

T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
RADYODİAGNOSTİK
ANABİLİM DALI

**ÜRETER TAŞLI HASTALARDA
DÜŞÜK DOZ HELİKAL BT
İNCELEMESİ**

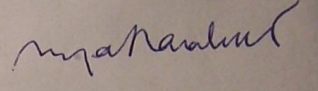
UZMANLIK TEZİ

Dr. Duygu HEREK

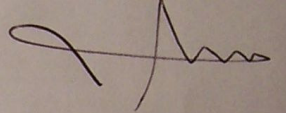
Denizli 2005

İş bu çalışma jürimiz RADYODİYAGNOSTİK ANABİLİM DALI'NDA TIPTA UZMANLIK TEZİ olarak kabul edilmiştir.

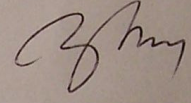
BAŞKAN Doç.Dr.Nevzat KARABULUT



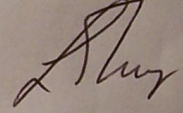
ÜYE Doç.Dr. Nuran SABİR AKKOYUNLU



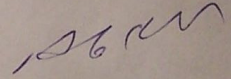
ÜYE Yrd.Doç.Dr. A.Baki YAĞCI



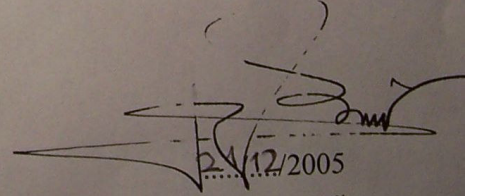
ÜYE Prof.Dr. Ö.Levent TUNCA



ÜYE Prof.Dr.Ali KESKİN



Yukarıdaki imzaların adı geçen öğretim üyelerine ait olduğunu onaylarım.



Prof. Dr. Hüseyin BAĞCI
DEKAN

TEŐEKKÜR

Uzmanlık eğitimim ve tez çalışmalarım boyunca benden yardımlarını esirgemeyen ve yetişmemde büyük emeği geçen, bilgi ve fikirleriyle beni aydınlatan başta tez hocam Sn.Yrd.Doç. Dr. A. Baki Yağcı olmak üzere değerli hocalarım Sn. Doç. Dr. Nuran Sabir'e ve Sn. Doç. Dr. Nevzat Karabulut'a teőekkür etmeyi bir borç bilirim. Ayrıca tez çalışmalarımda bana yardımcı olan tüm asistan arkadaşlarıma, diğer radyoloji bölümü çalışanlarına ve desteklerini esirgemeyen başta eşim Doç. Dr. Özkan Herek olmak üzere tüm aileme teőekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

1.GİRİŞ	1
2.GENEL BİLGİLER	2
2.1.ÜRİNER SİSTEM ANATOMİSİ	2
2.2.ÜRİNER SİSTEM OBSTRÜKSİYONU	3
2.3.ÜRİNER SİSTEM TAŞLARI	4
2.4.ÜRETER OBSTRÜKSİYONUNUN PATOFİZYOLOJİSİ	5
2.5.ÜRİNER SİSTEM GÖRÜNTÜLENMESİNDE KULLANILAN RADYOLOJİK TANI YÖNTEMLERİ	6
2.6.SPİRAL BT'DE DÜŞÜK DOZ RADYASYON KULLANIMI	16
2.7.ÜRİNER SİSTEM TAŞLARINDA SPİRAL BT'NİN YERİ	20
3-GEREÇ VE YÖNTEM	27
4-BULGULAR	32
5-OLGULARDAN ÖRNEKLER	41
6-TARTIŞMA	48
7-SONUÇ	60
8-ÖZET	61
9-SUMMARY	62
10-KAYNAKLAR	63

GİRİŞ

Üriner sistem taşları, gerek üroloji gerekse Acil Hekimliği pratiğinde oldukça sık karşılaşılan bir problemdir. Genel olarak akut yan ağrısı ile karakterize olan bu durumun tanı ve ayırıcı tanısı da ayrı bir problemdir. Geçmişte üriner sistem taşları tanısında direkt üriner sistem grafisi (DÜSG), intravenöz piyelografi (İVP), daha yakın dönemlerde bunlara ek olarak ultrasonografi (US) sık kullanılan radyolojik incelemelerdir.

İntravenöz piyelografi tetkiki sırasında kontrast madde kullanım zorunluluğu bulunması, kontrast maddenin potansiyel alerjik reaksiyon riski ve böbrek yetmezliği bulunan olgularda verilememesi, tetkik süresinin uzun olması, bazı olgularda üreter taşlarını direkt görüntüleme ve lokalize etmede yetersiz kalabilmesi İVP'nin dezavantajlarıdır. Ayrıca akut karın ağrısı yapan diğer durumların ayırıcı tanısına katkısı da yok denilecek kadar azdır.

Ultrasonografi tetkikinin daha çok operatör bağımlı olması ve tanı doğruluğunun tetkiki yapan kişinin konu ile ilgili tecrübesiyle doğru orantılı olması bu tetkik için dezavantaj teşkil etmektedir.

Son yıllarda kontrastsız helikal (spiral) bilgisayarlı tomografinin (BT) akut yan ağrısı ile başvuran olgularda üreter taşı varlığı tanısında güvenilir ve hızlı bir görüntüleme yöntemi olduğuna dair yapılan çok sayıdaki çalışma ve yayın sonucu, bu tetkik akut böbrek koliğinin değerlendirilmesinde yapılması gereken ilk tetkik olarak kabul edilmiştir (1). Ancak bu olguların kronik hasta olmaları ve taş hastalığının büyük oranda tekrarlıyor olması bu tetkikin defalarca yapılmasına ve dolayısıyla da olguların maruz kaldıkları radyasyon miktarının artmasına neden olmaktadır.

Çalışmamızın amacı, üreter taşı tanısında rutin olarak kullanılır hale gelmiş olan kontrastsız spiral BT'nin çok düşük radyasyon dozu ile uygulanması halinde, üreter taşına bağlı izlenen direkt ve ikincil bulguların değerlendirilmesindeki etkinliğini araştırmaktır.

GENEL BİLGİLER

ÜRİNER SİSTEM ANATOMİSİ

Üriner sistem:

- 1)Böbrekler
- 2)Üreterler
- 3)Mesane
- 4)Üretra

Böbrekler retroperitoneal olarak yerleşmiş, 11-12 cm uzunluğunda, 5-6 cm genişliğinde ve ortalama 3 cm kalınlığında fasulye şeklinde organlardır. Onikinci torakal ve ilk üç lomber vertebralar düzeyinde vertebraların sağında ve solunda yer alırlar. Üst polleri alt pole göre orta hatta 1 cm daha yakındır. Sağ böbrek karaciğer nedeniyle sol böbrekten biraz daha aşağıdadır. İç kenarları hafif konkav olup hilusu içermektedir (2,3).

Böbrekleri içten dışa doğru fibröz kapsül, adipoz kapsül ve Gerota kapsülü (Gerota fasyası) adı verilen yapılar çevreler. Böbrek yüzeyi ince bir fibröz kapsülle çevrilidir. Bu kapsülün dışında perirenal yağ dokusu olarak adlandırılan oldukça kalın adipoz kapsül bulunur. Bu yağ dokusu, çevre musküler yapılara göre direk grafide nispeten radyolüsen, BT’de ise hipodens görünmektedir (2,3). Bu yağ dokusu dışında, böbreküstü bezini de içine alan renal fasya (Gerota fasyası) vardır. Anterior ve posterior renal fasya adı verilen iki bölümden oluşan Gerota fasyası, perirenal ve pararenal yağ dokularını birbirinden ayırır. Bu fasyalar BT’de hiperdens çizgi şeklinde izlenirler. Anterior ve posterior renal fasyaların lateralde birleşmesi sonucu ‘laterokonal fasya’ oluşur. Böbrekler karın arka duvarına ‘korpus pararenalis’ adlı yağ dokusu aracılığıyla tutunurlar.

Böbrek parenkimi korteks ve medulla olmak üzere ikiye ayrılır. Korteksin medullayı oluşturan piramidler arasına yaptığı uzantılara Bertini kolonları adı verilir. Böbrek korteksi ortalama 12 mm kalınlıktadır (2). Bu katmanda sayıları 1 milyonun üzerinde glomerül yumakları, proksimal tübüller, kapiller damarlar bulunmaktadır. Glomerüller Bowman kapsülü ile çevrilidir. Medulla, sayıları 6 ile 8 arasında değişen piramidlerden oluşur. Tabanı kortekste olan piramidlerin uç kısımlarında sayıları 5-11 arasında değişen papillalar vardır. Papillalar renal sinüslere açılırlar. Papillaları çevreleyen kadeh şeklindeki oluşumlar minör

kalikslerdir. Kaliksiyel yapı küçük (minör) ve büyük (majör) kalikslerden oluşur. Minör kalikslerin papillalara yapıştıkları alanlardaki forniksler normalde keskin görünümündedir. Enfeksiyon ve obstrüksiyonlarda bu açılar küntleşebilir (3). Minör kalikslerin boyun kısımlarına infundibulum adı verilir. Birkaç minör kaliks birleşerek majör kaliksi oluşturur. Majör kaliksler de birleşerek renal pelvisi oluştururlar. Renal pelvis huni şeklinde olup üreterin uzantısıdır. Kısmen böbrek içinde kısmen böbrek dışında yer alır. Parenkime giren arter ve venlerle yakın komşuluktadır.

Üreterler böbrek ve mesane arasındaki bağlantıyı sağlayan yaklaşık 25 cm uzunluğundaki tubuler yapılardır. Tamamen retroperitoneal yerleşimlidirler. Abdominal ve pelvik olmak üzere iki parçası vardır. Abdominal parça, psoas kası, 3, 4 ve 5. lomber vertebraların transvers çıkıntıları üzerinden geçer. Üreterler sağda eksternal, solda ana ilyak arteri çaprazlayarak kemik pelvisi girerler. Bu düzeylerde üreterlerde hafif daralmalar olur. Bu daralmalar fizyolojik darlıklar olup, üreteropelvik bileşke, üreterlerin ilyak damarları çaprazladığı yerler ve üreterovezikal bileşke düzeyinde görülürler. Pelvik üreterler geriye ve dışa doğru seyrederek. “Spina ischiadica”lar düzeyinde öne ve içe doğru dönüp oblik olarak trigondan mesane içine girerler. Bu düzeyde mesane kası içinde (intramural) 2 cm kadar oblik olarak seyrederek. Üreterlerin mesaneye olan açıklığı fizyolojik valv şeklinde olup idrarın üreterlere geri dönmesini önler (2). Üreter genişliği değişkendir ve devamlı peristaltizm gözlenir.

Mesane, küçük pelvis içindedir. Erkeklerde mesane boynunda, alt ön kısımda prostat yer alır. Üriner sistem distalde üretra ile sonlanır.

ÜRİNER SİSTEM OBSTRÜKSİYONU

En sık nedeni taşlardır. Obstrüksiyonlar;

1. Anatomik obstrüksiyonlar (taş, tümör, v.b. nedenlere bağlı oluşan)

2. Fonksiyonel obstrüksiyonlar (vezikoüreteral reflü veya bozulmuş idrar akımına bağlı oluşan) olmak üzere iki ayrı grupta incelenebilir (4). Üriner sistem obstrüksiyonlarında hidroüreter, hidronefroz veya pelvis dilatasyonu olmadan sadece bir veya birden fazla kaliksiyel yapıda genişleme görülebilir. Akut üreter obstrüksiyonlarının en sık nedeni üriner sistem taşlarıdır (5). Klinik olarak kolik tarzında yan ağrısı ve hematüri görülebilir. Üreter içinde uzun eksenleri üretere paralel olarak yerleşirler.

ÜRİNER SİSTEM TAŞLARI

İdrar, içerisinde kalsiyum (Ca), magnezyum (Mg), oksalat, fosfat, ürat ve diğer farklı bir takım maddeler içeren sıvı bir çözeltilidir. İdrar içerisindeki maddelerin miktarı değişik nedenlerle artış gösterdiği zaman çözelti doygunluğa ulaşır. Doygunluk sınırı da geçildiğinde çözeltideki maddelerden küçük bir kristal çökerek bir çekirdek oluşturur (1). Sonuçta taşlar, protein matriks ve kristal kümelerinin birikmesi sonucunda oluşmaktadır (3). Kristallerin oluşumu idrar çözeltisinin ısısı ve pH'sından oldukça etkilenmektedir. Örneğin, ürik asit yüksek pH'larda daha kolay çözünür. Bir kez kristal oluşturacak doygunluğa ulaşıp o düzeyde kalınacak olursa oluşan kristaller büyümeye devam eder. İdrarda çözünen maddeler renal papillada, tübül lümeni ya da renal papilla yüzeyinin hemen altındaki 'Randall' plakları adı verilen yerlerde yüksek konsantrasyonlarda görülürler ve küçük kristal oluşumuna neden olurlar (1). Bu oluşan kristaller papilla bölgesinde büyümeye devam eder ve idrar içinde serbestleşerek çekirdek görevi görebilirler. Kristaller daha büyük yapılar oluşturmak üzere diğer kristaller ile birleşebilir veya doğrudan mesaneye ilerleyebilirler. Normalde böbreklerden mesaneye idrarın geçiş zamanı yaklaşık 10 dakika kadardır. Bu nedenle kristallerin duvara yapışmadığı veya tıkanıklık olmadığı durumlarda büyümeleri için çok kısa bir süre vardır (1).

Renal taşlar %95 kristal, %5 kristal dışı yapılardan oluşmaktadır. Ana kristalin bileşenleri genel olarak, kalsiyum oksalat, kalsiyum fosfat, struvit (magnezyum amonyum fosfat), ürik asit, sistin ve ksantinden oluşmaktadır. Kristal dışı bileşenleri ise protein, hücresel debris ve diğer organik yapılardır (1). Üriner sistem taşlarının %75'i kalsiyum oksalat, kalsiyum fosfat veya her ikisinin karışımından oluşur. Kalsiyum, fosfat veya oksalatın idrardaki miktarlarında artış olması sonucu bu tuzlar çökerler. Kalsiyum oksalat monohidrat; 'whewellite', kalsiyum oksalat dihidrat; 'weddellite', kalsiyum asit fosfat dihidrat; 'brushite' taşları olarak da bilinir. Fosfat içeren taşlar üriner sistem taşlarının %15'ini oluşturmaktadır (1). Bunların başında struvit ($MgNH_3PO_4$ - Magnezyum amonyum fosfat) gelmektedir. Kronik enfeksiyonlarda özellikle üreyi parçalayan *Proteus* gibi bakteriler idrar pH'sında ve amonyum konsantrasyonlarında artışa neden olarak struvit taşı oluşumuna zemin hazırlarlar (1). Fosfat taşları hızlı büyüme eğiliminde olup renal pelvis ve kaliksiyel sistemin tamamını doldururlar. Bu tip taş oluşumu geyik boynuzuna benzediği için "staghorn" taşı olarak tanımlanır. Kalsiyum oksalat taşları olan hastaların %50'sinde hiperkalsemi ile ilişkisiz hiperkalsiüri (idiyopatik hiperkalsiüri) vardır. Olguların çoğunda

barsaklardan aşırı kalsiyum Emilimi ve idrarla fazla atılım söz konusudur. Az bir grubunda ise primer böbrekler yoluyla fazla kalsiyum atılımı saptanmaktadır. Kalsiyum oksalat taşlarının etyolojisinde %10 hiperkalsemi ve buna bağlı hiperkalsiüri (hiperparatiroidizm, vitamin D entoksikasyonu, sarkoidoz gibi nedenlere bağlı) vardır. %20 hastada hiperürikozüri, %5'inde hiperokzalüri vardır. Tüm olguların %15-20'sinde herhangi bir metabolik bozukluk bulunmamaktadır. Ürik asit taşlarının oluşumunda en önemli risk faktörü azalmış idrar pH'sıdır. Ürik asit taşları üriner sistem taşlarının %5- 10'unu oluştururlar (1). Gut ve hızlı hücre döngüsü bulunan lösemi gibi hastalıklar idrarda ürik asit düzeyini yükseltirler. Sonuç olarak ürik asit taşı olma riskini artırırlar. Ancak ürik asit taşı olanların yarısında hiperürisemi ya da idrarla artmış ürik asit atılımı saptanmaz. Fakat olgularda ürik asit taşı oluşumunu kolaylaştıran sürekli asidik idrar çıkarma eğilimi vardır (3). Sistin taşları, aminoasitlerin böbrek tubuluslarından yetersiz absorpsiyonu ile karakterize ailesel bir hastalık olan sistinüride görülmektedir (6). Sistin taşlarında idrar göreceli olarak asidik özelliktedir. Primer ve sekonder hiperoksalüri sonucunda da taş oluşumu görülmektedir (6).

Taşların büyük bölümü radyopaktır. Sistin taşlarının opasitesi diğerlerine göre daha azdır. Saf ürik asit ve ksantin taşları radyolüsent olup nonopaktır (3,6).

ÜRETER OBSTRÜKSİYONUNUN PATOFİZYOLOJİSİ

Üreterde oluşacak akut/kronik obstrüksiyonlar sonucunda gelişen patofizyolojik değişiklikler klinik bulguların ortaya çıkması açısından oldukça büyük önem taşımaktadır. Normalde renal pelvis içi basınç 5-10 mmHg arasında olup intraperitoneal ve mesane içi basınçlardan biraz yüksektir. Aktif peristaltizmin olmadığı dinlenme dönemlerinde üreter içi basınç da benzer özelliklere sahiptir. Köpeklerde yapılan çalışmalarda obstrüksiyon olmadığı durumda, üreter içi basınç dinlenme döneminde 10 mmHg, aktif peristaltizmin bulunduğu dönemde ise 15 mmHg civarında bulunmuştur. Ancak akut obstrüksiyon geliştiğinde üreter içi basınçlar da değişiklik göstermektedir (1). İnsanlarda yapılan çalışmalarda üreter lümeni bir balon ile tıkandığında, ilk 10 dakika içinde üreteral basıncın 50 mmHg' ya, daha sonraki 20 ile 60 dakika içerisinde 77 mmHg düzeylerine çıktığı saptanmıştır (1). Oluşan obstrüksiyonu açma ve aşma isteği ile oluşan üreteral peristaltizm ve basınçtaki artış ile birlikte üreter çapında da artış görülmektedir. Obstrüksiyonu takiben 10 dakika içinde üreter çapında 2-3 mm'lik, obstrüksiyonun 10. dakikasından sonra yaklaşık 5mm'lik bir artış

olmaktadır. Tam obstrüksiyonun devam etmesi halinde 1. saatten sonra peristaltik dalgaların amplitüdlerinde azalma başlamakta, 24. saatte ise ulaşılan en üst basıncın %50'sine düşmektedir. Obstrüksiyon kronikleştikçe üreteral basınçlar normal düzeylere iner ve irregüler şekil kazanır. Üreter çapında belirgin genişleme oluşarak bazal değerine yaklaşık 9-10 mm artış gözlenir. Obstrüksiyonun üzerine enfeksiyon eklenirse üreteral kontraksiyonların tamamen yok olduğu görülebilmektedir (1).

Üreterde oluşan obstrüksiyon ve buna bağlı oluşan değişikliklere paralel olarak böbrek kan akımı da etkilenmektedir. Obstrüksiyonu takiben ilk 90 dakikada obstrükte böbrek kan akımında paradoksal olarak artış gözlenir. Bu artış, oluşan preglomerüler dilatasyona bağlanabilir. Bu artışı takiben 90. dakika ile 5. saat arasında üreter içi basınçtaki artışa paralel olarak böbrek kan akımında azalma gözlenir. Beş ile 24. saatler arasında bu azalma devam ederken üreter içi basınçta da azalma oluşur. Obstrüksiyonun devam etmesi durumunda 72. saatte böbrek kan akımı bazalin %50'si, 1. haftada %30'u, 2. haftada %20'si, 8. haftada ise %12'si civarına ulaşır. Buna göre obstrüksiyon süresi uzadıkça tübüler fonksiyonlarda ilerleyici bir kayıp ve konsantrasyon yeteneğinde azalma gözlenir. Ancak insan böbreğinin, geri dönüşsüz değişiklikler olmadan, ne kadar uzun süre obstrükte kalabileceğini belirlemek oldukça güçtür. Hayvan çalışmalarında iki haftalık tek taraflı tam obstrüksiyonu takiben renal fonksiyonlarda tam düzelme gösterilmesine karşın insana tam adaptasyonu mümkün değildir. Öte yandan komplet üreteral obstrüksiyona rağmen renal kan akımının ve glomerüler filtrasyonun azalmakla beraber devam ettiği deneysel olarak gösterilmiştir. Bu durum pyelosinus, pyelovenöz, pyelotübüler ve pyelolenfatik geri akım ile tanımlanmaktadır. Obstrüksiyonu takiben ilerleyen günlerde renal pelvis ve üreter etrafındaki lenfatiklere doğru akım gerçekleşmekte olup bu durum "pyelolenfatik geri akım" olarak adlandırılmaktadır. Bu mekanizmalar sayesinde obstrükte taraftaki idrar lenfatikler yoluyla drene edilmeye çalışılmaktadır. Obstrüksiyonda gelişen bu lenfatik drenaj özellikle interstisyel ödemin azaltılarak böbreğin korunması açısından oldukça önem taşımaktadır (1).

ÜRİNER SİSTEM GÖRÜNTÜLEMESİNDE KULLANILAN RADYOLOJİK TANI YÖNTEMLERİ

1. Direkt Üriner Sistem Grafisi
2. İntravenöz Ürografi (Pyelografi)
3. Retrograd Ürografi

4. Antegrad Pyelografi
5. Ultrasonografi
6. Manyetik Rezonans Görüntüleme
7. Bilgisayarlı Tomografi

1. DİREKT ÜRİNER SİSTEM GRAFİSİ

Direkt üriner sistem grafisi (DÜSG), “yatarak direkt batın grafisi” olarak da bilinmektedir. Ucuz ve kolay elde edilebilir olması nedeniyle üriner sistem taşlarının tanısında ilk basamak olarak kullanılmıştır (3). Grafinin daha doğru sonuç verebilmesi için hastaya bir gün öncesinde bağırsak temizliği yaptırılır ve ertesi gün hasta aç olacak şekilde sırtüstü yatar pozisyonda film elde edilir. Bu grafide, üstte 11. ve 12. kostalar, altta ise symphysis pubica görülmelidir. Böbrekleri kuşatan perirenal yağ dokusu, DÜSG’de böbrek kontürlerinin düzgün bir şekilde görülmesini sağlar. DÜSG’de her iki psoas kasının kenarları net görülmelidir. Psoas kas gölgesinin silinmesi inflamatuvar bir olayın varlığını gösterir (6). Herring adlı araştırmacı, 1962 yılında, üriner sistem taşlarının %95’inin kalsiyum içerdiğini bildirmiştir. Bundan sonra da pek çok araştırmacı üriner sistem taşlarının %85-90’nın kalsiyum içerdiğini, bundan dolayı radyopak olan bu taşların DÜSG’de görüntülenebileceğini bildirmişlerdir (1). Bununla birlikte radyolüsent taşlar DÜSG’de görülmezler. Yine DÜSG’de, üreter taşı ile pelvik venlerdeki kalsifiye olmuş trombüslere bağlı oluşan flebolitler arasındaki ayırımı kesin olarak yapmak her zaman mümkün olmamaktadır. Distal üreter taşları ile flebolitler arasında tanısız karışıklık bulunduğu ilk defa 1908 yılında Orton tarafından bildirilmiş olmasına karşın, DÜSG kullanımını günümüze kadar süregelmiştir. DÜSG’de flebolitler dışında arteriyel kalsifikasyonlar, kalsifiye lenf nodları, apendikolitler, kalsifiye kitlelerin de üreter taşları ile karışabileceği akılda tutulmalıdır.

