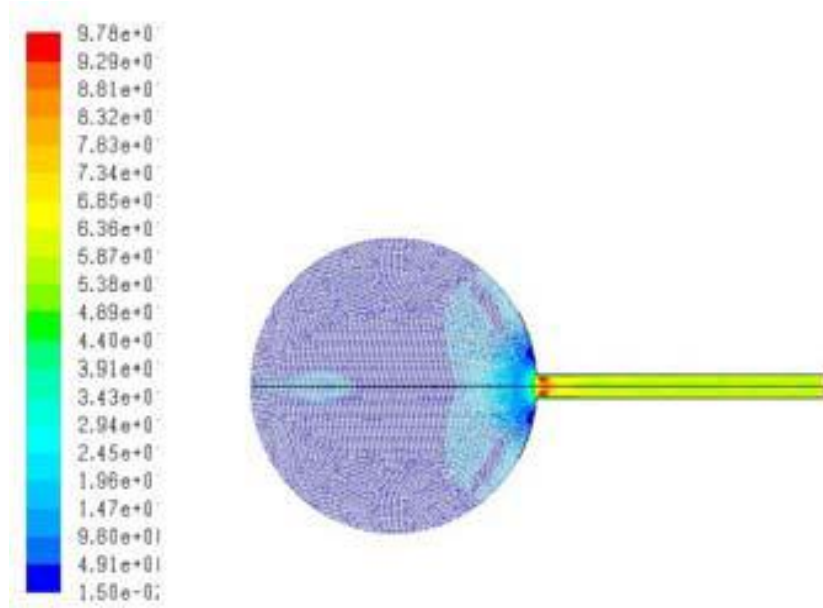
1 nolu deneğe ait küreselleştirilmiş ve sayısal ağ oluşturulmuş 3 boyutlu mesane modelleri şekil 4.7'de gösterilmiştir.



Şekil 4.7 Mesane modelleri (a),(b) 3 boyutlu oluşturulmuş küresel şekilli mesane modelleri (c),(d),Sayısal ağ oluşturulmuş mesane modelleri.

Şekil 4.7’de görüldüğü gibi bu üç boyutlu küresel geometriye sahip bu mesanelerin çeperlerine uygulanan basınç 20 cmH₂O olarak seçildi. Modelde yerçekimi ivmesi de mesanelerden kanala doğru pozitif olacak şekilde dikkate alındı.

HAD Analiz sonucunda küresel ve mevcut şekilli geometrilerin ucundaki kanalda hız dağılımları hesaplandı. Son işlem (Post-processing) kısmında basınç ve hız alanları elde edildi. Mesanenin HAD simülasyonu sonucunda hesaplanan hız ve basınç alan dağılımları Şekil 4.8’de grafiksel olarak verilmiştir.



Şekil 4.8 HAD Analizi sonucunda 1 nolu mesane model kesitindeki 3 boyutlu hız dağılımları.

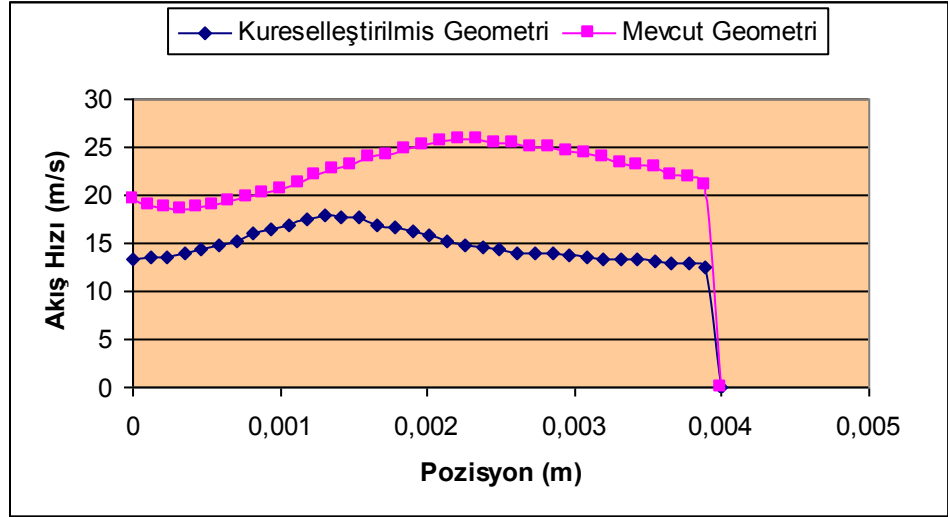
İdrarın maksimum hızı idrar borusunun vücudun merkezine yakın proksimal üretra kısmında meydana geldiği gözlemlendi. Şekil 4.8’de gösterilen basınç dağılımı grafiğinde, idrar basıncı Bernoulli’s dağılımından beklenildiği gibi proksimal üretra kısmında minimumuma düşer.

