

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ
Radyodiyagnostik Anabilim Dalı

ÜRETER OBSTRÜKSİYONLARINDA MR-ÜROGRAFI, İVU VE US BULGULARININ KARŞILAŞTIRILMASI

115 850

(UZMANLIK TEZİ)

T.C. YÜKSEKÖĞRETİM KURULU
DOKÜMANTASYON MERKEZİ

Dr. Faysal EKİCİ

115850

TEZ YÖNETİCİSİ

Yrd. Doç. Dr. Mustafa ÖZATEŞ

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ VE AMAÇ	1
GENEL BİLGİLER	3
1- Manyetik Rezonans Görüntüleme	3
A-Tarihçe	3
B-MRG Fizik Prensipleri	4
C-MRG'de Artefaktlar	21
D-MRG Sisteminin Yapısı	22
E-MRG'nin Biyolojik Etkileri ve Kontrendikasyonları	23
F-MRG'de Terminoloji	24
G-MRG'de Kullanılan Kontrast Madde	25
2-Intravenöz Ürografi	26
A-Modifikasyonlar ve İlave Grafiler	27
B-Yüksek Doz Ürografi	28
C-Kontrast Maddelerin Yan Etkiler	29
3-Böbreklerin Anatomisi	31
4-Üriner sistem Taş Hastalığı	42
A-Epidemiyoloji	42
B-Etiyoloji	44
C-Yapısına Göre Taşlar	49
5-Üroradyolojinin Dünü, Bugünü ve Yarını	50
MATERYAL-METOD	56
BULGULAR	58
TARTIŞMA	65
ÖZET	76
KAYNAKLAR	77

GİRİŞ VE AMAÇ

Son otuz yıl içinde tanısal radyolojideki önemli gelişmeler üroradyolojinin çehresini büyük ölçüde değiştirmiştir. Ultrasonografi (US), bilgisayarlı tomografi (BT) ve magnetik rezonans görüntüleme (MRG) gibi kesitsel görüntüler sağlayan modalitelerin üroradyolojide yaygın bir biçimde kullanılması klasik olarak nitelendirilebilecek bir dizi inceleme yönteminin kullanma sıklığını azaltmış, endikasyonlarını değiştirmiş ve hatta kimi yöntemlerin bir anlamda ortadan kalkmasına yol açmıştır. Bu arada, noniyonik kontrast maddelerin geliştirilmesi de kullanılagelen iyonik kontrast maddelerin bazı arzulanmayan rahatsızlık verici yan etkilerini azaltmış; kontrast maddelerin daha yüksek güvenilirlikle uygulama olanağını sağlamıştır.

Üriner sistemde ve özellikle üreterde meydana gelen obstrüksiyonlar şiddetli kolik ağrılara neden olmakta, bazen akut batın tablosu ile karışabilmektedir. Bundan dolayı acil tanı ve tedavi gerektirmektedir. Tanıda ilk basamak direkt üriner sistem grafisi (DÜSG)'dir. Üriner trasedeki opasiter artış, üriner sistem taş hastalığını ön plana çıkarırsa da, bunun diğer opasiter artışa yol açan nedenlerden ayırt edilmesi gerekmektedir.

Üreter obstrüksiyonlarının değerlendirilmesinde İntravenöz Ürografi (IVU) çok önemli bir değere sahiptir. Fakat iyonizan radyasyon içermesi, iyotlu kantrast maddelerin hafif gastrointestinal şikayetlerden, anafilaksiye kadar geniş bir spektrum gösteren yan etkilere sahip olması ve böbrek yetmezliklerindeki kontrendikasyon IVU'nun kullanımını sınırlamaktadır. Ayrıca gebelikte de aynı nedenlerden dolayı kontrendikedir.

Üriner trakt patolojilerinin değerlendirilmesinde kullanılan diğer bir yöntem de US'dir. Kolay temin edilebilmesi, ucuz olması, sık uygulanabilmesi kendisine büyük avantajlar tanınmasına karşın gaz süperpozisyonlarının engel oluşturması,

akut obstrüksiyonu hemen gösterememesi ve kullanıcının tecrübesine bağımlı olması gibi dezavantajlara sahiptir.

Son yıllarda üreter taşlarının tespitinde kontrastsız spiral BT (KSBT) kullanılmaya başlanmıştır. Bu yöntem ile üreter taşının varlığı ve düzeyi tespit edilebilir. Fakat nispeten pahalı olması, her yerde bulunmaması ve IVU'de olduğu gibi iyonizan radyasyon nedeniyle gebelerde kullanılamaması, yaygınlaşmasını kısıtlamaktadır.

Magnetik rezonans görüntüleme ile 1980 yılında saptanan ilk lezyonlar (1) günümüze kadar büyük ilerlemeler kaydedilmiş ve klinik kullanımı her geçen gün artmıştır. Hızlı sekansların geliştirilmesi ile peristalizm ve pulsasyonlara bağlı artefaktlar minimize edilmiş, kullanım alanları daha da genişlemiştir. İlk kez 1986 yılında uygulanan (2) MR-ürografi (MRU) iyonizan radyasyon içermemesi, kontrast madde kullanılmaması, multiplanar görüntüleme özelliği gibi avantajlara sahiptir. Bunun yanında pahalı olması, her yerde bulunmaması aleyhte özelliklerdir.

Bu çalışmada acil servisten, üroloji polikliniği ve kliniğinden üriner sistem taş hastalığı ve yan ağrısı ön tanılarıyla kliniğimize US, IVU ve MRU için başvuran 40 hastanın radyolojik bulguları karşılaştırmalı olarak incelendi.

1-MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLEME (MRG) TARİHÇE ve FİZİK PRENSİPLERİ;

A) TARİHÇE;

Elektrik ve manyetizm konusunda bilimsel çalışmalar 18. yüzyılın sonlarına doğru başlamıştır. Atomik çalışmalar, atomun keşfinden sonra 20. yüzyılda yapılmaya başlandı. Bu alanda çalışma yapan önemli isimler arasında; Ampere, Bahr, Coulomb, Curie, Faraday, Gauss, Hertz, Oersted, Tesla ve Weber sayılabilir. 1939 yılında, Dr. Isador Rabi ve arkadaşları nükleer manyetik rezonans (NMR) olayını araştırdılar. 1946 yılında Harvard Üniversitesinden Edward M. Purcell ve Stanford Üniversitesinden Felix Bloch parafin, mum ve suyun NMR özellikleriyle ilgili yaptıkları deneysel çalışmalarla 1952 yılında Nobel ödülünü kazandılar. Sonra Raymond Damadian 1971 yılında ve Paul Lauterbur 1973'de NMR ile insan vücudunun görüntülenebileceğini gösterdiler. 1980 yılında Aberdeen tarafından görüntü elde edilmesinde iki boyutlu Fourier Transform tekniğinin kullanımı ortaya kondu. 1984 yılında ilk defa MRG'de kontrast madde (Gd-DTPA) kullanılmaya başlandı. 1986 yılında Haase ve arkadaşları hızlı görüntüleme yöntemlerini kullandılar. 1980 yılında Ackerman ve arkadaşları yüzey koillerinin ilk uygulamasını yaptılar (3). MR'ın multiplanar özelliği ve bu yöntemle saptanan ilk lezyon 1980 yılında Hawkes ve arkadaşları tarafından yayınlanmıştır (1).

MRG, yumuşak doku kontrastı en yüksek görüntüleme yöntemidir. Bu teknik kullanılarak patolojik dokular çok kolaylıkla saptanabilir, yani yöntemir sensitivitesi çok yüksektir. Tekniğin bu yüksek sensitivitesi yanında spesifitesi bu derece yüksek değildir. Bazı durumlarda birçok patolojik dokunun sinyal özellikleri birbirine benzeyebilir. Görüntüleme yöntemi olarak kullanılan diğer tekniklerden farklı olarak, hastanın pozisyonu değiştirilmeden kesit planı değiştirilebilmektedir; buna multiplanar görüntüleme denir. Bu özellik bize lezyonun üç boyutlu lokalizasyonu açısından değerli bilgiler verir ve hastanın inceleme sırasındaki rahatsızlığını önler.

MRG'de iyonizan radyasyon kullanılmaz. Yöntemin kendine özgü birtakım artefaktları olmakla beraber diğer görüntüleme yöntemlerinde bulunan bazı artefaktlar (BT'de kemik-hava artefaktı gibi) bu yöntemde görülmez. Özellikle posterior fossa ve medulla spinalis incelemelerinde temel inceleme yöntemi olarak kullanılmaktadır (3).

B) MRG FİZİK PRENSİPLERİ

Atom, bir nükleus ve bunun çevresinde değişik yörüngelerde yer alan elektron bulutundan oluşmuştur. Atom nükleusu içinde (+) yüklü protonlar ve yüksüz nötronlar yer almaktadır. Bu protonlar, bir gezegen gibi davranırlar. Buna protonların spin hareketi denir. Fiziksel olarak nerede hareketle yönü değişen bir elektrik akımı varsa, o ortamda bir de manyetik alan oluşmaktadır. Bu nedenle kendi eksenleri etrafında dönen ve (+) elektriksel akıma sahip olan protonların çevrelerinde bir manyetik alan oluşturduklarını düşünürsek, bunları küçük bir mıknatıs çubuğu gibi kabul edebiliriz.

Protonlar spin hareketini yaparken normalde dağınık bir şekilde bulunmaktadırlar. Eğer bu protonlar güçlü bir manyetik alan içine konulacak olurlarsa, tümü bu manyetik alan ile etkileşime girerek, dağınık pozisyonlardan manyetik alan yönüne paralel veya anti-paralel dizilime geçerler.