2. İNTRAVENÖZ ÜROGRAFI / PYELOGRAFI

İntravenöz ürografi / pyelografi (İVÜ / İVP), intravenöz yolla verilen kontrast maddenin böbreklerde konsantre olması ve böbreklerin toplayıcı sistemine atılması temeline dayanır. Böylece üriner sistem ile çevre dokular arasında yoğunluk farkı elde edilir. İlk kez 1923 yılında Osborne adlı araştırmacı tarafından yüksek konsantrasyonda verilen sodyumiyodidin böbrekler tarafından ekskresyonu sonucu opasifikasyon sağlandığı bildirilmiştir (1,7). İVP ise bundan 6 yıl sonra 1929 yılında Swick tarafından tanımlanmıştır

(1). Swick, üriner sistemi görüntülemek için iyotlu pridin bileşenleri (selectan) kullanmıştır. 1952 yılında piridin bazlı kontrast maddeler yerini benzoik asit derivelerine bırakmıştır. 1980'lerde non-iyonik kontrast maddeler tanımlanana kadar bunlar İVÜ için kontrast ajan olarak kullanılmışlardır (1). Kontrast madde kullanımı sırasında kontrast reaksiyonu genel populasyonda %5-10 arasında değişmekte olup, bulantı, kusma, ürtiker gibi hafif reaksiyonlar görülebileceği gibi bronkospazm, anaflaktik şok benzeri ağır reaksiyonlar da gelişebilir (1,7). Multipl myeloma ve diğer disproteinemili hastalarda, şüpheli akut obstrüksiyon durumunda kontrast maddenin nefron ve toplayıcı kanallardaki stazından kaçınmak için mümkünse İVP yapılmamalıdır (3). İVP'nin diğer kontrendikasyonları arasında kontrast maddeye karşı aşırı duyarlılık reaksiyonları varlığı, tirotoksikoz, gebelik, diabetik nefropati sayılabilir (6).

Kontrast maddenin üriner sistemde ekskresyonu glomerüler filtrasyon ile olmaktadır. İVP sırasında kontrast maddenin böbreklerde izlenmesinin nefrografik ve pyelografik fazları vardır (8). Nefrogramın kortikal fazı, kontrast maddenin hızlı bolus tarzında enjeksiyonu sonrasında vasküler doluma bağlı olarak oluşmaktadır. Hastalardaki glomerüler filtrasyon hızı ve kontrast maddenin dozu nefrogram fazını etkileyen faktörlerdir. Tubuler fazı ise kontrast maddenin renal tubul lümeninde görülmesi ile oluşur. Kontrast maddenin pelvikalisiyel sisteme ekskresyonuna ise pyelogram denir.

Üreter taşları sık olarak akut üreteral obstrüksiyona neden olmaktadır. Akut obstrüksiyonda kısa süreli renal kan akımı artışını takiben kısa bir süre sonra renal kan akımında ve dolayısıyla glomerüler filtrasyonda belirgin azalma olur. Böylece kontrast maddenin ekskresyonu da azalır. Bu şekilde nefrografik dansite 3-6 saat içinde en yüksek düzeye ulaşır ve azalarak kaybolur. Bazen 24-48 saat kadar devam eden nefrogramlar izlenebilir (3). İVP'de obstrüksiyon seviyesinin saptanabilmesi için geç dönem radyogramlara ihtiyaç duyulabilir. Ancak bu şekilde hastalara uygulanacak doz miktarının artması nedeniyle gereksiz grafilerden kaçınılmalıdır. Hastalara daha az doz verilmesi açısından kontrast madde enjeksiyonundan 15 dakika sonra alınan radyogramlarda kaliksiyel sistem izlenmiyorsa bir sonraki grafi en azından 2 saat sonra alınmalıdır (4).

İVP'nin en önemli avantajı obstrüksiyonun derecesi ve renal fonksiyonun durumuyla ilgili fizyolojik bilgi sağlayabilmesidir (1). Ayrıca tedaviyi etkileyebilecek konjenital anomaliler (ektopi, duplikasyon gibi) hakkında da bilgi vermektedir (7).

Akut obstrüksiyonda İVP'de kontrast maddenin renal sinüs veya toplayıcı sistem etrafına ekstravazasyonu görülebilir. Bunun nedeni genellikle bir kaliksin forniksindeki rüptürdür (1). Kronik obstrüksiyonlarda toplayıcı sistemde belirgin dilatasyon vardır. Nefrogram fazında kontrast maddenin kaliksiyel sisteme girmesinden önceki zamanda, idrarla

dolarak genişlemiş olan kaliksiyel sistem opak olarak görünen parenkim içinde radyolüsent alanlar şeklinde görülür. Bir hidronefroz bulgusu olan bu görüntüye “negatif pyelogram” adı verilir. İVP’de üreter taşının en somut bulgusu renal pelvis ile taşın bulunduğu yer arasındaki üreter segmentinde birden fazla grafide izlenen opak madde stazıdır. Bu görüntü taşın üreteral peristaltizmi azalttığıının fonksiyonel göstergesidir (3). Son yıllarda üriner sistem görüntüleme yöntemlerindeki gelişmelere rağmen, İVP halen önemini koruyan bir tanı aracıdır (2).

3. RETROGRAD PYELOGRAFİ

İntravenöz pyelografi ile pelvikalkiksiyel sistem ve üreter anatomisi iyi görüntülenemediği zaman sistoskopi ile renal pelvise mesane içinden retrograd olarak yerleştirilmiş bir kateter içinden dilüe kontrast madde verilmek yoluyla yapılan bir işlemdir (8). Spot grafiler alınır. Ancak enfeksiyon insidansının yüksek olması ve sistoskopi gibi girişimin uygulanması gerektiğinden yaygın olarak kullanılamamaktadır.

4. ANTEGRAD PYELOGRAFİ

Böbrek toplayıcı sistemine lokal anestezi altında, US veya floroskopi eşliğinde 22G iğne yerleştirildikten sonra, bu kateter içinden kontrast madde verilmek yoluyla yapılan bir diğer üriner sistem görüntüleme tekniğidir. Genel olarak tıkaçıcı üreter lezyonunun yerini saptamak, üreter fistül ve kaçaklarının yerini göstermek, üst üriner sistem ürodinamisi uygulamak, Whitaker testi yapmak, üst üriner sistemden sitolojik ve bakteriyolojik inceleme amacıyla idrar örneği almak için kullanılan girişimsel bir tekniktir (8).

5. ULTRASONOGRAFİ VE RENKLİ DOPPLER US

İyonizan ışın riskinin olmaması, kontrast madde gerekmemesi, uygulama kolaylığı ve ucuzluğu nedeniyle üriner sistem incelemelerinde sık olarak kullanılan bir inceleme yöntemidir. İnceleme 3.5–5 MHz’lik probalar ile yapılmaktadır. US böbrek toplayıcı sistemdeki dilatasyonu, renal kan akımındaki değişiklikleri, üreterlerin mesaneye giriş yerlerindeki idrar akımında obstrüksiyon sonucunda oluşabilecek değişiklikleri saptamada kullanılmaktadır (1, 9-13).

Intrarenal toplayıcı sistem, renal pelvis veya üreterovezikal bileşkedeki taşlar bazen US ile izlenebilir. Ancak üreterdeki taşlar nadiren gösterilebilir (1). Üreter taşları US’de görülseler bile boyutları kesin olarak ölçülemeyebilir. Yine US’de yalancı negatiflik oranı yüksek olup bunun nedenleri şu şekilde sıralanabilir;

1. Akut obstrüksiyonda toplayıcı sistem dilatasyonu ve kan akımı değişiklikleri gelişene dek 24 saat veya daha fazla süre geçmesi
2. Tıkanıklığın erken dönemlerinde toplayıcı sistem veya üreterde minimal dilatasyon olması
3. Pelvikalisijel sistem dekompresyonu ile giden forniksijel rüptür varlığı
4. Ekstrarenal pelvis varlığı
5. İdrar çıkışının azalması

Bazı araştırmacılar şüpheli renal obstrüksiyonu olan hastaları değerlendirmek için US ile direk grafiyi birlikte kullanmayı denemişlerdir (1,14). Burada toplayıcı sistemdeki dilatasyonun US ile, taşın yerinin ise direkt grafi ile saptanması amaçlanmaktadır. Ancak üreter trasesinde görülen bir opasitenin US’de görülen toplayıcı sistem dilatasyonuna yol açtığını kesin olarak söylemek mümkün değildir (1).

Ayrıca üriner sistem taşlarının sonografik olarak saptanamama nedenlerinden bazıları renal sinüs yağı, mezenterik yağ ve barsak tarafından kapatılmaları veya zayıf posterior akustik gölgeye sahip olmalarıdır. Tespit edilen şüpheli ekojenite ile birlikte ek bir sonografik bulgu taşın varlığına karar vermeyi kolaylaştıracaktır. Renkli doppler US’nin (RDUS) klinikte üriner sistem taşı tanısı için kullanımında “twinkling” artefaktı ilk kez 1996’da Rahmouni ve arkadaşları tarafından tarif edilmiştir (15-17). US’de izlenen ekojenitenin taşa ait olup olmadığına karar verilemediği şüpheli durumlarda RDUS ile “twinkling” artefaktının izlenmesi büyük ölçüde tanıya yardımcıdır.

Intrarenal RDUS, renal vasküler direnç hakkında da fizyolojik bilgi sağlayabilir(18). RDUS incelemede obstrüktif ve nonobstrüktif dilatasyonu birbirinden ayırmada rezistif indeks (RI) değerlendirmesi yardımcıdır (19).

6. MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME

Günümüz literatüründe, 1980’li yılların sonlarından bu yana üriner sistem patolojilerinin değerlendirilmesinde çeşitli MR ürografi tekniklerinin kullanımı ile ilgili pek çok çalışma vardır. Üriner sistem taşları yüksek sinyal intensitesindeki sıvı içerisinde dolma defekti olarak görülebilmektedirler (3). Akut obstrüksiyonda böbrekler üreter içindeki artmış

basınca idrarın çeşitli yollarla (pyelolenfatik, pyelosinus, pyelotubuler, pyelovenöz geri akım mekanizmaları) rezorbsiyonu ile yanıt verirler. Perinefrik ödem, Kunin'in köprü septaları boyunca perinefrik alana idrar infiltrasyonunun göstergesidir. Perinefrik alandaki sıvı varlığı akut olarak tıkanmış böbreklerde MR ürografi ile de izlenmektedir (1, 20).

7. HELİKAL (SİRAL) BT

Son yıllarda üriner sistem taşlarının tanısında kontrastsız spiral BT tüm dünyada yaygın olarak kullanılır hale gelmiştir.

Helikal BT klinik olarak ilk defa 1989 yılında Kalender ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır (21,22). Standart BT'nin temel teknik kısıtlamalarının üstesinden gelinmek suretiyle BT'nin kullanım alanı oldukça genişletilmiştir.

Helikal BT, ismini X-ışınının hasta etrafında izlediği yolun şeklinden almıştır. Bilgisayarlı tomografi verileri, X-ışını tüp-dedektör sisteminin hasta etrafında rotasyonu ve aynı anda hastanın gantri içine hareketi esnasında sürekli olarak elde edilir (22-25). Bu şekilde olan hacimsel veri eldesi "slip-ring" teknolojisinin tanımlanması ve kullanılması ile mümkün olmuştur. Slip-ring gantrilerde çok sayıda paralel olarak dizilmiş iletken halka vardır. Bu halkalar görüntüleme esnasında, tüp ve dedektörlere yüksek voltaj geçişine ve dedektörlerden gelen verilerin gantri dışına taşınmasına izin veren fırça benzeri elektrik iletken yapıları içerirler (22,26). Böylelikle elektrik iletimi için kablo gereksinimi ortadan kaldırılmıştır. Konvansiyonel BT cihazlarında X-ışını tüp-dedektör sisteminin başlangıç pozisyonuna dönmesi ve elektrik ileten büyük kabloların birbirine dolanmasını önlemek için kesitler arasında gecikme zamanına ihtiyaç duyulmaktaydı (22,27). Slip-ring tarayıcıları sürekli X-ışını oluşması ve sürekli masa hareketi sağlamıştır. Tarama bittikten sonra helikal ham veriler bilgisayar yardımıyla aksiyel, multiplanar veya 3 boyutlu olarak rekonstrükte edilebilir.

Slip-ring teknolojisi dışında spiral BT cihazlarında dedektörlerde de iyileştirmeler yapılmıştır. Bu sayede hastaya verilen radyasyon dozu azaltılmış ve daha az X-ışını ile daha hızlı ve daha yüksek kalitede görüntü eldesi sağlanmıştır (3). Konvansiyonel BT cihazlarında X-ışını tüpü, kesitler arasında durarak soğumaktadır. Bundan dolayı dedektörün X-ışını tüpünü korumadaki rolü daha azdır. Ancak tüpün sürekli döndüğü spiral BT'de geliştirilmiş dedektör etkinliğinin koruyucu rolü tüp için kritik önem taşımaktadır (21,25,28). Spiral BT cihazlarında "Solid-state" ve "Xenon gaz" dedektör olmak üzere iki tip dedektör kullanılmaktadır. Bu cihazlarda X-ışını tüpünün etkin soğutulması için enerji dağıtma oranı

yüksek tüpler ve geometrik etkinliği arttırılmış, yüksek yakalama kapasiteli dedektörlerin kullanılması gerekmektedir (3).

Konvansiyonel BT'den farklı olarak spiral BT'de sürekli ekspozur nedeniyle anoddaki tungsten target daha çabuk ısınır. Tüp soğuma algoritmi tüp, anot ve tungsten targetin ısınma durumunu hesaplayabilen bir bilgisayar modelinden oluşmaktadır. Tüp soğuma sistemi belirli bir uzunluktaki helikal ekspozur için maksimum miliamper-saniyeyi ve helikal ekspozurlar arasında tüp soğuması için gerekli zaman aralığını düzenler (3,25). Kesit elde edilirken her bir rotasyonda yaklaşık 1000 dedektörün ortalama 1000 kez örnekleme yapması gerekmektedir. Bir dedektörün oluşturduğu her sinyal bilgisayar belleğinde 16 bit gerektirir. Veriler 2 megabayt/saniye (MB/sn) hızında birikmekte olup otuz saniyelik bir tarama için 60 MB'lik bilgisayar hafızasının yazılması gerekmektedir. Bilgisayar sistemleri ve hafızalarındaki gelişmeler spiral BT oluşmasında en önemli faktörlerdendir (29). Spiral BT'de tarama öncesi gantri açısı, kolimasyon (kesit kalınlığı), görüntü alanı (FOV- field of view), kVp, matriks, rekonstruksiyon aralığı gibi parametrelere karar verilir. Bunlardan farklı olarak tarama zamanı yerine 360° tüp rotasyonu için geçecek zaman, masa inkrementi yerine masa hızı ve "pitch" seçilir (30). "Pitch" tüpün 360° dönüşünü tamamladığı süre içerisinde masanın ilerleme mesafesinin kolimasyona bölünmesiyle elde edilen değerdir. Genellikle tüpün 360° dönmesi için geçen zaman 1 saniye olduğundan "pitch", "masa hızı/kolimasyon" şeklinde formülize edilebilir. Pitch arttırılarak kesit duyarlılık profilinin genişlemesi ve dolayısıyla rezolüsyon kaybına rağmen, tarama alanı arttırılabilir. Kesit duyarlılık profili (KDP), masanın hareket ettiği Z-ekseni yönünde voksellerin boyut özelliklerini belirleyen eğridir. Eni kesit kalınlığına eşit bir dikdörtgen şeklinde olması ideal olanıdır. Pitch arttıkça profilin tabanı genişler ve rezolüsyon buna bağlı azalır (24).

Tek bir helikal taramada taranacak alanı belirleyen faktör kolimasyon, pitch ve tarama süresidir. En geniş tarama alanı kalın kolimasyon, büyük pitch ve uzun tarama süresi ile sağlanır. Ancak alan genişleyince saniye başına düşen foton sayısında azalma, geniş kolimasyon ve geniş KDP nedeniyle lezyonun saptanma olasılığı azalır. Bu nedenle inceleme parametreleri belirlenirken yeterince anatomik alanı kapsayacak, ancak buna karşın yeterli görüntü kalitesini sağlayan lezyonu saptayabilecek parametreler seçilmelidir (31). Spiral BT cihazlarında her tarama için klinik amaca uygun farklı parametreler seçilebilir (3,32).

Spiral BT'de hacimsel elde edilmiş bilgidan aksiyel görüntü elde etmek için interpolasyon algoritmalarına ihtiyaç vardır. En basiti komşu spiral taramalar arasında yapılacak lineer interpolasyondur. İnterpolasyon algoritmaları tamamen matematiksel modellerdir (24,33). 360° interpolasyon kullanıldığı durumda longitudinal rezolüsyon azalır,

KDP'nin genişlemesine bağlı olarak parsiyel volüm artefaktları ortaya çıkar (33,34). 180° interpolasyon tekniği kullanıldığında ise parsiyel volüm artefaktları en aza indirgenebilir. 360° ve 180° interpolasyonlar arasındaki fark, özellikle longitudinal rezolüsyonun önemli olduğu multiplanar rekonstrüksiyonlarda belirgin olarak ortaya çıkmaktadır. Son yıllarda üretilen BT cihazlarının çoğunluğunda 180° interpolasyon algoritmaları kullanılmış ve pitch 1'den büyük seçilerek longitudinal çözümlemede bozulma olmadan daha yüksek hacim taramalarına olanak sağlanmıştır (25,35). Ancak ideal dikdörtgen şeklindeki kesit profiline en yakın olan KDP, 180° lineer interpolasyon ve pitch değeri 1 olduğu durumlarda elde edilmektedir (25).

Spiral BT'nin klinik kullanımından birkaç yıl sonra geliştirilen çok kesitli helikal BT'nin (ÇKBT) tek kesitli helikal BT'ye (TKBT) göre bazı üstünlükleri vardır. ÇKBT ismini BT cihazının bir seferde birden fazla kesit elde edebilme yeteneğinden alır. Bunu yapabilmesi için dedektör sisteminin birden fazla sayıda dedektör sırasından oluşması gerekmektedir. ÇKBT'nin konvansiyonel spiral BT'den farkı z-ekseninde birden fazla sayıda dedektör sırasının bulunmasıdır. 360° dönüşün 1 saniyeden az sürede tamamlanmasını sağlayan tarayıcılar sayesinde, daha fazla hacim, daha kısa sürede, daha yüksek uzaysal çözünürlükte ve daha az kontrast madde kullanılarak taranabilir. İlk modern çok kesitli tarayıcı olan "Elscent CT Twin" ilk kez 1992'de üretilmiş iki kesitli bir BT cihazı idi. Böylelikle ÇKBT devri başlamış oldu. 1998'de 4-kesitli, 2001'de 16-kesitli ilk cihaz üretildi. Bu sahada hızlı gelişme 32- ve 40-kesitli cihazlarla ve 2003'de RSNA toplantısında 64-kesitli cihazın tanıtımı ile devam etti. Kesit sayısının artmasının yanında, önceden 1 saniye olan rotasyon hızı, rotasyon başına 0.375 saniyeye kadar düşürülmüş oldu.

ÇKBT'nin avantajları kısaca şu şekilde açıklanabilir:

1. Rezolüsyon: z-aksı boyunca geliştirilmiş uzaysal rezolüsyon
2. Hız: Belirli bir vücut bölgesinin taranması için gereken zamanın azalması
3. Hacim: Seçilen tarama parametreleri için taranan uzunluğun artması
4. Güç: X-ışını tüpünün gücünün iyileştirilmiş kullanımı sonucu tüp ömründe uzama olması

İki kesitli tarayıcılar sadece rezolüsyon ve hızda ya da hacim ve tüpün gücünde iyileşmeye izin verirken, 16 ve daha fazla kesitli BT'lerde yukarıda belirtilen 4 faktörün hepsinde de gelişme mümkün olmuştur. Böylelikle kardiyak BT, BT anjiyografi, BT perfüzyon, politravma BT ve ortopedik uygulamalar gibi yeni uygulama sahaları açılmıştır. Tüm ÇKBT cihazları 3. jenerasyon (rotasyon-rotasyon prensibi) tarayıcılar ve "solid-state" dedektörlerden oluşmuştur. Dedektör sıralarının sayısı, dedektör elemanlarının boyutları ve

dizilimin toplam genişliği değiştirilerek farklı tiplerde tarayıcılar elde edilebilir. Hibrid dizilimle, en küçük dedektör elemanının boyutu ve dizilimin toplam genişliğinde değişiklik yaparak, milimetreden küçük veri eldesi mümkündür. Özellikle 16-kesitli cihazlarda tüm üreticiler hibrid dizilimli dedektörler kullanmışlardır. Kesit kalınlığı seçimi, birbirine komşu kombine edilecek dedektör kanallarının aktivasyonu, hasta öncesi ve sonrası uygun kolimasyon uygulaması ile elde edilir. İnce kesitli verilerden rekonstrüksiyon sırasında veya “post-processing” ile daha kalın kesitler elde edilebilir. Ancak, bir kez kesin kolimasyon belirlenirse, sonradan daha ince kesitlerin rekonstrüksiyonu mümkün olmamaktadır.

Tek kesitli spiral tarayıcılarda kesit kalınlığı pitch değerine ve seçilen interpolasyon algoritmasına (iki noktalı) bağlı iken, ÇKBT üreticileri çok noktalı interpolasyon (Z-filtreleme) kullanmışlardır. Bu tür interpolasyonda önceden seçilen filtre kalınlığı içine düşen tüm veri noktaları hesaplanır. Bu uygulama ile kesit duyarlılık profili (efektif kesit kalınlığı) pitch’den bağımsız olarak, sabit tutulmuş olur. İnterpolasyon için kullanılan veri noktalarının sayısı değiştikçe, gürültü de pitchle birlikte değişmektedir. Bunu önlemek için elektrik tüp akımı, pitch faktör ayarları ile orantılı olacak şekilde, otomatik olarak artmaya veya azalmaya adapte edilmiştir (efektif mAs veya mAs/kesit). Sonuç olarak, önceden seçilmiş sabit mAs/kesit değeri için kesit kalınlığı, gürültü ve ortalama hasta dozu, pitch’den bağımsız olmuştur. Pitch tarama hızını yalnız başına kontrol edemez.

Spiral BT’de Gürültü (Noise)

Bir homojen inceleme alanı ROI’de (region of interest) tüm piksellerin BT numarası aynı değildir. Kesitlerde BT numaralarındaki bu farklılık gürültü olarak görülür. Bu farklılık ve dağılım miktarı hesaplanabilir ve standart deviasyon (SD) şeklinde istatistiksel parametre olarak tanımlanır. Tüm BT cihazları bir ROI içindeki SD’leri hesaplayacak programla donatılmışlardır. Gürültü değeri seçilen interpolasyon algoritmasına göre değişiklik gösterir. 360° lineer interpolasyon kullanıldığı durumda gürültü, aynı doz ve kalınlıkta kullanılan tek kesit konvasiyonel BT’ye göre %17-18 oranında azalmaktadır (24,31,33). 180° interpolasyon algoritması seçildiğinde ise gürültü %12-13 oranında artmaktadır. Gürültüdeki bu küçük artıştan görüntü kalitesi pek etkilenmemektedir.

