T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYOLOJİ ANABİLİM DALI

KREATİN DEĞERLERİ YÜKSEK OBSTRÜKTİF ÜROPATİLİ HASTALARDA RENAL DİFÜZYON AĞIRLIKLI MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME BULGULARI

UZMANLIK TEZİ

Dr. Fitnet SÖNMEZGÖZ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. A. Y. Erkin OĞUR

ELAZIĞ
2009

DEKANLIK ONAYI

Prof. Dr. İrfan ORHAN

DEKAN

Bu tez Uzmanlık Tezi Standartları'na uygun bulunmuştur.

Prof. Dr. A. Y. Erkin OĞUR
Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi
Radyodiagnostik Anabilim Dalı

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. A. Y. Erkin OĞUR
Tez Danışmanı

Uzmanlık Sınavı Jüri Üyeleri

_____…….…….

_____…….…….

_____……..

_____……..

_____……..

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bana emeği geçen başta Anabilim Dalı Başkanımız ve tez yönetmeni hocam Sayın Prof. Dr. Erkin OĞUR olmak üzere tüm hocalarıma, araştırma görevlisi arkadaşlarıma, teknisyen arkadaşlarıma, her zaman bana destek olan eşime ve aileme teşekkür ederim.

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, kreatin değerleri yükselmiş obstrüktif üropatili olgularda Diffüzyon Ağırlıklı Manyetik Rezonans Görüntüleme (DA-MRG) tekniği kullanılarak böbreklerde, aşikar difüzyon katsayısı (ADC = Apparent Diffusion Coefficient) değerlerini saptamaktır.

Hidronefrozlu 50 olgu ve kontrol grubunu oluşturan 26 sağlıklı gönüllüden, difüzyon ağırlıklı eko-planar (EPI) görüntüler alındı. Böbreklerin b100, b600 ve b1000 değerleriyle ADC ölçümleri gerçekleştirildi.

Hidronefrozlu olgularda böbreklerin ortalama ADC değerleri; b100, b600 ve b1000 değerleri için sırasıyla; $3.10\pm0.56x10^{-3}$, $2.45\pm0.55x10^{-3}$, $1.87\pm0.26x10^{-3}mm^2/sn$ bulunmasına karşın, kontrol grubundaki sağlıklı gönüllülerin normal böbreklerinde ortalama ADC değerleri ise; b100, b600 ve b1000 değerleri için sırasıyla; $3.55\pm0.29x10^{-3}$, $2.67\pm0.49x10^{-3}$, $2.09\pm0.19x10^{-3}mm^2/sn$ bulundu.

Sonuçta; hidronefrotik böbrekte Renal parankim ADC değerleri için normal böbreklere göre anlamlı biçimde düşük olduğu saptandı. Böbreklerin difüzyon ağırlıklı eko-planar görüntülemesi, böbrek fonksiyonları hakkında önemli bilgi vermektedir.

Anahtar Kelimeler: Difüzyon manyetik rezonans görüntüleme, hidronefroz, ADC, eko-planar görüntüleme, böbrek

ABSTRACT

DİFFUSİON-WEİGHTED MAGNETİC RESONANCE IMAGİNG (DW-MRI) OF THE KİDNEYS İN PATİENT WİTH ELEVATED SERUM CREATİNİNE OBSTRUCTİVE UROPATY

The aim of this study was to measure Apparent Diffusion Coefficient (ADC) values in elevated serum creatinine obstructive uropathy by using Diffusion-Weighted Magnetic Resonance Imaging (DW-MRI).

Diffusion weighted echo-planar images (EPI) were obtained from 50 patients with hydronephrotic kidneys and 26 healthy volunteers. ADC measurements were obtained with renal b100, b600 and b1000 values.

Mean renal ADC values in patients with hydronephrosis were $3.10\pm0.56x10^{-3}$, $2.45\pm0.55x10^{-3}$, $1.87\pm0.26x10^{-3}mm^2/sn$ for b100, b600 and b1000 values, respectively; whereas mean renal ADC values in healthy volunteers of control group were $3.55\pm0.29x10^{-3}$, $2.67\pm0.49x10^{-3}$, $2.09\pm0.19x10^{-3}mm^2/sn$ for b100, b600 and b1000 values, respectively.

ADC measurements of renal parenchyma in hydronephrotic kidney were found to be significantly lower compared to normal kidneys. Diffusion weighted echo-planar imaging of kidneys provides valuable information about renal function.

Key Words: Diffusion magnetic resonance imaging, hydronephrosis, ADC, echo-planar ımaging, kidney

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR **iii**

ÖZET **iv**

ABSTRACT **v**

İÇİNDEKİLER **vi**

TABLOLAR LİSTESİ **viii**

ŞEKİLLER LİSTESİ **ix**

KISALTMALAR LİSTESİ **x**

1. GİRİŞ **1**

1.1. Manyetik Rezonans Fiziği 2

1.1.1.Genel bakış 2

1.2. Difüzyon Görüntüleme 4

1.2.1. Klinik Uygulamalar 6

1.3. Böbrek Anatomisi 8

1.3.1.Böbreğin Arterleri 10

1.3.2. Böbreğin Venleri 11

1.3.3. Lenf drenajı 11

1.3.4. Sinirleri 11

1.4. Böbrek Fizyolojisi 13

1.4.1. Böbreğin Fizyolojik Anatomisi 13

1.4.2. Böbreklerde Kan Akımı 14

1.5.Obstrüktif Üropatinin Fizyopatolojisi 15

1.5.1. Alt Üriner Sistem Obstrüksiyonları 16

1.5.2. Orta Üriner Sistem Obstrüksiyonları 17

1.5.3. Üst Üriner Sistem Obstrüksiyonları 18

1.5.4. Serum Kreatinin Değerinin Böbrek Fonksiyonundaki Rolü 21

2.GEREÇ VE YÖNTEM **23**

2.1. Çalışma Grubu 23

2.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme 23

2.3. Görüntülerin Analizi 24

2.4. İstatiksel Analiz 24

3. BULGULAR **26**
4. TARTIŞMA **32**
5. KAYNAKLAR **36**
6. ÖZGEÇMİŞ **41**

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1. Obstrüktif üropati nedenleri 16

Tablo 2. Normal ve hidronefrotik böbreklerde ADC değerleri 30

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. Normal doku içerisindeki rastgele sıralanan protonların dizilimi 3
Şekil 2. Manyetik alana yerleştirilen dokulardaki protonların dizilimleri 3
Şekil 3. Difüzyon görüntüleme (b1000 ve b2500) 6
Şekil 4. Akut infarktta difüzyon MR 6
Şekil 5. Sol böbreğin ve böbreküstü bezinin önden görünüşü 12
Şekil 6. Bir erişkin sol böbreğinin ortadan frontal kesiti 12
Şekil 7. Böbrek damarları ve toplayıcı sistemi 13
Şekil 8. Böbrek toplayıcı sisteminin şematik görüntüsü 15
Şekil 9. HB parankiminden ölçüm yaparken seçilen bölgeler 24
Şekil 10. Normal böbreklerde DAG 26
Şekil 11. HB'lerde DAG 26
Şekil 12. Normal böbreklerde aşikâr difüzyon katsayısı (ADC) haritaları 27
Şekil 13. HB'lerde aşikâr difüzyon katsayısı (ADC) haritaları 28
Şekil 14. Yüksek b değeriyle alınan renkli ADC haritaları 29
Şekil 15. Bilateral HB'te yüksek b değeri ile alınan DAMRG 29
Şekil 16. Normal ve Hidronefrotik böbrekte difüzyon MRG 30
Şekil 17. Yüksek, ortalama ve düşük b değerleri için ölçülen ADC değerleri 31
Şekil 18. Yüksek, ortalama ve düşük b değerlerinde renal parankim ADC değerlerinin karşılaştırılması 31

KISALTMALAR LİSTESİ

ADC : Apparent diffusion coefficient

BOLD : Blood oxygen level dependent

BOS : Beyin omurilik sıvısı

DAMRG : Difüzyon ağırlıklı manyetik rezonans görüntüleme

DAG : Difüzyon ağırlıklı görüntüleme

EPI : Ekoplanar görüntüleme

GRE : Gradiyent eko

GFR : Glomerüler filtrasyon hızı

HB : Hidronefrotik böbrek

İRRİ : İntrarenal rezistif indeks

KBY : Kronik böbrek yetmezliği

MRG : Manyetik rezonans görüntüleme

PD : Proton dansitesi

RF : Radyofrekans

ROI : Region of interest

SE : Spin eko

T2A : T2 ağırlıklı

VUR : Vezikoüreteral reflü

1. GİRİŞ

Diffüzyon ağırlıklı MR görüntüleme (DAMRG) noninvaziv bir inceleme olup, böbrek fonksiyonları hakkında da bilgi verebilen bir yöntemdir. Bu teknik hem sağlıklı bireyde hem de ileri derecede hastalarda kolaylıkla uygulanabilmekte ve böbrek fonksiyonlarındaki bozulmanın derecesini de ortaya koyabilmektedir (1).

Renal fonksiyonlar genellikle daha güvenilir olarak kabul edilen nükleer tıp teknikleriyle değerlendirilir. Bu yöntem ise; iyonizan radyasyon içerir ve çözünülürlüğü düşüktür. Bu teknikle glomerüler filtrasyon hızı ve efektif plazma renal akımı değerlendirilebilinirken böbrek diffüzyonu ve perfüzyonu değerlendirilemez (2).

DAMRG, son yıllarda çeşitli araştırmalara konu olan birçok patoloji hakkında değerli bilgiler veren radyolojik bir yöntemdir. Daha çok Nöroradyoloji alanında kullanılan bu yöntemin son dönemlerde diğer sistemlere ait organlarda da önemli bilgiler verebileceği yapılan araştırmalarla ortaya konulmaktadır. Diffüzyon ağırlıklı Manyetik Rezonans görüntüleme biyolojik dokulardaki brownian hareketine bağlı oluşan moleküler diffüzyonu göstermede kullanılan bir MRG tekniğidir (3).

Aşikar difüzyon katsayısı (ADC), DAMRG'den hesaplanan kantitatif bir parametredir ve ekstrasellüler-ekstravasküler alandaki su diffüzyonu ile kapiller perfüzyonun kombine etkisini göstermektedir. DAMRG nöroradyolojide akut serebral inme, intrakranial tümör ve demiyelinizan hastalıkları değerlendirmek için geniş kabul görmüş bir tanı yöntemidir. Önceleri solunum ve kardiyak hareketin görüntü kalitesini düşürmesinden dolayı sadece santral sinir sisteminde kullanılmıştır. Günümüzde DAMRG serebral abse ile kistik yâda nekrotik beyin tümörlerinin ayırımını yapmak için de kullanılabilir. Single-shot ekoplanar görüntü tekniklerinin ilerlemesiyle abdominal organların difüzyon ağırlıklı görüntüleme (DAG) ile değerlendirilmesi mümkün olmaktadır (4, 5).

Hidronefroz, idrar akış bozukluğu sebebiyle pelvikaliksiel sistemin genişlemesidir. Etyolojisi çok geniş patoloji grubunu içerir (6). Hidronefroz böbrekte progresif fonksiyon kaybına ve dolayısıyla cerrahi tedavi ile sonlanan sonuçlara neden olabilir. Hidronefrozun değerlendirilmesinde çok sayıda görüntüleme yöntemi kullanılmaktadır. İntravenöz pyelografi hidronefrozun boyutu ve morfolojisini göstermenin dışında önemli bir katkı sağlamamaktadır. En önemli eksikliği renal fonksiyonlar hakkında izlem olanağı sağlayan sayısal bir veri sağlayamamasıdır.

Ultrasonografi ile detaylı morfolojik bilgiler elde edilir. Böbrek boyutlarının ölçümü ve böbreklerin boyut artışı konusunda yararlı bilgiler sağlanabilir. Renal sintigrafi hidronefrotik böbreğin (HB) ekskrasyon dinamiğini ve böbreğin inceleme sırasındaki fonksiyonel rezervini değerlendirmede faydalıdır. Bilgisayarlı Tomografi (BT) böbrek morfolojisi hakkında bilgi veren ve obstrüksiyon seviyesini ve nedenini tespit edebilen bir yöntemdir. Hidronefrozlu böbreklerde Doppler USG renal kan akım ölçümleri ve intrarenal rezistif indeks (İRRİ) tayini obstrüksiyonun derecesini belirlemede kullanılabilir. Bunlar dışında daha nadir olarak invaziv tanı yöntemleri de kullanılabilmektedir. Bu tetkiklerin çoğu iyonizan radyasyon kullanılması, şüpheli sonuçlar gösterebilmesi, kantitatif değerlendirmenin olmaması nedenleriyle kısıtlılık göstermektedir (7).

Son yıllarda diffüzyon ağırlıklı görüntüler ekstrakranyal organlar dışında da, örneğin parotid bezler veya böbreklerin fonksiyonel değerlendirmesi ya da tedaviye yanıtının değerlendirilmesinde kullanılmaktadır. Ayrıca diffüzyon ağırlıklı MR görüntülerinin böbrek fonksiyonları hakkında bilgi verdiği, obstrüksiyon veya inflamasyon varlığı ve derecesini gösterebildiğini bildiren çalışmalar mevcuttur (1).

Bu çalışmada difüzyon ağırlıklı eko-planar manyetik rezonans görüntüleme ve buna bağlı olarak hesaplanan renal ADC değerlerinin, kreatinin değerleri yükselmiş hidronefrotik böbreklerdeki değişimini hesaplama ve hidronefrozda etkilenen böbrek fonksiyonları hakkında bilgi verip vermediğini araştırma amaçlanmıştır.

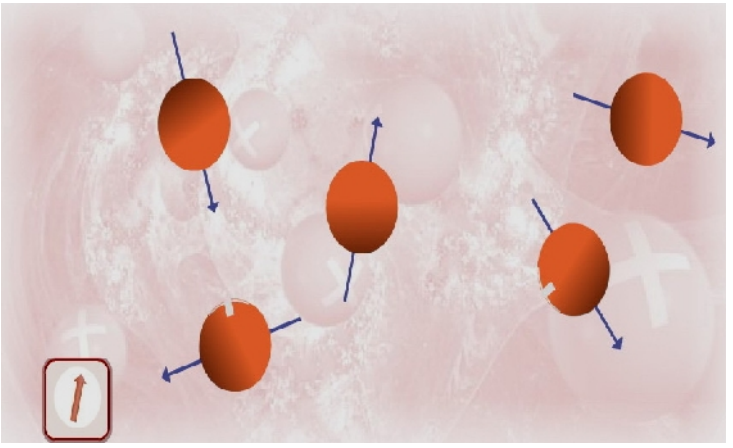
1.1. Manyetik Rezonans Fiziği

1.1.1.Genel bakış

Bir MR görüntüsü oluşturulurken izlenen adımlar temel olarak şöyle sıralanabilir:

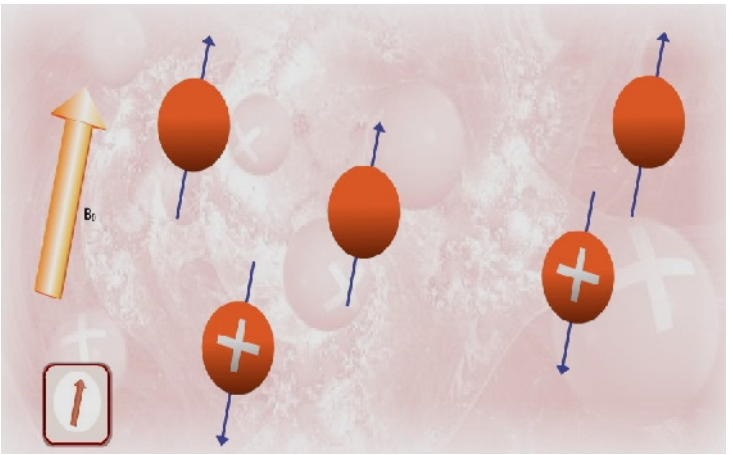
İncelenecek doku içerisinde normalde rastgele sıralanmış protonlar (şekil 1), güçlü bir manyetik alan içerisine yerleştirildiklerinde düzen içerisine girerler (şekil 2). Protonların bir bölümü ana manyetik alana paralel, kalanlar ise antiparalel yerleşirler. Paralel yerleşmek daha az enerji gerektiren bir durum olduğundan, bu şekilde dizilen protonların sayısı antiparalel olanlara göre biraz daha fazladır. Antiparalel ve paralel protonlar birbirlerinin manyetik alanlarını etkisizleştirirler. Ama paralel konumda olanlar sayıca biraz daha fazla oldukları için manyetik kuvvetleri etkisizleştirilemez. Böylece MR cihazının içine yerleştirilen hastanın, makinenin manyetik alanına

longitudinal duran kendi manyetik alanı oluşur. Daha sonra bu manyetizasyon radyofrekans darbesi (RF darbesi) kullanılarak değiştirilir. Protonlar eski hallerine dönerlerken RF sinyalleri yayarlar. MRG'de dokular arasındaki kontrast farkı bu radyo sinyallerinin şiddetine bağlı olarak değişmektedir. Protonların bulundukları yerler gradyan adı verilen ek manyetik alanlar kullanılarak belirlenir. Bu şekilde sinyalin doku içerisinde nereden kaynaklandığı saptanmış olur. Sinyal, Fourier transformasyonu adı verilen bir matematik süreç ile bilgisayarlar tarafından analiz edilir. Uzaysal olarak konumlandırılır ve görüntüye ulaşılmış olur (8).