Dizilimlerindeki bu farklılık (paralel veya anti-paralel dizilim) protonların değişik enerji seviyelerinde bulunmalarından kaynaklanmaktadır. Manyetik alan yönünde paralel dizilim gösteren protonların miktarı, antiparalel dizilim gösterenlerden sayıca çok az fazladır. Bu fark çok az gibi görünse de fizik kuralları bakımından oldukça önemlidir ve bu farktan dolayı o objede (örneğin organ veya dokuda) bir "net manyetizasyon" oluşumuna neden olur. Bu aşamaya kadar protonların bir manyetik alan içinde, bu manyetik alan yönüne paralel anti-paralel dizilimde yer aldıklarını ve kendi eksenleri etrafında dönerek spin hareketi oluşturduklarını biliyoruz. Protonlar spin hareketi dışında; hafif eğimli ikinci b

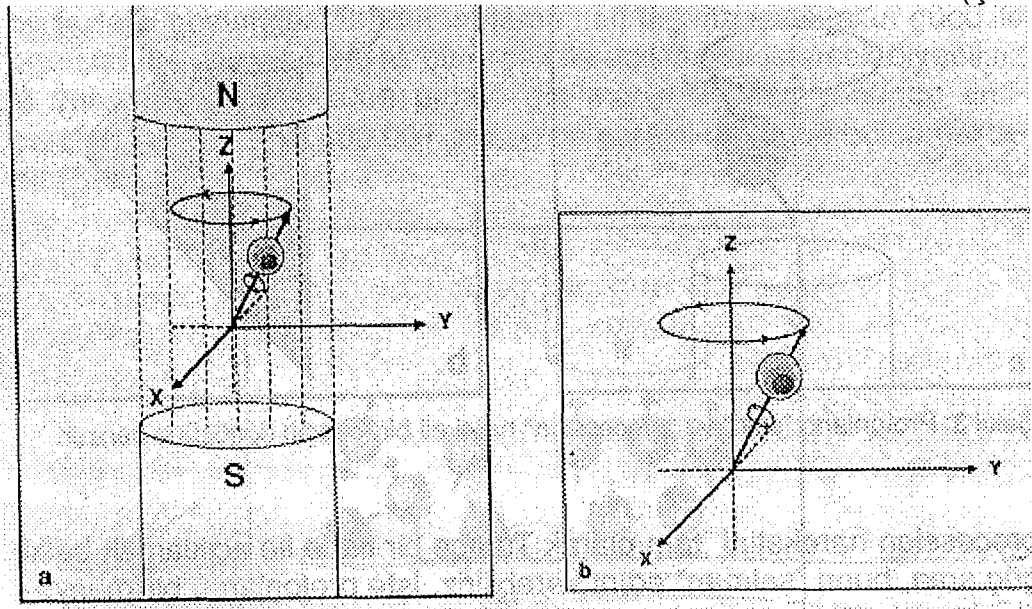
eksende dönme hareketi yapmaktadırlar. Buna da "precession" (salınım) hareketi adı verilmektedir.

Protonların hem kendi çevresinde spin hemde dış manyetik alan eksen çevresindeki (precession) dönüşleri bir topacın hareketine benzemektedir. Protonların bir manyetik alan içinde yaptıkları bu salınım hareketinin frekansı (dönüş hızı) doğrudan doğruya ortamdaki manyetik alanın gücüne bağlıdır. Yani dış manyetik alan gücü ne kadar yüksekse protonların salınım hızı (precession frekansı) o oranda yüksek olmaktadır. Protonların salınım frekansını **Larmor denklemi** adını verdiğimiz bir eşitliği kullanarak hesaplayabiliriz.

$$\omega_0 = \gamma B_0$$

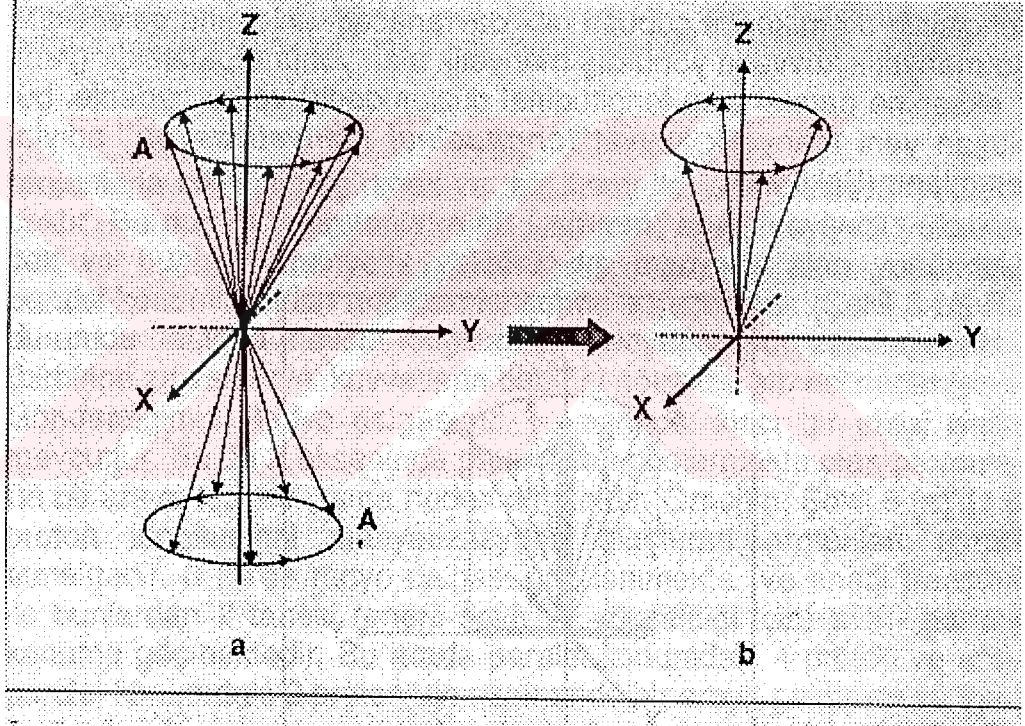
Bu eşitlikte ω_0 salınım frekansıdır (Hz veya mHz), B_0 , eksternal manyetik alanın gücüdür ve birimi Tesla (T)'dir, ve γ ise giro-manyetik orandır.

Bu aşamadan sonra MR cihazı manyetik ortamı için insan vücudundaki protonların nasıl davrandığını ve MR görüntüsünün nasıl oluştuğunu inceleyebiliriz. Protonun uzaysal bir düzlemde şematik olarak ifade edilebilmesi için bir koordinat sistemi kullanmamız gereklidir. Bu koordinat sisteminde dış manyetik alan yönünü Z eksenine ve buna dik iki düzlemde X ve Y eksenleri ile ifade edebiliriz (Şekil 1).



Şekil 1: Koordinat sisteminde protonun konumu.

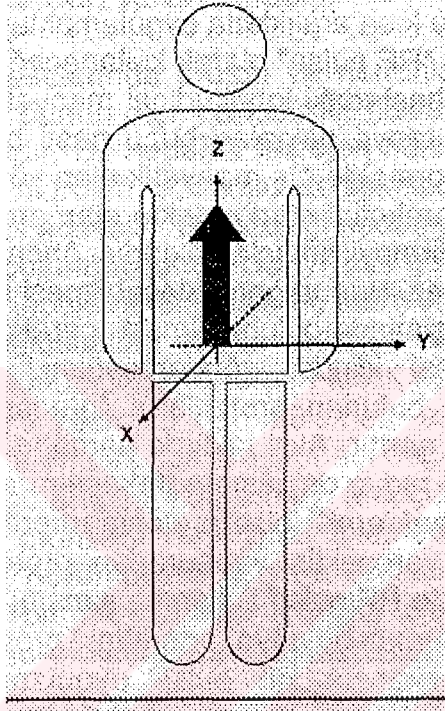
Bundan sonra eksenleri birer vektör olarak ifade edeceğiz ki vektör bir kuvveti ifade etmektedir ve kuvvetin yönü kuvvetin ucundaki ok yönünde gösterilir. Dış manyetik alanı Z vektörü göstermektedir. MR cihazına tetkik amacıyla aldığımız hastada hangi olayların gerçekleştiğini şematik olarak inceleyecek olursak; (Şekil 2 protonların bir kısmı sabit manyetik alan yönüne (Z vektörü) paralel bir kısmı ise anti-paralel dizilecektir. Şemada örnek olarak 9 proton paralel, 5 proton antiparalel dizilimde gösterilmiştir. Bu dizilimde protonlar kendi salınım frekanslarında dönmektedirler ve böylece kendi çevrelerinde kendi manyetik alanlarını oluşturmaktadırlar.



Şekil 2: Paralel ve antiparalel konumdaki protonlar, birbirlerinin manyetik güçlerini nötrler ve hastada net manyetizasyon oluşumunu sağlarlar.

Birbirleriyle ters doğrultuda bulunan protonların manyetik güçleri birbirlerini ters yönde etkilemekte ve o eksenindeki manyetik alanı yoketmektedir. Ortamda aynı ekseninde ancak ters yönde dizilim gösteren protonların manyetik güçleri birbirlerini nötrler edecektir. Böylece, (sabit manyetik alan yönünde paralel

dizilen protonların sayısı antiparalel dizilenlerden fazla olduğundan) Z vektörüne paralel 4 protonun manyetik gücü kalacaktır. Z eksenine paralel vektöryel kuvvetle birbirleri üzerine eklenerek, dokunun "net manyetizasyon kuvvetini" oluşturacaktır (şekil 3).