Spiral BT' nin Üstünlükleri

Bunlar şu şekilde özetlenebilir:

1. Kısa zamanda daha fazla veri elde edilmesi
2. Solunuma bağlı hareket artefaktlarının ve farklı derinlikteki inspirasyonlara bağlı kesitler arası boşlukların elimine edilebildiği tek nefes tutma süresinde veri elde edilebilmesi
3. Daha az kontrast madde gereksinimi
4. Tarama zamanını ve radyasyon ekspozurunu en aza indiren “postprocessing” rekonstrüksiyon yapılabilmesi
5. İki ve üç boyutlu rekonstrüksiyonlar yapılabilmesi
6. Üst üste binmiş (overlapping) görüntülerin, kraniyokaudal z-ekseni boyunca istenilen intervallerde ve seçilmiş pozisyonlarda rekonstrükte edilebilmesi

Ancak “postprocessing” esnasında daha ince kolimasyonda görüntüler elde edilmesi mümkün değildir. Bundan dolayı tetkik başlamadan önce uygun kesit kalınlığı seçilmelidir (22).

Spiral BT'de Radyasyon Dozu

Hastanın aldığı radyasyon dozu konvansiyonel BT'de olduğu gibi tüp potansiyeli ve akımına bağlıdır. Aynı mAs değerinde ve pitch'in 1 olduğu durumlarda konvansiyonel BT ve spiral BT arasındaki radyasyon dozu birbirine eşittir. Ancak pitch değeri 1'in üzerine çıktığı zaman spiral BT'de radyasyon dozu azalır (24,25,35).

Almanya'da 1999'da TKBT ve 2002 yılında ÇKBT uygulamaları sonucu maruz kalınan radyasyon dozu ile ilgili bir araştırma yapılmıştır. 1999'da TKBT için elde edilen verilerle, çalışmaya katılan tüm ÇKBT cihazları ve ayrı ayrı 2 ve 4 kesitli BT cihazları ile elde edilen veriler karşılaştırılmıştır. ‘BT doz indeksi’ (CTDI) ve ‘doz uzunluk çarpımı’ (DLP) gibi doz değerleri kaydedilmiştir. Buna göre 2-kesitli BT'ler için CTDI değerleri TKBT'lerin %65'i kadar bulunmuş ancak 4-kesitli BT'lerde ise daha yüksek bulunmuştur. Bunun nedenleri 3 faktörle açıklanmıştır:

1. Azaltılmış kolimasyon veya kesit kalınlığı: İnce kolimasyonda gürültü artmaktadır. Her ne kadar rekonstrüksiyonla veya “post-processing” ile kesit kalınlığı arttırılmaya çalışılsa da yine de TKBT'ye göre ince kalmaktadır. Buna bağlı oluşan gürültüyü azaltmak için kullanıcılar artmış doz ayarları uygulamaktadırlar.

2. “Overbeaming”: Dedektör diziliminin dış kesimindeki penumbra etkisini engellemek için kullanılan kolimatör ayarları sonucu olur. Kolimasyon azaldıkça doz oranı %40-100 arasında artmaktadır. Milimetreden daha küçük kesitlerde de %100’ü geçmektedir. Daha ince kolimasyonla tarama tercihinde doz artımı engel teşkil etmektedir.

3. Efektif tüp akımı: Pitch’i değiştirirken kesit profil genişliği ve gürültü sabit tutulmaya çalışılmaktadır.

ÇKBT’de hasta dozunu optimal düzeyde tutmak için tarama orta veya geniş kolimasyonla yapılmalıdır. Eğer ince kolimasyon kullanılacaksa gürültüyü azaltmak amaçlı yapılacak doz artımlarından kaçınılmalıdır. Ayrıca otomatik doz kontrolü gibi teknik etkenler konusunda ÇKBT kullanıcılarının eğitilmesi ve tarama parametrelerinde standardizasyonun sağlanması dozu azaltmada etkili olabilir.

SPIRAL BT’de DÜŞÜK DOZ RADYASYON KULLANIMI

Son yıllarda Amerika Birleşik Devletleri ve Avrupa’da yapılan çalışmalarda BT’nin tüm radyolojik incelemelerin %3-5’ni oluşturduğu, ancak hastaların maruz kaldığı radyasyon dozunun %35-45’inden sorumlu olduğu saptanmıştır (36). Yine benzer bir çalışmada BT’ nin, X-ışını ile yapılan incelemelerin %11’ni oluşturmasına karşın tıbbi incelemeler sırasında alınan radyasyon dozunun 2/3’ünden sorumlu olduğu bildirilmiştir (26). “The United Nations Scientific Committee on the effects of Atomic Radiation” (UNSCEAR) iyonizan radyasyonun etkileri üzerine yayınladığı raporunda, 1945-1995 yılları arasında dünya nüfusuna olan toplam efektif radyasyon dozunun yaklaşık %25’nin doğadan çok diğer kaynaklardan geldiğini belirtmiştir (26,37). Tanısal ve tedavi edici iyonizan radyasyon ve radyonüklidler insan yapımı radyasyon kaynağının %80’den fazlasından sorumludur. Tanısal X-ışını kaynaklı incelemelerin artan kullanımı popülasyonda maruz kalınan radyasyon dozlarının artışından kısmen sorumlu olmaktadır. 1996 yılında yayınlanan bir raporda 1981-1995 yılları arasında yıllık BT inceleme sayısında yaklaşık 7 kat artış olduğu belirtilmiştir (26,38). BT’nin yaygın kullanımı sonucunda bu tetkikten alınan radyasyon dozu da giderek artmaktadır. Helikal BT’de, ince kesitlerle hızlı multifaz görüntüleme gibi giderek artan teknolojik gelişmeler hastaların aldığı radyasyon dozunda potansiyel artışa neden olmaktadır (39). Ek olarak diğer X-ışını bazlı incelemelere göre, BT’deki teknik parametreler hastanın boyutuna, incelenecek

vücut parçasına ve çalışmadan istenilen bilgi türüne uygun olarak sıklıkla düzeltilmemektedir (40).

Günümüzde, BT'den alınan radyasyon dozunu azaltmak için çeşitli stratejiler geliştirilmiştir. Bunlar arasında BT kullanımını kısıtlamak için endikasyonların dikkatli bir şekilde belirlenmesi, multifazlı protokollerden kaçınılması, BT ile yapılacak takip veya tekrarlarla ilgili makul seçimler yapılması ve teknik tarama parametrelerinin uygun şekilde düzeltilmesi sayılabilir (41). Tüp akımı, tüp voltajı, kesit kalınlığı, tarama zamanı, pitch ve taranan hacim, BT'den gelen radyasyon dozunu etkileyen teknik faktörlerdir. Modern helikal BT cihazlarında tarama zamanı kısalmış bile olsa, radyasyon gören doku hacminde ve tüp akımındaki artış nedeniyle radyasyon dozu da artmıştır. Diğer yandan bir BT cihazının çalıştığı süre boyunca X-ışını tüpünün yenilenmesi gerekmektedir. X-ışını tüplerinin dayanma süresi tek kesitli cihazlarda 150.000 – 200.000 kesit, çok kesitli cihazlarda ise ortalama 800.000 kesit kadardır (42). Bu da BT çekimlerinin maliyetini arttıran bir durumdur.

Doz azaltılması gerek hastaların aldığı doz yükünün azaltılması, gerekse BT cihazlarında X-ışını tüpünün ömrünü uzatmasından dolayı günümüzde giderek önemini arttıran ve klinikte kullanımı giderek yaygınlaşan bir konudur. Doz azaltılması en çok düşük mAs değerlerinin bazen pitch artırılması ile birleştirilmesi sonucu elde edilmektedir. Tüp yüklenmesinde azalma, tüp ısınmasında azalmayı da beraberinde getirmektedir. Henkelman adlı araştırmacı 1981 yılında, tüp haubesinde ısı birikiminin BT tüpünün ömrünün kısalmasında en önemli payı oynadığı, gantrinin klima ile soğutulmasının dolaylı olarak tüpün de soğumasını sağladığı ve bunun da tüp ömrünü 4 kat arttırdığını bildirmiştir (43). Yine tüp akımı azaltılarak yapılan radyasyon dozu azaltılması tüp ömrünü de uzatmaktadır. Kanser taraması için yapılan çeşitli çalışmalarda, standart tüp akımının %10-30'u kullanılarak uygulanan düşük tüp akımlı toraks BT çekimlerinde nodül saptamada standart doza göre farklılık saptanmamıştır (44-46). Cohnen ve arkadaşları radyasyon dozunu %40 azalttığında tanısal görüntü kalitesinde kayıp olmadığını vurgulamışlardır (47). Sohaib ve arkadaşları %75 doz azaltması ile sinonazal bölgede kabul edilebilir kalitede BT kesitleri elde etmişlerdir (48). Ayrıca pek çok çalışmada pitch değerini arttırmanın tarama zamanını azaltarak hasta dozunu azaltacağı belirtilmiştir (49,50). Pitch değerinin iki kat arttırılması ile radyasyon dozu yarı yarıya azalmaktadır (51). Bu yöntem özellikle tarama ve takip BT incelemeleri yapılacak hastalarda değerlidir. Ancak pitch değerinin arttırılması kesit genişliğinin artması sonucunda lezyonların kaçırılması ve artefaktlarda artışla sonuçlanabilir (26). Bu durumda pitch değerinin arttırılmasının avantajları hızlı tarama yapılabilmesi ve alınan radyasyon dozunun azalması şeklinde belirlenirken, görüntü detayında azalma olması dezavantajı olarak

sayılabilir. Haaga ve arkadaşları, gürültü ile hastanın çapının karesi arasında lineer bir ilişki olduğunu bildirmişler ve istenen tüp akımına karar verirken hastanın çapının yardımcı olarak kullanılmasını önermişlerdir (52,53). Karla ve arkadaşları (26) tüp akımını %50 oranında azaltmışlar ve hastanın antropometrik parametrelerine dayanarak yapılan bu tür bir azaltmanın görüntü kalitesinde bozulmaya neden olmayacağını bildirmişlerdir. Buna göre zayıf hastalarda görüntü kalitesi kabul edilebilir düzeylerde iken, obez hastalarda kabul edilebilir düzeylerin altında olmaktadır. Sonuç olarak çalışmalarında ağırlığı 81 kg'un altında ve karın çevresi 105cm'in altındaki hastalarda dozdaki %50 azalmanın görüntü kalitesinde anlamlı bozulmaya neden olmayacağını belirtmişlerdir.

1981 yılında Amerikan FDA (The Food and Drug Administration) BT doz indeksini (CTDI: Computed Tomography Dose Index) tanımlamıştır. Buna göre BT doz indeksi, tek kesit için BT'den soğurulan radyasyonu karakterize eden fizik doz miktarıdır. CTDI, rotasyon eksenine paralel bir çizgi boyunca tek bir kesit için doz profiline integralinin nominal kesit kalınlığına bölümü olarak aşağıdaki gibi formülize edilmiştir.

$$CTDI_{FDA} = 1 / T \int_{-7T}^{7T} D(z)dz$$

T= Nominal kesit kalınlığı

D(z)= z-eksenine paralel çizgi boyunca olan doz dağılımını ifade eder.

Bu doz miktarı, altında ve üstünde yer alan yedi kesit kalınlığındaki bölgeyi içerecek şekilde, kesitin komşuluğuna yayılan radyasyonu da içerir. Farklı kesit kalınlıkları için aralık -7T, +7T arasında tutulmuştur. Ancak bu durum ölçümleri zorlaştırmaktadır. Bu yüzden FDA'nın önerdiği CTDI tanımlamasından daha pratik olan, herhangi bir T kesit kalınlığı için 100 mm'lik sabit aralık kullanılarak yeni bir CTDI tanımlaması yapılmıştır (36).

$$CTDI_{100} = 1 / T \int_{-50 \text{ mm}}^{50 \text{ mm}} D(z)dz$$

Radyasyon dozunun yüzeyden merkeze doğru ışınsal olarak azaldığı varsayımı ile radyasyona maruz kalan kesitteki ortalama CTDI değeri, “ağırlıklı CTDI” ($CTDI_w$) olarak belirtilmiştir.

$$CTDI_w = 1/3 CTDI_C + 2/3 CTDI_P$$

(C = merkez , P =perifer)

Modern BT teknolojileri, “volüm CTDI” ($CTDI_{vol}$) şeklinde yeni bir CTDI tanımlaması daha getirmiştir. $CTDI_{vol}$ sıklıkla konsol üzerinde belirtilir (36). Bu değer seçilen tarama parametrelerine bağlı olarak hastanın aldığı dozu radyoloğa geri bildirim olarak göstermektedir. $CTDI_{vol}$ aşağıdaki şekilde formülize edilmektedir:

$$CTDI_{vol} = CTDI_w / Pitch$$

$CTDI_{vol}$ incelenen total hacim için ortalama dozu belirtir. $CTDI_{vol}$ değeri dozun verildiği total uzunlukla çarpılınca “Dose Length Product” (DLP) elde edilmektedir. Bütün bir tarama veya bir BT incelemesinde maruz kalınan radyasyon dozu “DLP=Dose Length Product” olarak tanımlanmaktadır (36,54,55). DLP aşağıdaki gibi formülize edilir.

$$DLP = CTDI_{vol} \times L \text{ (mGy.cm)}$$

(L = Tarama Uzunluğu)

CTDI değeri ince kesitlerde artmaktadır. Bu artışa tüp fokusu ve kolimasyon neden olmaktadır. Küçük fokuslarda CTDI değeri artmaktadır. Imhof ve arkadaşları (36) farklı vücut bölgeleri için standart bir incelemede özel bir software (CT Expo v 1.0) kullanarak hesaplanan değerlerle, kendi spiral BT cihazlarının verdiği CTDI değerlerini karşılaştırmışlar ve daha sonra adım adım dozu azaltarak görüntü kalitesini kaydetmişlerdir. Bu çalışmada CTDI değerleri arasında anlamlı bir farklılık bulunmamış olup, araştırmacılar CTDI değerlerinin herkes tarafından kabul edilebilir tek bir değerle açıklanması gerektiğini vurgulamışlardır. Bu sayede CTDI hesaplamalarında karışıklıkların önüne geçilebilecektir. Ayrıca radyologların her endikasyonu dikkatlice incelemeleri, mümkünse alternatif tanı yöntemleri önermeleri, mümkün olduğunca pitch değerini yüksek, mA ve kV değerlerini düşük tutarak hastanın radyasyon dozunu azaltma yoluna gitmeleri gerektiğini vurgulamışlardır.

ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prensibine uygun olarak görüntülerde uygun klinik tanıya götürecek maksimum gürültü oranı içeren en az radyasyon dozu kullanılması hastalara gereksiz radyasyon verilmesini önlemek açısından oldukça önemlidir. Genel olarak tanısal radyolojide kullanılan iyonizan radyasyonun optimizasyonunda üç anahtar faktör rol almaktadır. Bunlar (55):

1. Elde edilen kesitlerin tanısal kalitesi
2. Hastaların aldığı radyasyon dozu
3. İnceleme tekniğinin seçimi

1989'da İngiltere'de yapılan ve pek çok kurumun katıldığı bir anket sonucu, her organ ve vücut parçası için özel klinik durumlar haricinde aşılmaması gereken maksimum $CTDI_w$ ve DLP değerleri belirlenmiştir. Bu veriler "The European Guidelines on Quality Criteria for CT" başlığı altında bir rapor şeklinde yayınlanmıştır. Buna göre aşılmaması gereken değerler, genel abdomen için $CTDI_w$ 35 mGy, DLP 780 mGy.cm, böbrekler için $CTDI_w$ 35 mGy, DLP 800 mGy.cm olarak bildirilmiştir. BT için ulusal radyasyon dozu referanslarının henüz belirlenmediği ülkelerde bu kriterler göz önünde tutularak uygulama yapılabileceği belirtilmektedir (36).

$CTDI$ ve DLP, BT radyasyon dozunu tanımlamak için kullanılan değerlerdir. Bu iki parametre dışında hastanın maruz kaldığı radyasyon dozunun hesaplanmasında kullanılan diğer bir parametre de efektif dozdur. Efektif doz birimi miliseivert'tir (mSv). Standart bir erkek veya kadın hastada efektif doz, farklı vücut organları için matematik modellerle elde edilen doz çevirme faktörleri kullanılarak hesaplanabilir. Efektif dozu hesaplayan çok çeşitli bilgisayar programları vardır (56). BT'den kaynaklanan efektif radyasyon dozları diğer tanısal radyolojik incelemelerle karşılaştırıldığında daha yüksek bulunmaktadır. Abdominal BT uygulamalarındaki radyasyon dozları yaklaşık 10 mSv düzeyinde iken, standart bir İVP tetkiki için efektif doz 2.5-5 mSv, abdominal direkt grafi için efektif doz 0.5-1.5 mSv olarak bildirilmektedir (18).

ÜRİNER SİSTEM TAŞLARINDA SİRİRAL BT'nin YERİ

Akut yan ağrısının kontrastsız helikal BT ile değerlendirilmesi ilk kez 1995 yılında Smith ve arkadaşları tarafından bildirilmiştir (57). Bu yayını takiben kontrastsız helikal BT, radyologlar, ürologlar ve acil tıp hekimleri tarafından üreter taşları ve obstrüksiyonları tanısında inceleme yöntemi olarak kabul görmüş ve pek çok merkezde diğer inceleme

yöntemlerinin yerini almıştır (1,58,59). Kontrastsız helikal BT'nin pek çok avantajı vardır.

Bunlar:

1. İntravenöz kontrast madde kullanımına ihtiyaç kalmaması
2. Çok kısa zamanda (beş dakikadan kısa bir sürede) uygulanabilmesi
3. Kimyasal bileşenlerine bakılmaksızın tüm taşları görüntüleyebilmesi
4. Taşın yeri ve boyutunu kesin olarak saptayabilmesi
5. Obstrüksiyonun ikincil bulgularını gösterebilmesi
6. Üriner sistem taşı dışında akut yan ağrısı yapabilecek diğer nedenleri de saptayabilmesi

şeklinde sıralanabilir (1,58-60). Ancak bu olumlu özellikleri yanında kontrastsız helikal BT incelemesinin bazı sınırlamaları da mevcuttur. Öncelikle üriner sistem fonksiyonları hakkında bilgi vermez. Özellikle zayıf hastalarda şüpheli kalsifikasyonu gösterse de intraabdominal yağın az olması nedeniyle ureterler tüm trase boyunca izlenemeyebilir (61).

Üriner sistem görüntüleme helikal BT tekniği standardize edilmemekle birlikte pitch 1-1.6 arasında olacak şekilde, kolimasyon genelde 5 mm tutularak gerçekleştirilebilir (1,62). Kolimasyonun 10 mm'ye, pitch'in 2'ye kadar çıkarılabileceğine dair yayınlar vardır (59). Tetkik sırasında böbrek üst pollelerinden mesane tabanına kadar tek nefes tutuş süresinde görüntüler alınır. Birkaç kısa nefes tutuş süresi de uygulanabilir (1,63). Küçük taşları daha iyi görüntüleyebilmek için retrospektif rekonstrüksiyonlar yapılabilir. Tetkik sırasında mesanenin dolu olması, ureter giriş yerlerinin daha iyi görülebilmesi ve kadınlarda uterusun itilerek distal ureter bölgesinin görüntülenmesinin daha iyi olması nedeniyle tercih edilmektedir (1,62). Pencere genişliği ve düzeyi yumuşak doku ayarında yapılmalıdır. Tetkik oral veya intravenöz kontrast madde kullanılmadan yapılmalıdır. Kontrastsız spiral BT incelemesi ile HIV pozitif olup bir proteaz inhibitörü olan Indinavir kullanan hastalarda yakın zamanda tanımlanan ve tamamen Indinavir'den oluşmuş taşlar dışında, ürik asit taşları da dahil tüm taşlar görüntülenebilir (1,64)

Üreter taşları en sık fizyolojik darlık bölgelerine yerleşmektedirler. Dalrymple ve arkadaşları (65) taşların %35'nin proksimal ureterde, %7'sinin orta ureterde, %33'ünün distal ureterde, %18'inin ureterovezikal bileşkede yerleştiğini, %8'inin ise BT incelemesinin tamamlandığı süre içerisinde düşmüş olduğunu bildirmişlerdir. Taşın yeri girişimsel tedavi planlanıp planlanmayacağı veya spontan düşme ihtimalini öngörmek açısından önem taşımaktadır.

BT'de taşın her üç boyutu da ölçülebilir. Ancak çeşitli çalışmalarda taşın en geniş transvers çapı ölçümü ile spontan düşmesi arasındaki ilişki araştırılmıştır. Dalrymple ve

arkadaşları (65) çalışmalarında ortalama 4 mm çaptaki taşların spontan düştüğünü ve 6 mm'nin üzerinde girişimsel tedaviye ihtiyaç duyulduğunu yayınlamışlardır. Takahasi ve arkadaşları (63) ise ortalama 2.9 mm çapındaki taşların spontan düştüğünü, öte yandan ortalama 8 mm çaptakilerin girişimsel olarak tedavi edildiklerini bildirmişlerdir. Genel olarak 5 mm ve altındaki taşların spontan düşmesi beklenirken, 6 mm ve üzerinde ölçülen taşların veya küçük olmasına karşın analjeziklere yanıt vermeyen aşırı ağrı şikayeti yaratan taşların girişimsel tedavisi gerekmektedir (66).

BT ile, diğer yöntemlerle saptanamayan 1 mm'den küçük taşlar bile saptanabilir (1). Üreter obstrüksiyonunun kesin tanısı lümen içinde taşın görülmesi ile olur. Ancak üriner sistem obstrüksiyonunun çeşitli ikincil bulguları da tanımlanmıştır. Üreterin izlenmesinin zor olduğu zayıf hastalarda ve üreterin anatomik trasesi boyunca tam tanımlanmayan kalsifik dansitesi olan hastalarda tanı koymada ikincil bulgular oldukça yardımcı olmaktadır. Bazen hastanın yakın zamanda taş düşürdüğüne dair tek ipucu olabilecekleri için, ikincil bulguların saptanmaları önem taşımaktadır. Bu bulgular arasında yumuşak doku halkası (tissue rim sign), üreteral dilatasyon, hidronefroz, perirenal ve periüreteral yağda bulanıklık ve çizgilenmeler, renal büyüme ve renal parankim atenuasyon değerlerinde azalma, pararenal fasyalarda belirginleşme sayılabilir (1,7,58,61,64,65,67-75). Üreter dilatasyonu ve perinefrik yağda çizgilenme en önemli ikincil bulgulardandır. Üreterin normal çapı ile ilgili kesin yayınlar olmamakla birlikte 1-2 mm arasında kabul edilmektedir (1). Zelenko ve arkadaşları (76) kontrastsız helikal BT'de obstrüksiyon olmayan üreterlerle yaptıkları çalışmalarında, normal üreter çapının üst sınırını 3 mm olarak yayınlamışlardır. Renal pelvis üreteri oluşturmak için daralırken, proksimal kesim diğer kesimlere göre genelde daha dilate görülür. Bundan dolayı sadece proksimal üreter geniş izleniyorsa bunu üreter dilatasyonu olarak adlandırırken dikkat edilmelidir. Üreter dilatasyonu diyebilmek için semptomatik taraftaki üreterin asemptomatik tarafa göre çeşitli seviyelerde dilate görünmesi gerekmektedir. Smith ve arkadaşları üreter taşı olan renal kolik hastalarında yaptıkları bir çalışmada üreter dilatasyonunun duyarlılığını %90, özgüllüğünü %93, pozitif prediktif değerini %92, negatif prediktif değerini %90 olarak bulmuşlardır (58). Dalrymple ve arkadaşları (65) ise üreter dilatasyonu için duyarlılığı %87, özgüllüğü %90, pozitif prediktif değeri %90, negatif prediktif değeri % 89 bulmuşlardır. Tek başına üreter dilatasyonunu üreter obstrüksiyonuna bağlamak doğru olmaz, çünkü peristaltizmi bozan akut/kronik pyelonefrit gibi üriner sistem enfeksiyonları, appendisit, divertikülit gibi üreter dışında gelişen bir inflamatuvar süreç, üretere dıştan bası, megaüreter gibi doğumsal anomaliler de üreter dilatasyonu yaparlar (1).