Model çıkış kesitindeki ortalama akım hızı ve hacimsel debi hesaplanmıştır. Mevcut geometri modeli üzerinde hesaplanan ve Küreselleştirilen geometri modeli üzerinde hesaplanan idrarın akım hızı ortalama değerleri, sırasıyla, $25,3\pm 2,6$ ml/s ve $16,52\pm 2,1$ ml/s’dir. Analiz sonucunda Çizelge 4.8’deki sonuçlar elde edilmiştir.

Çizelge 4. 8 Mesane çeperlerine 20 cmH₂O basınç uygulandığı durumda geometrilerin karşılaştırılması sonuçları.

Mesane Model No	Mesane Hacmi (ml)	Mevcut Geometri Modeli üzerinde Hesaplanan İdrarın maksimum akım hızı (Q _{max} ,ml/s)	Küreselleştirilen Geometri Modeli üzerinde Hesaplanan İdrarın maksimum akım hızı (Q _{max} ,ml/s)
1	698,9	25,9	17,9
2	846,2	29,7	21,1
3	258,1	27,2	16,8
4	618,3	23,6	14,2
5	219,8	21,6	14,1
6	367,4	25,8	16,6
7	680,6	25,4	16,0
8	446,4	27,8	17,8
9	411,4	24,5	16,2
10	581,9	21,6	14,5
Ort.±Std	658,6±56,9	25,3±2,6	16,52±2,1

Aynı sınır koşulları altında mevcut geometrik şekle sahip mesanelerin ortalama çıkış debileri küresel geometriye şekle sahip mesanelerde ortalama çıkış debilerinden daha yüksek bulunmuştur, Bu durum Şekil 4.9'da mesanelerdeki idrarın çıkış hızları grafik olarak gösterilmektedir.



Şekil 4.9 HAD Analizi sonucunda 1 nolu mesane modelinin Mevcut ve Küreselleştirilmiş geometrilerdeki hız dağılım grafiği.

Yukarıda bahsi geçen sınır koşulları altında 1 nolu mesane modelinde küresel geometrik şekle sahip mesanelerde ortalama çıkış hızı 13,5794 m/sn iken, mevcut geometrik şekilde ise ortalama çıkış hızı 22,1179 m/sn olarak bulunmuştur. Ortalama hızları debi olarak ifade edersek küresel geometrideki debi 0,683 l/s ve mevcut şekilli geometride ise 1,112 l/s olarak bulunmuştur.

İstatistiki değerlendirme için Mann Whitney U testi parametre seçimi için kullanılmıştır. 2.HAD Analizi sonucunda Mevcut geometri modeli üzerinde hesaplanan idrarın akım hızı ile Küreselleştirilen geometri modeli üzerinde hesaplanan idrarın akım hızı parametreleri arasında yapılan istatistiki test sonuçları Çizelge 4.9'da gösterilmiştir.

Çizelge 4. 9 Mesaneye ait veriler üzerinde istatistiki test sonuçları.