Şekil 1. Normal doku içerisindeki rastgele sıralanan protonların dizilimi

Kaynak: Ertürk Ş. MR Cockpit. İstanbul: 5G matbaacılık, 2004 sayfa 6.



Şekil 2. Güçlü manyetik alana yerleştirilen dokulardaki protonların, manyetik alana paralel ve antiparalel dizilimleri

Kaynak: Ertürk Ş. MR Cockpit. İstanbul: 5G matbaacılık, 2004 sayfa 6.

1.2. Difüzyon Görüntüleme

DAMRG, en hızlı gelişme gösteren MR tekniğidir (9). Günümüzde difüzyon görüntüleme adı verilen bu yöntem ilk olarak 1980'li yıllarda sunulmuştur. DAMRG'de ilk önemli uygulama 1990'lı yıllarda, inmeyi akut fazda saptadığının bulunmasıyla başlamıştır (10).

DAG temeli, moleküllerin kendi kinetik enerjisine bağlı gelişigüzel hareketlerine dayanır (11). Molekülün yaptığı bu gelişigüzel harekete Brownian hareket denir ve substrat içinde gerçekleşir. Her bir molekülün hareketi gelişigüzel olduğundan tahmin edilemez ve Einstein yasasına göre modellenir. Bu yasa izotropik difüzyon gösteren yapılar için geçerlidir. Vücuttaki yapılar ise genellikle anizotropiktir ve bunlara en iyi örnek aksonlardır (12).

Biraz daha açıklayacak olursak; bir sıvı içerisindeki molekül zaman içerisinde "rastgele" bir hareket sergiler ve bu hareket Gaussian dağılımı ile tarif edilebilir. Burada varyans ise 6Dt ile doğru orantılıdır. "D" difüzyon sabiti olarak bilinir. Bu formüle göre difüzyon mesafesi zamanın karekökü ile orantılı olarak artar ve manyetik rezonansta yukarıda da belirtildiği gibi voksel içi dephasing nedeni ile sinyal kaybına yol açar. Yani D büyüdükçe MR sinyali azalır. Böylece, DAMRG'de, gradyent darbelerinin şiddeti artırıldıkça ya da süresi uzatıldıkça sinyal kaybında artış gözlenmesi görüntülerin karakteristiğini ortaya çıkarmaktadır. Gradyentlerin şiddeti değiştirilerek görüntülerde farklı miktarlarda difüzyon ağırlığı elde edilmektedir (9).

DAG'lerin oluşturulabilmesi için, SE sekansı ile biçimlenen ve bilinen manyetik alan gradyent darbelerine ek olarak, 2 manyetik darbe uygulanmaktadır. Bu darbelerden birincisi, B gradyentinin etkisindeki moleküllerin çekirdek spinlerini defaze eder. Bu manyetik alan şiddetinin, su içerisindeki hidrojen çekirdeği üzerine olan etkisi kısmen moleküllerin uzaysal konumlarına bağlıdır. 180^{o} darbe uygulandıktan sonra ikinci manyetik darbe gradyenti uygulanır (11). Bu darbe, çekirdek spinlerini refaze eder ve eko sinyali ortaya çıkar. Fakat defaze edici darbe esnasında, bir molekül bulunduğu yeri değiştirirse, refaze edici süreç tamamlanamaz ve sinyal kaybı ortaya çıkar. İşte DAG'lerde görülen değişik sinyal intensiteleri bu temele dayanır. Su motilitesi fazla olan dokular voksel içi dephasing nedeni ile az olanlara göre daha fazla sinyal kaybına uğrarlar (9). Su moleküllerinin küçük difüzyonlarının görüntülenmesi MRG teknolojisinde yeni gelişmelere neden

olmaktadır. Araştırmacılar, beyin gibi yüksek bir düzen içerisinde bulunan organlarda su difüzyonunun kendine has özellikleri olduğunu gördüler. Bu organlarda, su bütün yönlerde eşit olarak difüzyon göstermemektedir ve buna anizotropik difüzyon adı verilmektedir. Örneğin beyindeki su molekülleri aksonal lifler boyunca difüzyon gösterir. Bu özelliğin kullanılması yoluyla, canlı organların uzaysal yapısı noninvaziv biçimde saptanabilir. Su serbestçe difüzyon yaptığında ise bu olaya izotropik difüzyon adı verilir ve ölçülen ADC uygulanan gradyentin yönünden ya da başka parametrelerden etkilenmez. İzotropik yapılardaki D değeri serbest suyun difüzyonunu belirler ama insan dokusundaki hücre membranları gibi doğal bariyerler serbest difüzyona izin vermezler. Canlı dokulardaki su molekülleri, genellikle dokuların içerdiği çok düzenli yapılar ve membranların varlığı nedeniyle her yönde serbestçe difüzyon gösteremez. Dolayısıyla, anizotropik olan bu yapılardan ADC ölçümü yapılırken dokudaki yapıların dizilimi göz önünde bulundurulmalıdır. MRG yapılırken birbirine dik olan ve bağımsız üç gradyent aracılığıyla herhangi bir yöndeki difüzyon ölçülebilir (9, 11).

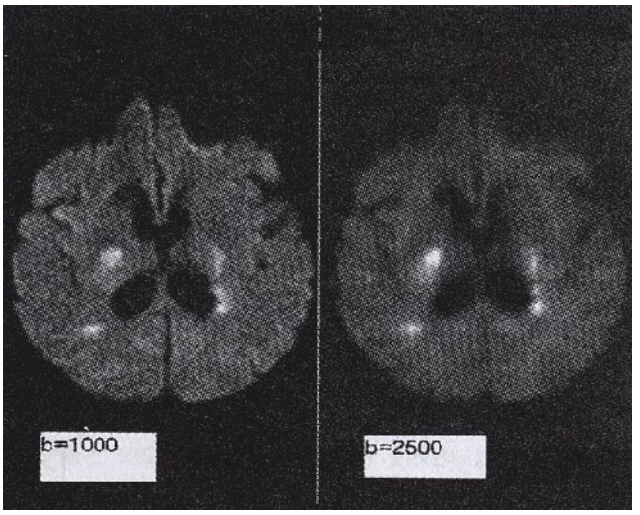
Lokal hücresel yapının difüzyon yapan su molekülleri ile etkileşimi "anisotropic directionally dependent diffusion" görüngüsünün ortaya çıkmasına sebep olur.

Difüzyon ağırlıklı sekanslarda, kuvvetli MR gradyanları kullanılarak, su moleküllerinin difüzyonlarına bağlı olarak farklı intensitelerde sinyaller vermeleri sağlandığı anlaşılmıştır fakat her ne kadar DAG'lerin yararları olsa da, intensiteler ya da kontrastlar her pikseldeki difüzyonun derecesini doğrudan yansıtmamaktadır. Bunun sebebi DAG'lerin sadece difüzyonun derecesinden etkilenmemesi, ayrıca T2 ağırlığından ve proton dansitesinden de etkilenmesidir(9). Dolayısıyla, difüzyon ağırlıklı görüntülerden, T2 ağırlıklı görüntülerin çıkarılması 'T2 shine through' etkisinin de ortadan kaldırılmasına neden olacaktır (11). Düzeltilmiş bu görüntü, daha sonra ADC haritalarının oluşturulmasında ve anizotropik yapılardaki difüzyon ölçümlerinin başka etkenlerden etkilenmeden yapılmasında kullanılır (12).

Her pikselden hesaplanan difüzyon sabitleri, daha sonra bir araya getirilerek, görünür difüzyon katsayısı (apparent diffusion coefficient = ADC) adı verilen haritanın ortaya çıkarılmasında kullanılmaktadır (9). Su difüzyonunun miktarını ölçmek için, sinyal azalmasının derecesini hesaplamak görüntülerin sinyal intensitesinden daha

fazla önem taşımaktadır. Bu yüzden biyolojik dokular için yukarıda da anlatılan ADC değerlerini hesaplamak söz konusu olur. Böylece çeşitli dokuların in vivo yapısal bütünlükleri DAG'ler ile ölçülebilir. Ölçümler "ADC" haritalama ile sayısal olarak belirlenebilir (10).

Difüzyon görüntülemenin önemli parametrelerinden biri de "b" değeridir, "b" değeri gradyan güçlerinin ve seçilen sürelerin tüm etkilerini özetler ve sekansın difüzyon etkisine ne kadar hassas olduğunu belirler (şekil 3). Örneğin T2 ağırlıklı normal bir sekansın b değeri sıfır olacaktır. Değişik b değerleriyle (aynı TR ve TE süreleri ile) yapılan çekimler ile (örneğin b0 ve b1000) dokuların ADC'leri ölçülüp, ADC haritaları çıkarılabilir. Bu haritalarda difüzyonu kısıtlanan bölgeler düşük sinyal sahaları olarak izlenirler (8).



Şekil 3. Difüzyon görüntüleme (b1000 ve b2500)

Kaynak: Rowley HA, Grant PE, Roberts TP. Diffusion MR imaging. Theory and applications. Neuroimaging Clin N Am. sayfa 346.

Difüzyon ağırlıklı görüntüler elde edilirken, fizyolojik hareketler su moleküllerinin difüzyondan doğan hareketlerine göre çok daha ağırlıklı olacağından hızlı ya da ultra-hızlı (EPI) sekanslar kullanılır (11).

1.2.1. Klinik Uygulamalar

Rutin klinik pratikte DAMRG en sık nöroradyoloji biriminde kullanılmaktadır. Bir çalışmada beyindeki çeşitli lezyonlar ADC değerlerine göre 5 sınıfa ayrılmıştır. Bunlar:

1- ADC değeri normal beyaz cevher ile benzer, olanlar (atrofi, lipomadermoid, nöronal migrasyon anomalisi)

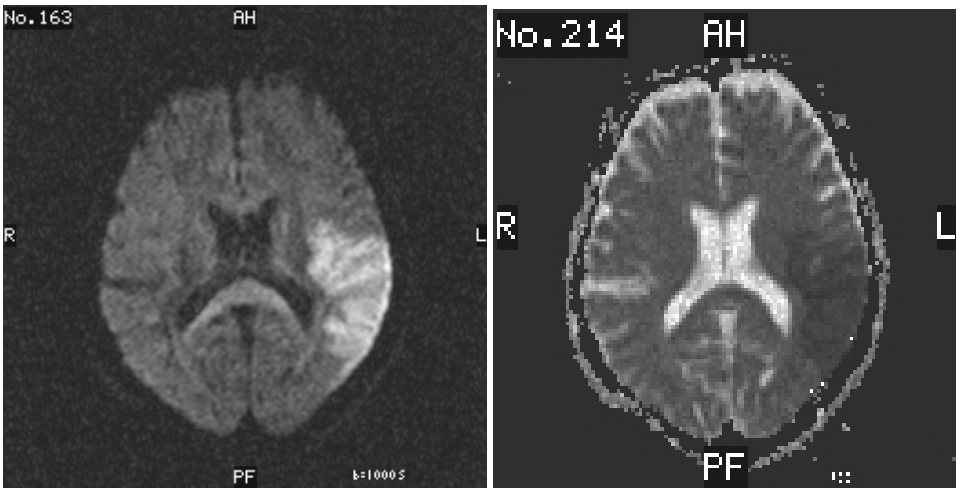
2- ADC değeri normal beyaz cevherden düşük olanlar (iskemi ya da akut enfarkt, subakut kanama, venöz tromboz, epidermoid, normal demir birikimi)

3- ADC değeri normal beyaz cevherden yüksek olanlar (genişlemiş Virchow-Robin alanları, lökoriazis, transepandimal geçiş, radyasyon nekrozu, periventriküler lökomalazi, rasmussen ensefaliti, MS, akut dissemine ensefalomyelit, Leig'h hastalığı, Alexander's hastalığı, mukopolisakkaridozlar)

4- ADC değeri BOS'a benzer olanlar (Araknoid kist, hidatik kist, kistik tümör, makrokistik ensefalomalazi)

5- Belirgin çok düşük ya da çok yüksek ADC değeri olanlar (çok düşük ADC=0; kalsifikasyon, hemosiderin, lipom ve büyük venöz yapılar, ADC değeri çok yüksek kistik tümör, tümör nekrozu, makrokistik ensefalomalazi ve genişlemiş ventriküller şeklindedir (12).

En önemli mortalite ve morbidite nedenlerinden biri olan inmenin görüntülenmesi DAMRG'nin en sık kullanım alanıdır. İskemik hasarı izleyen birkaç dakika içerisinde, konvansiyonel MR dâhil tüm görüntüleme yöntemleri normal iken, ADC değerlerinde belirgin azalma olduğu gösterilmiştir (şekil 4), (13).



a **b**

Şekil 4. Akut infarktta difüzyon MR. a) Sol orta serebral arter sulama alanında DAG'de infarkt belirgin olarak izleniyor. b) ADC haritasında infarkt alanı hipointensdir (kısıtlanmış difüzyon).

Kaynak: Erden İ. Nöroradyoloji MR uygulamaları: Türk MR Derneği, sayfa 209.

Difüzyon MR'ın kabul görmüş ve sık kullanılan uygulamalardan birisi de epidermoid kistin araknoid kistten ayırd edebilmesidir (14).

DAMRG daha nadir olmakla birlikte, nekrotik ya da kistik beyin tümörlerinin abseden ayırd edilmesinde, Multipl skleroz (MS) plakları gibi demyelinizan lezyonlarda kullanılabilir (15, 16).

DAG abdomende ve lökomotor sistemde son zamanlarda yoğun araştırmalara konu olmuştur (17–22).

1.3. Böbrek Anatomisi

Böbrekler karın arka duvarının en üst kısmında ve columna vertebralisin her iki yanında bulunurlar. Böbreklerin her tarafını gevşek bağ dokusu ve yağ dokusu sarar, ön yüzünü de periton örter. Üst uçları 11. göğüs omurunun üst kenarı, alt uçları ise 3. bel omuru seviyesinde bulunur. Karın boşluğunun sağ üst kısmında karaciğerin bulunması nedeniyle sağ böbrek soldakine oranla biraz daha aşağıda bulunur. Böbreklerin uzun ekseni omurgaya hemen hemen paraleldir. Fakat üst uçları birbirine daha yakındır. Her bir böbrek yaklaşık 11,5 cm uzunluğunda, 5–7 cm genişliğinde ve 2,5 cm kalınlığındadır. Sol böbrek sağ böbreğe oranla biraz daha uzun ve dardır. Ağırlığı erişkin erkeklerde, 125–170 gr, kadınlarda ise 115–155 gr kadardır. İki böbreğin toplam ağırlığı vücut ağırlığının, yaklaşık 1/240'ı kadardır. Böbrekler bir kuru fasulye şeklinde olup, facies anterior ve facies posterior olmak üzere iki yüzü, margo medialis ve margo lateralis olmak üzere iki kenarı, extremitas superior ve extremitas inferior olmak üzere, iki de ucu vardır (23).