Obstrüksiyona bağlı renal ödem geliştikçe sıvı renal interstisyumda birikir ve lenfatikler yoluyla drene olur. Renal lenfatikler renal parenkimin derinlerinde ve subkapsüler alana yerleşmişlerdir. Ayrıca perinefrik alanda da lenfatikler bulunumaktadır (62). Üreteral obstrüksiyona bağlı lenfatik akım derin lenfatiklerden subkapsüler ve perinefrik alana doğru artar. Perinefrik lenfatikler, perinefrik fibröz septalar içinde veya hemen yanında yer alırlar ve perinefrik çizgilenme sıvı birikimine bağlı perinefrik septa kalınlaşmasını ifade eder (62,71). Tek başına perinefrik yağda çizgilenme olması fokal veya difuz pyelonefrite, renal ven trombozuna (RVT), renal enfarkta, travmaya veya kanayan renal tümöre bağlı olabilir (1). Perinefrik yağda çizgilenme ve sıvı saptanmasının obstrüksiyonun süresi ile ilgili olduğunu belirten yayınlar da vardır (63). Perinefrik yağdaki çizgilenmeye benzer şekilde inflamatuvar değişikliklere veya sıvıya bağlı periüreteral alanda da çizgilenmeler görülür. Bu da periüreteral lenfatiklere artmış drenajı gösterir. Perinefrik çizgilenme olmaması halinde periüreteral çizgilenme görülmesi pek olağan değildir (1).

Toplayıcı sistem dilatasyonu obstrüksiyon için üreter dilatasyonu kadar kesin bir bulgudur. Smith ve arkadaşları (58) üreter obstrüksiyonu için toplayıcı sistem dilatasyonunun duyarlılığını %83, özgüllüğünü %94, pozitif prediktif değerini %93, negatif prediktif değerini %85 olarak yayınlamışlardır. Renal pelvis dilatasyonunun, ekstrarenal pelvisten iyi ayırt edilmesi gerekir.

Üreter tıkanıklığına bağlı aynı tarafta renal büyüme görülebilir. Tek taraflı böbrek büyümesi parenkim kalınlığında veya böbrek uzunluğunda artış şeklinde tanımlanmıştır (1,73).

Renal ödemin diğer bir bulgusu da tıkanıklığın olduğu tarafta böbrek parenkim atenuasyon değerinde azalmadır (68,72,74). 1998'de Baumgarten ve Figueroa tarafından üroradyoloji derneğinin yıllık sempozyumunda bildirilmiştir (1). Ancak ilk kez 2001'de Georgiades ve arkadaşları (72) tarafından yayınlanmıştır. Buna soluk böbrek (pale kidney) bulgusu adı da verilmektedir. Çalışmalarında obstrüksiyonun olduğu tarafta böbreğin daha az dens olduğunu ve iki böbrek arasında 5 HU'dan fazla atenuasyon farkı olmasının anlamlı olduğunu saptamışlardır. Özer ve arkadaşlarının (74) yayınladığı bir çalışmada obstrüksiyon olan tarafta böbrek dansitesi sağlıklı tarafa göre daha düşük bulunmuş olup her iki böbrek arası dansite farkının 5 HU ve üzeri olması anlamlı kabul edilmiştir. Buna göre 5 HU ve üzerinde ölçülen atenuasyon farkının duyarlılığını %89, özgüllüğünü %100, pozitif prediktif değerini %100 ve negatif prediktif değerini %87.5 olarak yayınlamışlardır.

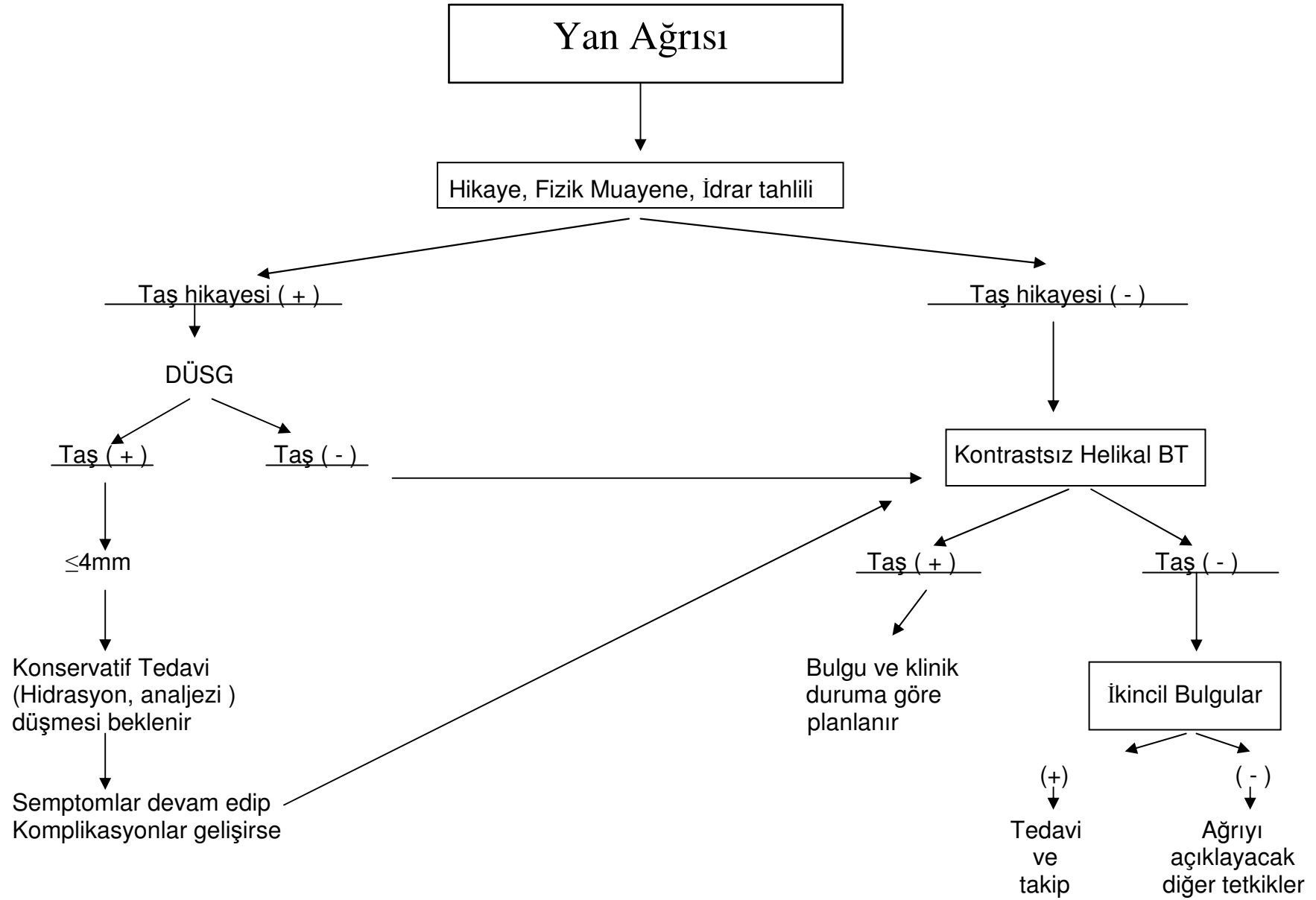
Akut yan ağrısı ile gelen ve kontrastsız helikal BT incelemesinde üreter taşı saptanmayan hastalarda ağrıya neden olabilecek farklı tanılar saptanabilir. Bunlar çeşitli yayınlarda değişik

sıklıklarda bildirilmiş olup gastrointestinal sistem (GİS), karaciğer, safra yolları, pankreas, adneksler, vasküler sistem ile ilişkili olabilirler. Appendisit, Crohn hastalığı, divertikülit, duodenal ülser, kolit, gastroenterit, herni, volvulus, kolon kanseri GİS ile ilişkili ekstraüriner patolojiler arasında sayılabilir (1,64). Appendisit acil serviste en sık karşılaşılan hastalıklar arasında olup kontrastsız helikal BT'nin akut appendisit için duyarlılığı %87, özgüllüğü %97 olarak yayınlanmıştır (64). GİS dışında pankreatit, kolesistit, koledok taşı, porselen safra kesesi, rektus kası kılıfında hematoma, pankreas kitlesi, rüptüre aort anevrizması, aort diseksiyonu, overyan kitleler, endometriyozis, paratubal kistler, hidrosalfenks, hemorajik overyan kistler, renal ven trombozu akut yan ağrısına neden olan patolojilerdir (1,60,64,77). Ayrıca üreter taşı olmayıp da üriner sistemle ilişkili yan ağrısının en sık nedeni pyelonefrittir (1). Pyelonefrit dışında renal hücreli karsinom, renal apse, renal hemoraji ve enfarkt da sayılabilir (77). Yan ağrısı bulunan hastalarda bahsedilen tanılar açısından şüphe mevcutsa hastaya kontrast madde verilerek BT incelemesinin tekrarlanması uygundur.

Kontrastsız helikal BT tekikinde, flebolitlerin üreter taşından ayırt edilmesinde sorun yaşanabilir. Gonadal ven flebolitleri benzer karışıklığa neden olsa da, özellikle pelviste bu durum daha çok sıkıntıya neden olmaktadır. Bu tanısal karışıklık 1908'de Orton tarafından ilk kez tartışıldığından bu yana bilinmektedir (1). Taşın üretere yerleştiği yerde mukoza ve submukozada inflamatuvar reaksiyon sonucu kalınlaşma gelişir (78). Bu süreç taşın yerleşmesinden 4-24 saat sonra oluşur ve ilk kez Smith ve arkadaşları (79) tarafından 1995'de halka işareti (rim sign) olarak üreter duvarı ödeminin bir göstergesi şeklinde yayınlanmıştır. Yumuşak doku halkası (soft tissue rim sign) olarak bilinen bulgu flebolitleri üreter taşından ayırtetmede yararlıdır. Heneghan ve arkadaşları (70) üreteropelvik bileşkede flebolitlerin oluşamayacağını ve üreterovezikal bileşkede de yumuşak doku halka işaretinin görülemeyeceğini çünkü taşların mesane ile çevrelendiğini belirtmişlerdir. Kawashima ve arkadaşları (67) taş düzeyinde üreteri çevreleyen yağ dokusu yoksa halka işaretinin belirgin olmayacağını bildirmişlerdir. Yazarlar pozitif halka işaretini 1-2 mm kalınlıkta, yumuşak doku atenuasyonunda (20-40 HU), intraüreteral taşı çevreleyen halka tarzında görünüm olarak açıklamışlardır. Çevresinde yumuşak doku kalınlaşması olan taşların 1-6 mm arası (ortalama 3.3 ± 1.7 mm) çapta, olmayanların ise 4-10 mm arası (ortalama 6.6 ± 2.4 mm) çapta ölçüldüklerini belirtmişlerdir. Heneghan ve arkadaşları (70) ise ortalama 4.3 mm ölçülen taşların çevresinde yumuşak doku kalınlaşması izlendiğini, ancak ortalama 6.3 mm çapta olanlarda ise izlenmediğini bildirmişlerdir. Genel olarak çapı 4 mm ve altında ölçülen taşlarda bu bulgunun izlenme olasılığı artmakta, çapı 5 mm ve üzeri olan taşlarda ise görülme olasılığı azalmaktadır (1,70). Küçük taşların tanısı daha zor olduğu için, ayrıca tıkanıklığa ve onun

sekonder bulgularına daha nadir neden oldukları için yumuşak doku kalınlaşmasının izlenmesinin üreter taşını saptamada tanısal değeri vardır (70). Pozitif halka işareti olması üreter taşı için spesifiktir, ancak negatif olması tanıyı dışlamaz. Yumuşak doku halka işareti net olarak izlenmezse taşa bağlı olabilecek diğer ikincil bulgular dikkatlice gözden geçirilmelidir (67).

Akut yan ağrısı ve üreter obstrüksiyonu şüphesi olan hastalarda tanı ve müdahale için uygulanabilecek algoritma tanımlanmıştır (1,65) (şekil 1).



Şekil 1. Akut yan ağrısında kullanılmak üzere tanımlanmış algoritma.

GEREÇ ve YÖNTEM

ÇALIŞMA GRUBU

Pamukkale Üniversitesi Tıp Fakültesi (PAÜTF) Etik Kurulu'nun 2004/85 sayılı izni ile, PAÜTF Radyodiagnostik Anabilim Dalı'nda, Aralık 2004 – Temmuz 2005 tarihleri arasında gündüz mesai saatleri içinde (saat 8:00-18:00), yan ağrısı şikayeti ile başvuran ve klinik olarak üriner sistemde taş düşünülen 100 olguda, ağrı nedeninin aydınlatılması amacıyla, rutin standart doz BT (SDBT) tetkiki yapıldı. SDBT incelemesinde üreter taşı saptanan 33 hastaya ek olarak düşük doz BT (DDBT) tetkiki yapıldı. Hasta grubu 20 – 78 yaşları arasında (ortalama yaş 44), 28 erkek ve 5 kadından oluşmaktaydı. DDBT incelemesi yapılmadan önce, tüm hastalar tetkikin içeriği, amacı ve uygulanışı konusunda bilgilendirildi ve onayları alındı.

BT İNCELEME

Tetkikler, iki kesitli helikal BT cihazı (Mx8000 Dual v EXP; Philips Medical Systems, Cleveland, OH) ile yapıldı. Hastalar supin pozisyonda ve kollar baş üzerinde, rahat ve hareketsiz durabilecek şekilde masaya yatırıldı. İntravenöz ve oral kontrast madde verilmeden ve tek nefes tutma süresinde, PAÜTF Radyodiagnostik Anabilim Dalında halen uygulanmakta olan rutin standart doz abdominal BT incelemeleri gerçekleştirildi. Tetkike 50 cm uzunlukta alınan bir skenogram görüntü üzerinden, böbreklerin üst polleri ile symphysis pubica düzeyi arası taranacak şekilde planlama yapılarak başlandı. Skenogram için tüp voltajı 120 kV, tüp akımı 30 mA idi. SDBT incelemesi için parametreler; kolimasyon 2x5 mm, görüntüleme alanı 500 mm, matriks 512x512, tüp voltajı 120 kV ve efektif tüp akımı 170 mAs/kesit, rotasyon zamanı 1 saniye, masa hızı 17.5 mm/sn ve sonuçta pitch 1.75 olarak belirlendi. SDBT incelemesinde üreter taşı saptanan tüm olgularda, hasta yerinden kaldırılmadan ve aynı plan üzerinden, ek olarak DDBT tetkikleri yapıldı. Düşük doz taramasında, sadece efektif tüp akımı 30 mAs/kesit olarak değiştirildi ve diğer tüm parametreler sabit tutuldu. BT tetkikleri tamamlandıktan sonra her inceleme için elde olunan ham veriden, 3.2 mm inkrement ile 6.5 mm kalınlığında transvers kesitler rekonstrükte edildi. Değerlendirme sırasında rutin abdominal pencere ayarları (WW:350, WL:30) kullanıldı.

DOZ ANALİZİ

Cihazımızın vücut modunda $CTDI_{100}$ değeri 7.72 mGy/100mAs'dir. Belirlenen parametreler sonucunda BT cihazı tarafından tek kesit için otomatik olarak verilen $CTDI_{vol}$ değerleri; SDBT'de 12.4 mGy, DDBT'de ise 2.2 mGy idi. Tek kesit için ağırlıklı BT doz indeksi değeri, " $CTDI_w = CTDI_{vol} \times pitch$ " formülü kullanılarak hesaplandı. SDBT ve DDBT uygulamaları sırasında gerçekleşen tüm tarama mesafeleri için doz uzunluk çarpımı (DLP) değerleri BT cihazı konsolu üzerinden her hasta için ayrı ayrı otomatik olarak hesaplanıp kaydedildi. Her iki tetkik için efektif doz hesaplamaları ise, "CT-Expo v 1.4; G. Stamm, Hannover and H.D. Nagel, Hamburg" bilgisayar yazılımı kullanılarak yapıldı. Abdominal BT tarama uzunlukları, standart erkek (boy: 170 cm ve ağırlık: 70 kg) için 43 cm ve kadın (boy: 160 cm ve ağırlık: 60 kg) için 41 cm olarak kabul edilerek, SDBT ve DDBT için belirlenen tetkik parametreleri ayrı ayrı girildi ve sonuçta her iki cinsiyet için hesaplanan efektif doz değerleri kaydedildi.

RADYOLOJİK DEĞERLENDİRME

Konu üzerinde deneyimli bir radyoloji doktoru tarafından, tüm SDBT tetkikleri hemen tarama bitiminde üreter taşı varlığı yönünden incelendi ve taş saptanan hastalarda aynı seansta DDBT incelemesi yapılmasına karar verildi. Çalışma bitiminde tüm BT görüntüleri, deneyimli iki radyolog tarafından beraberce, olası üreter taşı bulguları yönünden önce düşük doz ve dört hafta sonra standart doz olmak üzere birbirinden bağımsız iki ayrı oturumda değerlendirildi. Tüm kesitler iş istasyonu ekranı üzerinde fare yardımıyla ileri-geri kaydırılarak detaylı olarak incelendi ve son karar her iki radyoloğun fikir birliği ile verildi. Daha sonra standart doz ve düşük doz verileri karşılaştırıldı.

Üriner sistemin incelenmesi

Her BT tetkikinde, böbreklerin lokalizasyonları, boyutları, kontur özellikleri, parenkim dansite ve kalınlıkları, sinüs ve pelvikalisiyel yapıları, renovasküler yapılar, perirenal yağ planları ve pararenal fasyalar olası patolojik bulgular yönünden incelendi. Üreterlerin renal pelvis düzeyinden mesane girimine dek seyri takip edildi. Üreterlerin kalibrasyonu, lümeni, duvar yapısı ve periüreteral yağ planları, taş varlığı, yeri, boyutları ve eşlik eden sekonder

değişiklikler yönünden incelendi. Son olarak mesane lümeni, duvar yapısı ve perivezikal yağ planları incelendi.

BT görüntülerinde gürültüyü değerlendirmek amacıyla, iş istasyonunda ortalama 40 mm²'lik daire şeklinde ROI (region of interest) seçilerek SD değerleri kaydedildi. Gürültü (SD) ölçümleri; renal arter çıkış yerleri düzeyinde aortadan, renal hilus düzeyindeki perirenal yağdan, psoas kasları komşuluğunda retroperitoneal yağdan, perirektal yağdan, hilus düzeyindeki renal parankimden yapıldı.

Radyolojik olarak görüntü kalitesi ve tanısal değeri, 0-2 aralığında puanlandırıldı. Buna göre:

0: Yetersiz (Anatomik ayrıntılar görülemiyor)

1: Yeterli (Anatomi görülebiliyor, ancak ayrıntılar seçilmiyor)

2: İyi (Anatomik ayrıntı iyi seçilebiliyor)

Ayrıca taşın olduğu tarafta, taş adeti, taşın lokalizasyonu, boyutları, hacmi, dansitesi, üreter duvarında kalınlaşma (yumuşak doku halka bulgusu), periüreteral yağda çizgilenme, hidroüreter, hidronefroz, perirenal yağda çizgilenme (köprü septalarında kalınlaşma), pararenal fasyalarda ve laterokonal fasyada kalınlaşma varlığı standart ve düşük dozda ayrı ayrı değerlendirildi.

Taş lokalizasyonu için üreteropelvik bileşke düzeyinden başlayarak böbreklerin en alt kesitte görüldüğü düzeye kadar olan kesimi proksimal, böbreklerin en alt seviyesinden sakrumun üst düzeyine kadar olan kesim orta, sakrum üst düzeyinden üreterovezikal bileşke proksimaline kadar olan kesim distal üreter olarak kabul edildi. Üreterovezikal bileşkedeki taşlar da ayrı bir grup olarak değerlendirildi.

Her taş için üç boyut verildi. Taşların transvers ve ön-arka çapları aksiyel planda ölçüldükten sonra kraniyokaudal boyutu görüntülerin çok planlı rekonstrüksiyonu yapılarak koronal planda ölçüldü. Daha sonra sadece taşı kapsayan uygun dansite aralıkları seçilerek üç boyutlu rekonstrüksiyon yapıldı ve iş istasyonu üzerinden otomatik olarak taşın volümü hesaplanıp kaydedildi.

Taşların dansite ölçümleri, SD ölçümlerine benzer şekilde taşın boyutuna uygun ROI alanı seçilerek, büyütülmüş aksiyel planda görüntüler üzerinden yapıldı.

Hidronefroz toplayıcı sistemde genişleme olarak kabul edildi ve hidronefroz varlığına öncelikle görsel olarak karar verildi. Tek taraflı taşı olan olgularda karşı normal böbrek ile kıyaslama da yapıldı. Ekstrarenal pelvisin yanlışlıkla hidronefroz olarak değerlendirilmemesine özen gösterildi. Bunun dışında aksiyel kesitlerde iki taraf için de böbrek pelvislerinin ön-arka çapları ölçüldü.

Hidroüreter, herhangi bir kesiminde üreterin geniş görülmesi şeklinde görsel olarak değerlendirildi. Ayrıca her üreterin üreteropelvik bileşkenin 1-2 cm distalindeki transvers çapı aksiyel planda ölçülerek kaydedildi.

Perirenal yağda çizgilenme, köprü septalarında kalınlaşma sonucu korteksten perirenal yağ içerisine uzanan ışımsal çizgilerin görülmesi olarak kabul edildi.

Laterokonal ve pararenal fasyalarda kalınlaşma yine görsel olarak değerlendirildi. Tek taraflı taşı olan olgularda fasyalarda kalınlaşma varlığına, gerektiğinde karşı taraf böbrekle kıyaslama yapılarak da karar verildi.

Periüreteral yağda çizgilenme varlığına, özellikle taşın bulunduğu üreter kesimine komşu yağ dokusunda dansite artışı ve çizgilenmelerin saptanması ile karar verildi.

Yumuşak doku halkası, taşın olduğu kesimde üreter duvarının çepeçevre kalınlaşarak görünür hale gelmesi şeklinde tanımlandı ve kalınlığı ölçüldü. Yumuşak doku halka görünümü izlenmeyen olgularda, üreter duvarının gözle görülür hale geldiği ve en kalın olduğu düzeyde üreter duvar kalınlığı ölçüldü.

Hem sağlam hem taş olan taraf böbrek parenkimlerinden üst pol, orta kesim ve alt pol düzeylerinde 40 mm²'lik ROI kullanılarak dansite ölçümleri yapıldı ve ortalamaları hesaplanarak renal parenkim atenüasyon değerleri olarak kaydedildi. Bu ölçümlerin renal pelvisten veya kortikal bir kistten yapılmamasına özen gösterildi.