Şekil 3: Hastada oluşan net manyetizasyon (Z vektörü üzerindeki kalın ok).

Bir MR ünitesine giren hasta bir mıknatıs çubuğu gibi davranır. Bu manyetik kuvvetin yönü dış manyetik alan yönüne paraleldir (yani Z eksenine paralel olup, longitudinal düzlemedir) ve bu nedenle, bu oluşan yeni manyetik kuvvet "longitudinal manyetizasyon" olarak tanımlanır.

Hastada oluşan bu manyetik alandan alınacak sinyaller MR görüntüsün oluşturacak bilgileri içermektedir. Longitudinal manyetizasyon gücünü ölçme imkansızdır. Çünkü sinyalleri kaydedecek alıcılar, bu iki kuvvetin birbirine paralel olması nedeniyle dış manyetik alan gücü ile yeni longitudinal manyetizasyon kuvvetini ayırt edemezler. Bu nedenle dış manyetik alan yönünde olmayan örneği

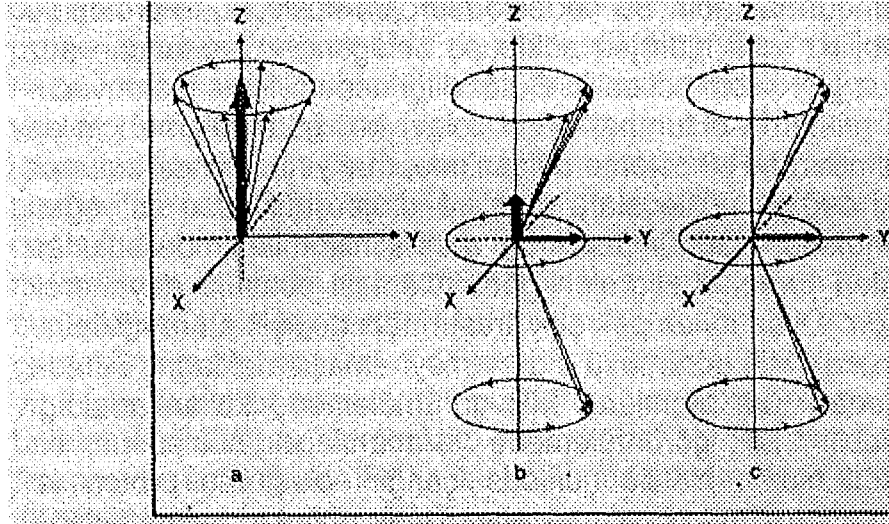
dış manyetik alan yönüne dik yani transvers düzlemdeki bir manyetik kuvve algılayarak ölçüm alınabilir. Bunun için dış manyetik alan ile paralel durumda longitudinal manyetizasyon yönünü değiştirmek gerekecektir. Bu da "Radyo dalgaları" (Radio Frequency Pulse: RF Pulse) kullanılarak gerçekleştirilir.

Hidrojen atomu dışındaki bütün atomların çekirdeklerinde proton ve nötronlar bulunur. Yalnızca hidrojen atomu çekirdeğinde sadece 1 proton bulunmaktadır. Yani hidrojen çekirdeğini proton olarak kabul edebiliriz. Bu özelliği nedeniyle ve insan vücudunda çok bulunmasından dolayı, hidrojen MR görüntüleri için en elverişli atomdur. Günümüzde tüm rutin klinik kullanımda bulunan MR sistemleri proton=hidrojen görüntülemesi esasına dayanmaktadır. MR görüntülemesinde, incelenen dokuda net manyetizasyon oluşması için "tek sayıda proton içeren çekirdekler gereklidir (4).

Radyo dalgaları, bir dalga boyu ve frekansı bulunan elektromanyetik dalgalardır. Elektromanyetik dalga spektrumu içinde, dalga boylarının büyük olması nedeniyle "noniyonizan grupta" yer alırlar. MR görüntülemesinde radyo frekansları sürekli olarak değil kısa aralıklarla uygulanır. Bu nedenle radyo frekans pulse olarak (RF pulse) adlandırılırlar. RF pulse uygulaması, normalde dış manyetik alan yönünde, kendi hallerinde precession (salınım) hareketini sürdürmekte olan protonların manyetik vektör yönünü değiştirmeyi amaçlamaktadır. Ancak her RF pulse bunu yapamaz. Bunun olması için, RF dalgasının proton ile enerji değişimini gerçekleştirebilmesi gereklidir. Bu enerji değişiminin olabilmesi için radyo dalga frekansının protonların salınım frekansı ile aynı değerde olması şarttır. Larmor denklemini bize protonların salınım frekansını belirleme olanağı verir ve bu şekilde protonların salınım frekansına eş değerde RF pulse kullanma imkanımız olur. Tetiklenen bölgeye, ortamdaki protonların salınım frekansı ile aynı frekansta RF pulse uygulandığında protonlar ile enerji değişimi gerçekleşecektir. Bu olaya "rezonans" adı verilmektedir. Yani rezonans protonların radyo dalgasından enerjiyi absorbe etmesi

konum değiştirmeleri ve bir süre sonra yine aynı protonların absorbe ettikleri enerjiyi ortama geri vererek eski konumlarına dönmeleridir (3,4).

MR cihazında yatmakta olan ve dış manyetik alan yönüne paralel longitudinal manyetizasyon oluşmuş hastaya, protonların salınım frekansı ile eş frekansta RF pulse gönderirsek, bu gönderdiğimiz radyo dalgası, protonları etkileşime girecek ve enerji transferi oluşacaktır (rezonans). Bu durumda protonları bir kısmının enerji seviyesi yükselecek ve bunların manyetik vektörü paralel konumdan anti-paralel konuma geçecektir. Bu durumda hastada mevcut longitudinal manyetizasyon zayıflayacaktır. Radyo dalgasının ikinci bir etkisi de Z eksenine salınım hareketi yapan protonların bir araya toplanmasına neden olmasıdır. Paralel ve antiparalel konumdaki protonlar bir araya gelmekte ve aynı fazda (in-phase) salınım hareketi göstermeye başlamaktadır. Yani out-phase durumundan in-phase durumuna geçerler. Bu durumda protonların vektörel manyetik momentleri, Z ekseninde birbirlerini nötralize ederken, Y ekseninde birbiri üzerine eklenmektedir. Bu olgu sonunda longitudinal manyetizasyon azalarak kaybolmakta ancak X eksenine dik Y düzleminde yeni bir manyetik alan oluşturmaktadır. Bu yeni manyetik alana transvers manyetizasyon diyoruz (Şekil 4).



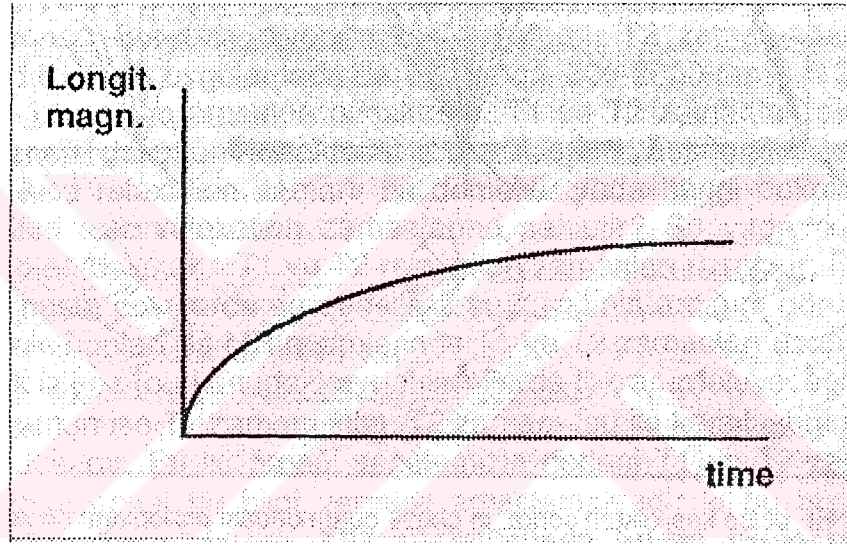
Şekil 4: RF pulse uygulaması ile Z eksenindeki longitudinal manyetizasyon kaybolup, Y ekseninde transvers manyetizasyon oluşur.

Hareket eden protonların elektriksel akımı nasıl manyetik bir alan oluşturuyorsa bunun terside doğrudur. Yani hareketle yönü değişkenlik gösteren manyetik bir alanda elektriksel akım üretir. İşte oluşturulan bu elektriksel akım MR cihazında incelemekte olduğumuz hastadan aldığımız MR sinyalini ifade etmektedir ve MR görüntüsü bu sinyaller ile oluşturulmaktadır. Elde edilen bu elektriksel akımdan (MR sinyali) nasıl görüntü oluşturabiliriz? MR cihazında, tetkik edilen hastanın her tarafına eşit kuvvette bir manyetik alan uygulanmamaktadır. Hastanın vücudunun her tarafında farklı bir dış manyetik alan kuvveti bulunmaktadır. Protonların salınım frekansı dış manyetik alanın gücüne bağlıdır. Eğer dış manyetik alanın gücü hastanın her yerinde farklı ayarlanmış ise, o kesimdeki protonlar diğerlerinden farklı bir salınım frekansı gösterirler. Sonuçta bu protonların oluşturacağı MR sinyali de doğrudan doğruya lokalizasyonlarındaki farklılığa bağlı olacaktır (4).