Facies anteriorun komşuları sağ ve sol tarafta farklıdır. Sağ böbreğin ön yüzünün yukarıda kalan küçük bir sahası sağ böbreküstü beziyle, bunun aşağısında kalan geniş saha karaciğerin sağ lobuyla, alt uçtaki küçük bir saha flexura coli dextra ile ve iç kenarına yakın şerit şeklindeki dar bir saha da duodenumun ikinci bölümü ile komşuluk yapar. Genellikle alt ucun medial bölümü, ince bağırsak kıvrımlarıyla komşuluk yapar. Sol böbreğin ön yüzünün medial kenara yakın olan bölümünün üst kısmı gl. suprarenalis sinistra ile dış kenara yakın geniş bir saha dalakla, böbrek hilusunun yukarısında ve bu iki saha arasında kalan bölüm mideyle, böbrek hilusuna komşu bölüm pankreasla, alt ucun lateral yarısı flexura coli sinistra ile, medial yarısı da jejunum kıvrımlarıyla komşuluk yapar. Facies posteriorda böbrekler retroperitoneal organlar olmaları nedeniyle, arka yüzlerinde periton bulunmaz. Her iki böbreğin de arka yüzleri diaphragma, m.psoas major, m.quadratus lumborum ve m.transversus abdominisin üzerine oturur (24).

Böbreği içten dışa doğru capsula fibrosa, capsula adiposa ve fascia renalis olmak üzere üç kılıf sarar. Capsula fibrosa; böbreği dıştan saran, ince fakat sağlam fibröz bir kılıftır. Capsula adiposa (perirenal yağ tabakası); capsula fibrosayı dıştan saran bir yağ tabakasıdır. Bu yağ tabakasının kalınlığı şahsın şişmanlık durumuna bağlı olarak değişir. Ancak, böbreğin ön yüzünde, diğer yüz ve kenarlarına oranla daha az miktarda bulunur. Bu yağ dokusu böbrek hilusundan geçerek sinüs renalise girer ve sinüs renalisteki yapılar arasında kalan boşlukları doldurur (23).

Karın arka duvarında retroperitoneal olarak bulunan böbrekler, bazı durumlarda biraz aşağı-yukarı yönde hareket edebilirler. Üst yarılarının diafragmaya yaslanması nedeniyle, derin inspirasyonda 1–2 cm aşağı inerler. Böbrekleri yerinde tutan en önemli oluşumlar, damarları ve fascia renalistir. Ayrıca capsula adiposa ve pararenal yağ tabakası da yardımcı olur (24).

Böbreklerin yapısı: Taze bir böbreği kenarlarından geçen bir kesitle ikiye ayırarak kesit yüzeyini incelediğimizde, renk ve fonksiyon bakımından farklı iki bölümden oluştuğunu görürüz. Daha açık renkli (kırmızı) olan dış kısmına cortex renalis, daha koyu renkli (kahverengi-kırmızı) ve çizgili görünümlü olan iç kısmına ise medulla renalis denilir. Orta kısmında bulunan böbrek şeklindeki boşluğa da, sinüs renalis denilir. Medulla renalisi, pyramis renalis (Malpighi piramitleri) denilen 8–10 adet (bazen 18–20) koni şeklindeki yapılar oluşturur. Bu piramitlerin basis pyramidis denilen taban kısımları böbreğin dış yüzüne, papilla renalis denilen tepe kısımları ise sinüs renalise bakar. Pyramis renalisler birbirlerine değmeyecek şekilde sinüs renalis etrafında dizilmişlerdir. Bunların aralarında columna renalis (Bertin sütunları) denilen kortikal cevher uzantıları bulunur. Bir böbrekte piramit sayısı kadar böbrek lobu bulunur. Yeni doğanlarda böbreğin dış yüzünde bu lobların sınırlarını belirleyen sığ oluklar görülür. Daha sonra bu oluklar kaybolarak böbreğin dış yüzü, düz bir görünüm alır. Cortex renalis, papillaları hariç olmak üzere, pyramis renalislerin her tarafını saran böbrek dokusudur. Kortikal cevherin iki bölümü vardır. 6 mm kalınlığındaki birinci bölümü, böbreği bir kabuk gibi sarar. Bu bölüm, capsula fibrosa ile pyramis renalislerin taban kısımları arasında bulunur. İkinci bölüm ise böbrek piramitleri arasında bulunur (25).

Sinüs renalis: Böbrek, her iki kenarından geçecek şekilde ön-arka yarılarına ayrıldığında, hilum renalenin böbrek içinde bir boşlukla devam ettiği görülür. Böbrek

şeklinde olan bu boşluğa, sinüs renalis denilir. Sinüs renaliste pelvis renalisin üst bölümü, calix renalisler, böbrek damarları (a.segmentalisler) ve bunlar arasındaki boşlukta da yağ dokusu bulunur. Böbreğin dış yüzünü saran capsula fibrosa, hilum renaleden girerek sinüs renalisin iç yüzünü döşer ve pelvis renalisin dış yüzünde devam eder. Sayıları 4–14 adet olan calix renalis minörün her biri, 1–3 papilla renalisi içine alır. Calix renalis minörlerin 2–3 tanesi birleşerek calix renalis majörü, bunlar da kendi aralarında birleşerek pelvis renalisi oluştururlar. Kalikslerin duvarında bulunan spiral şekilli kas liflerinin kontraksiyonu sonucunda idrar aşağı doğru iletilir. Pelvis renalis, böbrekten çıkarken birden daralarak üreteri oluşturur (şekil 5, 6), (23).

Varyasyonları: Böbrek taslakları pelviste oluşur ve intrauterin dönemin 9. ayında normal yerine çıkar. Bu yükseliş sırasında aşağıdaki arterleri rudimente olur ve yukarıda yeni arterler oluşur. Bazen aşağıdaki arterler de kalabilir ve birden fazla arterli böbrekler oluşur. Böbrekler pelviste iken alt uçları birbirine yakın olup kaynaşabilir. Böylece at nalı böbrek oluşur. Yukarı çıkarken de a.mesenterica inferiora takılır. Bazen böbrek ilk oluştuğu yerde kalır ve ektopik pelvik böbrekler oluşur. Bu gibi durumlarda doğum esnasında zedelenebilir. Bazen iki böbrek de aynı tarafta bulunabilir. Birden fazla veni olan böbrek de vardır. Böbrek, kan damarlarının dağılım sahasına göre 5 segmente ayrılır. Bunlardan birisi üst kutupta (segmentum superius), birisi alt kutupta (segmentum inferius), ikisi ön yüzün orta kısmında (segmentum anterius superius, segmentum anterius inferius), birisi de arka yüzün orta kısmında (segmentum posterius) bulunur (25).

1.3.1.Böbreğin Arterleri

A.renalis'ler 2.lumbar vertebra düzeyinde, aorta abdominus'tan çıkarlar. Sağ renal arter daha uzun ve aşağı doğru daha eğiktir. Arterler hilusa girmeden önce a.suprarenalis inferior ve rami ureterici dallarını verirler. Hilusun hemen başlangıcında renal arter 5 segmental dala ayrılır. A.renalis segmentalislerin her biri bir vasküler böbrek segmentine giderler. Her bir segmental arter, böbrek dokusuna girmeden önce 2–3 a.interlobarise ayrılır. Bunlar renal pyramidlere yakın olarak, columna renalisin her iki kenarında seyrederler. Parankime hiç dal vermezler. Kortikomedüller birleşme köşesinde, medüller pyramidin basisi boyunca seyreden a.arcuata dallarına ayrılırlar. Komşu a.interlobaris ve üst arcuatalar birbirleri ile anastomoz yapmazlar. A.arcuatalar kortekste radier tarzda, yüzeye kadar çıkan bağımsız a.interlobularislere ayrılırlar.

A.interlobularislerden renal glomeruluslara arteriola afferentisler çıkar. Arteriola afferentisler aralarında anastomoz olmayan glomerulus yumağını yaparlar. Bu yumaktan sonunda bir arteriola efferentis çıkar. A.interlobularisler capsula renalise doğru dikey olarak seyrederler, uçları kapsülün altında a.stellares adıyla, yıldız biçiminde sonlanır (şekil 7), (24).

1. A.segmentalis superior,
2. A.segmentalis anterior superior,
3. A.segmentalis anterior inferior,
4. A.segmentalis inferior,
5. A.segmentalis posterior.

1.3.2. Böbreğin Venleri

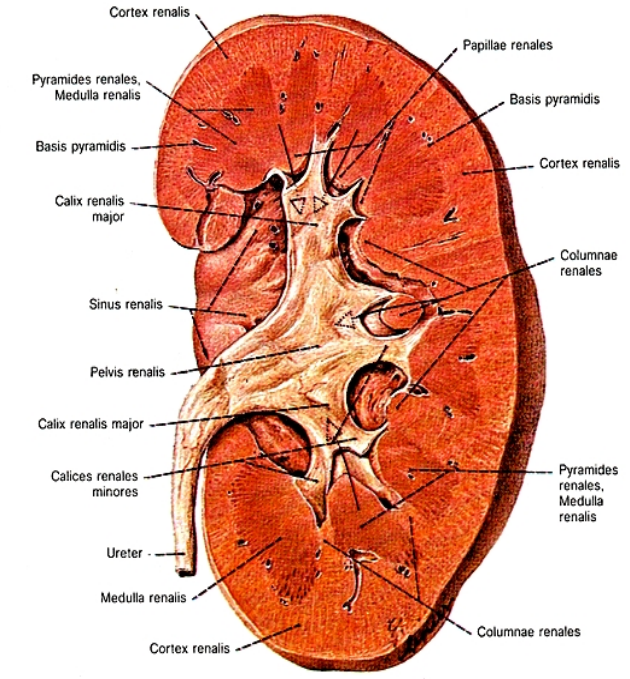
Arterlerle yandaştırlar ve aynı ismi alırlar. Venler kapsülün altında, yıldız şeklinde venae stellaresten başlarlar. Bunlar interlobüler venlerin periferik uçlarıdır. İnterlobuler venler vena arcuatalara, onlar da vena interlobarislere dökülürler. Vena interlobarisler hilusta vena segmentalisleri, vena segmentalisler de birleşerek vena renalisleri yaparlar (şekil 7). V.renalis sinistra (arterin tersine) sağdan daha uzundur. Aorta ön yüzü ile a.mesenterica superior kökü ve arka yüzü arasından geçer. Her iki v.renalis hemen hemen dik bir açıyla v.cava inferiorla birleşirler (25).

1.3.3. Lenf drenajı

Böbrekten çıkan lenf damarları v.renalisi takip ederek aortanın yan tarafındaki nodi lymphatici lumfoalese açılırlar (25).

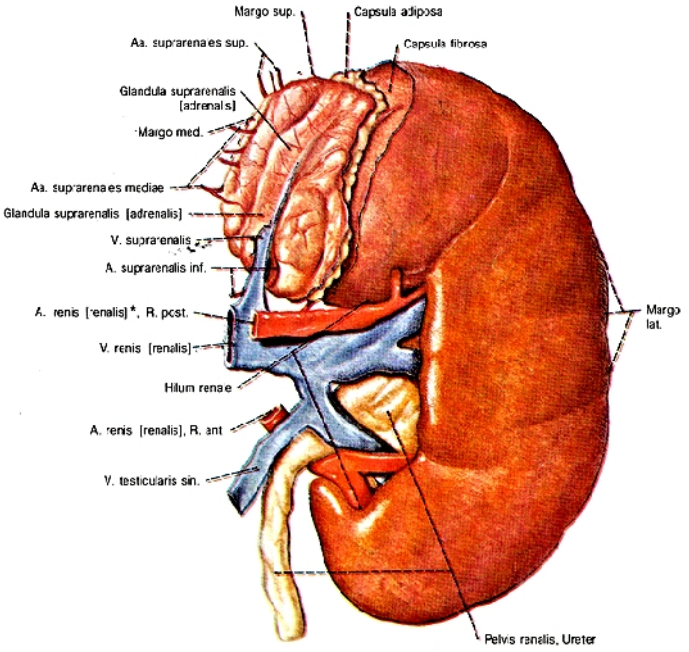
1.3.4. Sinirleri

Simpatik lifler n.splanchnicus minör, n.splanchnicus minus ve truncus sympathicusun lumbal bölümünden, parasimpatik lifleri ise n.vagustan gelir. Bu lifler önce plexus coeliacus, daha sonra a.renalis etrafındaki plexus renalis aracılığı ile böbreğe gelir. Bu pleksus içinde birçok gangliyon bulunur. Bunlardan en büyüğü a.renalisin başlangıç kısmının ön tarafında bulunan, ggl. aorticorenale'dir. Bu lifler kan damarları ile tubulus renalisin hücrelerine gider. Sempatikler damarları daraltarak, damardan geçen kanın miktarını azaltır. Böylece kandan süzülen idrarın miktarını azaltmış olur. Ağrısı tüm bel bölgesinde duyulur. Kolik tarzda keskin ve batıcı bir ağrı şeklindedir (23).



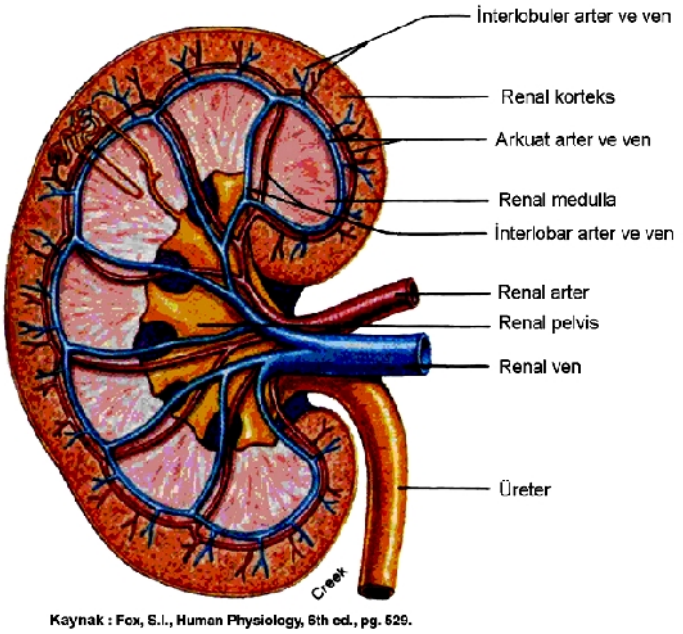
Şekil 5. Bir erişkin sol böbreğinin ortadan frontal kesiti

Kaynak: Sobotta İnsan Anatomisi Atlası. 3.baskı. sayfa 208.



Şekil 6. Sol böbreğin ve böbreküstü bezinin önden görünüşü

Kaynak: Sobotta İnsan Anatomisi Atlası. 3.baskı. sayfa 208.



Şekil 7. Böbrek damarları ve toplayıcı sistemi

Kaynak: Fox S I. Human Phsylogy, 6. baskı. sayfa 529.