Ayrıca her böbreğin aksiyel kesitlerde renal hilus düzeyinde ön-arka ve transvers çapları, rekonstrükte parakoronal görüntülerde en uzun boyutu olacak şekilde üç boyutu kaydedildi.

Tüm değerlendirmeler SDBT ve DDBT için ayrı ayrı yapıldı ve her iki dozdaki bulgular arasında farklılık olup olmadığı araştırıldı. Tek taraflı taşı olan 29 olgunun 28'inde (soliter böbrekli bir olgu bu değerlendirmeye alınmadı) renal pelvis ön-arka çapları, her iki böbrek üç boyutu, böbrek atenuasyon değerleri, üreteropelvik bileşkenin 1-2 cm altından alınan üreter çapı ölçümleri ve üreter duvar kalınlıkları taş olan taraf ve sağlam taraf arasındaki farklılıklar yönünden değerlendirildi.

İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Aynı hastalarda standart doz ve düşük doz ile elde edilen BT görüntülerindeki farklılıklar Wilcoxon eşleştirilmiş iki örnek testi ve Mc Nemar testleriyle karşılaştırıldı. Veriler arasındaki korelasyon varlığına Pearson korelasyon testi ile bakıldı. Tek taraflı taş olgularında taş olan taraf ile olmayan taraf arasındaki verilerin karşılaştırılması Mann Whitney U testi ile yapıldı. Ayrıca standart doz altın standart kabul edilerek DDBT uygulamasının taşı göstermedeki duyarlılığı hesaplandı. Rakamsal değerler ortalama \pm ortalamanın standart hatası (SEM) olarak verildi. $P<0.05$ değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

BULGULAR

SDBT ve DDBT tetkikleri sırasında BT cihazı tarafından tek kesit için verilen $CTDI_{vol}$ ve gerçekleşen tüm tarama için kaydedilen DLP değerleri ile, ilgili tetkik parametreleri kullanılarak tek kesit için hesaplanan $CTDI_w$ ve tüm abdominal tarama için hesaplanan efektif doz değerleri tablo I' de sunulmuştur. Buna göre, efektif tüp akımını 170 mAs/kesit'ten 30 mAs/kesit'e düşürmekle verilen radyasyon dozunda %82'nin üzerinde azalma sağlanmıştır.

Tablo I. SDBT ve DDBT tetkiklerinin doz değerleri

	Efektif tüp akımı (mAs/kesit)	$CTDI_{vol}$ (mGy)	$CTDI_w$ (mGy)	DLP* (mGy.cm)	Efektif doz (erkek) (mSv)	Efektif doz (kadın) (mSv)
SDBT	170	12.4	21.7	529.7±7.4	8.0	11.1
DDBT	30	2.2	3.85	95.4±2.5	1.4	2.0
Toplam doz	-	-	-	625.1±9.9	9.4	13.1

* Tüm hastaların ortalaması±SEM değeri verilmiştir

Olguların standart ve düşük dozlarda elde edilen görüntülerinin, görüntü kalitesi yönünden değerlendirilmesi sonuçları tablo II' de özetlenmiştir.

Tablo II. SDBT ve DDBT için “görüntü kalitesi” değerlendirme sonuçları.

	0 (Yetersiz)	1 (Yeterli)	2 (İyi)	Toplam Puan
Standart doz BT	0	0	33 (%100)	66
Düşük doz BT	0	3 (%9.1)*	30 (%90.9)*	63

* $p>0.05$

Buna göre düşük doz BT uygulaması yapılan 3 (%9.1) olguda görüntü kalitesinde bir miktar bozulma olmasına karşın radyolojik değerlendirme için yetersiz görüntü kalitesi saptanmadı. DDBT ve SDBT sonuçları karşılaştırıldığında, görüntü kalitesi bakımından istatistiksel olarak anlamlı fark saptanmadı ($p>0.05$). Düşük doz BT uygulaması ile genel olarak rahat değerlendirme yapılabilecek anatomik ayrıntının korunduğu, doz azaltmasının görüntü kalitesini çok olumsuz etkilemediği gözlemlendi.

Olgularda standart doz ile düşük doz uygulamalarında elde edilen görüntülerde aynı noktalardan hesaplanan gürültü ölçümlerine ait sonuçlar tablo III'de verilmiştir. Burada görüldüğü üzere düşük doz uygulamasında gürültü değerlerinde artış olduğu ve bu artışların standart doz uygulamasına göre istatistiksel olarak anlamlı olduğu bulundu. Her ne kadar gürültü değerlerinde artış olsa da görüntü kaliteleri radyolojik değerlendirme yapabilmek için yeterli bulundu.

Tablo III. Standart ve düşük doz BT'de saptanan gürültü (SD) değerleri.

	A	B	C	D	E
Standart doz BT	8.85±0.36	8.99±0.59	9.10±0.48	10.52±0.39	8.16±0.35
Düşük doz BT	18.82±1.04*	17.43±0.83*	15.98±0.80*	20.80±1.23*	15.51±0.65*

Değerler Ortalama±SEM olarak verilmiştir.

** p<0.01 (Standart doz ile karşılaştırıldığında).*

A: Renal arter çıkış yerleri düzeyinde aortadan;

B: Renal hilus düzeyindeki perirenal yağdan;

C: Psoas kasları komşuluğunda retroperitoneal yağdan;

D: Perirektal yağdan;

E: Hilus düzeyindeki renal parankimden alınan gürültü değerleri

Olguların abdomen çevresi ortalama 101±2 cm (74.0-125.4 cm) olarak bulundu. Abdomen çevresi arttıkça gürültü artmaktadır. Hastaların abdomen çevresi ile, aortadan, perirenal alandan, retroperitoneal alandan ve renal parenkimden yapılan gürültü (SD) ölçüm değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptanırken (p<0.03), perirektal yağdan ölçülen SD değerleri arasında anlamlı korelasyon yoktu (p>0.05).

Tablo IV. Taş saptanan üreterler.

	Sağ Üreter	Sol Üreter	Taş saptanan toplam üreter	Taşı ayırt edilemeyen üreter
SDBT	13	24	37 (%100)	-
DDBT	12	23	35 (%94.6)	2 (%5.4)

Standart doz BT’de olguların 29’unda tek taraflı taş bulunurken, 4 olguda iki taraflı taş saptandı. Toplam 37 taşlı üreterin tetkiklere göre dağılımı tablo IV’de sunulmuştur. SDBT ile değerlendirilen toplam 65 üreterden (soliter böbrekli bir olgunun tek üreteri dahil edildi) 37’sinde taş saptanırken, DDBT ile üreterlerden 2’sinde taş ayırt edilemedi. DDBT görüntülerinde olgulardan birinde taş flebolit olarak değerlendirilirken; bilateral taşı olan olguların biri, tek taraflı sol üreter taşı olarak raporlandı. Sonuç olarak, DDBT ile 2 üreterde taş ayırt edilemedi. Ancak, taşlı üreteri saptamada, her iki tetkik arasındaki bu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p>0.05$). Standart doz BT uygulaması altın standart olarak kabul edilerek, düşük doz BT uygulamasının taşlı üreteri saptamadaki duyarlılığı %94.6 olarak bulundu.

Olguların 27 tanesinde bir adet taş bulunurken, üçünde iki adet, üçünde üç adet bulundu. Standart doz uygulaması ile toplam 42 adet taş saptanırken, düşük doz uygulamasında bu 42 taştan 39 tanesinin görülebildiği saptandı. Aradaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunurken ($p>0.05$); SDBT altın standart olarak kabul edildiğinde düşük doz BT uygulamasının tek tek taşları saptamadaki duyarlılığı %92.9 olarak bulundu.

Olgularımızda üreter taşlarının lokalizasyonlarının dağılımı tablo V’ de sunulmuştur. Olgularımızda, en çok taş üreterovezikal bileşke düzeyinde (%31.0) bulunurken, bunu sırasıyla distal üreter (%28.6), orta üreter (%21.4) ve proksimal üreter (%19.0) düzeyleri izledi. DDBT ile proksimal üreter taşlarının hepsi (%100) saptandı. Diğer lokalizasyonlar için DDBT’nin üreter taşını saptamadaki duyarlılığı; orta üreterde %88.9, distal üreterde %91.7 ve üreterovezikal bileşkede %92.3 olarak bulundu. Taşların lokalizasyonlarını tanımlama bakımından standart doz ile düşük doz BT arasında istatistiksel fark saptanmadı ($p>0.05$).

Üreteral taşların boyutları, hacim ve dansiteleri tablo VI’da sunulmuştur. Buna göre ortalama taş boyutları standart dozda $6.7\times 5.6\times 11$ mm bulunurken düşük dozda $6.2\times 5.6\times 12$ mm olarak bulunmuştur. Taş boyutları, dansite ve hacimleri bakımından düşük doz uygulamasında herhangi bir farklılık saptanmamıştır ($p>0.05$).

Tablo V. Üreteral taşların lokalizasyonlarına göre dağılımı (n=42).

Taşların lokalizasyonları	SDBT	DDBT
1/3 Proximal Üreter	8 (%19.0)	8 (%19.0)
Orta Üreter	9 (%21.4)	8 (%19.0)
1/3 Distal Üreter	12 (%28.6)	11 (%26.2)
Üreterovezikal Bileşke	13 (%31.0)	12 (%28.6)
Saptanan toplam taş	42 (%100)	39 (%92.9)
Saptanamayan taş	-	3 (%7.1)

Tablo VI. Taşların ölçülen boyut, hacim ve dansiteleri

	Anteroposterior çap (mm±SEM)	Laterolateral çap (mm±SEM)	Kraniokaudal çap (mm±SEM)	Hacim (mm ³ ±SEM)	Dansite (HU±SEM)
SDBT	6.70±0.56	5.61±0.42	11.08±0.70	486±99	501±39
DDBT	6.28±0.41*	5.60±0.39*	12.04±0.66*	533±119*	490±40*

* $p > 0.05$ (Standart doz ile karşılaştırıldığında)

33 olgunun 37 taşlı üreterinde standart doz ve düşük doz BT görüntülerinde değerlendirilen sekonder taş bulguları tablo VII'de sunulmuştur. Sekonder bulguların görülme sıklıkları açısından SDBT ile DDBT arasında istatistiksel olarak fark saptanmadı ($p>0.05$). Sekonder taş bulgularından en çok hidroüreterin (resim 1-4) var olduğu görüldü (%75.7). Hidroüreteri görülme sıklığına göre sırasıyla, yumuşak doku halkasının varlığı (%70.3) (resim5-7), hidronefroz (%62.2) (resim 8-12), periüreteral yağda çizgilenme (%51.4) (resim 1-3,5), perirenal köprü septalarında kalınlaşma (%51.4) (resim 9,13), laterokonal fasyada kalınlaşma (%29.7) (resim 11,13) bulgularının izlediği saptandı. Olgularda en az görülen sekonder taş bulgusu ise pararenal fasyalarda kalınlaşma (%21.6) idi. DDBT'nin sekonder bulguları ayrı ayrı saptamadaki duyarlılığı; hidronefroz ve periüreteral yağda çizgilenme için %100, hidroüreter için %96.4, perirenal köprü septalarında kalınlaşma için %94.7, laterokonal fasyada kalınlaşma için %90.9, yumuşak doku halkası için %88.5 ve pararenal fasyalarda kalınlaşma için %87.5 olarak bulundu. Bu bulgular kendi aralarında korele edildiğinde hidroüreter ile yumuşak doku halkasının varlığı, perirenal köprü septalarında kalınlaşma ve periüreteral yağda çizgilenme bulguları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon olduğu saptandı ($p<0.05$). Ayrıca sol taraf için, ureteropelvik bileşkenin 1-2 cm distalinden yapılan ureter çapı ölçümleri ile böbrek ön-arka çapları ve renal pelvis ön-arka çap ölçümleri arasında hem SDBT hem de DDBT incelemelerinde istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptandı ($p<0.01$).

Tablo VIIIa ve VIIIb'de taş olan ve olmayan taraftan yapılan üriner sisteme ait ölçümlerin sonuçları sunulmuştur. Tek taraflı taşı olup, karşı üriner sisteminde herhangi bir patoloji bulunmayan 28 olguda, taş olan taraf ile olmayan taraf verileri karşılaştırıldığında, taş olan tarafta renal pelvis ön-arka çapının, ureteropelvik bileşkenin 1-2 cm altındaki ureter çapının, ureter duvar kalınlıklarının gerek SDBT gerekse DDBT'de anlamlı olarak arttığı saptandı. Taş olan tarafta böbrek atenüasyon değerlerindeki azalma, SDBT görüntülerinden elde edilen ölçümler için istatistiksel olarak anlamlı ($p<0.05$) bulunurken, DDBT'de elde edilen sonuçlar için anlamlı değildi ($p>0.05$). Bu karşılaştırmada parenkim/sinüs oranı ve böbrek boyutlarının taş olan taraf ile olmayan taraf arasında istatistiksel farklılık göstermediği saptandı. DDBT ile elde edilen tüm veriler, SDBT'ye göre istatistiksel olarak farklı değildi ($p>0.05$).

Tablo VII. Üreter taşı bulunan tarafta taşa bağlı oluşan sekonder bulguların standart dozda değerlendirilmesi ve düşük doz BT'nin var olan bulguları saptama duyarlılığı

	STANDART DOZ BT		DÜŞÜK DOZ BT	
	Var	Yok	Saptanan	Saptanamayan
Halka işareti	26 (%70.3)	11 (%29.7)	23 (%88.5)	3 (%11.5)
Hidronefroz	23 (%62.2)	14 (%37.8)	23 (%100)	0
Hidroüreter	28 (%75.7)	9 (%24.3)	27 (%96.4)	1 (%3.6)
Perirenal köprü septalarında kalınlaşma	19 (%51.4)	18 (%48.6)	18 (%94.7)	1 (%5.3)
Periüreteral yağda çizgilenme	19 (%51.4)	18 (%48.6)	19 (%100)	0
Laterokonal fasyada kalınlaşma	11 (%29.7)	26 (%70.3)	10 (%90.9)	1 (%9.1)
Pararenal fasyalarda kalınlaşma	8 (%21.6)	29 (%78.4)	7 (%87.5)	1 (%12.5)

Tablo VIIIa. Taş olan taraf ile olmayan tarafın karşılaştırılması

	Renal Pelvis AP çapı (mm)		Üreteropelvik bileşkenin 1-2 cm altında üreter çapı (mm)		Üreter duvar kalınlığı (mm)		Atenüasyon (HU)	
	SDBT	DDBT	SDBT	DDBT	SDBT	DDBT	SDBT	DDBT
Taş olan taraf (Grup 1)	20.05±1.98*	21.42±2.02*#	9.31±0.87*	10.08±1.04*#	2.67±0.18*	2.86±0.26*#	22.36±1.14*	20.62±1.19†#
Taş olmayan taraf (Grup2)	7.78±0.76	8.8±0.70#	3.95±0.30	4.11±0.29#	1.44±0.12	1.69±0.20#	26.25±1.19	23.98±1.30#

* $p < 0.02$ grup 2 ile karşılaştırıldığında

† $p > 0.05$ grup 2 ile karşılaştırıldığında

$p > 0.05$ standart doz verileri ile karşılaştırıldığında

Tablo VIIIb. Taş olan taraf ile olmayan tarafın karşılaştırılması

	Renal ön-arka çap (mm)		Renal transvers çap (mm)		Renal kraniyokaudal çap (mm)		Parankim/Sinus Oranı	
	SDBT	DDBT	SDBT	DDBT	SDBT	DDBT	SDBT	DDBT
Taş olan taraf (Grup 1)	55.97±1.85*	56.27±1.95*#	55.38±1.48*	54.24±1.33*#	109.34±2.23*	109.08±1.5*#	0.71±0.49*	0.74±0.03*#
Taş olmayan taraf (Grup2)	53.89±1.53	55.47±1.48#	52.98±1.48	52.78±1.67#	107.45±2.30	106.12±2.27#	0.84±0.05	0.89±0.05#

* $p > 0.05$ grup 2 ile karşılaştırıldığında

$p > 0.05$ standart doz grubuyla karşılaştırıldığında

OLGULARDAN ÖRNEKLER

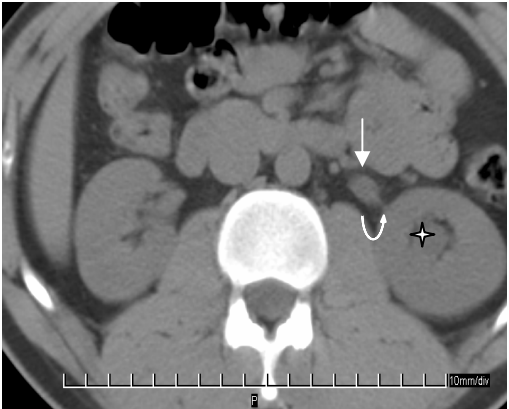


A

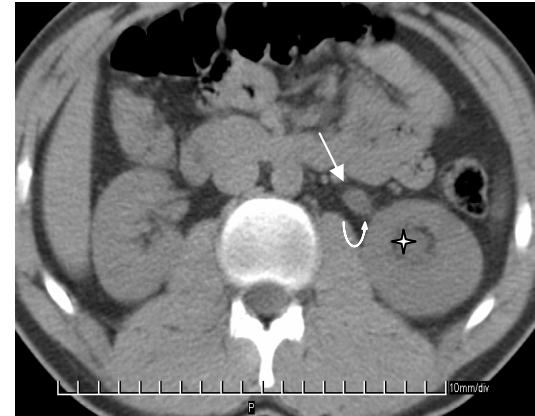


B

Resim 1: 43 yaşında erkek hastanın SDBT (A) ve DDBT (B) incelemelerine ait aynı düzeyden geçen aksiyel kesitler. Sol periüreteral yağda bulanıklık ve çizgilenme (ok) ile hidroüreter (kıvrık ok) görülmektedir. Ayrıca sol böbrek alt polü komşuluğundaki (kuyruklu ok) perirenal yağda çizgilenme ve pararenal fasyalarda kalınlaşma mevcuttur.

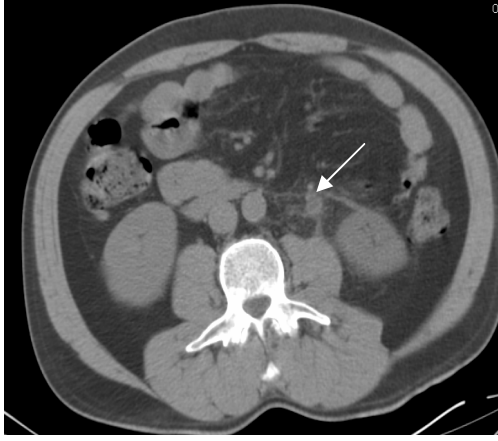


A



B

Resim 2: 20 yaşında erkek hastanın SDBT (A) ve DDBT (B) incelemelerine ait aynı düzeyden geçen aksiyel kesitler. Solda hidroüreter (ok), periüreteral çizgilenme (kıvrık ok) ve böbrek pelvisinde dilatasyon (yıldız) izlenmektedir.

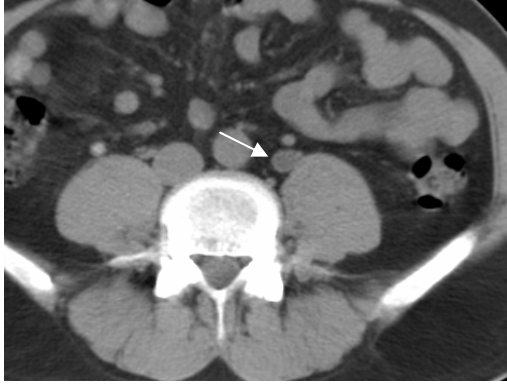


A

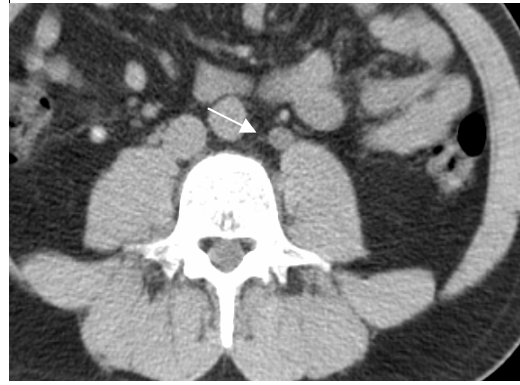


B

Resim 3: 52 yaşındaki erkek hastanın SDBT (A) ve DDBT (B) incelemelerine ait aynı düzeyden geçen aksiyel kesitlerinde sol hidroüreter ve periüreteral yağda çizgilenme (ok) izlenmektedir.

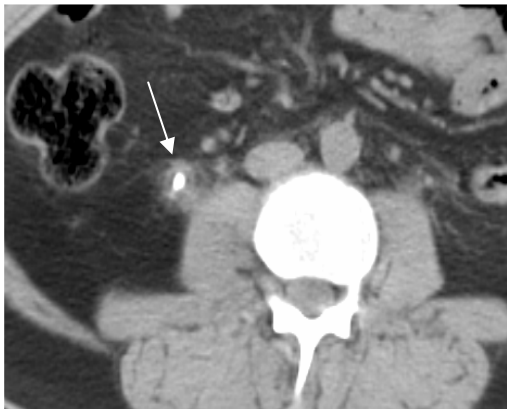


A



B

Resim 4: 37 yaşındaki erkek hastanın SDBT (A) ve DDBT (B) incelemelerine ait aynı düzeyden geçen aksiyel kesitler. Solda psoas kası önünde genişlemiş üreter (ok) izlenmektedir.



A



B

Resim 5: 54 yaşındaki erkek hastanın SDBT (A) ve DDBT (B) incelemelerine ait aynı düzeyden geçen aksiyel kesitler. Sol üreterde taş ve etrafında yumuşak doku halkası (ok) mevcuttur. Ayrıca periüreteral yağda çizgilenme de izlenmektedir.

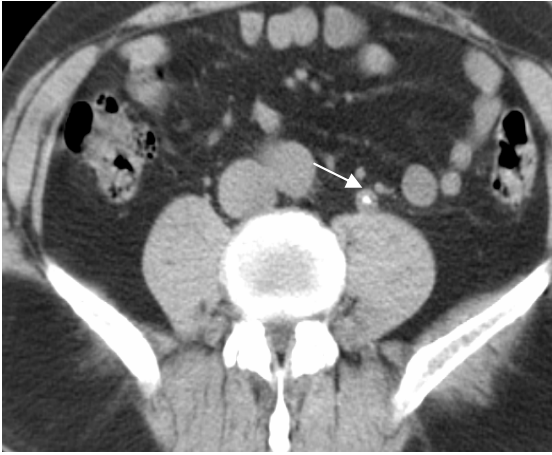


A



B

Resim 6: 34 yaşındaki erkek hastanın SDBT (A) ve DDBT (B) incelemelerine ait aynı düzeyden geçen aksiyel kesitler. Sağ üreterde taş ve etrafında yumuşak doku halkası (ok) izlenmektedir.



A

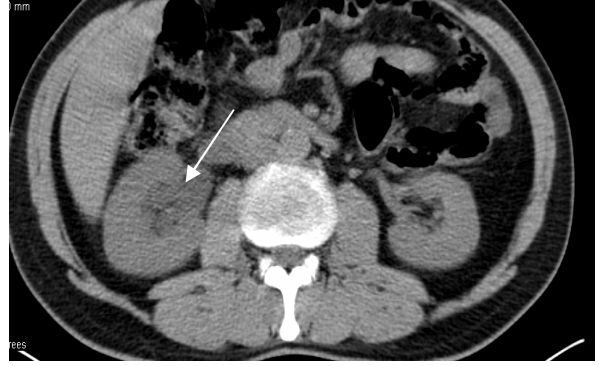


B

Resim 7: 55 yaşında erkek hastanın SDBT (A) ve DDBT (B) incelemelerine ait aynı düzeyden geçen aksiyel kesitler. Sol üreterde taş ve etrafında yumuşak doku halkası (ok) mevcuttur.