MR cihazındaki hastaya RF pulse gönderdiğimiz anda longitudinal manyetizasyonun azalarak kaybolduğunu ve bu anda Y düzleminde transvers bir manyetizasyonun oluştuğunu gördük. RF pulse uygulaması kesildiği anda bu olay tersine döner. Yani, uyarılmış, yüksek enerji seviyesine ulaşmış protonlar tekrar düşük enerjili duruma geçerler ve dış manyetik alan yönüne paralel eski konumlarına dönerler. Ayrıca "in-phase" konumundaki tüm protonlar da yine yavaş yavaş açılarak ilk konumlarına geçerler (out-of phase konumuna). Bu durumu protonların "dephasing fenomeni" adı verilir. Bu olaylar sonunda transvers manyetizasyon azalarak kaybolurki bu süreye "transvers relaksasyon zamanı" denilmektedir. Bu sırada longitudinal manyetizasyon yeniden oluşmaya başlar. Longitudinal manyetizasyonun ilk konumuna gelmesi için geçen zamana da "longitudinal relaksasyon zamanı" denir (4).

RF pulse kesildiğinde protonların hepsi aynı anda eski konumlarına dönmeyizler. İncelenen vücut kesimindeki dokuların moleküler bağlanma özelliklerinin

bağlı olarak, eski konuma dönme hızları farklılık gösterir. Ancak sonunda tüm protonlar eski konumlarına dönerek RF pulse verilmeden önceki longitudinal manyetizasyon kuvvetini oluştururlar. Longitudinal manyetizasyonun yeniden oluşumunun zaman ile ilişkisini grafik olarak gösterirsek, sonuçta bir eğri elde ederiz. Buna "T1-eğrisi" adı veriyoruz (Şekil 5). Bu eğri aynı zamanda longitudinal relaksasyon zamanını göstermektedir. Yani T1, longitudinal relaksasyon zamanıdır.



Şekil 5: longitudinal manyetizasyonun yeniden oluşumu: T1 - eğrisi

RF pulse uygulandığında, protonların bir kısmı paralel konuma antiparalel konuma geçmekte ve tüm protonlar biraraya toplanıp (out-of phase'c in-phase konumuna geçip) salınım hareketlerini sürdürüyorlardı. Bu durum longitudinal manyetizasyon azalırken, transvers manyetizasyon oluşuyordu. pulse kesilince protonlar tekrar eski konumlarına dönmekte ve transvers manyetizasyon kuvveti azalarak tekrar longitudinal manyetizasyon oluşmakta. Transvers manyetizasyonun ortamdaki kayboluşunun zaman ile ilişkisini grafik

gösterirsek, yine bir eğri elde ederiz. Buna da T2 eğrisi adı verilir ve bu işlem için geçen zamana "transvers relaksasyon zamanı" denir (Şekil 6).



Şekil 6: Transvers manyetizasyonun ortamdan kayboluşu: T2 - eğrisi.

T1 zamanı yavaş yavaş artarak yükselirken, T2 zamanı hızla azalır. Buna göre T1 zamanı T2 zamanından daha uzundur. Klinik uygulamada da T1 zamanı 300-2000 msn (milisaniye) T2 zamanı 30-150 msn arasındadır. T1 ve T2 zamanlar incelenen dokunun karakteristik özelliklerini yansıtmaktadır. Su ve su içeriği fazla olan dokuların T1 ve T2 relaksasyon zamanları uzundur. Yağ dokusunun T1 zamanı kısa, T2 zamanı daha kısadır (Suya oranla) (4).

RF pulse ile uyarılmış protonlar, RF pulse'un kesilmesini takiben eski konumlarına dönerken üzerlerindeki enerjiyi çevresindeki diğer moleküllere transfer ederler. Ortamın sıvı içeriği yüksekse bu enerji transferi güç olmaktadır. Dolayısıyla protonlar enerjiyi kolayca veremeyeceklerinden eski konumlarına yavaş yavaş döneceklerdir. Bu sebep ile sıvıların T1 zamanı uzundur. Bunun terside geçerlidir yani katı maddelerin, katılıkları ile doğru orantılı olarak, T1 zamanları kısadır. Yağ dokusunun da T1 zamanı kısadır. Bunun sebebi yağ asitlerindeki hidrojen

atomlarının frekansının, larmor frekansına yakın olması ve etkili bir enerji transferi gerçekleşmesidir. T1 zamanı dokuların özellikleri dışında, dış manyetik alanın gücüne de bağlıdır. Dış manyetik alanın gücü ne kadar büyükse T1 zamanı da o kadar uzamaktadır (4).

Sıvı içeriği yüksek dokularda iç manyetik alan nispeten daha homojendir. Böyle bir durumda in phase konumundaki protonlar bu konumlarını uzun süre korurlar. Yani dephasing süresi uzundur (in-phase konumdan out of-phase konumuna geçme süresi). Bu da T2 zamanının uzamasına neden olur. Sonuç olarak sıvıların T2 zamanı uzundur. Sıvı içeriği az olan dokuların T2 zamanı ise kısadır (4).

MR görüntüleme, kullanılan RF pulse'un uygulama şekline bağlı olarak farklı özelliklerde görüntüler elde edilebilir. RF pulse ile longitudinal manyetik alanın yönünü değiştirerek transvers manyetizasyon oluşturuyoruz. Longitudinal manyetizasyonun yönünü değişik derecelerde döndürebilecek RF pulse kullanımları mümkündür. Longitudinal manyetik vektörü 90° döndüren RF pulse " 90° RF pulse" olarak adlandırılır. 180° döndüren RF pulse " 180° RF pulse" şeklinde ifade edilir. Sonuç olarak inceleme tekniğimize bağlı olarak dokunun net manyetik vektörünü 0° ile 180° arasında değiştirebilmekteyiz. Bu açı (dokunun net manyetik vektöründeki sapma açısı) Flip angle (Sapma açısı) olarak bilinir. Bu açı RF pulse'un uygulama süresi ve amplitüdüne bağlı olarak değişir. RF pulse ile oluşturulan sapma açısı (Flip angle), RF pulse ile belirtilir (90° RF pulse, 180° RF pulse gibi) (3).

RF pulse verince, (90° RF pulse) longitudinal manyetizasyon transvers manyetizasyon şekline dönmekteydi. Bu arada protonlara enerji transferi olmakta ve bir kısım proton paralel konumdan antiparalel konuma geçmekte ve tüm protonlar in-phase konumunu almaktadır. RF pulse uygulaması kesildiği anda enerji yükselerek anti-paralel konuma geçmiş protonlar eski paralel konumlarına gelirken tüm protonlar yavaş yavaş in-phase konumlarından ayrılmaya başlayacaktır. Dolayısıyla transvers manyetizasyon azalırken, longitudinal manyetizasyon

artacaktır. Bu süreç içinde aynı anda hastada iki değişik manyetik vektör bulunmaktadır. Birisi transvers (Y düzleminde) diğeri longitudinal (Z düzleminde) manyetik vektörlerdir. Bu anda hastadaki net manyetizasyon iki manyetik alan kuvvetlerinin vektöryel bileşkesidir ve ortamın net manyetizasyonu belli bir açıda spiral şekilde Z aksisi çevresinde dönmektedir. Bizim kaydettiğimiz MR sinyali işte bu spiral şekilde dönen manyetik vektörün oluşturduğu elektrik akımıdır. Bu akım bir anten tarafından kaydedilir. Vektör antene en yakın geçtiği anda kuvvetli, en uza geçtiği anda ise zayıf sinyal verecektir. Bu durumda kaydettiğimiz MR sinyali sürekli azalan bir sinyal şeklindedir. Sinyalin şiddeti zaman sürecinde azalmaktadır. Bunun "free inductions decay (FID) sinyal" denir. FID sinyali RF pulse uygulandığı anda en yüksek konumda olup RF pulse kesilmesinden sonra ise sürekli azalmaktadır. Bunun nedeni, net manyetizasyonu gösteren vektörün, Z eksenine paralel durum gelirken sürekli olarak alıcı antenden uzaklaşmasıdır. Longitudinal manyetizasyon oluştuğunda da, yani protonlar ilk konumuna döndüğünde sinyal kaydı bitmektedir (4).

TR (time to repeat) zamanı, bir RF pulse gönderdikten sonra, ikinci bir RF pulse gönderene kadar geçen zamanı ifade etmektedir. TR süresi sonunda dokuda longitudinal manyetizasyon başlangıç konumuna gelmiş bulunmaktadır. Ancak T₁ (longitudinal relaksasyon) zamanı farklı dokuda (örneğin uzun) longitudinal manyetizasyon başlangıç konumuna henüz dönmemiş ve başlangıç konumuna göre düşük amplitütte olacağından, ikinci RF pulse dalgasında daha düşük transvers manyetizasyon elde edilecektir. Dolayısıyla ilk RF pulse sonrası elde edilen sinyalde, iki doku arasında fark yokken, ikinci RF pulse ile elde edeceğimiz sinyal amplitütleri arasında fark olacaktır. İşte bu yöntemi kullanarak elde edeceğimiz görüntüler T₁ ağırlıklı olacaktır. Çünkü dokuların T₁ (Longitudinal relaksasyon sürelerinin farklı olmasından faydalanmaktayız. Eğer RF pulse'u daha geç uygularsak (Yani TR'yi uzun tutarsak) her iki farklı dokuda longitudinal

manyetizasyonunu tamamlamış olacağından, ikinci RF pulse ile her iki fark dokudanda aynı amplitütte sinyal elde edeceğiz ve görüntümüz T1 ağırlıklı olma. Bu durumda elde edeceğimiz sinyal dokuların proton yoğunluklarına göre değişecektir ve elde edeceğimiz görüntü proton dansite (PD) ağırlıklı görüntü olacaktır (3).