Parametreler	<i>p - değeri</i>
Mevcut Geometri Modeli üzerinde Hesaplanan İdrarın akım hızı - Küreselleştirilen Geometri Modelinde Hesaplanan İdrarın akım hızı	<0,01

Çizelge 4.9' da verilen SPSS programından elde edilen istatistikî verilere göre, mevcut geometriye sahip mesaneler ile küreselleştirilen mesane modelleri arasında pozitif bir korelasyon olduğu bulunmuştur ($\sigma = 0,915$). Mesanenin geometrik şeklinin idrar akım hızı, miktarı ve mesanede kalan artık idrar miktarı gibi parametrelerle anlamlı bir ilişkisi olduğu ortaya çıkmıştır ($p < 0,01$).

Klinik çalışmadaki veriler mesanelerin küreselleştikçe daha düşük basınç sağladığı ve daha düşük akım hızı sağladığını göstermesine rağmen ölçümler üretra ve prostat dirençlerini içerdiği için bir miktar yanılma payına sahiptir. İdrar akım hızını etkileyen birçok faktör mevcuttur. Bunlara detrisör kasının itme kuvveti, prostatın ve üretranın direnci, karın içi basıncı ve mesanenin kapasitesini sayabiliriz.

Mesane şeklinin yaşla ilişkili olduğu gözlemlenmiştir. 35 yaşına kadar sagittal planda dolu mesane şekli kozalak, üçgen şekline benzemektedir. 35 yaşın üzerinde mesane şekli yaş ilerledikçe küresel bir forma dönüşmeye başlamaktadır.

Bu nedenle kullanılan yazılımda sonlu hacimler yöntemi kullanılarak mevcut ve küresel mesane tipleri simüle edilerek basınç ve akım hızları ölçüldüğünde küresel şeklindeki mesanenin daha düşük akım ve basınç unsuruna sahip olduğu gözlenmiştir. Bir başka ifadeyle mesane şeklinin küreye benzerliği arttıkça mesanenin daha düşük akım ve basınç unsuruna sahip olduğu gözlenmiştir.

Bundan dolayı, idrar akım hızı ve miktarı küresel görünümlü mesanelerde daha az olduğu buna karşı olarak kalan idrar miktarının da daha fazla olduğu hesaplanmıştır.

Elde edilen sonuçlar, ürodinami sonuçları ile uyumludur. Mesane içerisindeki basınç-akım hızı ilişkisinin incelenmesinde, yeni, non-invazif ve alternatif bir yöntem geliştirilmiş olup bu yöntem teorik analizlerde de bir temel oluşturabilir.

Çalışmada mesane geometrisinin kişiden kişiye önemli değişiklikler gösterdiğini saptanmıştır. Bu çalışma ağırlıklı olarak yaş ile mesane geometrisinin değiştiği ve bununla idrar akımını etkilediğini de göstermektedir. Bu da mesane geometri değişiminin AÜSB gelişiminde ek bir faktör olabileceğini göstermektedir.

Bu metotla ve idrar akım hızı testinden elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında anlamlı bir ilişki tespit edildi. Mesanedeki basınç-akım hızı ilişkisini araştırmak ve aynı zamanda mesane hakkında teorik analiz yapabilen Non-invasive alternatif bir metod geliştirildi.

5. TARTIŞMA

Sözü edilen çalışmalar ürodinaminin invaziv ve uygulama zorluklarını gidermek için alternatif olarak geliştirilmiştir. Bu çalışmalarda tomografi görüntülerinden elde edilen mesane modelleri üzerine mühendislik alanında bir çok uygulamada yaygın olarak kullanılan Sayısal Akışkanlar analizi yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar ürowflowmetri testi sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır.

Elde edilen hacimsel debi değerleri deneysel olarak elde edilen debi değerleri ile karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucu gerek hız ve gerekse basınç değerleri bakımından sonlu hacimler yönteminin mesanenin analizinde hassas ve kayda değer sonuçlar verdiği görülmüştür.