1.4. Böbrek Fizyolojisi

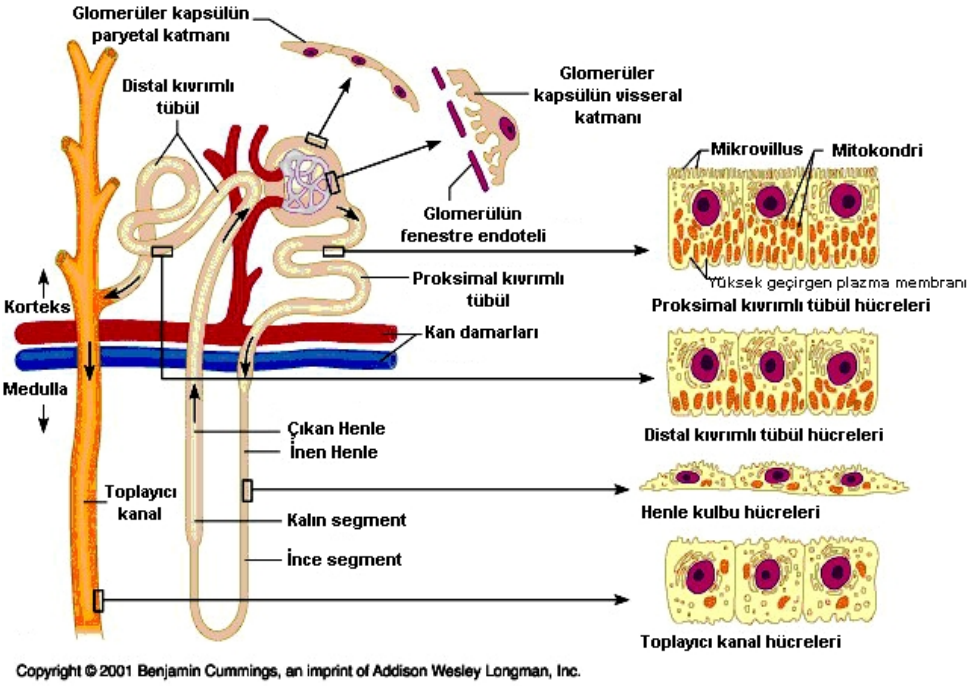
1.4.1. Böbreğin Fizyolojik Anatomisi

Böbreğin iki büyük görevi vardır: İlk olarak vücutta metabolizma artıklarının çoğunu dışarı atar ve ikincisi, vücut sıvılarındaki maddelerin çoğunun yoğunlaştırılmasını kontrol eder Bir nefron temel olarak 1- sıvının filtre edildiği glomerulus ile 2- filtre edilen sıvının böbrek pelvisine akarken idrar niteliklerini kazandığı uzun bir tubulustan oluşmuştur. Nefron şöyle tanımlanabilir; kan afferent arteriyolle glomerüle girer ve efferent arteriyolle ondan ayrılır. Glomerül 50 kadar paralel dala ayrılıp anastomozlar yapan kapillerden oluşmuştur. Epitel hücreleri ile örtülü olan kapiller yumak Bowman kapsülü içinde yer alır. Glomerüldeki kan basıncı Bowman kapsülü içine sıvının süzülmesini sağlar. Sıvı buradan da kortekste glomerulusların yanında yer alan proksimal tubuluslara akar. Proksimal tubuluslardan sıvı, böbrek kitlesi içine bazen böbrek medullasının dibine kadar uzanan Henle kıvrımına geçer. Her bir kıvrım inen kol ve çıkan kol olmak üzere iki kısımdan oluşur. Kıvrımın çıkan kolu korteks doğrultusunda yükselirken tekrar tübüler sistemin öteki bölümleri gibi kalınlaşır. Henle kıvrımının bu bölümüne çıkan kolun kalın segmenti denmektedir. Sıvı Henle kıvrımından geçtikten sonra, proksimal tübül gibi böbrek kortesinde yer alan distal tübüle girer. Korteks düzeyinde sekiz kadar distal tübül

birleşerek toplayıcı tübülü oluşturur. Bu tübülün ucu dönerek, tekrar korteksten medullaya doğru aşağıya inip orada toplayıcı kanala dönüşür. Toplayıcı kanallar medullanın derinliklerine doğru, Henle kıvrımına paralel uzanırken birbirleriyle birleşerek genişlerler. En alt kısımda geniş toplayıcı kanal böbrek papillasının ucundan böbrek pelvisine açılır. Bu papillalar, medullanın böbrek kaliksleri içine doğru yaptıkları çıkıntılardan ibarettir. Böbrek pelvisinin girintileri bu kaliksleri oluşturur. Glomerül 50 kadar paralel dala ayrılıp anastomozlar yapan kapillerden oluşmuştur. Her bir böbrekte bulunan 250 kadar çok geniş toplayıcı kanalın her biri yaklaşık 4000 kadar nefrondan gelen idrarı iletir. Glomerüler filtrat tübüllerden akarken suyun yüzde 99'u ve içindeki maddelerin değişik miktarları damar sistemine reabsorbe olur ve bazı maddeler de tubuluslara sekresyona uğrar. Tubuluslardan gelen su ve içindeki erimiş olan maddeler de idrarı oluşturur (26).

1.4.2. Böbreklerde Kan Akımı

Nefronun temel görevi kan plazmasını böbrekten geçerken istenmeyen maddelerden arındırmaktır. Nefron şöyle tanımlanabilir; kan afferent arteriyolle glomerüle girer ve efferent arteriyolle ondan ayrılır. Glomerül 50 kadar paralel dala ayrılıp anastomozlar yapan kapillerden oluşmuştur. Böbreklerdeki kan akım hızı, 70 kg'lık bir insanda, yaklaşık 1200 ml/dakikadır. Böbreklerden geçen kısmın total kan debisine oranına renal fraksiyon denir. 70 kg'lık bir erişkinde kalp debisi 5600 ml/dakika ve böbreklerden geçen miktar da 1200 ml/dakika olduğuna göre, renal fraksiyonun yüzde 21 kadar olduğu hesaplanır. Bu değer normal insanda, istirahat sırasında yüzde 12 ile yüzde 30 arasında değişebilir. Böbrek damarlarının kan akımının özellikleri: İki kapiller yatak nefronla işbirliği yapar: 1- glomerüler 2- peritübüler kapiller. Glomerülün kapiller yatağına kan, afferent arteriyolle gelir ve bu yataktan kan akımına oldukça direnç gösteren efferent arteriyolle ayrılır. Bunun sonucu, glomerül kapiller yatağı bir yüksek basınç yatağı, peritübüler kapiller yatak ise bir düşük basınç yatağı olur. Glomerüldeki yüksek basınç nedeniyle, genelde doku kapillerinin arteryel uçlarındakine çok benzeyen şekilde, sıvı sürekli olarak glomerülden Bowman kapsülüne filtre olur. Öte yandan, düşük basınçlı peritübüler kapiller sistem doku kapillerinin venöz uçları da benzer şekilde görev yapar ve sıvı sürekli olarak kapillere reabsorbe olur (şekil 8), (26).



Şekil 8. Böbrek toplayıcı sisteminin şematik görüntüsü

Kaynak: Copyright 2001Benjamin Cummings, an imprint of addison Wesley Longman, İnc.

1.5.Obstrüktif Üropatinin Fizyopatolojisi

Obstrüksiyonları etiyolojisine göre konjenital ve akkiz olmak üzere iki gruba ayırarak incelemek mümkündür (tablo 1), (6).

Bir borular sistemi olan idrar yolunun başlıca görevi idrarı nakletmektir. Bu nakil işlemini engelleyen herhangi seviyedeki obstrüksiyon yerinin proksimalinde muskuler aktivite artar. Artan muskuler aktiviteyle obstrüksiyonun direnci bir miktar yenilir ve idrarın geçişi sağlanır. Obstrüksiyon yerinin proksimalinde obstrüksiyonun direncini yenmek için artan muskuler aktiviteye bağlı olarak intraluminal hidrostatik basınçta artmaktadır. Obstrüksiyonun proksimalindeki uretral duvarda muskuler aktivitenin artımıyla orantılı olarak oluşan muskuler hipertrofi, olayı kompanse eder. Obstrüksiyona bağlı gelişen fizyopatolojik değişiklikler zincirinin başlangıcına kompansatuvar safha denir. Obstrüksiyon gerek hastanın ihmali, gerekse hekimin tanı yanılgısı nedeniyle kronikleşir ve muskuler dokuda baskı ve iskemik atrofi zaman içinde tedricen artarak meydana gelir Obstrüksiyonun proksimalinde atrofik gelişmeye bağlı olarak kas dokusunun yerini fibröz doku alır ve obstrüksiyonun direnci kompanse edilemez, yani diğer bir deyişle dekompansasyon safhası başlar. Bu değişiklikleri alt, orta ve üst üriner sistemde ayrı ayrı incelemek uygun olacaktır (7).

Tablo 1. Obstrüktif üropati nedenleri

I-Konjenital nedenler:	Erkek çocuklarda meatal stenoz, fimozis ve posterior üretral valv, kız çocuklarında distal üretral stenoz, üretra darlığı ve üretral divertikül, mesane boynu darlığı ve verumontanum hipertrofisi, üreter orifisine veya üretere bası yapan mesane divertikülü, spina bifida veya myelomeningosel, üreterovezikal bileşkede darlıklar ve üreterosel, primer vezikoüreteral reflü, primer obstrüktif megaüreter (alt bölümünde adinamik üreter segmenti), retrokaval üreter (üreter vena kava ile kolumna vertebralis arasında sıkışır), kaliks boyunlarında darlık, konjenital böbrek tümörü (Wilms tümörü) veya kisti.
II-Akkiz nedenler:	Meatal-üretral darlık (enfeksiyon veya kateteral travma sonucu), üretraya yerleşmiş taşlar, prostat glandının benign hiperplazisi veya kanseri, mesane boynunu veya üreter orifislerini tutan mesane tümörleri, üreter orifislerine veya üreterlere bası yapan akkiz divertiküller, mesane taşları, mesane tabanına veya üreterlere bası yapan serviks veya uterus tümörleri, sekonder vezikoüreteral reflü, nörojenik mesane, çocuklardaki aşırı konstipasyon, üreterlere bası yapan metastatik lenf nodları, üreter taşları, retroperitoneal fibrozis ve tümörler, gebelik, pelvis ve kaliks taşları, renal pelvis ve parankim tümörleri, üriner tüberküloza bağlı oluşan muhtelif seviyedeki darlıklar.

1.5.1. Alt Üriner Sistem Obstrüksiyonları

Meadan mesane boynuna kadar olan bölgede en sık görülen obstuksiyon sebebleri; çocukluk çağında erkeklerde meada darlık, kızlarda distal üretral stenozdur. İleri yaşlarda ise erkeklerde uretral darlık, bayanlarda üretral karunkül ve bartholin kistidir. Üst üriner sistemden devamlı aşağı itilen idrarın oluşturduğu hidrostatik basınç

etkisiyle uretrada fazla dilatasyon olmaz fakat obstruksiyon yerinde genellikle enfeksiyon vardır. Artan intraluminal hidrostatik basıncın etkisi ile üretra duvarından idrar ekstravaze olur. Eğer idrar enfekte ise periüretral apse oluşabilir. Bu apse durumu spontan olarak cilde açıldığında üretrokutanöz fistül meydana gelebilir. Ayrıca hidrostatik basıncın etkisi prostatik uretra için de geçerlidir ve böylece prostatik ve ejekulatuvar kanallar da dilate olur. Prostat glandında enfeksiyon ve apse oluşur, ayrıca enfeksiyon ajanının ejekulatuvar kanallardan geçerek epididimlere ulaşması ve buralarda da enfeksiyon ve apse oluşması mümkündür. Sonuçta geriye doğru artan basıncın zararlı etkisi mesaneye ulaşır (27).

1.5.2. Orta Üriner Sistem Obstrüksiyonları

İnfravezikal obstruksiyon nedenlerinden en sık görülenler; erkeklerde prostatın benign ve malign büyümeleri, bayanlarda serviks kanseri ve sistoseldir. İnfravezikal obstrüksiyonlarda da fizyopatolojik değişikliklerin kompansasyon ve dekompansasyon safhaları geçerlidir. İnfravezikal obstrüksiyonun direncini yenmek için mesane kas dokusunun aktivitesini artırır. Böylece intravezikal basınç yükselir. Artan intravezikal basınçla obstrüksiyonun direnci yenilerek idrar atım gücü düzenlenir. Bir süre sonra aşırı aktivite gösteren detrusorda hipertrofi gelişir. Sekonder oluşan enfeksiyonun etkileri sıklıkla olaya ilave olur. Bu durumda mesane duvar kalınlığı bir kat kadar artar. Gruplar halinde hipertrofiye uğrayan detrusor kas lifleri mesane lümeni içine doğru mukozayı iterek normalde düzgün olan mesane iç yüzünde trabekulasyonları oluşturur. Ayrıca normalde hafif belirgin olan interüreteral çıkıntı belirginleşir ve trigon kaslarıda hipertrofiye uğrar (6).

İşeme güçlüğü nedeniyle detrusor kas lifleri yorulur ve kontraksiyon süresi kısalır. Bu devrede detrusor kas lifleri hiçbir uyarıma cevap veremez, ancak birkaç dakika sonra tekrar enerji kazanan detrusor ikinci, hatta üçüncü kontraksiyonla mesaneyi boşaltabilir. Bundan dolayı hasta kesik kesik işemek zorunda kalır. İşeme sırasında mesane içindeki idrar azalınca detrusorda yorulma sonucu kontraksiyonunu birden keserek içerde muhtelif miktarlarda reziduel idrarın kalmasına yol açar. Bu reziduel idrar miktarı arttıkca üreterotrigonal kompleksin gerilmesi de artar. Obstrüksiyonun direncini yenmek için hipertrofik detrusorun çabasıyla normalin 2–4 katı artan intravezikal basınç, trabekülasyonlar arasında mesane mukazasını dışarı doğru iterek sellül denilen küçük çukurcukların oluşmasına vesile olur. Hadise

kronikleştikce sellüller perivezikal sahaya daha fazla itilerek büyürler ve divertiküller meydana gelir. Divertiküllerin çoğu mesane duvarının zayıf olduğu üreterlerin hiatusunda meydana gelir (27).

1.5.3 Üst Üriner Sistem Obstrüksiyonları

1- Üreteral Obstrüksiyonlar

Üreteral obstrüksiyona yol açan sebebler arasında en çok görülenleri taş, üreter alt ucunda darlık veya vezikoüreteral reflüdür (VUR), (7).

İnfravezikal obstrüksiyonun oluşturduğu geriye doğru basınç artımının üreterlere ve dolayısıyle böbrek parankimine yansıması kompansasyon ve dekompansasyon safhalarında şu üç patolojik değişmeyle mümkündür; 1-Normalde üreterotrigonal kompleks kontraksiyonu, üreter orifislerini mesane boynuna doğru çekerek vezikoüreteral reflüye engel olur. Obstrüksiyonun kompansasyon safhasında detrusor hipertrofisi oluşunca hipertrofik üreterotrigonal kas lifleri üreter orifislerini daha fazla aşağı çekerek ve intramural üreterin kapanma direncini artırır ve kısmen fonksiyonel bir obstrüksiyon etkisi yapar, 2-Mesane mukozasında oluşan ödem ve enfeksiyon sınırda vezikoüreteral yetmezliği olanlarda reflüye neden olur. Bu durumda üreter alt ucundaki idrar sütunu normal geçişe engel teşkil eder, 3-Dekompansasyon safhasında detrusor harabiyeti ile beraber üreterotrigonal kompleksde yapısal bozulma sonucu vezikoüreteral reflü meydana gelir. Buna bağlı olarak artan peristaltik aktiviteyle idrarı aşağı doğru itme çabası sonucu ureter duvar yapısındaki kas dokusunda hipertrofi oluşur (kompansatuvar safha). Obstrüksiyonun üreteral fonksiyon üzerine etkisi, obstrüksiyonun derecesine, süresine, yapılan idrar miktarına ve enfeksiyon olup olmadığına bağlıdır. Üreter içinde idrar tam veya kısmen geçemediğinde, geride birikir. Bu durumda üreterlerin çapı genişler ve boyu da uzar. Böylece peristaltik kasılmalar zayıflar ve üreter lümenini kapatamaz. Enfeksiyon da varsa peristaltik kasılmalar kaybolur. Sonra üreter kıvrımlar yapar. Kıvrımlar arasında gelişen fibröz bantlar ikincil bir obstrüksiyonmuş gibi etki eder (28).

2-Renal Obstrüksiyonlar

Üreteropelvik bölgede en çok rastlanan obstruktif sebebler taş ve darlıktır (7).

Normalde intrarenal basınç ortalama 6,5 mm Hg’dır. Obstrüksiyon halinde intrarenal basınç 100 mm Hg ya yükselebilir. Bu yükselen basıncın parankime yansıması pelvisin anatomik durumuna göre değişiklik arzeder. Eğer intrarenal pelvis

durumu söz konusu ise hidrodinamik prensiplerden dolayı cidara eşit olarak yansıyan basıncın çoğu parankime etki eder, parankimal harabiyet erken meydana gelir. Parankimal harabiyetin derecesi, obstrüksiyonun süresine, derecesine, yerine, yapılan idrar miktarına ve enfeksiyon durumuna göre değişir. Üst seviyelerdeki obstrüksiyonun böbrek üzerine zararlı etkileri daha fazla ve daha kısa sürede olur. Obstrüksiyona bağlı olarak gelişen patolojik olaylar gerçekte eş zamanlı oluşsa da kabaca üç devreye ayırmak olayın anlaşılmasına yardımcı olur (28).