Sonuç olarak dokuların T1 sürelerinin (longitudinal relaksasyon) fark olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere T1 ağırlıklı görüntüler denir. Dokulardaki proton miktarlarının farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntüler proton dansite (PD) görüntüler ve dokuların T2 sürelerinin (transvers relaksasyon süresi) farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere T2 ağırlıklı görüntüler denir. TR zamanını çok uzun seçersek T1 süresi doku kontrastını belirlememize yardımcı olmaz, ancak proton yoğunluğu farklı dokuların birbirinden ayırımı mümkün olacaktır. Yani proton dansite görüntüler oluşacaktır (3).

Bir kesit görüntüsü elde etmek için dokudan çok sayıda sinyal elde etmemiz gerekmektedir. Yani elde edilen tek sinyal ile kesit görüntüsü oluşturamıyoruz. Bu sebeple RF pulse uygulamasının yüzlerce defa tekrarı gerekmektedir. Bu tekrarlama arasındaki süreye yukarıda da belirtildiği gibi time to repeat (TR) zamanı ve bir plan dahilinde, belli zaman aralıkları ve şiddetle uygulanan RF pulse demetlerine pulse sekansları denilmektedir. (Spin echo saturation recovery, inversiyon recovery vs...) (3).

Dokuların T2 zamanının farklılığından yararlanarak elde edilen T2 ağırlıklı görüntüler nasıl oluşmaktadır? Bunun için spin echo sekansından faydalanılır. Spin echo sekansında 90° RF pulse'dan sonra TE/2 kadar zaman sonra, 180° RF pulse uygulanır. Bu pulse ile in-phase konumundan out of-phase konumuna dönen protonlar arasında tekrar in-phase elde edilmekte ve 90° RF pulse ile elde edilende daha düşük amplitüde eko sinyal elde edilmektedir. Elde edeceğimiz eko sinyal amplitüdü 90° RF pulse ile elde edilen daha düşüktür. Ancak elde olunan sinyal

amplitüdü dokuların transvers relaksasyon sürelerine (T2) bağlı olarak değişiklikle göstermektedir. Dokuların T2 sürelerinin farklı olmasından yararlanılarak elde edile bu görüntülere T2 ağırlıklı görüntüler denir. 90° pulse ile eko oluşumuna kada geçen süreye TE zamanı (echo time) denir. Eko oluştuğu sürece bir ekodağ diğerin sinyal kaydı sürekli azalma gösterir. Buna T2 etkisi diyoruz. Eğer biz 180° RF puls kullanmasaydık transvers manyetizasyon hızla kaybolacaktı. Yani protonlar in-phase durumundan süratle out of-phase durumuna geçeceklerdi. Kısa RF pulse ile oluşa bu etkiye de T2-Star etkisi diyoruz. T2-Star hızlı görüntüleme tekniklerinde önemlid (3).

Dokuların T2 sürelerinin farklı olmasından faydalanarak görüntü eld edilmek istendiğinde TE süresinin uzun olması gerekmektedir. Çünkü ancak T süresi belli bir uzunlukta olunca dokular arasındaki transvers relaksasyo sürelerinde farklılık belirginleşmektedir. Eğer TE süresi kısa olursa bu fark belirgi olmayacak ve elde edeceğimiz görüntü gerçek T2 ağırlıklı olmayacaktır. Eğer T belirgin şekilde uzun tutulursa, bu durumda görüntünün TE ağırlığı çok artacaktır. B görüntülere "heavily T2 görüntü" denmektedir. Ancak burada da karşımıza siny: gürültü oranı problemi çıkmaktadır. Sistemde her zaman bir zemin paraziti olmasın rağmen sinyal kuvvetli iken bu fark edilmez. Oysa sinyal zayıfladığında (yani uzu bir TE süresi beklediğimizde) bu sefer zemin gürültüsü belirginleşecektir. Bu d görüntü kalitesini bozacaktır. Bu nedenle uygun bir TE süresi seçilmelidir. 3 msn'den kısa TE süresine kısa TE, 80 msn'den uzun TE süresine uzun TE, 50 msn'den kısa TR süresine kısa TR, 1500 msn'den uzun TR süresine uzun TR adı veriyoruz. Pratikte T1 ağırlıklı görüntü için kısa TR, kısa TE; T2 ağırlıklı görüntü içi uzun TR, uzun TE ve PD ağırlıklı görüntü için uzun TR, kısa TE kullanılmaktadır (4).

Kullanılan RF pulse derecelerine, kullanma sürelerine (TR) ve ek oluşturma sürelerine (TE) bağlı olmak üzere MRG'de değişik pulse sekansları vardı

Önce 90° RF pulse, sonra 180° RF pulse uygulamak suretiyle oluşturulan sekans MRG'de temel görüntüleme sekansı olup buna spin eko sekans (SE) diyoruz. SE sekansı ile T1 ve T2 ağırlıklı görüntüler elde edebiliriz. Partial saturasyon ve saturasyon recovery sekansları sadece 90° RF pulse kullanımı ile yapılan pulse sekans şekilleridir. TR uzun seçilirse saturasyon recovery sekansı oluşur ve elde edilen görüntü PD özelliktedir. TR kısa seçilirse sekansın adı partial saturasyon ve T1 ağırlık görüntüler oluşur. SE sekansının tersine önce 180° RF pulse sonra 90° RF pulse uygulanarak " Inversion recovery sekans" elde edilir. Elde edilen MR resm T1 ağırlıklıdır. Short T1 inversion recovery= STIR sekansında görüntüde yağ dokusu sinyalleri silinmektedir. STIR yağ doku süpresyonu için kullanılan en basit teknik olmakla beraber bu amaçla başka tekniklerde kullanılmaktadır. Buraya kadar bahsedilen sekanslar uzun zaman alan sekanslar olup, çeşitli hızlı görüntüleme sekansları geliştirilmiştir. Bu sekanslar genel anlamda gradiyent eko (GE) sekans olarak isimlendirilir. Flash (Fast Low Angle Shot), GRASS (Gradiyent Recalled Acquisition at Steady State) gibi özel isimler alırlar. SE sekansda eko almak için kullandığımız 180° RF pulse yerine GE sekansda bir manyetik alan gradiyenti yaratırız. Yani mevcut manyetik alan üzerine bir manyetik alan daha ekleriz ve SE sekansda 180° RF pulse ile elde ettiğimiz ekoyu gradiyent manyetik alan ile elde ederiz. Genellikle hızlı görüntüleme sekanslarında 10-35° arası flip angle seçilerek RF puls'lar kullanılır. GE sekansda ne kadar büyük flip açısı seçilirse elde olunan görüntü o kadar T1 ağırlıklı olur. Eğer uzun TE seçilirse T2 ağırlıklı görüntüler elde edilir. GE sekanslarında damarlardaki kandan yüksek sinyal kaydı gerçekleşir (4). GRASS tekniğine benzer sekanslara FISP (Fast imaging steady state precession), PSI (Partial saturation imaging) FAST (Fourier acquired steady state) ve FFE (Fast field echo) gibi isimler verilmektedir. MRG'de yeni pulse sekansları üzerine yoğun çalışmalar yapılmaktadır. Fast SE (veya Turbo SE) 1986 yılında ilk defa Hennig tarafından uygulanan RARE tekniğinden modifiye edilmiş ve günümüzde PD ve T1

ağırlıklı görüntüler için rutin olarak kullanılmaktadır. Eko planar görüntüleme (EPI) v GRASE (Gradyent spin eko) yeni tekniklerdir (3).

Yağ dokusu supresyon teknikleri, yağ dokusundan gelen sinyali silme için kullanılmaktadır. Bugüne kadar geliştirilmiş 4 temel teknik vardır.

1-STIR (Short T1 inversion recovery)

2-Chem Sat (Frequency-selective presaturation)

3-Dixon ve Chopper metodları

4-Hibrid metodu (2).

STIR ve frekans-selective eksitasyon metodları (fat-saturation v composite pulses) yağ supresyon için en sık kullanılan metodlardır (5). Ancak büyü FOV değerli incelemelerde, görüntüde eşit olmayan yağ doku supresyonları v anatomik yapılarda keskin değişiklikler görülebilmektedir. Bu, manyetik alanı inhomojenitesine bağlı olarak meydana gelir. Manyetik alandaki homojeniteyi arttırmak, daha küçük FOV ile çalışmak, inceleme planını değiştirmek, hastanın pozisyonunu daha homojen anatomik dağılım lehine değiştirmek ve esas inceleme istediğimiz alanı santrale getirmekle sağlanır. Bu tekniklerde SNR (sinyal-nois oranı) daha küçüktür, çünkü yağ dokusundan gelen sinyal yoktur. Buna bağlı olarak görüntüler daha granüllüdür (3).

MRG'de görüntünün oluşması: MR görüntüsünü devamlı şekilde büyütürsek en sonunda birtakım karelere ulaşırız. Bunlar bilgisayarın görüntü oluşturmak için kullanmak zorunda olduğu voksel-piksel'lerdir. Voksel sinyali alındığı esas doku volümüdür, piksel ise ekrana yansıyan iki boyutlu alandır. Vokselden kaynaklanan sinyal, görüntüde piksele düşen alanda intensite (parlaklık) olarak yansır. Görüntüdeki kolon ve sıra sayıları görüntü matriksini belirler. Dokuda elde olunan sinyalin bilgisayar kaydı, belli zaman aralıkları ile amplitüt ölçüm şeklinde yapılmaktadır. Ölçüm yapılan noktalara "Sample points" (örnekler noktaları), işlemin yapıldığı sürece ise "Sampling time" (örnek toplama süresi) denir.