A



B

Resim 8: 53 yaşında erkek hastanın SDBT (A) ve DDBT (B) incelemelerine ait aynı düzeyden geçen aksiyel kesitlerde sağda hidronefroz (ok) izlenmektedir.

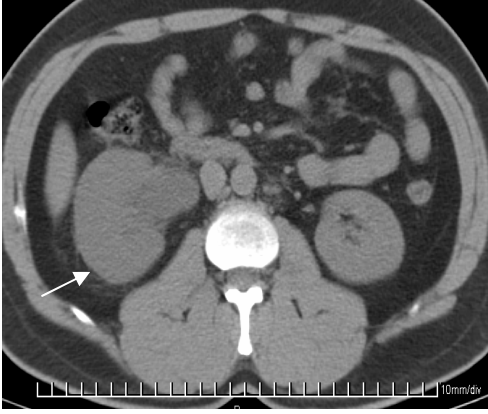


A



B

Resim 9: Bilateral taşı olan 54 yaşındaki erkek hastanın SDBT (A) ve DDBT (B) incelemelerine ait aynı düzeyden geçen aksiyel kesitler. Solda köprü septaları ile (ok) pararenal fasyalarda kalınlaşma (kivrık ok) ve bilateral hidronefroz mevcuttur.



A

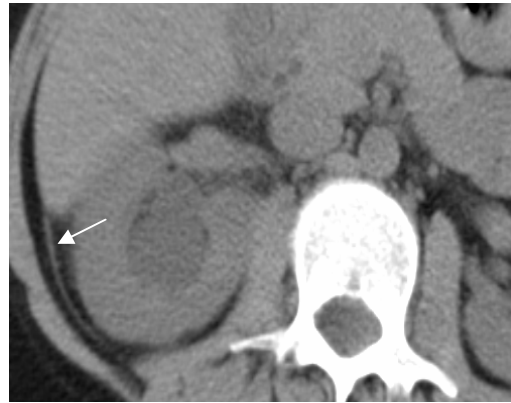


B

Resim 10: 35 yaşındaki erkek hastanın SDBT (A) ve DDBT (B) incelemelerine ait aynı düzeyden geçen aksiyel kesitler. Sağ perirenal yağda çizgilenme (ok) ve hidronefroz mevcuttur. Sağ böbrek dansitesinin de sola göre azaldığı izlenmektedir.

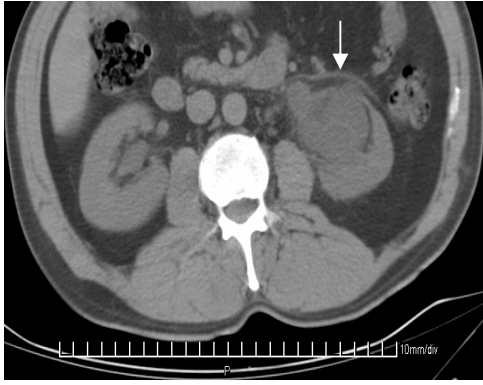


A

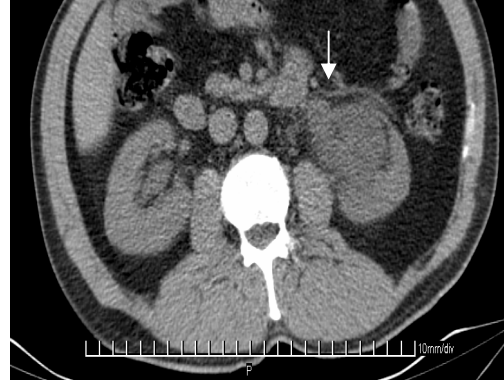


B

Resim 11: 22 yaşında kadın hastada SDBT (A) ve DDBT (B) incelemelerine ait aynı düzeyden geçen aksiyel kesitler. Sağda laterokonal ve pararenal fasya kalınlaşması (ok) ile hidronefroz izlenmektedir.

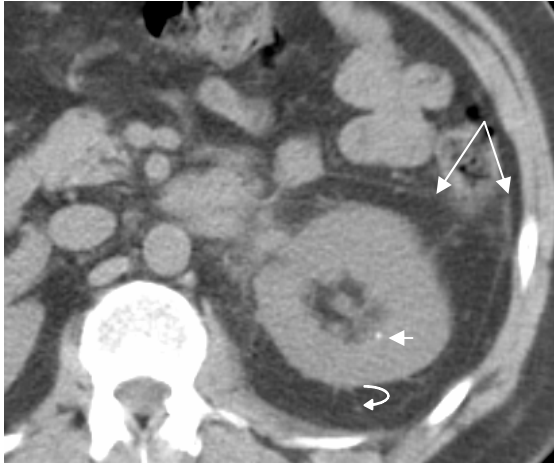


A

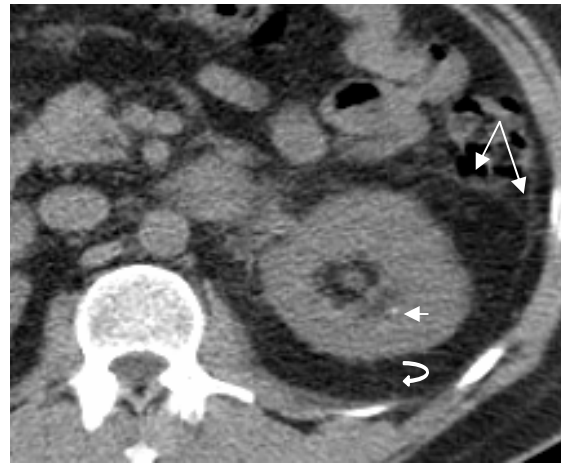


B

Resim 12: 52 yaşındaki erkek hastanın SDBT (A) ve DDBT (B) incelemelerine ait aynı düzeyden geçen aksiyel kesitler. Sol hidronefrozu olan olguda anterior pararenal fasya (ok) kalın izlenmektedir.



A



B

Resim 13: 43 yaşında erkek hastanın SDBT (A) ve DDBT (B) incelemelerine ait aynı düzeyden geçen aksiyel kesitlerde; solda laterokonal ve pararenal fasyalarda (oklar) ve köprü septalarında (kıvrık ok) kalınlaşma izlenmektedir. Ayrıca sağ böbrekte milimetrik hiperdens taş (kısa ok) mevcuttur.

TARTIŞMA

Acil servise en sık başvurma nedenlerinden birisi olan akut yan ağrısı üreter boyunca ilerleyen taşa bağlı oluşan spazmodik tipte bir ağrı olup 'üriner kolik' olarak adlandırılır. Çoğunlukla dinlenme sırasında, gece veya sabah erken saatlerde ortaya çıkar. Taş proksimalden distale ilerlerken ağrı da batın lateralinden periumblikal bölgeye, kasıklara, erkekte testislere ve kadında labia majörlere yansır.

Üriner kolik hastalarında radyolojik incelemenin amacı şüphelenilen klinik tanıyı doğrulamak, taşa bağlı oluşan fizyolojik ve patolojik değişiklikleri değerlendirmek, tedavi amaçlı girişimlere rehberlik etmek ve bunların etkilerini değerlendirmektir (64). İdeal yöntem güvenli, noninvazif, duyarlı ve özgül olmalıdır. Ayrıca klinisyenler bazı sorularına cevap bulabilmelidir (80) :

- 1) Üreteral tıkanıklık var mı?
- 2) Tıkanıklık varsa düzeyi ve kesin nedeni nedir?
- 3) Varsa üreter taşı/taşlarının yeri, boyutu, içeriği nedir?
- 4) Obstrüksiyon yoksa akut yan ağrısının başka bir nedeni var mı?

Geçmiş yıllarda yan ağrısı olan hastaları değerlendirmek için farklı görüntüleme yöntemleri kullanılmıştır. Bunlar DÜSG, İVP, US ve DÜSG ile US'nin birlikte kullanımınıdır (7,58,69,80-82). Sözü edilen tetkikler arasında DÜSG ve İVP ilk sırayı almaktadır. 1992'de İVP'nin yerine DÜSG ve US'nin birlikte kullanımı, 1993'de çözümlenememiş vakaların yaklaşık %30'unda DÜSG ve US'yi takiben İVP çekilmesi önerilmiştir. 1995'de İVP'nin yerine kontrastsız helikal BT kullanımı teklif edilmiştir (55).

Üriner koliği olan hastalarda ilk görüntüleme yöntemi DÜSG'dür. Üreter taşı tanısında çeşitli çalışmalarda DÜSG'ün duyarlılığı %45-62, özgüllüğü %67-77 arasında yayınlanmıştır (64,82). Üriner sistem taşlarının yaklaşık %85'i kalsiyum içerir ve direkt grafide görülebilir. Ancak taş çapı küçüldükçe DÜSG'de saptanma oranı azalmaktadır (1). Ayrıca DÜSG'de taşla karışan pek çok bulgu vardır. Bunlar arasında flebolit, arteryel kalsifikasyon, kalsifiye lenf nodları ve kitleler, appendikolit sayılabilir. Sonuç olarak üreter trasesinde kalsifik dansite görülse de kesin olarak üreter taşına ait olduğu söylenemez.

İVP, üriner sistem obstrüksiyonunun derecesini ve yerini gösterir, böbrek fonksiyonu hakkında bilgi vererek fizyolojik bilgi sağlar, bazı üriner sistem anomalilerini de ortaya çıkarabilir (1,64). Ancak iyotlu kontrast madde kullanımı nedeniyle az da olsa ciddi nefrotoksisite riski taşır. Acil koşullarda bağırsak temizliği yapılamadığı için tetkik yeterli kalitede olmayacaktır. Radyopak olmayan taşlar görüntülenemez. Yüksek grade'li obstrüksiyon varlığında inceleme süresi uzayabilir ve taş saptanmazsa hastanın semptomlarını açıklayacak ekstraüriner patolojiyi ortaya koymada yetersizdir (1, 80, 83).

US incelemesi ile böbrek toplayıcı sisteminin dilatasyonu hakkında bilgi sahibi olunabilir. Toplayıcı sistemde, renal pelviste, üreterovezikal bileşkedeki taşlar ekojenik odaklar olarak izlenebilir, ancak üreter içindeki taşları US ile saptamak çoğu zaman mümkün değildir. Taş izlense bile boyutları kesin olarak ölçülemeyebilir (1). Bazı araştırmacılar US ile DÜSG'ün birlikte kullanımını önermişlerdir. Ancak US ile toplayıcı sistem dilatasyonu saptansa da, DÜSG'de üreter trasesinde saptanan kalsifikasyonun bundan sorumlu olduğu anlamına gelmemektedir (1). Tüm görüntüleme yöntemlerinin dezavantajları düşünüldüğünde akut yan ağrısında taşı veya taşa bağlı olabilecek bulguları kesin gösterecek ya da taş saptanmayan hastalarda ağrıya neden olabilecek ekstraüriner herhangi bir patolojiyi ortaya çıkarabilecek bir görüntüleme yönteminin önemi ortaya çıkmaktadır.

Kontrastsız helikal BT incelemesi ile renal koliği olan hastaların değerlendirilmesi, primer ve sekonder bulguların görüntülenmesi esasına dayanır. Bu şekilde hem taşın kendisi saptanabilir hem de hastanın tedavisi planlanıp, uzun dönem prognozunu değerlendirebilecek diğer bulgular saptanır. Ayrıca ağrıya neden olabilecek ekstraüriner patolojiler de ortaya koyulabilir. Böbrek ve üreter taşı tanısı için kontrastsız helikal BT 1995'de Smith ve arkadaşları (57) tarafından ilk yayımlandığından bu yana radyologlar, ürologlar ve acil servis doktorları tarafından hızlı bir şekilde yaygın olarak kabul görmüştür. Günümüze dek, şüpheli renal kolik hastalarının tanısında helikal BT'nin değeri karşılaştırmalı ve gözlemsel çalışmalarla iyice ortaya koyulmuştur (7,55,58,84,85). Bu hastaların değerlendirilmesinde bugün standart teknik olarak kullanılmaktadır (86). Çeşitli çalışmalarda kontrastsız helikal BT'nin üreter taşını saptamadaki duyarlılığı %95-98, özgüllüğü %96-100 olarak yayınlanmıştır (7,60,65,87). Klinisyenler helikal BT'yi tanıdikça kullanım endikasyonları ve buna bağlı hasta radyasyon dozları da giderek artmaktadır (26,85,88).

DÜSG, İVP, US gibi yöntemlerle karşılaştırıldığında, kontrastsız helikal BT tanıya ulaşmayı hızlandırması, taşın yerini ve boyutunu kesin olarak göstermesi, ürik asit taşları gibi

grafilerde görüntülenmeyen radyolusent taşları da gösterebilmesi, intravenöz iyotlu kontrast madde kullanımı gerektirmemesi ve taş dışında ağrıya neden olabilecek alternatif veya ek nedenleri ortaya koyabilmesi nedeniyle daha değerlidir (55,83,85,89). Ancak özel donanıma ve bu konuda eğitilmiş teknik elemana ihtiyaç duyulması, ucuz bir yöntem olmaması, fonksiyonel bilgi sağlamaması ve nispeten yüksek radyasyon maruziyeti dezavantajları olarak sıralanabilir. Bazı çalışmalarda spiral BT'nin maliyetinin artık daha az önemli olduğu, çünkü İVP'de kullanılan kontrast maddelerin de pahalı olması nedeniyle, kontrastsız helikal BT tetkikinin İVP ile karşılaştırıldığında daha ucuza mal olduğu bildirilmiştir (22,90). Kontrastsız helikal BT, renal fonksiyon ve obstrüksiyonun derecesi hakkında fizyolojik bilgi sağlamaz, ancak hastaya erken dönemde yapılacak tedavi için zaten fonksiyonel bilgiye ihtiyaç yoktur. Ayrıca kontrastsız helikal BT tetkiki en fazla 3-5 dakikada planlanıp gerçekleştirilebilir, ancak İVP hastanın hazırlanması ile birlikte en az 45 dakika süren, geç dönem grafilere ihtiyaç duyulursa 24 saate dek uzayabilen bir tetkiktir (91). Tetkik zamanının kısalması hastanın acil serviste kalış süresini azaltmakta, böylece ekonomik tasarruf sağlamaktadır (92). Bu durumda helikal BT incelemesinin avantajları şu şekilde sıralanabilir (91-93):

- 1) Tetkikin kısa sürmesi
- 2) Tanıya gidişin hızlanması ile ekonomik açıdan tasarruf sağlanması
- 3) İntravenöz kontrast madde kullanımına bağlı meydana gelebilecek reaksiyon riskinin olmaması
- 4) Yan ağrısının ekstraüriner nedenlerini saptayabilmesi
- 5) Direk grafilerde radyolusent olup saptanamayan taşları gösterebilmesi

Diğer taraftan üç filmlerli bir İVP tetkiki veya düşük doz helikal BT incelemesi ile maruz kalınan radyasyon dozuna göre standart helikal BT'de alınan dozun 3-5 kat fazla olduğu yayınlanmıştır (85,94,95). Renal kolik hastaları genç oldukları ve hastalığın tekrarlama olasılığı yüksek olduğu için tetkik sayısı arttıkça alınan radyasyon dozu da fazla olmaktadır. Bu hastalarda düşük doz radyasyon kullanımı önemlidir (96). Son yıllarda düşük doz BT çalışmaları giderek önem kazanmaktadır. Çünkü BT her ne kadar tüm radyolojik incelemelerin %3-5'ini oluştursa da, tıbbi görüntülemeler sırasında maruz kalınan radyasyon dozunun 2/3'ünden sorumludur (26,36). Tüp akımı, tüp voltajı, kesit kalınlığı, alınan kesit sayısı, tarama zamanı, pitch ve taranan hacim, BT'den gelen radyasyon dozunu etkileyen teknik faktörlerdir. Doz azaltılması en çok mAs değerinin azaltılması veya düşük mAs değerlerinin pitch artırılması ile gerçekleştirilmesi sonucu elde edilmektedir. Ayrıca spiral BT'de tek başına pitch değerini arttırmanın tarama zamanını azaltarak hasta dozunu azaltacağı da bilinmektedir. Pitch değerinin iki kat artırılması ile radyasyon dozu yarı yarıya azalmaktadır

(26). Bu yöntem özellikle tarama ve takip BT incelemeleri yapılacak hastalarda değerlidir. Ancak pitch değerinin arttırılması, kesit genişliğinin artmasıyla lezyonların kaçırılması ve artefaktlarda artışla sonuçlanabilir (26). Sonuçta, pitch değerinin arttırılması ile, hızlı tarama yapılabilmesi ve alınan radyasyon dozunda azalma sağlanmasına karşılık, görüntü detayında azalma olmaktadır. ÇKBT’de ise pitch değeri arttırıldığında otomatik olarak mAs da artmakta olduğu için hasta dozu değişmemektedir. ÇKBT’lerde hasta dozunu optimal düzeyde tutmak için kolimasyon ayarlaması yapılır, tarama orta veya geniş kolimasyonla yapılmalıdır. Kesit kalınlığı düşürülerek veya ince kolimasyon kullanılarak boyutsal rezolüsyonun arttırılmaya çalışılması, gürültü miktarında artışa neden olmaktadır. Çoğu kullanıcı oluşan gürültü artışını kompanze etmek için mAs artımına gitmektedir. Bu da yine hasta dozunu olumsuz yönde etkilemektedir. Hasta dozunu azaltmak amacı ile mAs’ın düşürülmesi de görüntü kalitesinde bozulmaya neden olmaktadır. BT incelemeleri, tanısız kaliteyi etkilemeyen mümkün olan en düşük dozda yapılmalıdır. Bu çalışmamızda, radyasyon dozunu en düşük düzeyde tutabilmek amacıyla, efektif tüp akımı 30 mAs/kesit olarak seçildi. Kullandığımız helikal BT cihazında belirlenen parametrelere bağlı olarak, tek bir kesit için verilen radyasyon dozu (CTDI_{vol}) ve tarama uzunluğunca verilen radyasyon dozu (DLP) operatör konsolu monitöründe otomatik gösterilmektedir. BT incelemesi sırasında hastaların maruz kaldığı radyasyonu nitelendirmek için efektif doz da kullanılabilir. Efektif dozun büyüklüğü, genetik değişiklikler oluşturabilme ve kansere yol açma gibi radyasyonun sitokastik riskleri ile ilişkilidir (97). Efektif doz hesaplaması efektif CTDI_w değerlerine bağlıdır. Farklı yaş ve cinsiyetteki hastaların ve dokuların maruz kaldığı radyasyon dozunu belirleyen bu hesaplamalar için ticari olarak elde edilebilen bilgisayar programları vardır. Çalışmamızda, radyasyon maruziyetini hesaplamak için “CT-Expo version 1.4” yazılım paketi kullanıldı (56). Bu paket program ile, “ağırlıklı doku faktörleri” kullanılarak “International Commission on Radiological Protection 60”a göre, kadın ve erkek için hesaplanan tahmini efektif doz değerleri raporlanmaktadır (98).

DDBT’de hesaplanan doz değerlerinde SDBT’ye göre ortalama %82’nin üzerinde ciddi azalma sağlandı. Kullandığımız DDBT parametreleri için hesaplanan tüm bir taramadaki efektif doz miktarı (1.4-2.0 mSv), standart bir İVP tetkikinde beklenen doz değerlerinin (2.5-5.0 mSv) altındaydı. DDBT görüntülerinde anlamlı gürültü artışı olmasına karşın, yapılan görüntü kalitesi skorlamasındaki düşüş anlamlı değildi. Düşük doz BT uygulaması ile genel olarak rahat değerlendirme yapılabilecek anatomik ayrıntının korunduğu, doz azaltmasının görüntü kalitesini çok olumsuz etkilemediği gözlemlendi. Çalışmamızda DDBT’nin tek tek taşları göstermedeki duyarlılığı ise %92.9, taşlı üreteri saptamadaki duyarlılığı %94.6 olarak bulundu. Her iki tetkik için saptanan taşların boyut,

hacim ve dansite ölçümleri ile belirlenen lokalizasyonları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık yoktu.

Çalışmamızda DDBT’de 42 taşın 39’u saptanmış olup 3 taş saptanamamıştır. İlk olgu, abdomen çevresi 90 cm olarak ölçülen erkek hasta olup, sol üreterovezikal bileşkede yerleşmiş olan 2.6 mm çaplı taşa ait dansite SDBT’de üreter içinde izlenirken, DDBT’de flebolit olarak değerlendirilmiştir. İkinci olgu, abdomen çevresi 91.4 cm olarak ölçülen erkek hasta olup, sol üreter 1/3 distal kesimi yerleşimli 2 mm çaplı taş DDBT’de ayırt edilemedi. Ancak bu olgunun, DDBT’de de saptanan sağ üreter distal yerleşimli ve sol üreter orta kesim yerleşimli 2 ayrı taşı daha mevcuttu. Üçüncü olgu ise, abdomen çevresi 100 cm olarak ölçülen erkek olup, sağ üreter 1/3 orta kesim yerleşimli 2.9 mm çaplı taş DDBT’de gözden kaçmıştı. Yine bu olgunun da sol üreterovezikal bileşkede saptanan ayrı bir taşı daha mevcuttu. Saptanamayan 3 taşın da çapları 3 mm’nin altında idi. Bu taşların DDBT’de saptanamamasında boyut önemli bir neden olarak görünmektedir. Bununla birlikte, multipl taşlı olgularda küçük olan taşın gözden kaçabildiği düşünülebilir. Bu yönden, radyolojik değerlendirmeleri yaparken multipl taş olasılığı da akılda tutulmalıdır. Abdomen çevresi değerlerine bakıldığında, bu olguların abdominal obezite sınırında oldukları anlaşılmaktadır. Buna bağlı gürültünün artmasının da, küçük taşların saptanamamasında kısmen rolü olabilir. Ancak 4 mm’den küçük olan taşların -herhangi bir ürolojik girişim yapılmadan- spontan düşürülmesi beklendiği ve multipl taşlı olgularda, küçük olan taşın gözden kaçırılması ürolojik tedavi yaklaşımını değiştirmede için, DDBT’deki bu duyarlılık azalmasının göz ardı edilebilir olduğunu düşünmekteyiz.

BT aksiyel kesitlerinde üreterlerin anatomisinin tam anlaşılması önemlidir, çünkü yan ağrısında üreter tıkanıklığının primer tanısı üreter lümeni içinde taşın gösterilmesidir. Taşa bağlı tıkanıklığın direkt bulguları, taşın kendisinin gösterilmesi, taşın boyutu, yeri ve sayısının tanımlanmasıdır (55). Ayrıca tıkanıklığa bağlı gelişen pek çok sekonder BT bulgusu da vardır. Ayrıca bu sekonder bulguların tespiti, son dönemde düşürülmüş üreter taşı tanısının tek ipucu olabileceğinden oldukça önemlidir (1). Literatürde tanımlanmış taşa bağlı oluşan sekonder bulgular; hidroüreter, hidronefroz, perinefrik yağda ödem ve çizgilenme, periüreteral yağda çizgilenme, laterokonal fasya kalınlaşması, pararenal fasyalarda kalınlaşma, yumuşak doku halkası ve renal parenkimal atenuasyon farkları şeklinde sıralanabilir (67,72,73,91).