1-Travma devresi: İntrapelvik basınç 100 mm Hg ya kadar yükselir. Obstrüksiyonun akut safhasında prostaglandin sekresyonu preglomeruler bölgede vazodilatasyona, dolayısıyle kan akımının artmasına ve diüreze yol açar. Artan bu intrapelvik basıncın parankime yansımasıyla fornikslerde yırtılmalar olur. Hastaların gros hematürisinin sebebi fornikslerdeki yırtılmalardır. Akut safhadaki diürez yaklaşık beş saat sonra durur, böylelikle hem renal kan akımı hemde intrapelvik basınç azalır. Renal kan akımının azalma nedeni olan preglomeruler vazokonstruksiyon, bir çeşit prostaglandin olan thromboxane salgılanmasına bağlı olduğu düşünülmektedir. Obstruksiyon uzadıkça renal kan akımında ilerleyici azalma meydana gelir (29).

2-Muskuler hipertrofi devresi: Obstrüksiyonun drencini yenmek için pelvis ve kaliks duvarının kas lifleri hipertrofiye uğrar (29).

3-Dilatasyon ve parankimal harabiyet devresi: Obstrüksiyonun proksimalindeki bölgelerde hadisenin kronikleşmesine bağlı olarak muskuler harabiyet ve kas liflerin yerine fibröz doku gelişmesi pelvis ve kaliksler için de geçerlidir, sonuçta pelvis ve kalikslerde oluşan dilatasyon parankim içinde yer işgal eder (29).

Parankimal harabiyete bağlı ilk değişiklik baskı atrofisi sonucu papillalarda görülür. Papillalarda basıya bağlı iskemi ve nekroz sonucu, radyolojik değerlendirmelerde kalikslerde küntleşme veya yuvarlaklaşma ve geç safhalarda ise konveksleşme görülür. Artan merkezi intrapelvik basınçla renal kapsül arasındaki sıkışmaya karşı renal parankim savunmasız kalır ve incelir. Böbrek diğer sekretuvar organların aksine sekretuvar kanallarının obstrüksiyonunda idrar yapmaya devam eder. Kronik tam veya kısmi obstruksiyonlarda glomeruler filitrasyon oranı azalsada, renal iflasa kadar yapılan idrarın normal iletimi olamaz ve geride birikir. Bu biriken idrarın geriye genel dolaşıma katıldığı dört yol vardır (6).

1-Pyelovenöz reflü: Obstrüksiyonun travma devresinin ilk günlerinde oluşur. Fornikslerde açılan venlere idrar kaçışı olur. İntrapelvik basınç düşer ve idrar yapımını sağlayan basınç dengesi kurulur. İntrapelvik basınç glomeruler filtrasyon basıncına (6–12 mmHg) yaklaştıkca daha az idrar sekrete edilir. Bu sebeble akut obstrüksiyon esnasında çekilen ürogramda eğer nefrogram görülüyorsa reflü yoktur denilir. Obstrüksiyonun takriben ikinci haftasından sonra yırtılan forniksler konektif dokuyla dolarak tamir olur ve pyelovenöz reflü son bulur (6).

2-Pyelotübüler reflü: Obstrüksiyonun ilerlemesi halinde papiller harabiyet ve artan intrapelvik basıncın etkisiyle idrar tübüller içine kaçar. Tübüller dilate olur ve iskemiden dolayı tübül hücrelerinde atrofi gelişir. İntratübüler basıncın glomeruler filitrasyon basıncına (6–12 mmHg) ulaşması halinde glomeruler filitrasyon azalır. Yüksek intratübüler basınç tüp epitellerini etkilemek süretiyle su ve elektrolit absorbsiyonu bozularak çok dilue idrar çıkar. Tübüler bozukluğa bağlı olarak idrar asidifikasyon kapasitesi azalır. Yani titrabl asit eliminasyonu, amonyak ekskresyonu ve bikarbonat absorbsiyonu bozulur. Bu sebeble belirgin hidronefrotik böbrek içerisinde bulunan sıvı gerçek anlamda idrar değildir, ancak su ve bir miktar tuz içerir (27).

3-Peripelvik ve pyelointerstitiel idrar ekstavazasyonu: İdrarın geriye kaçışının en yaygın şeklidir. Artan intrapelvik basıncın etkisiyle idrar pelvis ve kaliks duvarlarından pelvis etrafına ve parankimal interstistiuma sızar. Bu durum akut safhada çok belirgindir fakat kronik safhalarda görülmez, zira kronik safhada pyelolenfatik reflü hâkim olur (27).

4-Pyelolenfatik reflü: Renal lenfa akımı, ureteral obstruksiyon ve diürez ile artar, sebebinin intrarenal venöz basınç artması olduğu düşünülmektedir. Ekstravaze olan idrarın etkisiyle lokal histamin açığa çıkar ve bu da kapiller permeabiliteyi artırarak dışarı sızan idrarın lenfa kanallarına girişini artırır. Böylelikle bir pyelolenfatik reflü oluşur (29).

Hidronefroz; obstrüksiyona uğrayan böbreğin ürettiği idrarın geriye kaçan idrar hacminden fazla olduğu sürece gelişen bir fenomendir. Hidronefrozun boyutu olayın tek veya iki taraflı olmasına göre değişir. İki taraflı hidronefroz olgularında böbrek yetmezliği, hidronefrozun derecesine göre oldukça erken devrede ortaya çıktığından, böbrekler aşırı büyüme fırsatı bulamaz. Tek taraflı obstrüksiyonlarda dev hidronefroz meydana gelebilir. Böbrekte obstruksiyon sonucu atrofi geliştikten sonra obstrüksiyon

giderilse dahi hiçbir zaman normal eşinin durumuna erişemez. Deneysel çalışmalarda 4 haftalık tam obstruksiyonun açılmasından sonra böbrekte iyileşme olduğu saptanmıştır. Önündeki engel giderilince çok büyük hidronefrotik böbrek zamanla küçülür ve atrofik böbrek görünümünü alır. Bazen renal hipertansiyon ve enfeksiyon nedeni olarak organizma için fayda yerine zarar verir. Bu sebeble ileri derecede parankimal harabiyeti olan olgularda karşı böbrek normal ise nefrektomi yapılmalıdır Obstrüksiyon giderildikten sonra postobstrüktif diürez görülür. Organizmada biriken üre-kreatinin de diürezi artırır (27).

1.5.4. Serum Kreatinin Değerlerinin Böbrek Fonksiyonundaki Rolü

Böbreğin fonksiyonel kapasitesinin en sensitif ve spesifik ölçüsü Glomerüler Filtrasyon Hızı'dır (GFR). Dolayısıyla GFR'de saptanan değişiklikler böbrek hastalığının en erken laboratuar bulgusudur (28).

GFR ölçümü için kullanılan yöntemlerin çoğu, üre, kreatinin gibi endojen veya inülin, Cr-EDTA (51-Chromium Etilendiaminetetra asetik asid), 99mTc işaretli dietilen triamin pentaasetikasit (DTPA) ve 125I- işaretli iothalamate gibi ekzojen maddelerin böbrekler tarafından temizlenme kabiliyetini kapsamaktadır. GFR tayininde altın standart ekzojen maddelerin klirensinin ölçülmesidir. Fakat ekzojen maddelerin verilmesi ile yapılan teknikler uzun zaman alır, pahalıdır ve allerji riski vardır. Bu dezavantajlarından dolayı kreatinin ve üre gibi endojen maddeler ile GFR hesabı (kreatinin klirensi, üre klirensi) pratikte yaygın olarak kullanılmaktadır. Kreatinin kas dokusunda kreatin ve fosfokreatin'in metabolik bir ürünüdür. Yapım hızı kas kitlesine ve diyet proteinine bağlıdır. Ayrıca serum konsantrasyonu yaşa ve cinsiyete bağlı olarak da değişir. Kanda herhangi bir plazma proteinine bağlanmadan dolaşan kreatinin glomerüllerden serbestçe filtre edilir, proksimal tübülustan reabsorbe edilmemesine rağmen küçük miktarlarda sekrete edilir (29, 30).

Serum kreatinin konsantrasyonu arttığında tübüler sekresyon da artmaktadır. GFR, 50 ml/dakika/1.73 m2 'nin altına düşmedikçe serum kreatinin konsantrasyonu değişmez (31). Her klinik durumda GFR'nin hesaplanması gerekmez. Böbrek hastalığı olan kimselerde fonksiyon kaybının ne kadar olduğu ve GFR değerinin değişip değişmediğinin bilinmesi önemlidir. Bu durumda kreatinin klirensinden daha kolay bir test olan plazma kreatinin konsantrasyon ölçümünden yararlanılır (32). Rutin klinik pratikte, serum kretinin konsantrasyonu böbrek fonksiyonlarını değerlendirmede en sık

kullanılan parametredir. Kreatinin böbrekler tarafından ekstrakte edilmektedir. Bu nedenle GFR'deki bir azalma serum kreatininde artışa neden olmaktadır. Serum kreatin ölçülmesi kolay ve ucuzdur, idrarın toplanmasını gerektirmez (33).

Üriner obstrüksiyonun başlamasından sonra GFR kontrol değerinin %30-%50 altına düşer (34). GFR azalınca kreatinin filtrasyonu ve sonrasında atılımı azalacaktır. Sonuç olarak kreatinin plazmada birikecektir (32).

2.GEREÇ VE YÖNTEM

2.1. Çalışma Grubu

Ocak 2008 ile Mayıs 2009 tarihleri arasında, Fırat Üniversitesi Fırat Tıp Merkezi Üroloji Bölümü'ne çeşitli şikâyetlerle başvurup üriner obstrüksiyon tanısı alan ve serum kreatinin değerleri yüksek olan (2±0.89), 21–90 yaşları arasındaki 50 hasta (40 erkek, 10 kadın; ortalama yaş 61±16,9) ve 21–95 yaşları arasındaki; serum kreatinin değerleri normal olan (0.7±0.12), 26 gönüllü (8 erkek, 18 kadın; ortalama yaş 49±18.8) Radyoloji Bölümü'nde çalışmaya dâhil edildi. Gönüllüler karaciğer hemanjiomu ön tanısıyla üst batın MR tetkiki istemi yapılan hastalardan oluşmaktaydı. Görüntüleme öncesinde açlık ya da su içmeme gibi herhangi bir hazırlık yapılmadı.

Hidronefrotik böbrekli hastalar ve gönüllüler çalışmaya alınmadan önce yapılacak işlem hakkında sözlü ve yazılı olarak bilgilendirilerek izinleri alındı. Çalışma Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulu tarafından onaylandı.

Hidronefrotik böbrekli hastaların 7 tanesinde iki taraflı hidronefroz vardı. Böylece; toplam 50 HB'li hastanın 57 adet böbreğinden yüksek (b=1000), ortalama (b=600) ve düşük (b=100) b gradyent değerleriyle difüzyon ağırlıklı eko-planar görüntüler alındı. Toplam 26 gönüllünün 52 adet böbreğinden yüksek (b=1000), ortalama (b=600) ve düşük (b=100) b gradyent değerleriyle difüzyon ağırlıklı eko-planar görüntüler alındı.

2.2. Manyetik Rezonans Görüntüleme

Çalışmaya katılmak isteyen hastaların ve kontrol grubunu oluşturan bireylerin renal difüzyon MR görüntüleri Fırat Üniversitesi Fırat Tıp Merkezi Radyoloji Bölümü manyetik rezonans biriminde alındı.

Çalışma, 1.5T GE Signa Hispeed Excite MR sistemi (General Electric, Milwaukee, WI) kullanılarak yapıldı. Tüm olgular supin pozisyonda; kullanılan koil tipine göre baş ya da ayak kısmı magnete yakın olacak şekilde incelemeye alındı. Hastalar; böbrek lojları 4 kanallı Torso-PA koilinin merkezine gelecek biçimde ve solunum monitorizasyonu eşliğinde tetkike hazırlandı.

Tetkik esnasında uymaları gereken hususlar hakkında hastalara ve gönüllülere bilgi verildi. Tetkik esnasında MR uyumlu kulaklık sistemi aracılığıyla hastalarla iletişim kuruldu. Üç-plane-localizer (pilot) görüntülerin alınmasının ardından, her iki böbrekten aksiyal düzlemde, nefes tutmalı, difüzyon ağırlıklı görüntüler alındı.

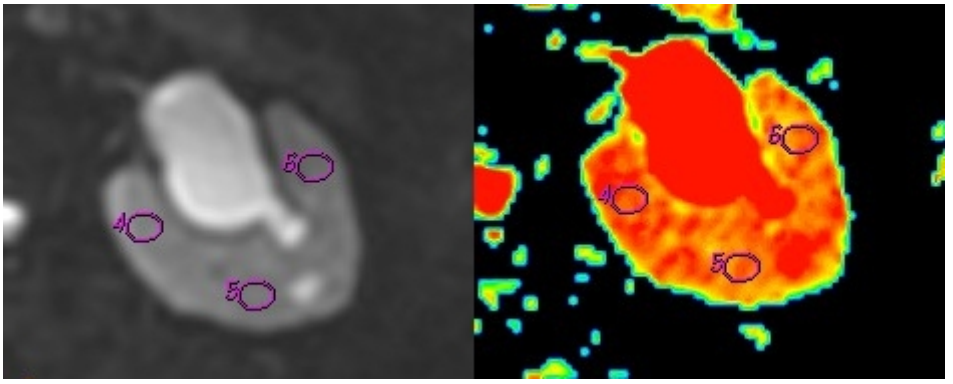
Görüntüler alınmadan önce hastayla kulaklık aracılığı ile iletişim kurularak nefes tutması istendi. Hastanın nefes tutmaya başladığı anın solunum monitorizasyonu ile saptanmasının ardından görüntüler alınmaya başlandı. Hastanın nefesini tutamadığı anlarda çekim duraklatıldı ve nefesini tekrar tutmasının ardından devam edildi. Tetkik, her biri 30 saniye olmak üzere toplamda 1,5 dakika sürdü.

Her hastadan sırasıyla yüksek (b=1000), ortalama (b=600) ve düşük (b=100) b gradyent değerleriyle toplam 3 adet aksiyal difüzyon ağırlıklı eko-planar görüntü (EPI) alındı. Görüntülerde kullanılan parametreler şunlardır:

Matriks: 128x128, NEX: 1, FOV: 30, kesit kalınlığı: 5 mm, kesitler arası boşluk: 0, difüzyon yönü: Tüm yönler, TR: 8000, TE: Minimum.

2.3. Görüntülerin Analizi

Elde edilen difüzyon ağırlıklı görüntüler MR sisteminin çalışma istasyonunda işlendikten sonra her iki böbreğin renkli ADC haritaları çıkarıldı. ADC değerleri her böbrek parankiminden mm^2/sn olarak ölçüldü. ADC değerleri böbrek orta kısım parankimindeki üç noktadan dairesel inceleme alanı (ROI=region of interest) ile ölçülüp bunların ortalaması esas değer olarak kabul edildi. Hesaplamalar, üç farklı b değeri için ayrı ayrı olacak biçimde her iki böbrek parankiminden literatürde kabul gördüğü gibi geniş ROI belirteci kullanılarak kortex ve medullayı içerecek şekilde yapıldı (Şekil 9).