Birbirini takip eden örnekleme noktaları arası "Sampling interval" olarak bilinir. Örnekleme süresinin uzun olması SNR'ı artırırken, kısa olması SNR'ı düşürür. Bu da elde edeceğimiz görüntü kalitesini önemli derecede etkiler. MRG'de görüntü oluşturmak amacıyla elde ettiğimiz sinyalin, vücudun hangi noktasından geldiğini anlayabilmek için magnet içine konan, ana magnete göre daha küçük güçte "Gradyent sargılar" (Gradyent coil) kullanılmaktadır. Gradyent sargıların yapıları magnet tipine göre değişiklikler göstermekle birlikte (super kondüktif, permanent, rezistiv, hibrid) çalışma prensipleri aynıdır. Temel prensip magnet içindeki manyetik alanı kademeli biçimde düşürmek ve arttırmaktır. Bu gradyent sargılar sayesinde, bir voksel birimini, diğerinden ayırabilmekteyiz. Bunu elde etmek için birinci basamak "kesit belirleme gradyenti"dir (slice-selection). Z aksisinde gradyent çalışıyor iken, RF pulse gönderdiğimizde sadece bir aksiyal kesit içine giren protonlar etkilenecek, diğer protonlar etkilenecektir (RF pulsun protonları etkilemesi için protonların salınım frekansı ile aynı frekansta olmaları prensibi sebebiyle). RF pulsun frekansını değiştirdiğimizde, bu sefer farklı bir aksiyal kesit içindeki protonlar etkilenecektir. Bu sayede magnet içine koyduğumuz dokudan sinyal aldığımızda, bu sinyalin hangi aksiyal kesitten geldiği anlaşılır. Her üç boyutta da bu gradyent sistem çalışabildiği için hasta pozisyonu değiştirilmeden, sadece çalışacak olan gradyent değiştirilerek, aksiyal plana ek olarak, koronal ve sagittal planda da incelemeler yapılabilir. Bu MRG'de multi-planar inceleme imkanının temelini oluşturur. Kesit belirleme gradyenti ile sinyalin hangi kesitten geldiğinin anlaşılmasından sonraki basamak sinyalin hangi vokselden geldiğinin anlaşılmasıdır. Bu amaçla kesit belirleme gradyentine dik planda (kesite paralel) çalışan "Frekans-kodlama gradyenti" (Frequency-encoding) kullanılır. Bu gradyente bağlı olarak, kesitte farklı salınım frekansları gösteren kolonlar oluşacaktır. Bu durumda elde edilen sinyal tek bir sinyal olmakla birlikte, farklı frekansları içeren kompleks bir yapı gösterir. Bu kompleks sinyali çözümlmek "Fourier Transformasyon" olarak bilinir. Elde ettiğimiz

sinyalde hangi frekansların ve bunların ne amplitütde olduklarını anlayabilmekte. Sinyale hangi kolonun ne oranda katıldığını çözümleyebiliriz. Şu ana kadar; kesit belirleme ve frekans-kodlama gradiyentleri ile kesitimizi ve kesitimiz içindeki kolonları birbirinden ayırabildik. Ancak, matriksimiz voksellerden oluşmaktadır ve sinyalin hangi sıradan kaynaklandığını hala bilmiyoruz. Bunun için "Faz kodlama gradiyenti", (Phase-encoding) denilen üçüncü bir gradiyent sistemi kullanılır. Kesit belirleme ve frekans-kodlama gradiyentlerine dik olarak, üçüncü boyutta çalışan faz kodlama gradiyentinin amacı, kesit içindeki sıralar arasında faz şifti oluşturmaktır. Gradyent uygulamadan önce "in-phase" konumunda olan ve magnetin manyetik etkisi ile aynı frekansta salınım yapan protonlar, faz kodlama gradiyentinin kısa bir süre çalıştırılıp kapanmasıyla, sıralar arasında faz şifti oluşturacaktır.

"K-space (data matrix)" sinyal kaydı yapıldıktan sonraki ilk işlemdir. Bu matrix, K_x ve K_y koordinatlarından oluşmakta olup, her sinyal kaydı bir sıraya yerleştirilir. Bu "data matrix (k-space)" elde edildikten sonra, ilk önce her sıra "Fourier Transformation" işleminden geçirilir. Fourier Transformation ile sinyalde hangi frekansın ne oranda olduğunu anlamaktayız. Bundan sonra her kolon Fourier Transformationdan geçirilir. Sonuçta artık dokudan elde ettiğimiz çok sayıda sinyaller ile, vokselleri birbirinden ayırılmakta ve sinyalin geldiği lokalizasyonla ilgili olmak üzere bunları piksellere intensite olarak yerleştirebilmekteyiz (3).

MRG'de görüntü kalitesini etkileyen bazı parametreler vardır.

SNR (Signal-to-noise-ratio): Sinyal gürültü oranıdır. Yüksek olursa görüntü kalitesi yüksek, düşük olursa görüntü granüllü ve kalitesi anatomik detayda yoksun olur.

Matriks: Ekrandaki piksel volümünü belirleyen faz-kodlama ve frekans kodlama değerleri tarafından belirlenen bir parametredir. (256x256 veya 192x256 gibi). Matriks değerinin büyük olması ekranın daha küçük piksellere ayrılması demektir. Buna bağlı olarak görüntü kalitesi artar.

FOV (Field of view): Ekranaya yansıyan görüntüye uyan dokunun büyüklüğüdür (FOV değeri 20 ise dokudaki 20 cm²lik bir alan ekrana gelir). Eğer ilgilendiğimiz doku alanı büyükse FOV büyük, küçükse FOV küçük olarak belirlenir.

NEX (Number of excitation): Buna bazı sistemlerde "average" denmektedir. Görüntü oluşturmak için faz-kodlama steplerinin kaç kere kullanıldığını tanımlar. SNR NEX sayısı ile değiştiğinden görüntü kalitesi belirgin derecede etkilenmektedir (3).

C-MRG'de ARTEFAKT

Hasta artefaktları ve görüntüleme artefaktları olarak iki genel başlık altında incelenir.

a- Hasta artefaktları

Hareket: Hastanın istemli hareketleri veya solunum ve kardiyak aktivite gibi fizyolojik hareketler MRG'de görüntüyü belirgin şekilde bozmaktadır. Fizyolojik periyodik hareketlerin neden olduğu artefaktları ortadan kaldırmak için en çok kullanılan yöntem "Fizyolojik gate" tekniğidir (Kardiyak gating, solunum gating). Bu teknik ile sinyal kaydı fizyolojik periyodik hareketin sadece bir safhasında yapılır. Mesela kardiyak gating görüntülerin elde edilmesinde EKG trasesinde R dalgası sinyal kaydının başlangıcı olarak kullanılır. Respiratuar gating'de ise sinyal kaydı solunum hareketinin sadece istenilen safhasında yapılır. Artefaktları önlemenin diğer yolları yüksek NEX ile çalışmak, kısa TR ve kısa TE ile çalışmak veya Fast-SE ile çalışmaktır. Kan akım hareketlerine ve pulsatile hareketlere bağlı artefaktlar oldukça kompleksdir ve kardiyak gating tekniği ile kısmen önlenirler.

2-Ferromanyetik materyaller: (Metal sütür, cerrahi klips, ortopedik protez) magnet homojenitesini bozarak belirgin artefakt yaparlar.

3-Hastanın yanlış pozisyonu: MRG'de optimal kalitede görüntü elde etmek için hasta pozisyonunun uygun şekilde olması gerekir. İncelenmek istenen vücut bölümü sargı (coil) santralinde olmalıdır.

b- Görüntüleme Artefaktları

1-Aliasing: Küçük FOV ile çalışıldığında görülür. Yüzey sargıları (surface coil) kullanılıyor olması bu artefaktları artırır. Çözüm olarak frekans kodlama ve faz kodlama gradientlerinin yeri değiştirilir veya faz kodlama aksisinde yüksek matriks değeri kullanılır.

2-Truncation Artefaktı: (Ringing Artefakt= Gibbs fenomeni) 128 faz kodlama step sayısı kullanıldığında (matriks 128x256 gibi) görülür. 256 faz kodlama step sayısı kullanıldığında bu artefakt kaybolur.

3-Kimyasal şift (Chemical shift) artefaktı: Yağ dokusu ile suyun komşu olduğu bölgelerde Fourier Transformasyonda yanlış kodlamaya bağlı olarak oluşur.

4-Coil loading (sargı yüklemesi): Transmitter veya alıcı sargıların RF puls uygulama ve sinyali saptamak için belli bir kapasitesi vardır. Bu kapasite hastaya göre ayarlanabilir, ancak uygun ayarlanmazsa görüntü kalitesi bozulur.

5-Radyofrekans interference (Radyo dalgaları etkileşimi): Dış radyo dalgalarının protonları etkilemesiyle oluşur (3).

D) MRG Sisteminin Yapısı

MRG sistemini oluşturan yapılar şunlardır.

- 1-Ana magnet
- 2-Shim sargıları (Shim Coil)
- 3-Gradyent sargıları (Gradyent Coil)
- 4-RF sargıları (RF Coil)
- 5-Modulatör demodulatör
- 6-Image processor.

Günümüzde kullanılan 4 magnet tipi vardır.

- 1-Super kondüktiv magnet
- 2-Permanent (sabit güçlü) magnet
- 3-Rezistiv magnet

4-Hibrid magnet (Rezistiv ve permanent magnet özelliklerini taşır).