Bu çalışma ile Tomografi görüntülerinden elde edilen mesane modeli üzerinde simülasyon çalışmaları yapılmıştır. Simülasyonlar yüksek doğruluğa sahip olduğu uzman doktorumuz tarafından teyit edilmiştir. Nümerik olarak hesaplanan mesane hacminden deneysel olarak elde edilmiş atılan idrar hacmi çıkartılması ile mesanede kalan artık (residual) idrarın hesaplanmasına yardımcı olur.

Çalışmanın ilk aşamasında nesnel değerlendirme yapabilmek amacıyla, simülasyonlar da mesane detrisör basıncı 20 cmH₂O basıncıyla kasıldığı varsayılarak proximal üretradan akım debisi hesaplanmıştır.

Ayrıca simüle edilen mesane modeline ürowflowmetredeki maksimum akım değeri girilerek, bu akım değerini sağlaması için mesane kasıldığında detrisörün idrarı hangi basınçla itmesi gerektiği hesaplanmıştır. Klinikte işeme basıncının 20 cmH₂O civarında olduğu bilinmektedir. Aradaki Δp basınç farkının üretral direnci işaret ettiği düşünülmektedir. Δp basınç farkı arttıkça tıkanıklığın arttığı sonucu çıkarılabilir.

Bu çalışma çeşitli sınırlamalar içermektedir. Birincisi sağlıklı deneklerle yapıldığı için invaziv olarak yapılan ürodinami ile ilgili bir basınç-akım çalışması ile karşılaştırılamamıştır. Bu çalışma, bir başlangıç modeli olarak uygulanabilirliğini görmek için yapılmıştır.

Hesaplamalı Akışkanlar dinamiği analizi yapabilen paket programlar kullanılarak sonlu hacimler yönteminin 3 boyutlu görüntü elde edebilen MR, BT gibi gelişmiş cihazlarla birlikte kullanımı ile mesane, üretra basınç ve akım ölçümlerinde invaziv ürodinami (invaziv sistometri) gibi tetkiklerin yakın gelecekte yerini alabilir.

Bu tetkiklere gerek kalmadan mesane hakkında ayrıntılı bilgi edinilmesine olanak sağlayabilir.

Gerek mühendislik problemlerinde, gerekse biyomekanik uygulamalarında sıklıkla kullanılan HAD ile, Tomografi görüntülerinden elde edilen üç boyutlu mesane modelleri içerisindeki akım simüle edilmiştir. Elde edilen sonuçlar, ürodinami sonuçları ile uyumludur. Mesane içerisindeki basınç-akım hızı ilişkisinin incelenmesinde, yeni, non-invazif ve alternatif bir yöntem geliştirilmiş olup bu yöntem teorik analizlerde de bir temel oluşturabilir.

Uretranın görüntülerinin aktarılmasında farklı yöntemler uygulanması, mesane kalınlığının hesaba katılması ile yakın gelecekte invaziv ürodinamik tetkiklere gerek kalmadan mesane hakkında ayrıntılı bilgi edinilmesine olanak sağlayacağı öngörülmektedir. Bu ayrıntılı bilgiler kullanılarak uygun tedavinin seçiminde karar verme açısından fayda sağlanacaktır. Bu haliyle tez çalışması tıp eğitimi için yeni bir boyut getirmektedir.

HAD simülasyon sonuçları ile klinik ölçüm değerleri arasında anlamlı bir ilişkinin bulunması, önerilen modelin klinik değerlendirme için uygun olduğunu göstermektedir. Sonuç olarak tomografi görüntüleri simüle edilerek elde edilen non invaziv model ürodinami çalışmaları için kullanılabilir.

Literatürde bu tür bir çalışma ilk kez yapılmaktadır. Sonuç olarak, bu kapsamda mesane geometrisinin idrar akımına etkisi olduğunu gösteren bir çalışma literatüre kazandırılmış ve bu tür bir yaklaşım ile ileri çalışmalarda tanı koyma noktasında değerlendirmelerin daha sağlıklı olacağı düşünülmektedir.