Şekil 9. HB parankiminden ölçüm yaparken seçilen bölgeler

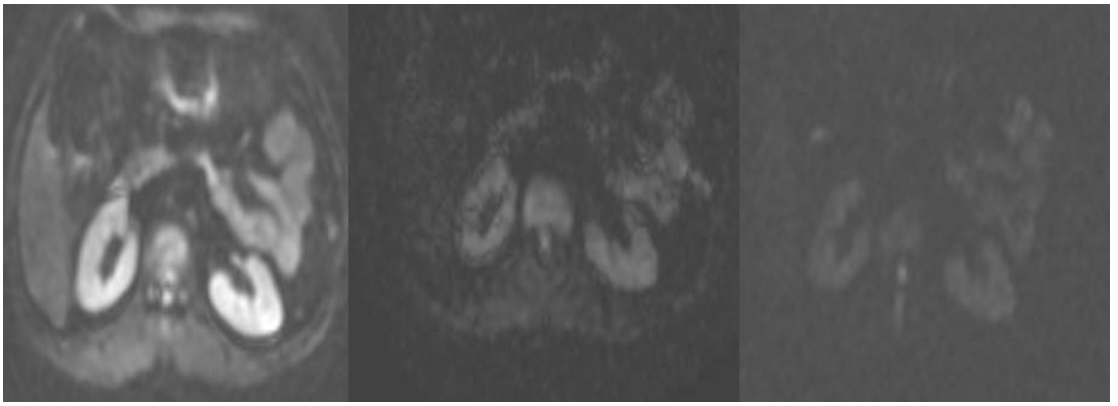
2.4. İstatiksel Analiz

İstatiksel değerlendirme için SPSS 12,0 for Windows programı kullanıldı. Gönüllü ve hastaların ADC değerleri ortalama±standart sapma olarak verildi. Gönüllülerde ve hidronefrotik böbrekli'lilerde; parankimal ADC değerlerinin kıyaslanmasında ındependent samples t testi kullanıldı. Hidronefrozlu hastalarla

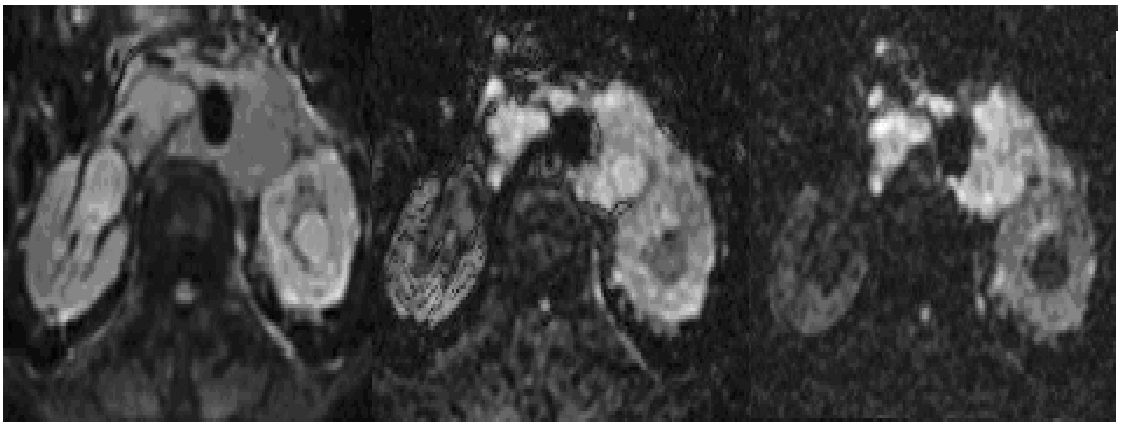
gönüllülerin ADC ölçümlerinin kıyaslanmasında ise unpaired Student’s t testi kullanıldı. $P<0.05$ anlamlı olarak kabul edildi.

3. BULGULAR

Hem sağlıklı hem de hidronefrotik böbreklerde, b değerinde artış oldukça difüzyon ağırlıklı görüntülerde, böbrek sinyallerinde belirgin düşüş izlenmiştir (şekil 10, 11).



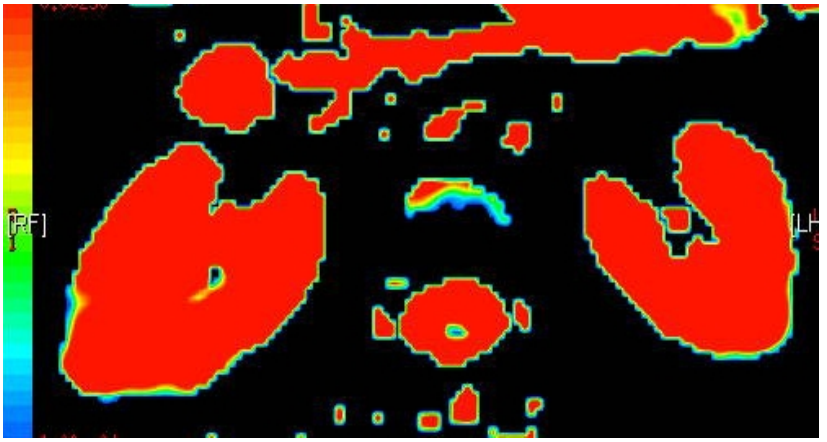
Şekil 10. Normal böbreklerde DAG. Kesitler baştan itibaren düşük, ortalama ve yüksek b değerleriyle alınmıştır.



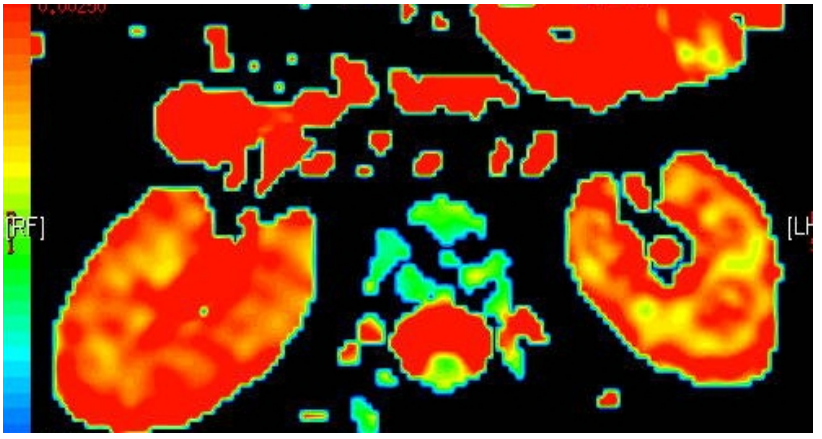
Şekil 11. HB'lerde DAG. Kesitler baştan itibaren düşük, ortalama ve yüksek b değerleriyle alınmıştır.

Difüzyon ağırlıklı eko-planar görüntülerden ADC haritaları oluşturulduğunda; b değeri arttıkça, hem normal hem de HB'lerde, düşen ADC katsayılarına bağlı olarak renk değişimi olduğu gözlendi (şekil 12, 13).

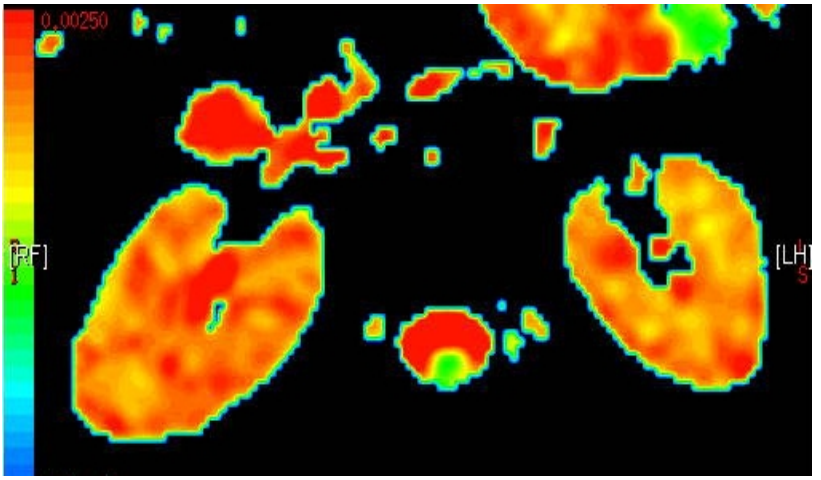
Difüzyon ağırlıklı görüntülerden elde edilen ADC haritalarında, HB'li hastaların böbreklerinde normal bireylerinkine oranla daha düşük ADC değerleriyle uyumlu olan renklenmenin oluştuğu izlendi (şekil 14, 15).



a

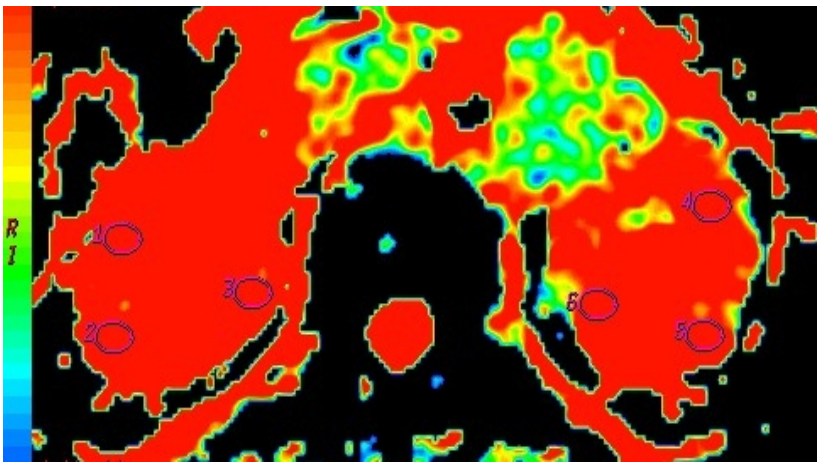


b

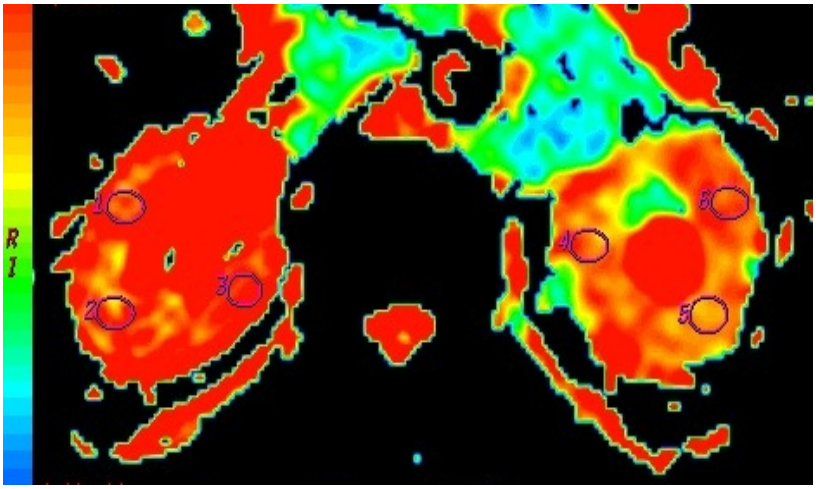


c

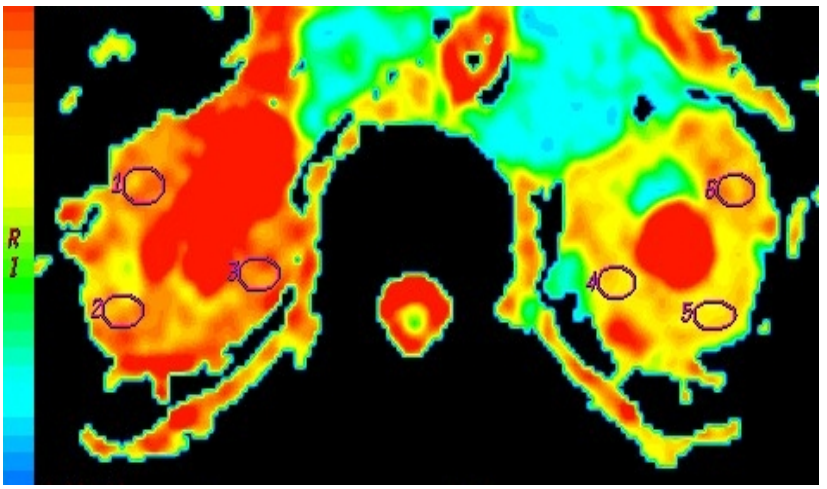
Şekil 12. Normal böbreklerde aşikâr difüzyon katsayısı (ADC) haritaları. a) b100 değeriyle, b) b600 değeriyle, c) b1000 değeriyle alındı. Resimlerdeki renk skalası göz önünde bulundurulduğunda kırmızı renk yüksek ADC değerlerini ifade ederken sarı-yeşil renk azalmış ADC değerlerini ifade etmektedir.



a

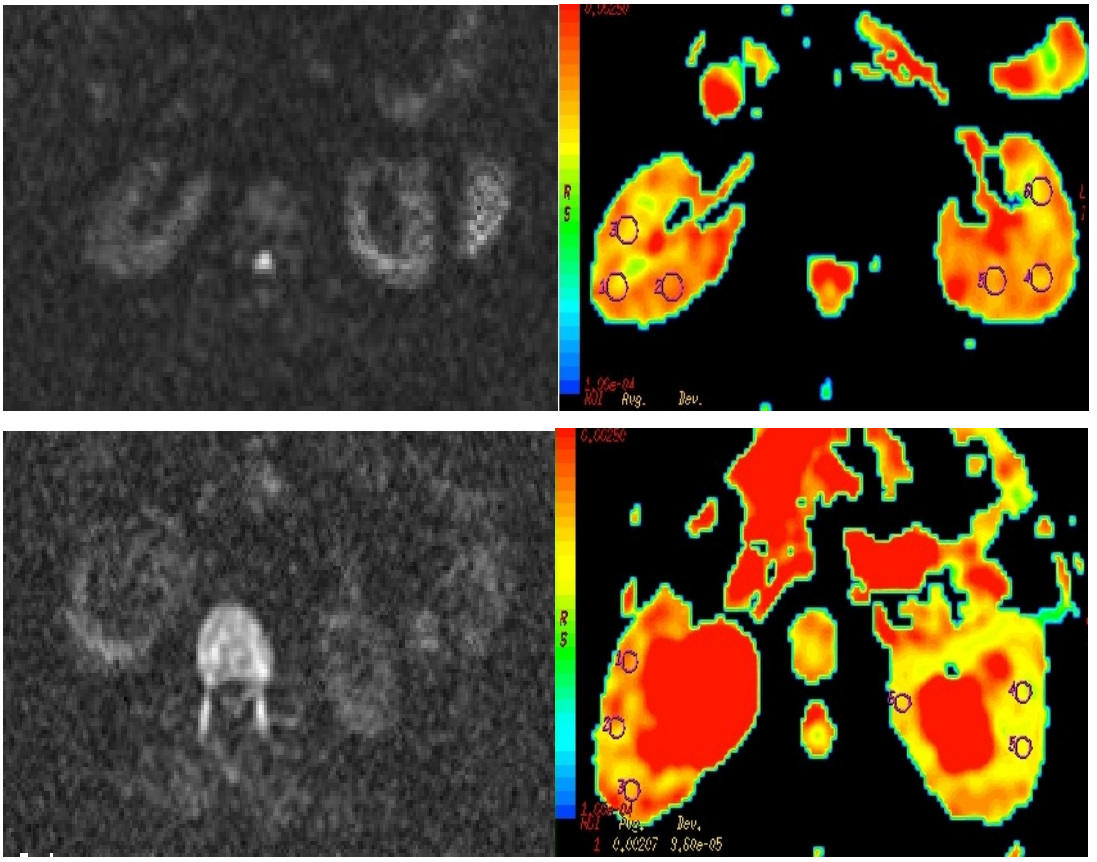


b

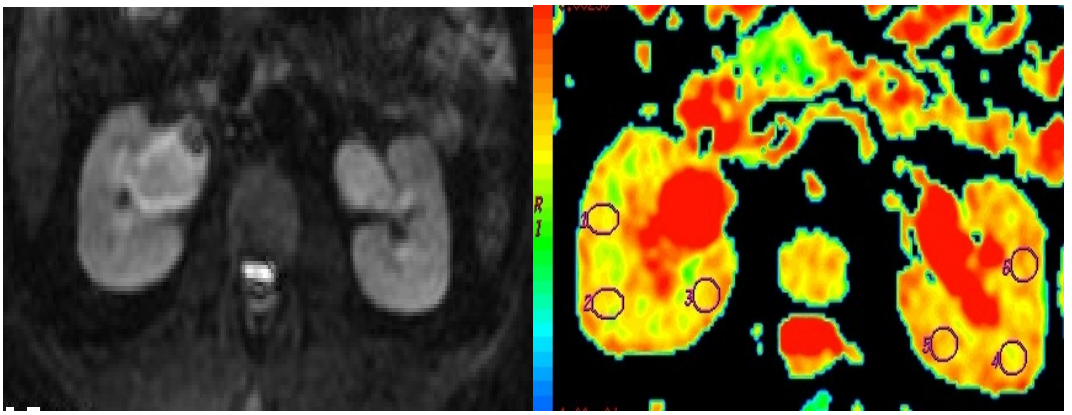


c

Şekil 13. HB'lerde aşikâr difüzyon katsayısı (ADC) haritaları.
a) b100 değeriyle, b) b600 değeriyle, c) b1000 değeriyle alınmıştır.