Shim Sargıları: Super konduktif, rezistiv veya hibrid magnetlerde, ana magnetin iç kısmında bulunmaktadır. Ana magnetin tam olmayan homojenitesini düzeltmek amacıyla kullanılır.

Gradyent Sargıları: Kesit belirleme, faz kodlama ve frekans kodlama gradyentlerinden oluşur. Bu sistem ile hastanın pozisyonu değiştirilmeden aksiyal, koronal, sagittal veya oblik planlarda görüntüler elde edilebilir.

RF Sargıları (RF Coil): RF sistemlerinin ilk amacı, dokudaki mevcut longitudinal manyetizasyon vektörlerini istediğimiz açıda (flip angle) saptırmak için hastaya uygun RF puls göndermektir. Bu sisteme RF transmitter denir. RF pulsun frekans bandını ve gücünü düzenleyen "RF modulatör" kullanılmaktadır. RF sisteminin ikinci amacı ise, hastadan gelen sinyali saptamak ve kaydetmektir (Alıcı sargı= RF receiver= Antenna). Sinyal buradan modulatör-demodülatöre gider ve birtakım işlemlerden geçtikten sonra ekrana görüntü olarak gelir. RF sargılarının yapısında, yapılacak olan incelemeye göre değişen birtakım farklılıklar vardır. (head body, extremite gibi) ve en önemli nokta, incelenecek dokuyu saran RF sargılarının dokuyu homojen olarak etkilemesinin gerekliliğidir. Yüzey sargıları (surface coil) incelemek istediğimiz bölgeye direkt olarak yerleştirilen değişik şekil ve yapılar da olabilen alıcı (receiver) RF sargılarıdır. Transmitter görevi görmezler. Bu yüzey sargılarının en büyük avantajı, sadece belli bir bölgeden sinyal topladığı için, elde edilen sinyalde gürültünün düşük, buna bağlı olarak da SNR'nin yüksek olmasıdır. Spine, extremite MRG incelemelerinde olduğu gibi, özellikle incelemek istediğimiz doku yüzeye yakın ise bu yüzey sargıları (surface coil) rutin olarak kullanılmaktadır. Yüzey sargıların haricindeki, vücudun daha büyük bölümlerini incelemek için kullanılan, hem alıcı (receiver) hemde transmitter olarak görev yapan RF sargılarını ise "Volüm sargıları" denmektedir (3).

E) MRG'nin Biyolojik Etkileri ve Kontrendikasyonları

Düşük Tesla değerli sistemlerde belirgin bir biyolojik etki söz konusu değildir. Bununla birlikte, Tesla değeri arttıkça belirginleşen, makromoleküllerin oryantasyonunda, kimyasal ilişkilerde veya membran permeabilitelerinde bozulmalar veya sinir iletimlerinde azalmalar olabilir. Yüksek Tesla değerli sistemlerde deney hayvanlarında EKG değişiklikleri tesbit edilmiştir. Bu biyolojik etkiler 2 Tesla'nın altındaki sistemlerde görülmez. Hızlı biçimde devamlı uygulanan RF puls vücutta elektrik akımına neden olabilmektedir. Uygulanan RF puls etkisi enerji değişimi ile olmakta ve bunun sonucu olarak bu etki karşımıza ısı olarak çıkmaktadır. MRG'nin kontrendikasyonları kesin ve göreceli olmak üzere iki ana başlık altında incelenir. Kesin kontrendikasyonlar: Kardiyak pacemaker'lar, serebral anevrizma klipsleri şarapnel gibi metalik yabancı cisimler, vena cava filtreleri, IV stentlerdir. MRG'nin klinik kullanıma girmesiyle beraber anevrizmal klips gibi materyallerin non-ferröz metalik alaşımlardan (Beta-3-titanium gibi) yapılmaya başlanmasıyla bu sorun büyük oranda giderilmiştir. Orbital metalik yabancı cisimler de önemli kontrendikasyon oluştururlar. Göreceli kontrendikasyonlar: Orta kulak protezleri, cerrahi implante (ortopedik) protezler, gebeliktir (3).

F) MRG'de terminoloji

Farklı puls sekansları ve aynı sekanstaki parametre farklılıklarının farklı görüntüler oluşturması nedeniyle bir MR görüntüsünü yorumlamadan önce hangi tür puls sekansı ile elde edildiğini ve seçilen uygulama sürelerini bilmek zorunludur. Önce inceleme yöntemlerinin, yani puls sekansının adı söylenir. (SE, IR, GE gibi). Daha sonra görüntünün hangi parametre ağırlığı ile elde edildiği belirtilir (T1, T2 PD). Görüntüler yorumlanırken gri skalanın beyaz tarafı hiperintens, siyah taraf hipointens olarak isimlendirilir. Gri skala değeri referans dokuya eşit olan lezyonlar ise izointens olarak belirtilir. Hiperintens terimi yüksek sinyal alanlarını, hipointens

terimi düşük sinyal alanlarını, izointens terimi ise referans dokuya eşit sinyal veren alanları tanımlar (1).

G) MRG'de Kullanılan Kontrast Madde

MRG incelemelerinde dokuların sinyal şiddet farklarının daha belirgin biçimde ayırtedilebilmesi için kontrast madde kullanılması gereklidir. Bugün Gadolinium dietilen triamino pentaasetik asit (Gadolinium) MRG'de kullanılan kontrast ajandır. Gd-DTPA paramagnetik, suda eriyen ve iyi tolere edilen bir kontrast maddedir. IV enjeksiyondan sonra intravasküler, ekstravasküler, ekstrasellüler aralıklara hızla dağılır. Glomerüler filtrasyonla atılır. Verilen dozun %91'i (± 13) uygulamadan 24 saat sonra vücuttan atılmış olmaktadır. Gd-DTPA normalde kan-beyin bariyerini aşmaz. Gd-DTPA hidrojen atomlarının sinyal oluşturma özelliklerinin etkileri (Özellikle T1'i) (6). Kontrast madde bulunduğu dokudaki protonların T1 ve T2 relaxation zamanlarını kısaltır. Örnek olarak Gadoliniumun A dokusu tarafından alındığını kabul edelim. Bu durumda A dokusunun T1 relaksasyon zamanı kısalacak (T1 zamanı kısalacak) ve A dokusundan alınan sinyaller artacaktır. Bu durumda kontrast maddenin alındığı A dokusu ile kontrast maddenin alınmadığı B dokusu arasındaki kontrast farklılığı artacak ve heriki doku da net biçimde birbirinden ayrılacaktır. Rutin klinik uygulamada MR kontrast maddeler hemen daima T1 ağırlıklı görüntülerde kullanılır (4).

2- İNTRAVENÖZ ÜROGRAFI

Üriner ekskresyon glomerüler filtrasyon yoluyla olmaktadır. Glomerüler filtrattaki kontrast madde konsantrasyonu, plazma konsantrasyonu ile aynıdır. Bu da kişinin kilosuna ve enjeksiyon dozuna bağlıdır. Renal tübüler hücrelerin ekskresyondaki rolleri şüphelidir. Normal bir glomerüler filtrasyonun varlığında total glomerüler ekskresyonun ancak %2'si tubuler yolla olmaktadır. Proksimal renal tüplerdeki filtrattan su ve sodyum reabsorpsiyonu proksimal tüplerdeki kontrast madde konsantrasyonunun belirgin şekilde artmasına neden olur. Suyun distal tüplerdeki reabsorpsiyonu ADH seviyesi ile kontrol edilir. ADH seviyesi suyun azalması ile artış gösterir. Fazla dozda kontrast madde verilmesi, normal tübüler konsantrasyon mekanizması ile yarışan osmotik diüretik etki oluşturur.

Nefrogram temel olarak, proksimal tüplerdeki kontrast maddenin birikmesine bağlıdır. Bu da glomerüler filtrasyon sonucunda olmaktadır. Dansitesi, max. plazma konsantrasyonuna tekabül eden intravenöz enjeksiyonun hemen bitiminde maksimumdur ve dansite doğrudan doğruya kontrast madde miktarına bağlıdır. Nefrogram dansitesinin su kısıtlanması ile ilgisi yoktur. Ancak süperpoze olan yumuşak doku kalınlığı, böbrek dokusunun kalınlığı ve fonksiyon yapan nefron sayısı ve de radyografik faktörler gibi özelliklerden etkilenmektedir. Fakat buna temel olarak pelvis ve kalikslerdeki total kontrast madde miktarı ile karar verilebilir. Dolaşımdaki ADH seviyesinde artışa yol açan dehidratasyon, distal tubulilerdeki suyun absorpsiyonunda artışa neden olur, bu da kollektör sistemlerin daha dens bir şekilde görülmelerine neden olur.

Senelerce urografinin kalitesini artırmak için barsak temizliği kullanılmıştır. Bazı hastalarda yararlı olmasına karşın her hastada mutlak başarı

sağlanamamaktadır. Bu amaçla müshil kullanımının bir dizi hastada önemli rahatsızlıklara yol açtığı bilinmektedir. Klasik yaklaşımda hastaya akşam yemeğinden sonra bir şey yeyip içmemesi söylenir. Bir gece önce müshi önerilmektedir. Sabahleyin yapılacak lavmanın gaza yol açtığı bildirilmektedir.

IVU öncesi sıvı alımının kısıtlanması tartışmalıdır. Normal renal fonksiyonlu hastalarda inceleme öncesi dehidratasyonun yararlı olacağı söylenebilir. Sabah yapılacak inceleme için geceyarısından sonra sıvı alımının kısıtlanması yeterli olacaktır. Dehidratasyonun primer tehlikesi böbrek hastalığı yada multip myelom gibi hastalıklarda nefrotoksisite riskini artırmasıdır.