BT’de normal üreter çapını 1-2 mm olarak kabul edenler olduğu gibi, Zelenko ve arkadaşları (76) 3 mm’nin üreter çapı için üst sınır olduğunu yayınlamışlardır. Ancak hidroüreter tanısı koyarken karşı normal üreterle karşılaştırılması önerilmektedir (55). Üreter taşı için üreter dilatasyonunun insidansı %64-90 arasında değişmektedir (55,73). Genellikle

kolay saptanır, ancak tromboze veya genişlemiş gonadal venle karıştırmamak için renal pelvisle devamlılığına dikkat edilmelidir. Bizim çalışmamızda hidroüreter görülme sıklığı SDBT incelemesinde %76, DDBT incelemesinde %73 bulunmuş olup taşla bağlı sekonder BT bulguları arasında en fazla saptanan bulgu olmuştur. DDBT'nin hidroüreteri saptama duyarlılığı %96.4 olarak hesaplanmıştır. Üreteropelvik bileşkenin 1-2 cm altından yapılan ölçümlerde taş olan tarafta üreter transvers çapları SDBT için ortalama 9.31 ± 0.87 mm (3-23 mm) iken, DDBT için ortalama 10.08 ± 1.04 mm (2-25 mm) bulunmuş olup, aralarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmadı ($p > 0.05$). Taş olmayan tarafta ortalama üreter çapı SDBT'de 3.95 ± 0.30 mm (1.9-8.6 mm), DDBT'de ise 4.11 ± 0.29 mm (2-7.8 mm) bulunmuştur. Hidroüreteri tek başına üreter taşına bağlı obstrüksiyonun kanıtı olarak kullanmamak gerekir, çünkü akut/kronik pyelonefrit, appendisit, divertikülit, üretere dıştan bası yapan abdominal ve pelvik kitleler de dilatasyona neden olabilir (1,55).

Hidronefroza infundibulumlar ve kaliksler sıvı dolu yuvarlak yapılar olarak görülür. Taşla bağlı obstrüksiyonlarda insidansı %69-83 arasında bildirilmiştir (73). Bizim çalışmamızda hidronefroz görülme sıklığı hem SDBT hem de DDBT için %62 ve buna göre DDBT'nin hidronefrozu saptama duyarlılığı %100 bulunmuştur. Renal pelvis ön-arka çapları SDBT incelemede taş olan taraf için ortalama 20.05 ± 1.98 mm (4.7-50 mm), taş olmayan taraf için ortalama 7.78 ± 0.76 mm (4-23 mm) ölçülmüştür. DDBT incelemede ise taş olan taraf için ortalama 21.42 ± 2.02 mm (9.3-49.7 mm), taş olmayan taraf için ortalama 8.8 ± 0.70 mm (4.3-18 mm) olarak ölçülmüştür. Her iki incelemede de taş olan taraftaki renal pelvis çapındaki artış istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p < 0.02$). Ayrıca standart ve düşük doz uygulamaları arasında yapılan karşılaştırmada, renal pelvis ön-arka çapı ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır ($p > 0.05$). Çalışmamızda sol tarafta üreteropelvik bileşkenin altından yapılan üreter çapı ölçümleri ile böbrek ve renal pelvis ön-arka çapları arasında istatistiksel olarak anlamlı korelasyon saptandı ($p < 0.01$). Sadece solda anlamlı olmasının nedeni, çalışmamızdaki toplam hasta sayısının az olması ve saptanan taşların çoğunun solda bulunması sonucu, hidroüreter ve hidronefrozun solda daha fazla görülmesi olabilir. Parenkim/sinüs oranları değerlendirildiğinde, SDBT'de taş olan tarafta ortalama 0.71 ± 0.49 (0.23-1.22), taş olmayan tarafta ortalama 0.84 ± 0.05 (0.42-1.77), DDBT'de ise taş olan tarafta ortalama 0.74 ± 0.03 (0.23-1.44), taş olmayan tarafta ortalama 0.89 ± 0.05 (0.47-1.48) bulunmuştur. Ancak taş olan tarafta parenkim/sinüs oranındaki bu azalma istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı ($p > 0.05$). DDBT ile elde edilen tüm veriler, SDBT'ye göre istatistiksel olarak farklı değildi ($p > 0.05$). Yine, taş olan tarafta parenkim/sinüs oranları ile hidronefroz arasında anlamlı ilişki saptanmadı ($p > 0.05$).

Perinefrik ödem ve çizgilenme, perirenal alandaki fibröz septalar (Kunin'in köprüleşme septaları) içinde sıvı birikimi sonucunda görülen dansite değişiklikleridir (1,73). Üreteral obstrüksiyona bağlı lenfatik basınç artışı sonucu, sıvının perinefrik alandaki septalara ve komşu lenfatiklere akması ile oluşur. Taşa bağlı tıkanıklıklarda insidansı %36- 82 arasında değişen değerlerde yayınlanmıştır (55,73). Çalışmamızda perirenal yağda çizgilenmenin görülme sıklığını SDBT için %51, DDBT için %49 bulduk. DDBT'nin perirenal yağda çizgilenmeyi saptama duyarlılığı %94.7 olarak hesaplanmıştır. Çeşitli yayınlarda perinefrik çizgilenme ve hidronefroz ilişkisinin taşın varlığı açısından pozitif prediktif değeri %98-%99, negatif prediktif değeri %91-%95 olarak belirtilmiştir (55,58,73).

Hidroüreter, hidronefroz ve perinefrik yağda çizgilenmenin birlikte bulunması, eşlik eden üriner sistem enfeksiyonu veya görülebilen taş yoksa, son dönemde düşürülmüş üreter taşı yönünden anlamlıdır (73,77).

Üreterin submukozal, intramuskuler ve adventisyal tabakaları arasındaki birbirleriyle ilişkili lenfatiklere olan artmış lenfatik drenaj sonucu periüreteral yağda çizgilenme görülür (62). Perinefrik çizgilenmeye benzer şekilde, periüreteral çizgilenme obstrüksiyonun erken döneminde başlar ve zamanla artar. Bizim çalışmamızda bu bulgunun görülme sıklığı hem SDBT hem DDBT incelemesinde %51 olarak saptandı. DDBT'nin periüreteral yağdaki çizgilenmeyi saptama duyarlılığı %100 bulundu.

Periüreteral ödem, üreter taşına komşu duvarda irritasyona bağlı inflamatuvar reaksiyon sonucu oluşan yumuşak doku kalınlaşmasıdır (1,69). Buna yumuşak doku halkası da ('tissue rim sign') denir. Flebolitleri üreter taşından ayırt etmek için önemlidir. Küçük taşlarda (transvers çapı ≤ 4 mm olan) bu bulgunun daha belirgin olarak ortaya çıktığına dair yayınlar vardır (70). Bizim çalışmamızda yumuşak doku halkasının pozitif olduğu taşların ortalama transvers çapı SDBT'de 5.31 ± 0.47 mm (2.6-11.3 mm) bulundu. Öte yandan yumuşak doku halkası saptanmayan olgulardaki taşların transvers çapı ortalamasının 6.2 ± 0.83 mm (2.4-13 mm) olarak bulundu. Ancak bizim çalışmamızda aradaki bu fark istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p > 0.05$). Yumuşak doku halka bulgusu, taşın üreter içinde olduğunu gösteren en önemli bulgu olmakla birlikte, pozitif olmaması taşı ekarte ettirmez. Kawashima ve arkadaşları (67) rutin standart doz helikal BT incelemelerinde üreter taşı olan 32 hastanın 16'sında (%50) pozitif, 5'inde (%16) negatif olduğunu, 11'inde (%34) tanımlayamadıklarını yayınlamışlardır. Yine benzer bir standart doz çalışmasında Heneghan ve arkadaşları (70) 136 taşın 105'inde (%77) yumuşak doku halkasının varlığını tanımlamışlardır. Bizim çalışmamızda SDBT taramasında 37 taşın 26'sında (%70) bu bulgu saptanırken, DDBT'de 37

taşın 23'ünde (%62) pozitif bulundu. Yumuşak doku halkasının DDBT ile saptanma duyarlılığı ise %88.5 olarak bulundu.

Tek taraflı böbrek büyümesi parenkim kalınlığında veya böbrek uzunluğunda artış şeklinde tanımlanmaktadır. Farklı yazarlar tarafından %36-71 arasında değişen sıklıklarda rapor edilmişlerdir (73). Smith ve arkadaşları (58) üreter obstrüksiyonu bulunan hastalarda tek taraflı böbrek büyümesinin duyarlılığını %71, özgüllüğünü %89 bulmuşlardır. Çalışmamızda böbrek boyutlarını ön – arka, transvers ve kraniyokaudal olarak üç planda ölçtük. SDBT'de taş olan tarafta böbrek ön arka çapı ortalama 55.9±1.8 mm (36.8-77 mm), transvers boyutu ortalama 55.3±1.4 mm (39-69.5 mm) ve kraniyokaudal boyutu ortalama 109.3±2.2 mm (80.5-137 mm), DDBT'de ise taş olan tarafta böbrek ön arka çapı ortalama 56.6±1.9 mm (36.6-76 mm), transvers boyutu ortalama 54.4±1.3 mm (36-68.6 mm) ve kraniyokaudal boyutu ortalama 109.3±2.1 mm (84-133.6 mm) bulunmuştur. Taş olmayan tarafta SDBT'de böbrek ön arka, transvers ve kraniyokaudal boyutları sırasıyla ortalama 53.8±1.5 mm (34-68.5 mm), 52.9±1.48 mm (38-75.5 mm), 107.4±2.3 mm (72-125 mm) ölçülmüştür. DDBT'de ise boyutlar sırasıyla 55.4±1.48 mm (37.6-69 mm), 52.7±1.67 mm (36-77 mm) ve 106.1±2.27 mm (75-128 mm) bulunmuştur. Hem SDBT hem DDBT incelemesinde taş olan tarafta böbreklerin boyutlarında minimal artış saptansa da, bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı (p>0.05). Böbrek boyutları yönünden, SDBT ve DDBT arasında da istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (p>0.05).

Tek taraflı böbrek büyümesi ve orta – ağır derecede perinefrik çizgilenme üreter taşına bağlı görülebileceği gibi, pyelonefrit veya renal ven trombozunda (RVT) da görülebilir. Pyelonefrit için klinikte ateş olması, idrarda enfeksiyon ve beyaz kürede artış olması önemlidir. RVT ile yeni düşürülmüş tıkaçıcı taşı ayırt etmek zordur. Belirgin şüphe mevcutsa RVT tanısı için kontrastlı helikal BT incelemesi yapılmalıdır (64,73).

Obstrüksiyonun olduğu taraftaki böbrek ile normal böbrek parenkimleri arasındaki dansite farkları da son zamanlarda üreter taşına bağlı tıkanıklığın başka bir sekonder bulgusu olarak bildirilmiştir. Bu atenuasyon farkı obstrüksiyonun olduğu böbrekteki ödeme bağlıdır ve buna 'soluk böbrek' işareti denir. İlk kez 2001'de Georgiades ve arkadaşları (72) yaptıkları bir çalışmada iki böbrek arasında ortalama atenuasyon farkını 14.5 HU bulmuşlardır. Hasta sayılarının yeterli olmaması nedeniyle özgüllük ve duyarlılık belirtememişler ancak her iki böbrek arasında atenuasyon farkının 5HU ve üzerinde olmasının soluk böbrek için anlamlı olduğunu bildirmişlerdir. Ayrıca üreter dilatasyonunun derecesi ve iki böbrek arası atenuasyon farkının yüzdesi arasında korelasyon faktörünü (R) 0.61, perinefrik yağda çizgilenme derecesi ile atenuasyon farkı yüzdesi arası korelasyon faktörünü (R) 0.34

bulmuşlardır. Özer ve arkadaşları (74) daha büyük bir hasta grubuyla yaptıkları çalışmada 5 HU değerini yine eşik değer olarak belirlemişlerdir. Buna göre 5 HU ve üzerinde ölçülen dansite farkı taşla bağlı obstrüksiyon açısından anlamlı olup daha az dens olan tarafta ödem olduğunu gösterir. Goldman ve arkadaşları (68) böbrekler arası 5 HU ve üzeri atenuasyon farkının üreter taşı için duyarlılığını %61, özgüllüğünü %100 olarak bildirmişlerdir. Bizim çalışmamızda SDBT incelemesinde yapılan ölçümlerde her iki böbrek arasındaki atenuasyon farkı taş olan tarafta ortalama 22.36 ± 1.14 , olmayan tarafta 26.25 ± 1.19 ile istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p < 0.02$). DDBT uygulaması sonucu tekrarlanan böbrek parenkimi dansite ölçümleri taş olan taraf için 20.62 ± 1.19 , olmayan taraf için 23.98 ± 1.30 ölçüldü, ancak bulgu istatistiksel olarak anlamlı değildi ($p > 0.05$). Daha önceki yayınlarda (68,72,74) böbrekler arası atenuasyon farkı değerlendirmesinde 5 HU ve üzeri eşik değer olarak bildirilmiştir. Burada da görüldüğü gibi bizim çalışmamızda standart doz uygulaması için iki böbrek arası atenuasyon farkı ortalama 3.89 HU iken, düşük doz uygulamasında 3.36 HU olarak hesaplanmaktadır. Aradaki fark çok az olmasına rağmen 3.89 HU, SDBT incelemede istatistiksel olarak anlamlı bulunurken, 3.36 HU, DDBT incelemede istatistiksel olarak anlamlı değildi. Bu durum DDBT incelemesinde gürültü miktarının fazla olması ile de açıklanabilir. Özer ve arkadaşları (74) yaptıkları çalışmanın sonucunda, eşik değer 5 HU ve üzeri olarak kabul edildiğinde yanlış negatif sonuçların arttığını ve buna bağlı olarak duyarlılık ve negatif prediktif değerlerin düşük olduğunu belirtmişler ve eşik değerini 5 HU'dan 3 HU'ya düşürülmesi ile bu problemin çözülebileceğini ifade etmişlerdir. Ancak bu uygulama yapıldığında da yanlış pozitif sonuçlarda artışın görülme olasılığı artmaktadır. Çalışmamızda elde edilen sonuçlar da göz önünde bulundurulduğunda, düşük dozla yapılan helikal BT incelemelerinde her iki böbrek arası parenkimal atenuasyon farkı için 3 HU ve üzerinin eşik değer olarak kabul edilmesi çalışmanın duyarlılığını arttırmada uygun bir çözüm yöntemi olabilir.

Kontrastsız helikal BT incelemelerinde böbrek parenkimleri arası dansite farkı olduğu zaman renal ödem açısından anlamlıdır. Renal ödem olup taş saptanmadığında pyelonefrit ve RVT araştırılmalıdır. Ancak renal ödem ve hidronefrozun bir arada görülmesi öncelikle yeni düşürülmüş taşı akla getirmelidir (72).

Tek taraflı nefromegali, perinefrik yağda çizgilenme ve renal ödem birlikte görüldüğü zaman yeni düşürülmüş üreter taşı ile pyelonefrit ve RVT de ayırıcı tanıda düşünülmelidir (64,72,73).

Katz ve arkadaşları (69) yaptıkları bir çalışmada hasta grubunun %4'ünde taş pozitif olduğu halde hiçbir sekonder bulgu saptamamışlar. Bizim çalışmamızda 33 hastanın 2'sinde

(%6) taş olduğu halde SDBT ve DDBT incelemesinde hiçbir sekonder bulgu saptanmadı. Az da olsa bazı hastalarda sekonder bulgu saptanmadan üreter taşı olabileceği göz önünde tutularak her olgu için inceleme dikkatli yapılmalıdır. Çalışmamızda DDBT uygulamasında 37 taşlı üreterden bir tanesinde taş flebolit olarak değerlendirilirken, bilateral taşı olan bir olguda ise sağ taraftaki taş hiç görülmedi. SDBT altın standart olarak kabul edildiğinde, DDBT incelemesinin taşlı üreteri saptamadaki duyarlılığı %94.6, taşı saptamadaki duyarlılığı ise %92.9 olarak bulundu. Tack ve arkadaşları (85) yaptıkları bir çalışmada üç radyolog tarafından değerlendirilen ve 30 mAs ile yapılan düşük doz BT uygulamasının üreter taşını saptamadaki duyarlılığını %89.5 - %94.7 arasında saptamışlar. Düşük doz uygulamasının taşla bağlı tıkanıklıklarda oluşan sekonder bulguları saptamadaki duyarlılığını çalışmamızda her bulgu için ayrı ayrı değerlendirdik. Buna göre SDBT altın standart kabul edildiğinde, DDBT'nin hidroüreteri saptama duyarlılığını %96.4, hidronefrozu saptama duyarlılığını %100, periüreteral yağda çizgilenmeyi saptamadaki duyarlılığını %100, perirenal yağda çizgilenmeyi saptamada duyarlılığını %94.7, pararenal fasyada kalınlaşmayı saptama duyarlılığını %87.5, laterokonal fasyada kalınlaşmayı saptamadaki duyarlılığını %90.9, yumuşak doku halkasını göstermedeki duyarlılığını %88.5 bulduk.

Kontrastsız helikal BT üreter taşı tanısında yüksek kesinliği olan bir yöntemdir (55,85). Ancak taş hastaları çoğunlukla genç oldukları ve tekrar tekrar BT tetkikine gerek duyulduğu için maruz kaldıkları radyasyon miktarı fazladır (85,99). Renal kolik için BT incelemesi yapılırken radyasyon dozunun tanısal görüntünün elde edildiği mümkün olan en alt seviyede tutulması gerektiğini vurgulayan pek çok yayın vardır (42,55,86,96). Böylelikle aynı zamanda X-ışını tüpünün de ömrü uzayacaktır (42).

TKBT ve ÇKBT sistemleri arasındaki karşılaştırmada parametreler aynı tutulduğunda, ÇKBT'ler ile yapılan taramaların daha fazla radyasyona maruz bıraktığı gösterilmiştir (85). TKBT cihazlarında tüm parametreler sabitken pitch artırılarak radyasyon dozu azaltılabilmektedir (96,100). Ancak ÇKBT cihazlarında bu konuda dikkatli olmak gerekir çünkü bazı makinelerde, pitch artırıldığında aynı gürültü düzeyini koruyabilmek için tüp akımı ayarları (mA) otomatik olarak artmakta ve böylece radyasyon dozu azalmamış olmaktadır (100). Son dönemde çalışmalarda radyasyon dozunu azaltmak için mAs değeri düşürülmüştür. BT'de radyasyon maruziyeti tüp akımı ve zamanın çarpımı (mAs) ile doğrudan bağlantılıdır, mAs azaltıldıkça doz azalır ancak gürültü artar (85,99,100). Spielmann ve arkadaşları (99) yaptıkları bir fantom çalışmasında hem TKBT hem ÇKBT taramalarında tüp akımını 60 mA ve 30 mA'ya düşürerek 2-8 mm arasında değişen böbrek taşlarının görüntülenebildiğini ortaya koymuşlardır. TKBT cihazında CTDI değerinin 11.1

mGy'den 3.8 mGy'e, ÇKBT'de ise 14.9 mGy'den 5.2 mGy'e düştüğünü saptamışlardır. Çalışmamızda mAs değerini 170'den 30'a düşürdüğümüzde; CTDI_{vol} değeri 12.4mGy'den 2.2mGy'e, ortalama DLP değeri 529.73±7.37 mGy.cm'den 95.38±2.50 mGy.cm'e, belirlenen parametrelere göre hesaplanan efektif doz değerleri ise 8.0-11.1 mSv'den 1.4-2.0 mSv'e düşmüştür.

Hem SDBT hem DDBT uygulamasında yaptığımız gürültü (SD) ölçümlerinde hastaların abdomen çevreleri ile perirektal yağdan alınan değerler hariç, diğerleri ile arasında anlamlı korelasyon saptandı. Haaga ve arkadaşları, gürültü ile hastanın çapının karesi arasında lineer bir ilişki olduğunu bildirmişler ve istenen tüp akımına karar verirken hastanın çapının yardımcı olarak kullanılmasını önermişlerdir (52,53). Karla ve arkadaşları (26) yaptıkları bir çalışmada doz azalması sonucu zayıf hastalarda görüntü kalitesini kabul edilebilir düzeylerde bulurken, obez hastalarda kabul edilebilir düzeylerin altında bulmuşlardır. Sonuç olarak çalışmalarında ağırlığı 81 kg'un altında ve karın çevresi 105cm'in altındaki hastalarda dozdaki %50 azalmanın görüntü kalitesinde anlamlı bozulmaya neden olmayacağını belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da ortalama abdomen çevresi 101±2 mm hesaplanmış olup, %82'nin üzerinde yapılan doz azaltımına rağmen DDBT uygulamasında görüntü kalitesinde anlamlı kayıp izlenmemiştir. DDBT'nin en önemli dezavantajı gürültü miktarındaki artıştır. Özellikle obez hastalarda bu durum daha belirgin ortaya çıkmaktadır. Ancak zayıf hastalarda da intraabdominal yağ oranının az olması üreter trasesinin, perirenal ve periüreteral alanın değerlendirmesinde ayrı bir engel teşkil etmektedir. Buna ek olarak DDBT'de artan gürültü sonucu, taşla bağlı primer ve sekonder bulguların saptanması zayıf hastalarda olumsuz yönde etkilenir. Bizim çalışmamızda da, çok zayıf hastalarda değerlendirmenin nispeten daha zor olduğu gözlenmiş olmakla birlikte, DDBT'de taş saptanamayan olguların abdominal çevresi 90 cm'in üzerindeydi. Özellikle abdominal obezitesi olan hastalarda gürültü miktarında belirgin artış olduğu için ve çok zayıf hastalarda da intraabdominal yağ miktarında azalma olduğu için tetkike karar verirken ve inceleme sırasında daha dikkatli olunmalıdır. Bu grup hastada radyolojik açıdan şüphe mevcut ise SDBT uygulaması veya İVP tetkiki yapılmalıdır. Ayrıca ağrı sebebi taşla açıklanamayan olgulara kontrastlı SDBT incelemesi de yapılabilir.

Bulgularımıza göre, hasta radyasyon dozunun ciddi derecede azaltılabildiği DDBT uygulaması, üreter taşına ait primer ve sekonder bulguları göstermede SDBT tetkiki kadar etkili bir yöntem olarak görünmektedir. Düşük radyasyon dozunun yanında, kontrast madde kullanımını gerektirmemesi, dolayısıyla ilaç reaksiyonu ve nefrotoksisite riski bulunmaması ile, nispeten non-invaziv ve güvenli bir tetkiktir. DDBT, ön hazırlık gerektirmeden kısa

sürede yapılarak hastanın hastanede kalma süresini ve maliyetleri azaltan, ayrıca BT cihazlarının tüp ömrününün uzatılmasına da katkısı olan, nispeten ucuz bir yöntemdir. Özellikle genç hasta grubunda ve tekrarlanan tetkiklerde önemi daha da artan DDBT incelemesi, akut renal kolik hastalarında ilk tercih edilmesi gereken radyolojik yöntem olmalıdır.

SONUÇ

Akut yan ağrısı ile acil servise en sık başvurma sebebi üreter taşıdır. Genelde genç yaş grubunda olan bu hastaların taş hikayelerinin tekrarlama riski ve hayat boyu çok kez BT incelemesi gerekliliği göz önüne alındığında, “ALARA” (as low as reasonably achievable) prensibine dayanarak görüntülerde tanısal kaliteyi etkilemeyecek en az radyasyon dozunun kullanılması çok önemlidir.