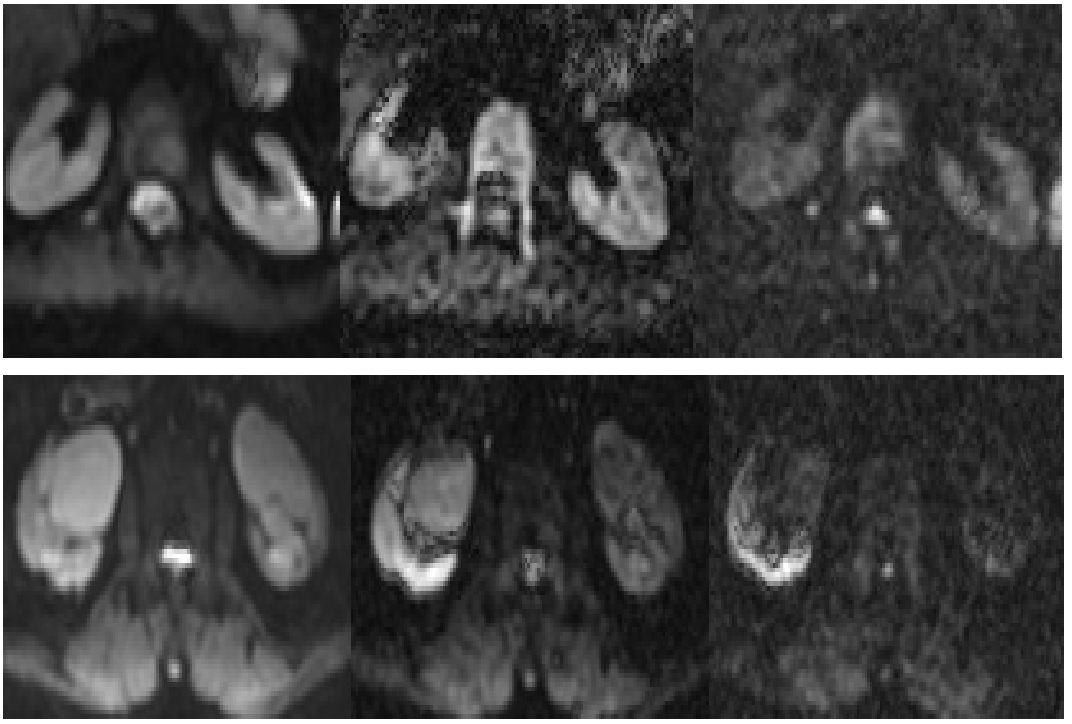


Şekil 14. Yüksek b değeriyle alınan renkli ADC haritaları. Üst sırada normal böbrekler, alt sırada HB'ler izlenmektedir. Sarı-yeşil renkli alanlar kısıtlanmış difüzyonun ve düşük ADC değerlerinin göstergesi olup kırmızı alanlar daha yüksek ADC değerlerini işaret etmektedir. HB'li hastanın böbrek boyutları artmış olup, sol böbrekte daha belirgin olan difüzyon kısıtlanması dikkati çekmektedir.



Şekil 15. Bilateral HB'te yüksek b değeriyle alınan DAMRG. Sağda daha belirgin difüzyon kısıtlılığı ile uyumlu olarak yeşil renklenmede artış izlenmektedir.

B değeri arttıkça böbreklerde belirgin sinyal düşüşü gözlenmiştir (şekil 16). HB'lerin bir kısmında boyut artışı izlenirken diğerleri normal boyutlarda izlenmiştir.



Şekil 16. Normal ve Hidronefrotik böbrekte difüzyon MRG. HB'li hastanın böbreklerinde solda daha fazla olmak üzere belirgin intensite azalması görülmektedir. Difüzyon ağırlıklı görüntüler baştan itibaren sırasıyla düşük, ortalama ve yüksek b değerlerinde alınmıştır.

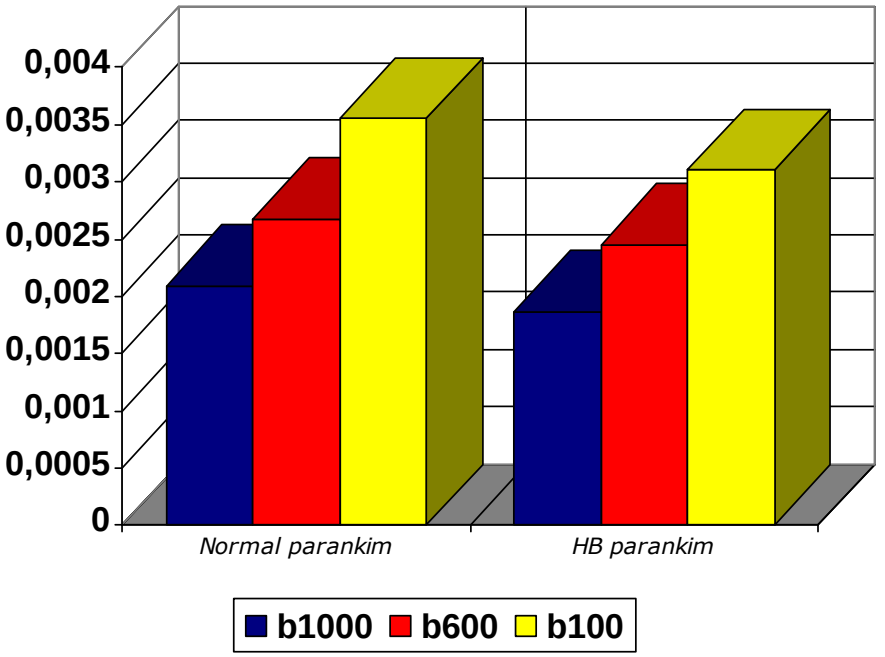
Normal böbreklerde, ortalama ADC değerleri b100, b600 ve b1000 değerleri için sırasıyla $3.55\pm0.29x10^{-3}$, $2.67\pm0.49x10^{-3}$, $2.09\pm0.19x10^{-3}mm^2/sn$, HB'lerde ise $3.10\pm0.56x10^{-3}$, $2.45\pm0.55x10^{-3}$, $1.87\pm0.26x10^{-3}mm^2/sn$ bulunmuştur. HB'lerde ortalama renal parankim ADC değerleri b1000, b600, b100 için normal böbreklerden istatiksel olarak anlamlı düşük bulunmuştur ($p<0.001$), (şekil 17, 18), (tablo 2).

Tablo 2. Normal ve hidronefrotik böbreklerde ADC değerleri

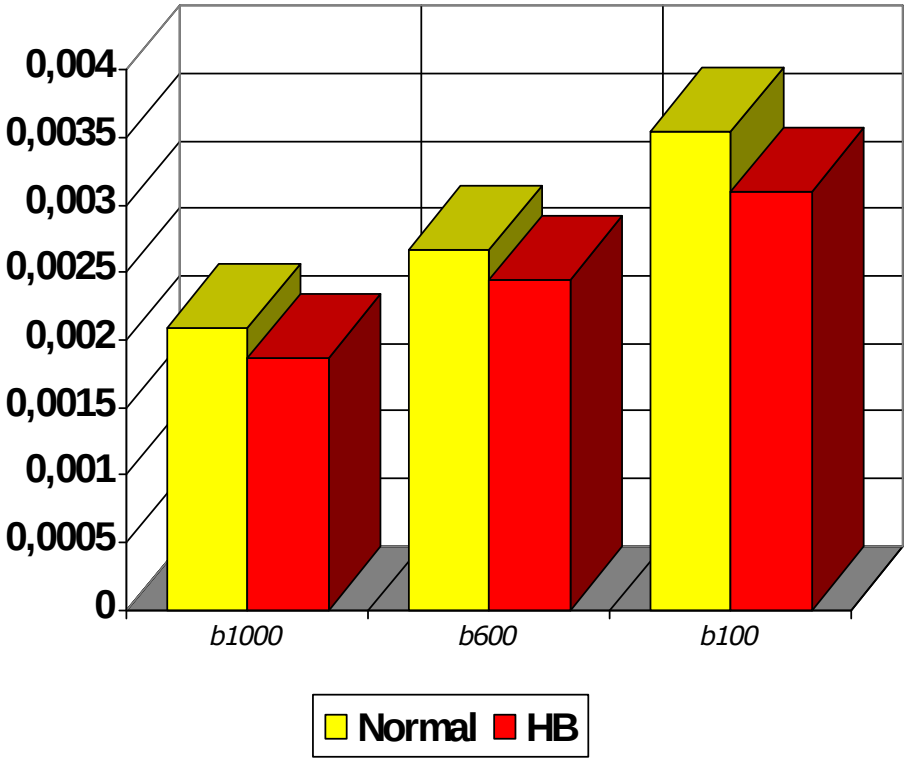
	b100	b600	b1000
Normal	$3.55\pm0.29x10^{-3}$	$2.67\pm0.49x10^{-3}$	$2.09\pm0.19x10^{-3}$
HB	$3.10\pm0.56x10^{-3}$*	$2.45\pm0.55x10^{-3}$ *	$1.87\pm0.26x10^{-3}$ *

Değerler ortalama±standart sapma olarak verilmiştir ve birimi mm^2/sn'dir.

*Normal böbrek ile HB arasında istatiksel olarak anlamlı fark ($p<001$)



Şekil 17. Yüksek, ortalama ve düşük b değerleriyle ölçülen ADC değerleri (mm^2/sn)



Şekil 18. Yüksek, ortalama ve düşük b değerleriyle ölçülen renal parankim ADC değerlerinin karşılaştırılması (mm^2/sn)

4. TARTIŞMA

Manyetik rezonans görüntüleme, manyetik bir alanda elektromanyetik RF dalgalarının vücuda gönderilmesi ve geri dönen sinyallerin görüntüye dönüştürülmesi esasına dayanan bir görüntüleme yöntemidir. MRG, yumuşak doku kontrast çözümleme gücü en yüksek olan radyolojik görüntüleme tekniğidir. Bu özelliği ile başta santral sinir sistemi olmak üzere vücuttaki tüm yumuşak dokuların incelemesinde kullanılır (35).

Fonksiyonel MRG incelemelerinden biri olan difüzyon MRG doku su moleküllerindeki protonlarda hızlanmış ya da kısıtlanmış mikroskopik difüzyon hareketlerinin ölçümü esasına dayanan görüntüleme tekniğidir. Difüzyonun temel fiziksel yönü başlı başına moleküllerin rastgele hareketleri ile değişen manyetik alanların salınım fazlarının açılmasına (defaze) ve sinyal kaybına neden olmasıyla ilişkilidir. Ancak difüzyonun bu etkisi standart görüntülerde fark edilmeyecek kadar azdır. Difüzyonun bu etkisini belirginleştirmek için uygun bir sekansı difüzyona duyarlılaştıran güçlü gradientler kullanılır (8).

Moleküler difüzyonun ilk çalışmalarının asıl uygulama alanı nöroradyolojik incelemeler olup hiperakut (ilk 6 saat) fazdaki serebral iskeminin teşhisinde difüzyon ağırlıklı seriler önemli bir rol oynar (36).

Ayrıca, hem beyin tümörlerinin karakterizasyonunda (kistik/ödematöz lezyonları solid formlardan ayırmak mümkündür) hem de demyelinizan hastalığın değerlendirilmesinde olduğu gibi yeni uygulamalar geliştirilmiştir. Difüzyon ağırlıklı görüntüleme nöroradyoloji alanında yıllardır kullanılan bir teknik olmuştur. Ancak 1990'lı yılların sonundan itibaren, EPI'nin tanınması ve kısa sürede difüzyon çalışmaları yapabilen serilerin kullanılmasıyla birlikte abdomen incelemelerinin tanısal uygulamalarında kendine yer bulmuştur. Difüzyon serilerinin harekete karşı duyarlılığı ve manyetik etkilenimi, kalp atımı ve barsak hareketlerinden kaynaklanan artefaktlar yüzünden hala problem çıkarmaktadır (37).

Abdomende difüzyonla ilgili çalışmalar ultrafast dizilerin tanınmasıyla gerçekleştirilmiş olup tüm bilgiyi tek nefeste elde etmeyi mümkün kılmıştır. Böylece solunum, damarsal atım ve barsak hareketlerinden kaynaklanan artefaktlar azalmıştır. Bu ultrafast diziler EPI dizileri olup, 30–60 ms civarında bilgileri toplar. Böylece makroskopik fizyolojik harekete bağlı artefaktları azaltır (37).

Böbrek, parankimi içindeki su moleküllerinin hipomotilitesi, yüksek kan akımı ve akışkan taşıma fonksiyonu sayesinde difüzyon çalışmaları için çok uygundur. Bazı yazarlara göre, bu faktörler diğer karın içi organlara göre böbrekte yüksek olan ADC değerlerini açıklayabilir (38, 39).

Muller ve ark. (38), renal parankim için ilk olarak $3.54\pm0.47x10^{-3}mm^2/sn$'lik ADC değerini tespit etmişler. Aynı yazarlar, dehidrate sonradan hidrate olguları değerlendirmişler, sırasıyla $2.88\pm0.65x10^{-3}mm^2/sn$ ve $3.56\pm0.32x10^{-3}mm^2/sn$'lik ADC değerlerini rapor etmişlerdir. Ortalama değerlerin hidrasyon durumlarında dehidrasyon durumlarına göre %25 oranında daha yüksek olduğunu belirten yayınlar vardır (40). Bu değerler, sonradan Namimoto ve ark.'nın (41) raporladığı değerler ile de benzerlik göstermiş olup korteksde, medulla ile karşılaştırıldığında daha düşük değerler raporlamışlardır ($2.55x10^{-3}mm^2/sn$'ye karşı $2.84x10^{-3}mm^2/sn$).

Başka bir çalışmada her böbrekte (normal renal parankim, belirlenen renal lezyon ve genişlemiş toplayıcı sistem) 3 tane 1 cm yarıçaplı bölgeden toplam 60 ADC değeri ölçülmüş, ADC'lerin aritmetik ortalaması $2.41x10^{-3}mm^2/sn$ (b değeri de 500 mm^2/sn) olarak hesaplanmıştır. Bu çalışma sonucunda ROI'nin kortikomedüller bileşkenin merkezinde olması, EPI'nin kısıtlı uzaysal çözünürlüğü ve hareket artefaktlarından dolayı özellikle korteks ve medulla'da olmaması gerektiği ortaya çıkmıştır (42). Biz de çalışmamızda kortikomedullar bölgeden ölçümler yaptık.

Fukuda (39) ve Toyoshima (43) tarafından dikkat çekecek derecede düşük ADC değerleri raporlanmıştır. Cova ve ark.'nın (3) yaptığı çalışmada normal böbreklerde, $2.19\pm0.17x10^{-3}mm^2/sn$'lik ortalama ADC değerleri kaydedilmiş olup, literatürde insan için çok geniş aralıklarda böbrek ADC değerleri belirtilmiştir. Birçok çalışmada, medulla ve renal korteksten ayrı ayrı ölçümler yapılmıştır. Cova ve ark.'nın (3) yaptığı çalışmada çalışmamızda olduğu gibi korteks ve medullada ayrı ayrı ADC değerleri bulmayı denememişler, ROI belirtecini yaklaşık olarak kortikomeduller bileşke seviyesine yerleştirmişlerdir. Çünkü ROI'yi renal korteksin ve medullanın üzerinde ayrı ayrı ayarlamak zordur ve kesin olmamaktadır. Bu zorluk Fukuda ve ark. (39) tarafından da belirtilmiştir. Fukuda (39) böbreklerin merkezinin perfüzyondan en az etkilendiğini belirtmiş ve değerlendirilmenin bu bölgeden yapılmasını önermiştir. Biz de çalışmamızda kortikomeduller bileşkeyi içerecek şekilde geniş ROI belirteci kullandık.

Difüzyon ağırlıklı görüntülemenin önemi fonksiyonel değişimler, böbrek enfeksiyonu, hidro/pyonefroz ve tümör gibi çeşitli patolojik durumlarda da ortaya konmuştur. Namimoto ve ark. (41) akut renal yetmezliği, kronik renal yetmezliği (KBY) ve renal arter stenozu (RAS) olan böbreklerin ADC değerlerini normal böbreklerin ADC değerlerine kıyasla anlamlı ölçüde düşük bulmuşlardır. Yine KBY'li hastalarda yapılan bir çalışmada normal böbreklere kıyasla ADC değerleri hem kortex hem de medullada anlamlı olarak düşük bulunmuştur (44).

Yıldırım ve ark. (45) RAS'lu olan böbreklerin ADC değerlerini normal böbreklerin ADC değerlerine kıyasla anlamlı ölçüde düşük bulmuşlardır. Chan ve ark. (5) renal pelviste saptanan ADC değerinin pyonefrotik böbrekte hidronefrotik böbreğe göre daha düşük bulmuşlardır. Hipertansif hastalarla yapılan bir çalışmada renal ADC değerlerinde normal böbreklere kıyasla anlamlı fark bulunmamıştır (46).