KAYNAKLAR DİZİNİ

- Abrams, PH. and Griffiths D.J.**, 1979, The assesment of prostatic obstruction from urodynamic measurements and from residual urine. Br J Urol;5(2): p.129-34.
- Acar, U., ve Bayram, B.**, 2009, Morfolojik görüntü filtreleri ile ikonos görüntülerinden otomatik çıkarım, 12.Türkiye Harita Bilimsel Kurultayı, Ankara.
- Barnea, O. and Gillon, G.**, 2000, “Model-based Estimation of Male Urethral Resistance and Elasticity using”
- Benim, A.C. and Zinser, W.**, 1985, Investigation into the finite element analysis of confined turbulent flows using a $k-\epsilon$ model of turbulence, Comput. Meth. Appl. Mech. Eng. 51, p. 507–523
- Brooks, J. D.:** 2002, Anatomy of the Lower Urinary Tract and Male Genitalia. PC. Walsh, AB. Retik, ED. Vaughan, AJ. In Campbell’s Urology.
- Clarkson, B. Robson W., Griffiths C., McArdle F., Drinnan M. and Pickard R.** 2008, Multisite Evaluation of Noninvasive Bladder Pressure Flow Recording Using The penile Cuff Device: Assessment of Test-Retest Agreement. The Journal of Urology ; p.2515-2521.
- Crabowski, T.**, 2003, “Principles of Anatomy & Physiology, tenth edition”, Biological Sciences Textbooks.
- Çapacı, K.**, 2000, Tıbbi araştırmalarda sık kullanılan istatistiksel yöntemler – 1 Ege Fiz. Tıp Reh. Der., s.33-42.
- Çengel, Y.A. and Cimbala, J.M.**, 2010, “Fluid Mechanics: Fundamentals and Applications”, Second Edition (SI), McGraw-Hill.
- Damawer, M. and Lehman, S.**, 1996, Two Mathematical Models Explain The Variation In Cystometrograms of Obstructed Urinary Bladders,Biomechanics,
- Damaser, M. and Lehman, S.** 1995, The effect of urinary bladder shape on its mechanics during filling. J Biomech. Jun; p.725-32.
- Dunnick, N.R., Sandler C.M., Newhouse J.H. and Amis S.E.**, 2010, Üroradyoloji
- Earle R. L.**, 2004, “Fluid Flow Theory” <http://www.nzifst.org.nz/unitoperations/flfltheory3.htm>, (15.Ocak 2010).
- Emrullah, E. ve Özşen Ç.**, 2009, A study on evaluation of 3D virtual rabbit kidney models by multidetector computed tomography images. University of Selcuk,

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Frank, M.W.**, 2004, Akışkanlar Mekaniği, Literatür yayıncılık, İstanbul
- Fox, R., Pritchard, P. and McDonald, A.**, 2010, “Introduction to Fluid Mechanics”, 7th Edition (SI), Wiley.
- Giannantoni, A., Scivoletto, G., Di, S.M., Grasso, M.G., Finazzi, A.E., Collura, G. and Vespasiani, G.**, 1999, Lower urinary tract dysfunction and disability status in patients with multiple sclerosis. Arch Phys Med Rehabil. p.437-41.
- Gillespie, J.**, 2004, “The Autonomous Bladder: a View of the Origin of Bladder Overactivity and Sensory Urge”, BJU International, March 2004, p.478-482.
- Gonzalez, R.C., and Woods, R.E.**, 2002, Digital Image Processing, Prentice Hall, New Jersey.
- Griffiths, D.J.**, 1980a, A physical approach to flow through the urethra: non-uniform tubes Urodynamics (Bristol: Adam Hilger) , p.44–65
- Griffiths, D.J.**, 1980b, “Urodynamics”, forth edition, Adam Hilger, Ch 1-5 and 9-12.
- Haaga, J.R., Lanzieri, C.F. and Gilkeson, R.**, 2003, CT and MR imaging of the Whole Body. Imaging principles in computed tomography. St.Louis.
- Halliday, D. and Restnick R.**, 2002, Tokyo Üniv.Phys.dep, “Physics 1”.
- Hinson JL. and Boone TB** Urodynamics and multiple sclerosis. Urol Clin North Amer. 1996.
- Jan, D.L., Kamm, R.D. and Shapiro, A.H.**, 1983 Filling of partially collapsed compliant tubes, J. Biomech. Eng.
- Jensen, K.M.E., Jorgensen, J.B. and Mogensen, P.**, 1985, Reproducibility of uroflowmetry variables in elderly males, Urol Res, 13, p.237-239.
- Johan, J.M.P. and Ronvan, M.**, 2007, Department of Urology, Section Furore, Erasmus MC, Rotterdam, The Netherland Development of a CFD urethral model to study flow-generated vortices under different conditions of prostatic obstruction (Instute of Physics Publishing), Physiological Measurements 28, p.13–23
- Kızılkaya, A.**, “Bölüm 4: Görüntü Bölütleme”, akizilkaya.pamukkale.edu.tr/
/Bolum4_goruntu_isleme.pdf (Erişim tarihi: 05 Kasım 2009).