Bu çalışmada, düşük doz BT tekniği kullanılarak radyasyon dozunda %82'nin üzerinde azalma sağlandı. DDBT ile gürültü miktarında artış olmasına rağmen, tüm hastalarda tanısal açıdan yeterli görüntüler elde olundu. SDBT altın standart kabul edildiğinde, DDBT uygulamasının hem taşı (%92.9) hem de taşa bağlı oluşan sekonder radyolojik bulguları (%87.5-100) göstermedeki duyarlılığı yüksek bulundu. Her iki yöntem arasında istatistiksel olarak da anlamlı farklılık saptanmadı.

DDBT, üreter taşlarına ait primer ve sekonder bulguları göstermedeki yüksek duyarlılığı, düşük radyasyon dozu içermesi, kontrast madde kullanımı gerektirmemesi, nispeten ucuz olması ve ön hazırlık gerektirmeyen hızlı bir tetkik olması nedeniyle; akut renal kolik hastalarında tanı için ilk tercih edilecek yöntem olmalıdır.

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, üreter taşına ait primer ve sekonder bulguların saptanmasında, düşük doz tekniği ile uygulanan kontrastsız helikal BT'nin görüntüleme özellikleri ve tanısal duyarlılığının değerlendirilmesidir.

Pamukkale Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiagnostik Anabilim Dalı'nda, Aralık 2004 -Temmuz 2005 tarihleri arasında SDBT incelemelerinde üreter taşı saptanan 33 olguda, 30 mAs/kesit efektif tüp akımı kullanılarak DDBT tetkikleri yapıldı. DDBT sonuçları standart doz verileri ile karşılaştırıldı.

DDBT uygulaması ile, olguların abdomen çevresi arttıkça görüntülerdeki gürültü miktarında da artış saptandı. Ancak DDBT'deki görüntü kaliteleri radyolojik değerlendirme için yeterli bulundu. DDBT ile hastaya verilen radyasyon miktarında %82'nin üzerinde azalma elde edildi. SDBT altın standart kabul edilerek yapılan karşılaştırmada, DDBT'nin taşlı üreteri ve taşları tek tek göstermedeki duyarlılığı sırasıyla %94.6 ve %92.9 bulundu. Taşları tanımlamada ve taşa bağlı sekonder bulguları göstermede de SDBT ile DDBT arasında istatistiksel fark saptanmadı.

Üreter taşına bağlı akut renal kolik hastalarında, taşa ait primer ve sekonder bulguları yüksek duyarlılıkta tanımlayabilen kontrastsız düşük doz helikal BT incelemesi, hasta radyasyon dozunu ciddi oranda azaltması nedeniyle, özellikle genç hasta grubunda ve tekrarlanan tetkiklerde ilk tercih edilmesi gereken yöntem olmalıdır.

SUMMARY

LOW DOSE HELICAL CT EXAMINATION IN PATIENTS WITH URETERAL CALCULI

The aim of this study is to evaluate the imaging properties and diagnostic sensitivity of low dose unenhanced CT technique in detecting primary and secondary signs of ureteral calculi.

In Pamukkale University Faculty of Medicine Department of Radiology, 33 patients with ureteral calculi on SDCT underwent LDCT at effective tube current of 30 mAs/slice, between December 2004 - July 2005. The results from LDCT were compared with the data of standard dose.

As the abdominal circumferences of the patients increase, an increase in noise was also detected on LDCT. However, imaging quality of LDCT was good enough for radiological evaluation. A decrease of more than 82 % in radiation exposure to the patients was obtained with LDCT. Accepting the SDCT as gold standard, the sensitivity of LDCT in showing the ureters with calculi and the calculus itself were 94.6 % and 92.9 %, respectively. There was no statistical difference between SDCT and LDCT in depicting the calculi and the secondary signs related to the calculi.

Low dose unenhanced helical CT can describe the primary and secondary signs with high sensitivity in acute renal colic patients with ureteral calculi. Since it decreases the radiation exposure significantly, LDCT should be the first choice of imaging method, particularly in young patients and those who need multiple CT examinations for new stone formations.

KAYNAKLAR

1. Smith RC, Levine J, Rosenfeld AT. Helical CT of urinary tract stones. *Radiol Clin N Am* 1999; 37:911-952
2. Gökmen E. Temel Radyoloji 2. Üriner sistem radyolojisi. Ankara: Nobel Kitabevi.
3. Çelik E. Üreter taşlarında kontrastsız spiral BT'nin tanı değeri. Uzmanlık Tezi, Isparta, 2001.
4. Tuncel E. Klinik Radyoloji. Bursa: Güneş ve Nobel Kitabevleri, 1994
5. Rickards D, Jones J. The ureter and upper urinary tract obstruction. In: Sutton D, eds. *Textbook of radiology and imaging*. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1999: 1157-1166.
6. Ödev K. Radyolojik teknik ve endikasyonlar. Üriner sistem radyolojisi. Konya: Atlas Tıp Kitabevi, 1992.
7. Fielding JR, Steele G, Fox LA, Heller H, Loughlin KR. Spiral computerized tomography in the evaluation of acute flank pain:a replacement for excretory urography. *J Urol* 1997; 157:2071-2073.
8. Rickards D, Jones J. Imaging investigation of the urogenital tract. In: Sutton D, eds. *Textbook of radiology and imaging*. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1999: 1113-1129.
9. Erwin BC, Carroll BA, Sommer FG. Renal colic: the role of ultrasound in initial evaluation. *Radiology* 1984; 152:147-150.
10. Hill MC, Rich JJ, Maridat JG, Finder CA. Sonography vs. excretory urography
11. Kamholtz RG, Cronan JJ, Dorfman GS. Obstruction and minimally dilated renal collecting system: US evaluation. *Radiology* 1989; 170:51-53.
12. Platt JF, Rubin JM, Ellis JH. Acute renal obstruction: evaluation with intrarenal duplex Doppler and conventional US. *Radiology* 1993; 186:685-688.
13. Stuck KJ, White GM, Granke DS, Ellis JH, Weissfeld JL. Urinary obstruction in azotemic patients: detection by sonography. *AJR* 1987; 46:1191-1193.
14. Haddad MC, Sharif HS, Shahed MS, Mutaiery MA, Samihan AM, Sammak BM, Southcombe LA, Crawford AD. Renal colic:diagnosis and outcome. *Radiology* 1992; 184:83-88.
15. Lee JY, Kim SH, Cho JY, Han D. Color and power doppler twinkling artifacts from urinary stones: clinical observations and phantom studies. *AJR* 2001; 176:1441-1445.

16. Conkbayır I, Yanık B, Şenyücel Ç, Hekimoğlu B. Renkli doppler ultrasonografide “twinkling” artefaktı. Tanısal ve Girişimsel Radyoloji 2003; 9:4407-410.
17. Kamaya A, Tuthill T, Rubin JM. Twinkling artifact on color doppler sonography: dependence on machine parameters and underlying cause. AJR 2003; 180:215-222.
18. Mustonen S, Ala-Houhala IO, Vehkalahti P, Laippala P, Tammela TLJ. Kidney ultrasound and doppler ultrasound findings during and after acute urinary retention. Eur J Ultrasound 2001; 12:189-196.
19. Platt JF. Duplex doppler evaluation of native kidney dysfunction: obstructive and nonobstructive disease. AJR 1992; 158:1035-1042.
20. Regan F, Bohlman ME, Khazan R, Rodriguez R, Schultze-Haakh H. MR urography using HASTE imaging in the assessment of ureteric obstruction. AJR 1996; 167: 115-1120.
21. Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral scanning. Med Phys 1991; 18: 910-915.
22. Spencer BA, Wood BJ, Dretler SP. Helical CT and ureteral colic. Urol Clin N Am 2000; 27:231-241.
23. Bluemke AD, Fishman EK. Spiral CT of the liver. AJR 1993; 160: 787-792.
24. Polacin A, Kalender WA, Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT: Radiology 1992; 185:29-35.
25. Zeman RK, Fox SH, Silverman PM, Davros WJ, Carter LM, Griego D, Weltman DI, Ascher SM, Cooper CJ. Helical (spiral) CT of the abdomen. AJR 1993; 160:719-725.
26. Karla MK, Prasad S, Saini S, Blake MA, Varghese J, Halpern EF, Rhea JT, Thrall JH. Clinical comparison of standard-dose and 50% reduced-dose abdominal CT:effect on image quality. AJR 2002; 179:1101-1106.
27. Boyd DP, Parker DL, Goodsitt MM. Principles of computed tomography. In Moss AA, Gamsu G, Genant HK(eds). Computed tomography of the body, vol 3, ed 2. Philadelphia, WB Saunders, 1992:1355.
28. Kalender WA, Sisler W, Klotz E, Vock P. Spiral volumetric CT with single breath hold technique, continuous transport and continuous scanner rotation. Radiology 1990; 176: 181-183.
29. Napel SA. Basic principles of spiral CT. In Fishman EK, Jeffrey RB(eds) Spiral CT: Principles, Techniques and Clinical Applications (1st ed). Raven Pres Ltd., New York 1995; 1-9.
30. Barnes GT, Lakshminarayanan AV. Conventional and spiral computed tomography. Physical principles and image quality considerations. In: Lee JKT, Sagel SS, Stanley RJ,

- Heiken JP, eds. Computed body tomography with MRI correlation. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 1998:1-20.
31. Brink JA, Heiken JP, Balfe DM, Sagel SS, Disroce J, Vannire MW. Spiral CT: decreased spatial resolution in vivo due to broadening of section sensitivity profile. *Radiology* 1992; 185:469-474.
 32. Foley WD. Dynamic hepatic CT. *Radiology* 1989; 170:617-622.
 33. Crawford CR, King KF. Computed tomography scanning with simultaneous patient translation. *Medical Physics* 1990; 17:967-982.
 34. Brink JA, Vannier MW, Heiken JP, Kalender WA, Yoffie RI, Brunnsden BS. Abdominal spiral CT: effect of interpolation algorithm, collimation, and zoom on effective section thickness and noise. *Radiology* 1992; 185:126.
 35. Heiken JP, Brink JA, Vannier MW. Spiral (helical) CT. *Radiology* 1993; 189:647-656.
 36. Imhof H, Schibany N, Ba-Ssalamah A, Czerny C, Hojreh A, Kainberger F, Krestan C, Kudler H, Nöbauer I, Nowotny R. Spiral CT and radiation dose. *Eur J Radiol* 2003; 47:29-37
 37. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR). Sources and effects of ionizing radiation: UNSCEAR 119 reports. New York:United Nations, 1993:922
 38. Bahador B. Trends in diagnostic imaging to 2000. London: Financial Times Pharmaceuticals and Healthcare Publishing, 1996:1
 39. McCollough CH, Zink FE. Performance evaluation of a multi-slice CT system. *Med Phys* 1999; 26:2223-2230.
 40. Paterson A, Fruh DP, Donnelly LF. Helical CT of the body: are settings adjusted for pediatric patients? *AJR* 2001; 176:297-301.
 41. Rehani MM, Berry M. Radiation doses in computed tomography: the increasing doses of radiation need to be controlled. *BMJ* 2000; 320:593-594.
 42. Mipem TC, Meagher T, Wainwright A. Good practice or good luck? Prolonged CT tube life and low dose protocols. *Clin Radiol*. 2002; 57:431
 43. Henkelman RM. Increased CT tube life. *J Comput Assist Tomogr* 1981; 5: 142-143.
 44. Rusinek H, Naidich DP, McGuinness G, Leitman BS, McCauley DI, Krinsky GA, Clayton K, Cohen H. Pulmonary nodule detection: low-dose versus conventional CT. *Radiology* 1998; 209:243-249.
 45. Marmolya Gi Wiesen EJ, Yagan R, Haria CD, Shah AC. Paranasal sinuses: low-dose CT. *Radiology* 1991; 181:689-691.

46. Husstedt HW, Prokop M, Dietrich B, Beckar H. Low-dose high-resolution CT of the petrous bone. *J Neuroradiol* 2000; 27:87-92.
47. Cohnen M, Fischer H, Hamacher J, Lins E, Kotter R, Modder U. CT of the head by use of reduced current and kilovoltage: relationship between image quality and dose reduction. *AJRNR* 2000; 21: 1654-1660.
48. Sohaib SA, Peppercorn PD, Horrocks JA, Kene MH, Kenyon GS, Reznek RH. The effect of decreasing mAs on image quality and patient dose in sinus CT. *Br J Radiol* 2001
49. Vade A, Demos TC, Olson MC, Subbaiah P, Turbin RC, Vickery K, Corrigan K. Evaluation of image quality using 1:1 pitch and 1.5:1 pitch helical CT in children: a comparative study. *Pediatr Radiol* 1996; 26:891-893.
50. Diel J, Perlmutter S, Venkataramanan N, Mueller R, Lane MJ, Katz DS. Unenhanced helical CT using increased pitch for suspected renal colic: an effective technique for radiation dose reduction? *J Comput Assist Tomogr* 2000; 24:795-801.
51. Dawson P, Morgan J. The meaning and significance of the equilibrium phase in enhanced computed tomography of the liver. *Br J Radiol* 1999; 72:438-442.
52. Haaga JR. Radiation dose management: weighing risk versus benefit. *AJR* 2001; 177: 289-291.
53. Haaga JR, Miraldi F, MacIntyre W, LiPurna JP, Bryan PJ, Wiesen E. The effect of mAs variation upon computed tomography image quality as evaluated by in vivo and invitro studies. *Radiology* 1981; 138:449-454.
54. Shope TB, Gagne RM, Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission X-ray computed tomography. *Med Phys* 1981; 8:488-495.
55. Palma LD, Pozzi-Mucelli R, Stacul F. Present-day imaging of patients with renal colic. *Eur Radiol* 2001; 11:4-17.
56. Stamm G, Nagel HD. CT-expo-a novel program for dose evaluation in CT. *Rofo* 2002; 174:1570-1576.
57. Smith RC, Rosenfield AT, Choe KA, Essenmacher KR, Verga M, Glickman MG, Lange RC. Acute flank pain: comparison of non-contrast-enhanced CT and intravenous urography. *Radiology* 1995; 194:189-194.
58. Smith RC, Verga M, Dalrymple N, McCarthy S, Rosenfield AT. Acute ureteral obstruction: value of secondary signs on helical unenhanced CT. *AJR* 1996; 167: 1109-1118.
59. Boridy IC, Nikolaidis P, Kawashima A, Sandler CM, Goldman SM. Noncontrast helical CT for ureteral stones. *Word J Urol* 1998; 16:18-21.

60. Smith RC, Verga M, McCarthy S, Rosenfield AT. Diagnosis of acute flank pain: value of unenhanced helical CT. *AJR* 1996; 166:97-101.
61. Niall O, Russell J, MacGregor R, Duncan H, Mullins J. A comparison of noncontrast computerized tomography with excretory urography in the assessment of acute flank pain. *J Urol* 1998; 161: 534-537.
62. Smith RC, Coll DM. Helical computed tomography in the diagnosis of ureteric colic. *BJU Int* 2000; 86:33-41.
63. Takahashi N, Kawashima A, Ernst RD, Boridy IC, Goldman SM, Benson GS, Sandler CM. Ureterolithiasis: can clinical outcome be predicted with unenhanced helical CT? *Radiology* 1998; 208: 97-102.
64. Chen MYM, Scharling ES, Zagoria RJ, Bechtold RE, Dixon RL, Dyer RB. CT diagnosis of acute flank pain from urolithiasis. *Seminars in Ultrasound, CT, and MRI* 2000; 21:2-19.
65. Dalrymple NC, Verga M, Anderson KR, Bove P, Covey AM, Rosenfield AT, Smith RC. The value of unenhanced helical computerized tomography in the management of acute flank pain. *J Urol* 1998; 159:735-740.
66. Preminger GM, Vieweg J, Leder RA, Nelson RC. Urolithiasis: detection and management with unenhanced spiral CT—a urologic perspective. *Radiology* 1998; 207:308-309.
67. Kawashima A, Sandler CM, Boridy IC, Takahashi N, Benson GS, Goldman SM. Unenhanced helical CT of ureterolithiasis: value of the tissue rim sign. *AJR* 1997; 168:997-1000.
68. Goldman SM, Faintuch S, Ajzen SA, Christofalo DMJ, Araújo MP, Ortiz V, Srougi M, Kenney PJ, Szejnfeld J. Diagnostic value of attenuation measurements of the kidney on unenhanced helical CT of obstructive ureterolithiasis. *AJR* 2004; 182: 1251-1254.
69. Katz DS, Lane MJ, Sommer FG. Unenhanced helical CT of ureteral stones: incidence of associated urinary tract findings. *AJR* 1996; 166:1319-1322.
70. Heneghan JP, Dalrymple NC, Verga M, Rosenfield AT, Smith RC. Soft-tissue “Rim” sign in the diagnosis of ureteral calculi with use of unenhanced helical CT. *Radiology* 1997; 202:709-711
71. Vaswani KK, El-dieb A, Vitellas KM, Bennett WF, Bova JG. Ureterolithiasis: classical and atypical findings on unenhanced helical computed tomography. *Emerg Radiol* 2002; 9:60-66.
72. Georgiades CS, Moore CJ, Smith DP. Differences of renal parenchymal attenuation for acutely obstructed and unobstructed kidneys on unenhanced helical CT: a useful secondary sign? *AJR* 2001; 176:965-968.

73. Ege G, Akman H, Kuzucu K, Yıldız S. Acute ureterolithiasis: incidence of secondary signs on unenhanced helical CT and influence on patient management. *Clinical Radiology* 2003; 58:990-994.
74. Özer C, Yencilek E, Apaydın FD, Duce MN, Yıldız A, Erdem E, Kanık A, Çayan S. Diagnostic value of renal parenchymal density difference on unenhanced helical computed tomography scan in acutely obstructing ureteral stone disease. *Urology* 2004; 64:223-226.
75. Miller OF, Kane CJ. Unenhanced helical computed tomography in the evaluation of acute flank pain. *Curr Opin Urol* 2000; 10:123-129.
76. Zelenko N, Coll D, Rosenfeld AT, Smith RC. Normal ureter size on unenhanced helical CT. *AJR* 2004; 182:1039-1041.
77. Eshed I, Kornecki A, Rabin A, Elias S, Katz R. Unenhanced spiral CT for the assessment of renal colic. How does limiting the referral base affect the discovery of additional findings not related to urinary tract calculi? *Eur J Radiol* 2002; 41:60-64
78. Algood CA, Sood N, Fairchild T, Mayo ME. Experimental study of ureteral calculus disease: effects of calculus size, obstruction, and hydration. *J Urol* 1983; 130:999-1004.
79. Smith RC, Rosenfeld AT, Choe KA, Essenmacher KR, Verga M, Glickman MG, Lange RC. Acute flank pain: comparison of non-contrast CT and intravenous urography. *Radiology* 1995; 194:789-794.
80. Dorio PJ, Pozniak MA, Lee FT, Kuhlman JE. Non-contrast-enhanced helical computed tomography for the evaluation of patients with acute flank pain. *Wisconsin Medical Journal* 1999; 98:30-34.
81. Levine JA, Neitlich J, Verga M, Dalrymple N, Smith RC. Ureteral calculi in patients with flank pain: correlation of plain radiography with unenhanced helical CT. *Radiology* 1997; 204:27-31
82. Mutgi A, Williams JW, Nettleman M. Renal colic. Utility of plain abdominal roentgenogram. *Arch Int Med* 1991; 151:1589-1592.
83. Katz DS, Scheer M, Lumerman JH, Mellinger BC, Stillman CA, Lane MJ. Alternative or additional diagnoses on unenhanced helical computed tomography for suspected renal colic: experience with 1000 consecutive examinations. *Urology* 2000; 56:53-57
84. Meagher T, Sukumar VP, Collingwood J, Crawley T, Schofield D, Henson J, Lakin K, Connolly D, Giles J. Low dose computed tomography in suspected acute renal colic. *Clinical Radiology* 2001; 56:873-876.
85. Tack D, Sourtzis S, Delpierre I, Maertelaer V, Genenois PA. Low-dose unenhanced multidetector CT of patients with suspected renal colic. *AJR* 2003; 180:305-311.

86. Heneghan JP, McGuire KA, Leder RA, DeLong DM, Yoshizumi T, Nelson RC. Helical CT for nephrolithiasis and ureterolithiasis: comparison of conventional and reduced radiation-dose techniques. *Radiology* 2003; 229:575-580.
87. Boulay I, Holtz P, Foley WD, White B, Begun FP. Ureteral Calculi: diagnostic efficacy of helical CT and implications for treatment of patients. *AJR* 1999; 172:1485-1490.
88. Rogers LF. Radiation exposure in CT: why so high?. *AJR* 2001; 177:277.
89. Sourtzis S, Thibeau JF, Damry N, Raslan A, Vanderis M, Bellemans M. Radiologic Investigation of renal colic: unenhanced helical CT compared with excretory urography. *AJR* 1999; 172:1491-1494.
90. Sheley RC, Semonsen KG, Quinn SF. Helical CT in the evaluation of renal colic. *Am J Emerg Med* 1999; 17:279-282.
91. Ernst RD, Kawashima A, Goldman SM, Sandler CM. Noncontrast helical CT of renal calculus: an update. *Applied Radiology* 1999; 28(2): 8-12
92. Rekant EM, Gilbert CL, Counselman FL. Emergency department time for evaluation of patients discharged with a diagnosis of renal colic: unenhanced helical computed tomography versus intravenous urography. *J Emerg Med* 2001; 21:371-374.
93. Miller OF, Rineer SK, Reichard SR, Buckley RG, Donovan MS, Graham IR, Goff WB, Kane CJ. Prospective comparison of unenhanced spiral computed tomography and intravenous urogram in the evaluation of acute flank pain. *Urology* 1998; 52:982-987.
94. Denton ERE, Mackenzie A, Greenwell T, Popert R, Rankin SC. Unenhanced helical CT for renal colic-is the radiation dose justifiable?. *Clin Radiol* 1999; 54:440-447.
95. Hamm M, Knöpfle Ei Watenberg S, Wawroschek F, Weckermann D, Harzmann R. Low dose unenhanced helical computerized tomography for the evaluation of acute flank pain. *J Urol* 2002; 167:1687-1691.
96. Liu W, Esler SJ, Kenny BJ, Goh RH, Rainbow AJ, Stevenson GW. Low-dose nonenhanced helical CT of renal colic: assessment of ureteric stone detection and measurement of effective dose equivalent. *Radiology* 2000; 215:51-54.
97. Ware DE, Huda W, Mergo PJ, Litwiller AL. Radiation effective doses to patients undergoing abdominal CT examinations. *Radiology* 1999; 210:645-650.
98. Cohnen M, Vogt C, Beck A, Andersen K, Heinen W, Dahl S, Aurich V, Haeussinger D, Moedder U. Feasibility of MDCT Colonography in Ultra-Low-Dose Technique in the Detection of Colorectal Lesions: Comparison with High-Resolution Video Colonoscopy. *AJR* 2004; 183:1355-1359.

99. Spielmann AL, Heneghan JP, Lee LJ, Yoshizumi T, Nelson RC. Decreasing the radiation dose for renal stone CT:a feasibility study of single-and multidetector CT. AJR 2002; 178:1058-1062.
100. Katz DS, Venkataramanan N, Napel S, Sommer FG. Can low-dose unenhanced multidetector CT be used for routine evaluation of suspected renal colic. AJR 2003; 180:313-315.