Literatürde HB'lerle yapılan çalışmalar sınırlı sayıdadır. Müller ve ark. (38) domuz böbreklerinde yaptıkları çalışmada HB'teki ADC değerlerinde anlamlı düzeyde azalma tespit etmişlerdir. Benzer bir çalışmada Pedersen ve ark. (47) akut obstrüksiyonda ADC değerlerini anlamlı ölçüde düşük olarak bulmuşlardır. Bu iki çalışma bulgularımızı desteklemektedir. Çalışmamızda HB'lerdeki ADC değerlerini normal böbreklerin ADC değerlerine kıyasla anlamlı ölçüde düşük bulunmuştur.

Bozgeyik ve ark. (48) HB'deki ADC değerlerini istatiksel fark olmasa da normal böbreklere göre daha düşük bulmuşlardır. Thoney ve ark.'nın (1) yaptıkları çalışmada bu çalışmayı desteklemektedir. Yine bu iki çalışma çalışmamızla uyumludur.

Rutin klinik pratikte, serum kreatinin konsantrasyonu böbrek fonksiyonlarını değerlendirmede en sık kullanılan parametredir. Kreatinin böbrekler tarafından ekstrakte edilmektedir. Bu nedenle GFR'deki bir azalma serum kreatininde artışa neden olmaktadır (33).

Üriner obstrüksiyon; retrograd basınç artışına, tübüler disfonksiyona ve sonuçta GFR'de azalma ve serum kreatinin değerlerinde artışa neden olan bir patolojidir (34). Bildiğimiz kadarıyla kreatin değerleri yükselmiş obstrüktif üropatili geniş hasta grubunda ekoplanar diffüzyon görüntüleme tekniği ile yapılan ve henüz yayınlanan bir çalışma yoktur. Hariet ve ark.'nın (49) transplante böbreklerde serum kreatin değerleri ile korele olarak yaptıkları çalışmada renal ADC değerlerini anlamlı ölçüde düşük bulmuşlardır. Yine literatürde birkaç çalışmada serum kreatin değerleri artmış

hastalarda renal ADC değerleri düşük olarak tespit edilmiştir (39, 41). Bu çalışmalar da çalışmamızı desteklemektedir.

Hidronefrozun değerlendirilmesinde çok sayıda görüntüleme yöntemi kullanılmaktadır. İntravenöz pyelografi hidronefrozun boyutu ve morfolojisini göstermekten öte önemli bir katkı sağlamamaktadır. En önemli eksikliği renal fonksiyonlar hakkında objektif bir değerlendirme ve izlem olanağı sağlayan sayısal bir veri sağlayamamasıdır. Ultrasonografi ile aynı morfolojik yapılar değerlendirilebilir. Böbrek boyutlarının ölçümü ile böbreklerin boyut artışı konusunda önemli bilgiler sağlanabilir. Renal sintigrafi hidronefrotik böbreğin ekskrasyon dinamiğini ve böbreğin inceleme sırasındaki fonksiyonel rezervini değerlendirmede faydalıdır. Bilgisayarlı Tomografi böbrek morfolojisi hakkında bilgi veren ve obstrüksiyon seviyesini ve nedenini tespit edebilen bir yöntemdir. Hidronefrozlu böbreklerde Doppler USG renal kan akım ölçümleri ve İRRİ tayini obstrüksiyonun derecesini belirlemede kullanılabilir. Bunlar dışında daha nadir olarak invaziv tanı yöntemleri de kullanılabilmektedir. Bu tetkiklerin çoğu iyonizan radyasyon kullanılması, şüpheli sonuçlar gösterebilmesi, kantitatif değerlendirmenin olmaması nedenleriyle kısıtlılık göstermektedir (7, 50).

Fonksiyonel MRG tekniklerinin gelişmesi ile renal hastalığa sahip hastaların yönetiminde, fonksiyonel MRG ‘nin rölü artmıştır. DAMRG ile birlikte diğer fonksiyonel MR teknikleri; kan oksijen seviyesine bağımlı (BOLD) görüntüleme teknikleri ile renal fonksiyonu ölçen ve renal kan akımını gösteren perfüzyon çalışmalarıdır (51). Yine kontrast madde ile yapılan dinamik MRG’de kortex ve medulla boyanmasına bağlı intensite değişikliklerinin zamana karşı grafiği çizilerek sintigrafide olduğu gibi böbrek fonksiyonları değerlendirilebilir (50).

DAMRG incelemesi noninvaziv, hem sağlıklı bireyde hem de ileri derecede hastalarda kolaylıkla uygulanabilen, kontrast gereksinimi olmayan, radyasyon içermeyen, ADC haritası sayesinde kantitatif değerlendirme olanağı sağlayan bir teknik olması nedeniyle bir çok üstünlükleri vardır (2, 3, 4).

Çalışmamız böbrek fonksiyon testiyle karşılaştırmalı olarak obstrüktif üropatili olgu grubunu DAMRG ile inceleyen en geniş çalışma özelliğine sahiptir. İleriki çalışmalarda böbrek fonksiyonlarını gösteren diğer yöntemlerle böbrek fonksiyonları daha ayrıntılı değerlendirilip sonuçlarımız desteklenebilir.

5. KAYNAKLAR

1. Thoeny HC, De Keyzer F, Oyen RH, Peeters RR. Diffusion wighted MR imaging of kidneys in healthy volunteers and patients with parenchymal diseases: initial experience. Radiology 2005; 235: 911–917.

2. Russell CD, Dubovsky EV. Measurement of renal function with radionuclides. J Nucl Med 1989; 30: 2053–2057.

3. Cova M, Squıllacı E, Stacul F, Manetı G, Gava S, Sımonettı G, Pozzı-Mucellı R. Diffusıon-weighted MRI in the evaluation of renal lesions: preliminary results. BJR 2004; 77: 851–857.

4. Warach S, Chien D, Li W, Ronthal M, Edelman RR. Fastmagnetic resonance diffusion-weighted imaging of acute human stroke. Neurology 1992; 42: 1717–1723.

5. Chan JH, Tsuı EYK, Luk SH, Fung SL, Cheung YK, Chan MSM, et al. MR diffusion-weighted imaging of kidney: Differention between hydronephrosis and pyonephrosis. Journal of Clinical Imagıng 2001; 25: 110–113.

6. Eichenauer R, Vonherpe H. Üroloji Klinik Klavuzu. Diren M (Çeviren). s.212–215, İstanbul, Yüce Yayınevi, 1995.

7. Tekgül S. Çocuklarda Üriner obstrüksiyon. Katkı Pediatri Dergisi, 1998; 19: 24–32.

8. Ertürk Ş. MR Cockpit. İstanbul: 5G matbaacılık, 2004: 6–7.

9. Mori S, Barker PB. Diffusion magnetic resonance imaging: its principle and applications. Anat Rec 1999; 257: 102–109.

10. Moseley ME, Kucharczyk J, Mintorovitch J, Cohen Y, Kurhanewicz J, Derugin N, Asgari H, Norman D. Diffusion weighted MR imaging of acute stroke: correlation with T2-weighted and magnetic susceptibility-enhanced MR imaging in cats. Am J Neuro Rad 1990; 11: 423–429.

11. Rowley HA, Grant PE, Roberts TP. Diffusion MR imaging. Theory and applications. Neuroimaging Clin N Am 1999; 9: 343–361.

12. Şener RN. Difüzyon MRG'de 'apperent diffusion coefficent' (ADC) değerleri. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji 2001; 7: 460–463.

13. Moseley ME, Cohen Y, Kucharczyk J, Mintorovitch J, Asgari HS, Wendland MF, Tsuruda J, Norman D. Diffusion-weighted MR imaging of anisotropic water diffusion in cat central nervous system. Radiology 1990; 176: 439–445.

14. Tsuruda JS, Chew WM, Moseley ME, Norman D. Diffusion-weighted MR imaging of the brain: value of differentiating between extraaxial cysts and epidermoid tumors. AJNR 1990; 11: 925–931.

15. Park SH, Chang KH, Song IC, Kim YJ, Kim SH, Han MH. Diffusion-weighted MRI in cystic or necrotic intracranial lesions. Neuroradiology 2000; 42: 716–772.

16. Teksam M, Sean OC, Eduardo M, Charles LT. Deparment of Radiology, University of Minnesota Medical School 2002; 8: 31–37.

17. Baur A, Reiser MF Diffüsion-weighed imaging of the muscoloskeletal system in humans, Skeletal Radiol 2000; 29: 555–562.

18. Eustace S, Dimasi M, Adams J, Ward R, Caruthers S, McAlindon T. In vitro and in vivo pin echo diffusion imaging characteristics of synovial fluid: potential noninvasive differentiation of inflammatory and degenerative arthritis. Skeletal Radiol 2000; 29: 320–323.

19. Baur A, Stabler A, Bruning R, Bartl R, Krodel A, Reiser M, Deimling M. Diffuison weighted MR imaging of bone marrow: Differentiation of benign versus pathologic compression fractures. Radiology 1998; 207: 349–356.

20. Bozgeyik Z, Ozgocmen S, Kocakoc E. Original research. Role of diffusion weighted MRI in the detection of early active sacroiliitis. Am J Roentgenol 2008; 191: 980–986.

21. Chan JH, Peh WC, Tsui EY, Chau LF, Cheung KK, Chan KB, et al. Acute vertebral body compression fractures: discrimination between benign and malignant causes using apparent diffusion coefficients. Br J Radiol. 2002; 75: 207–214.

22. Bozgeyik Z, Kocakoc E, Gül Y, Dagli F. Evaluation of liver hemangiomas using three different b values on diffusion MR. Eur J Radiol 2009 (Baskıda).

23. Arıncı K, Elhan A. Anatomi. 1. cilt. 2. baskı, Ankara: Genel, 1997; 392–398.

24. Dere F. Anatomi. Adana: Genel, 1996; 661–662.

25. Zeren Z. İnsan Anatomisi. İstanbul: Ekin Yayınları, 1975; 212–214.

26. Guyton AC. Tıbbi Fizyoloji. Gökhan N, Çavuşoğlu H (Çeviren) s.569–573, 3.baskı, İstanbul: Nobel Tıp Kitapevleri, 1989.

27. Retik AB, Vaughan ED, Wein AJ, Kavoussi LR, Novick AC, Partin AW, Peters AC. Campbell Üroloji. Anafarta MK, Yaman MÖ (Çeviren) s.411–505, Ankara, Güneş Kitapevi, 2005.

28. Coll E, Botey A, Luisa APE, Quinto L, Saurina A, Vera M, Piera C, Darnell A. Serum cystatin C as a new marker for noninvasive estimation of glomeruler filtration rate and as a marker for early renal impairment. American Journal of kidney diseases. 2000; 36: 29–34.

29. Randers E, Erlandsen EJ. Serum cystatin C as an endogen marker of renal functions-a review. Clin Chem Lab Med 1997; 37: 389–395.

30. Laterza OF, Price CP, Scott M.G. Cystatin C: an improved estimator of glomerular filtrasyon rate. Clin Chem 2002; 48: 699–707.

31. Risch L, Blumberg A, Huber AR. Assesment of renal function in renal transplant patients using cystatin C. A comparsion to other renal functions markers and estimates. Renal Failure 2001; 23: 439–448.

32. Rennke HG, Denker BM. Böbrek Fizyopatolojisi Temel Bilgiler. Ecder T (Çeviren) s.23–24, İstanbul, Medikal Yayıncılık, 2008.

33. Greenber A, Jenette JC, Cheung AK, Coffman TM, Falk RJ. Primer on Kidney Diseases. 5th Edition, Sounder Elsevier, 2008: 19–20.

34. Klahr S. Obstructive Nephropathy. Massry SG, Glassock RJ (editors). Textbook of Nephrology. 4th Edition, Lippincott Williams&Wilkins, 2001: 991–999.

35. Oyar O, Gülsoy UK, Yeşildağ A, Yıldız A, Baykal B, Köroğlu M.Tıbbi Görüntüleme Fiziği. Ankara: Rekmay, 2003: 403–414.

36. Le Bihan D, Breton E, Lallemand D. MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. Radiology 1986; 161: 401–407.

37. Colagrande S, Carbone SF, Carusi LM, Cova M, Villari N. Magnetic resonance diffusion-weighted imaging: extraneurological applications II parametro ‘diffusione’ in risonanza magnetica: le applicazioni in ambito extra-neurologico. Radiol med 2006; 111: 392–419.

38. Muller MF, Prasad PV, Bimmler D, Kaiser A, Edelman RR. Functional imaging of the kidney by means of measurement of the apparent diffusion coefficient. Radiology 1994; 193: 711–715.

39. Fukuda Y, Ohashi I, Hanafusa K. Anisotropic diffusion in kidney: apparent diffusion coefficient measurements for clinical use. J Magn Reson Imaging 2000; 11: 156–160.

40. Laissy JP, Menegazzo D, Dumont E. Hemodynamic effect of iodinated high-viscosity contrast medium in the rat kidney: a diffusion weighted MRI feasibility study. Invest Radiol 2000; 35: 647–665.

41. Namimoto T, Yamashita Y, Mitsuzaki K, Nakayama Y, Tang Y, Takahashi M. Measurement of the apparent diffusion coefficient in diffuse renal disease by diffusion-weighted echo-planar MR imaging. J Magn Reson Imaging 1999; 9: 832–837.

42. Siegel CL, Aisen AM, Ellis JH, Londy F, Chenevert TL. Feasibility of MR diffusion studies in the kidney. J Magn Reson Imaging 1995; 5: 617–620**.**

43. Toyoshima S, Noguchi K, Seto H, Shimizu M, Watanabe N. Functional evaluation of hydronephrosis by diffusion-weighted MR imaging. Relationship between apparent diffusion coefficient and split glomerular filtration rate. Acta Radiol 2000; 41: 642–646.

44. Poyraz K.A. Kronik Böbrek Yetersizlikli Hastalarda Difüzyon Ağırlıklı Manyetik Rezonans Görüntüleme ile Ölçülen Renal ADC Değerlerinin Normal Böbreklerle Kıyaslanması. Uzmanlık Tezi, Elazığ: Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi, Radyolodiagnostik ABD, 2005.

45. Yildirim E, Kirbaş İ, Teksam M, Karadeli E, Gullu H, Ozer İ. Diffusion-weighted MR imaging of kidneys in renal artey stenosis. Eur J Radiol 2008; 65: 148–153.

46. Yıldırım E, Güllü H, Çalışkan M, Karadeli E, Kırbaş İ, Müderrisoğlu H. Effect of hypertension on apparent coefficient values of kidneys. Diagn İntern Radiol 2008; 14: 9–13.

47. Pedersen M, Wen JG, Shi Y, Beigi N, Christensen TB, Stodkilde JH, Frokiaer J. The effect of unilateral ureteral obstruction on renal function in pigs measured by diffusion-weighted MRI. APMIS 2003; 109: 29–34.

48. Bozgeyik Z, Kocakoc E, Sonmezgoz F. Diffusion-weighted MR imaging findings of kidneys in patients with early phase of obstruction. Eur J Radiol 2009; 70: 138–141.

49. Harriet C, Thoeny HC, Simon DZS, Eisenberger U, De Keyzer F, Hofmann L, et al. Functional evaluation of transplanted kidneys with Diffusion-weighted and BOLD MR imaging: initial experience. Radiology 2006; 241: 812–821.

50. Tuncel E. Klinik Radyoloji. İstanbul: Nobel&Güneş, 2007: 535–550.

51. Michaely HJ, Herrmann KA, Nael K, Oesingmann N, Reiser MF, Schoenberg SO. Functional renal MR imaging: an overview. Abdom Imaging 2007; 32: 758–771.

6. ÖZGEÇMİŞ

1975 yılında Yozgat'da doğdum. İlk, orta ve lise öğrenimimi Amasya'da tamamladım. 1999 yılında On Dokuz Mayıs Üniversitesi Tıp Fakültesi'nden mezun oldum. 1999−2000 yılları arasında Amasya-Taşova kasabasında, 2000–2004 yılları arasında Malatya ilinde pratisyen hekim olarak çalıştım. 18 Mart 2005 tarihinde Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim dalında araştırma görevliliğine başladım. Halen bu görevime devam etmekteyim.