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Kren, J., Horak, M., Zatura, F. and Rosenberg M.**, 2001 Mathematical model of the male urethra Biomed. Pap. 145, p.91–6.
- Korobkin L.**, 2003, Department of Geography, University at Buffalo, NY
- Lakare, S.**, 2000, 3D Segmentation Techniques for Medical Volumes, State University of New York.
- Lekili, M., Şener, E., Temeltaş, G., ve Büyüksu, C.**, 2002, Alt üriner sistem semptomlu hastalarda Uluslar arası Prostat semptom skoru, prostat volumü, Uroflowmetri, Celal Bayar Üniv. Tıp Fakültesi, Manisa.
- Lepor, H., Sunaryadi, I. and Hartanto, V. et al.**, 1992, Quantitative morphometry of the adult human bladder. J Urol. Aug; 148(2 Pt 1), p.414-7.
- Lu, P.C., Hui, C.N. and Hang, H.C.**, 1983 A model investigation of the velocity and pressure spectra in vascular murmurs, J. Biomech. 16, p.923–31
- Nitti, V.W.** 2005, Pressure flow urodynamic studies: the gold standard for diagnosing bladder outlet obstruction. Rev Urol ;7 (Suppl 6), s.14-21.
- Morrison, F.**, 2010, “Fluids”, <http://www.chem.mtu.edu/> (Erişim tarihi: 10.09.2010).
- McArdle, F., Clarkson, B.,Robson,W., Griffiths, C., Drinnan, M. and Pickard, R.**, 2009, Interobserver Agreement for Noninvasive Bladder Pressure Flow Recording with Penile Cuff. The Journal of Urology ;182(5), p.2397-2403.
- Morse, B.S.**, 2000, “Lecture 18: Segmentation (Region Based)”, homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/CVonline/LOCAL_COPIES/.../region.pdf.
- Murakami T, Kim T and Takamura M**, 2001, Hypervascular hepatocellular carcinoma: detection with double arterial phase multi-detector row helical CT. Radiology, p. 763-767.
- Ogawa, T., Yoshida, T. and Fujinaga, T.**, 1988 Bladder deformity in traumatic spinal cord injury patients. Hinyokika Kyo. 34(7), p.1173-8.
- Patankar, S.V.**, 1980, Numerical Heat Transfer And Fluid Flow, Mc GrawHill Book Company.
- Porru, D., Campus, G., Garau, A., Sorgia, M., Pau, A.C., Spinici, G., Pischedda, M.P., Marrosu, M.G., Scarpa, R.M. and Usai E**, 1997, Urinary tract dysfunction in multiple sclerosis: is there a relation with disease-related parameters? Spinal Cord, p.6-33.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Putz, R. and Pabst R.**, 1994, Sobotta İnsan anatomisi Atlası, 2.cilt, Munich
- Reis, L.O., Barreiro, G.C. and Baracat, J.**, 2008, Prudente A, D’Ancona CA. Intravesical protrusion of the prostate as a predictive method of bladder outlet obstruction. *Int Braz J. Urol*;34(5),p.627-33
- Rideout, V.**, 1967, “Difference-Differential Equations for Fluid Flow in Distensible Tubes”, *IEEE transactions on Bio-Med Eng*, p.171-177.
- Saito, Y.**, 1998, Multislice CT scanner. *Medical Review* 66, p.1-8
- Schafer, W.**, 1983, “Benign prostatic hypertrophy”, Springer, New York, p.450-469.
- Schäfer, W.**, 1990, Principles and clinical application of advanced urodynamic analysis of voiding function. *Urol Clin North Am*;17(3), p.553-66.
- Snell, RS.**, 2000, “Clinical Anatomy for Medical Students, sixth edition”, Lippincott Williams & Wilkins, p.862t.
- Spangberg, A., Terio, H. and Ask, P.**, 1990 Pressure/flow studies in elderly man without voiding problems: estimation of the urethral pressure/flow relation and urethral elasticity *Neurourol. Urodyn.* 9, p.123–38
- Stothers, L., Guevara, R. and Macnab, A.**, 2010, Classification of male lower urinary tract symptoms using mathematical modeling and regression tree algorithm of noninvasive near infrared spectroscopy parameters. *Eur. Urology*, 57(2), p.327-32.
- Şahin, Y.**, 1999. Çekirdek Fiziğinin Esasları. Çeviri, Atatürk Üniversitesi Yayınları, Erzurum.
- Tanagho, EA., and McAninch. J.W.**, 2008, Smith’s General Urology. 7th ed. U.S.A;McGraw-Hill Medical.
- Tuncel, E.**, 2005. Radyolojik Tanıda Temel Kavramlar Ders Notları. Uludağ Üniversitesi Radyoloji Anabilim Dalı, Bursa.
- Umur, H.**, 1998, Uludağ Üniv.Makine Müh, “Akışkanlar Mekaniği”,2.baskı.
- Wu, Y.**, 2009, “Active contours without edges”, <http://sites.google.com/site/rexstribefimageprocessing/> (Erişim tarihi: 02 Kasım 2009).
- Yamamoto, T., Sakakibara, R., Uchiyama, T., Liu, Z., Ito, T., Awa, Y., Yamanishi, T. and Hattori T**, 2006, Neurological diseases that cause detrusor hyperactivity with impaired contractile function. *Neurourol Urodyn.*

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

Yu, H., Levin, R. and Longhurst, P., 1997, Effect of age and outlet resistance on rabbit urinary bladder emptying. J Urol. Sep; 158, p.924-30.

Zeren, Z., 1975, İnsan Anatomisi, Ekin Yayınları, İstanbul

ÖZGEÇMİŞ

Murat ÇINAR, Türkiye Cumhuriyeti vatandaşı olup, 26 Eylül 1976 tarihinde Erzurum'da doğdu. Orta öğrenimini Ankara'da tamamladı. Lise öğrenimini Kırklareli Atatürk Lisesinde 1994 yılında bitirdi.Ön lisans eğitimi Atatürk Üniversitesi Erzurum Meslek Yüksek Okulu Bilgisayar Programcılığı Bölümünden 1996 yılında mezun oldu.Lisans eğitimi; Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Bölümünden 2000 yılında mezun oldu. Yüksek Lisans eğitimini Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Anabilim dalında 2007 yılında tamamladı.

Halen, Ege Üniversitesi Nükleer Bilimler Enstitüsü Nükleer Uygulamalar Anabilim dalında Doktora çalışması yapmaktadır. Aynı zamanda, FEZA Medikal Kalibrasyon Mühendislik Özel Sağlık Hizmetleri San.Tic.Ltd.Şti. firmasında Genel Koordinatör olarak çalışmaktadır.

EKLER