Ortalama 70 kg. ağırlığındaki bir hasta için 20 gram iyot içeren kontrast madde miktarı önerilmektedir. Klasik kontrast maddelerde bu doz 75 ml.ye karşılık gelmektedir. Ticari preparatlar 50 yada 100 ml olduğundan israfın önlenmesi açısından çoğu kez 50 ml yeterli olacaktır. Şişmanca hastalarda 100 ml kontrast madde kullanılabilir. Çocuklarda kg. başına 2,2 ml. olarak hesaplanır ve 20 ml.y geçmemelidir. 3.-15. Dakikalarda böbreklerin grafileri alınır. Üreterler doluysa baskı kaldırılarak bir D.Ü.S grafisi alınır.

A-Modifikasyonlar ve ilave grafiler:

a) İnspiratar, ekspiratuar ve oblik grafiler

Opasitelerin ve dolma defektlerinin böbrek, üreter ve mesane ile ilişkisinin anlaşılması için.

b) Tomografik kesitler

- Böbrek konturlarının görülmesi
- Özellikle çocuklarda olmak üzere, süperpoze barsa segmentlerinin kaldırılması

c) Prone'da alınan grafiler

- Pelvi-üreterik bileşkenin incelenmesi için ve üreteri obstrüksiyonlar için

d) Dakikalık grafler

- Hipertansiyonlu hastalarda enjeksiyonu takiben 2.,4.,6. dakikalarda

e) Yükleme testi

Ekskrete edilen opak maddenin dansitesini arttırmak için oral yolla 500 ml. su verilir, tek taraflı renal iskemide faydalıdır.

Üretero-pelvik obstrüksiyonu olan vakalarda su yüklenmesi ile diürez meydana getirilerek renal pelvisin distansiyonuna neden olunur ve böylece tıkanma daha iyi bir şekilde görülebilir. Bu test i.V enjeksiyondan sonra da yapılabilir.

f) Geç filmler

Birer saat aralıklarla 24 saate kadar alınabilir. Üreterdeki obstrüksiyonun yerini göstermede yararlıdır

g) Post-miksiyonel grafi

Vesiko-üreteral reflünün araştırılmasında hasta miksiyon yaparken grafi alınır.

h) Üreteral kompresyon

- Renal kolikte
- Böbrek travmasında
- Büyük batın kitlelerinde
- Distandü mesanelerde yapılmamalıdır.

B-YÜKSEK DOZ ÜROGRAFI

Böbrek yetmezliği ve üreter obstrüksiyonu vakalarında kullanılır. Nefrotomografi için ve ön hazırlık yapılamayan acil hastalarda da kullanılır. Üretera kateterizasyon yapılamayan vakalarda bazen mesaneyi opasifiye etmek için de kullanılabilir.

Böbrek yetmezliğinde yüksek doz ürografi kullanımı:

Ciddi oligürisi olmayan böbrek yetmezliği vakalarında yüksek dozda opa madde kullanımı ile nefrotomografi yapılması böbrek büyüklük ve konturlarını tespit edilmesinde çok yararlı bilgiler verir. Pelvikalisijel sistemin opasifikasyon belki tam anlamıyla iyi olmayabilir; ancak ekstrarenal bir obstrüksiyon varlığını anlaşılmasında kullanılan iyi bir yöntemdir.

C-Kontrast Maddelerin Yan Etkileri: iyotlu kontrast maddelerin yan etkileri şiddetlerine göre 3 gruba ayırabiliriz.

Hafif reaksiyonlar: Genellikle tedavi gerektirmeyen kol ağrısı, sıcaklık hissi, terleme, bulantı, kusma, kaşıntı, hafif ürtiker, baş ağrısı gibi şikayetlerdir.

Orta şiddette reaksiyonlar: Tıbbi tedavi gerektiren ve/veya incelemeyi geciktiren veya hafif reaksiyonlar ile hipotansiyon, hafif bronkospazm, yaygın eriter ve ürtiker gibi semptomlar bu gruptandır.

Şiddetli reaksiyonlar: Acil tıbbi tedavi ve/veya hastaneye yatışı gerektiren ve hastada sekel bırakabilecek reaksiyonlardır. Bunlar: Ağır bronkospazm, larinks ödemi, pulmoner ödem, konvulsiyon, bilinç kaybı, kardiya disritmi, kardiyovasküler kollaps ve arrest sayılabilir (7-10).

Bu reaksiyonların görülme sıklığını etkileyen risk faktörleri mevcuttur. Shehadi ve Toniolo'nun çok merkezli yürüttükleri bir çalışmada risk faktörleri olarak cinsiyet, yaş, ağırlık ve allerji öyküsü araştırmışlar bunlardan sadece allerji öyküsü anlamlı sonuç vermiştir. Bu çalışmada yan etki insidansının ırksal ve coğrafi olmadığını ortaya çıkarmışlar, tüm dünyada yan etki sıklığını %4.73 olarak tespit etmişlerdir (11). Başka bir çalışmada non-iyoniklerin şiddetli ve çok şiddetli yan etkilerinin iyonik kontrast maddelere göre 6 kat daha az olmasına karşın fatal reaksiyon prevalansları arasında fark saptanmamıştır (12). Pahalı olan düşük ozmolar noniyonik kontrast maddelerin non-fatal reaksiyonlarının sıklığı, 10 kat daha ucuz olan iyonik yüksek ozmolariteli kontrast maddelere göre 1/6 oranında olma

olayın ekonomik yönünü ön plana çıkarmış, noniyoniklerin seçici hastalarda kullanılması tavsiye edilmiştir(12,13,15).

1060 erişkin hasta üzerinde yapılan bir çalışmada IVU incelemelerinde yüksek doz iyonik, yüksek doz noniyonik ve düşük doz noniyonik kontrast madde kullanılması ile elde olunan grafiler arasında diyagnostik kalite farkı izlenmemiştir (14). Daha ucuz olan düşük doz noniyoniklerin IVU incelemelerinde kullanılabileceği belirtilmiştir.



3-BÖBREKLERİN ANATOMİSİ

Böbrekler (renes) vücudun metabolik çalışmalarının artık ürünleri ile fazla suyu idrar olarak organizmadan çıkaran organlardır. Bu yol ile doku sıvılarının yoğunluğu ve içeriği denetlenerek elektrolit ve sıvı dengesi korunur. Endokrin işlevleride vardır. Kan yapımında etkili olan *erythropoietin*'i kan basıncını etkileyen *renin*'i ve kalsiyum metabolizmasını kontrol eden - *hydroxycholecalciferol*'u yaparak kan dolaşımına verir. Bu snuncu hormon vitamin D türevidir.

Yeri: Böbrekler karın boşluğunun arka bölümünde, collumna vertebralis'in iki yanında birer tane olmak üzere retroperitoneal olarak bulunan iki kırmızımsı, kahverengi organdır. İskelete göre 12. torakal vertebranın üst kenarı ile 3. lomber vertebra arasındadır. Sağ böbrek karaciğer komşuluğu nedeniyle sol böbreğe göre biraz daha aşağıdadır. Sol böbrek sağa göre daha dar ve biraz daha uzundur. Böbreklerin uzun eksenini aşağıya, dışa; enine eksenini arkaya ve dışa doğrudur.

Ağırlığı ve Boyutları: Böbrek 11 cm uzunluğunda 6 cm genişliğinde 3 cm kalınlığındadır. Sol böbrek daha uzun ve dardır. Yetişkin erkekte ortalama ağırlığı 150 gram (gr), kadında 135 gr'dır.

Şekil bakımından fasulyaya benzeyen böbreğin ön ve dışa bakan ön yüzü (*facies anterior*), arkaya ve içe bakan arka yüzü (*facies posterior*); iç ve dış kenarları (*margo medialis, margo lateralis*); üst ve alt iki ucu (*extremitas superior, extremitas inferior*) vardır.

Böbrekler ayakta iken, sırtüstü yatış konumuna göre 2.5 cm aşağıda yer alır. Solunum ile aşağıya yukarıya doğru hareket eder. Sırtüstü yatış durumunda her böbreğin konumu karın duvarının ön ve arka yüzlerinde gösterilebilir. Sağ böbreğin soldan 1.5 cm kadar aşağıda olduğu unutulmamalıdır.

Buna göre, böbreklerin ön yüzünde hilum renale'nin karın ön duvarında planum transpyloricum üzerinde orta çizgiden 5 cm uzaklıkta ve 9. kıkırdak kostanın uç kısmının biraz iç tarafındadır. Sol böbrek hilum'u planum

transpyloricum'un tam üstünde, sağ böbreğinki ise tam altındadır. Böbreğin üst ucu kalın ve yuvarlak olup, orta çizgiden 2.5 cm uzaklıktadır. Orta çizgiden 7.5 cm uzaklıkta olan alt uc ise daha dar ve incedir. Dış kenar dışbükey; iç kenar uçlara yakın bölümlerde dışbükey, ortada içbükeydir.

Böbreklerin arka yüzünde hilum renale'nin ortası 1. lomber vertebrada processus spinosus'un alt kenarı karşısında ve orta çizgiden 5 cm uzaklıktadır. Alt uc crista iliaca'nın en yüksek bölümünün 2.5 cm yukarisındadır.

Komşulukları: Dışbükey olan önyüzlerin (facies anterior) her iki böbrekte komşuluk yaptığı organlar farklıdır.

Sağ böbreğin ön yüz komşulukları: Üst ucun küçük bir alanı glandula suprarenalis, margo medialis yakınında dar bir alan pars descendens duodeni, alt ucun küçük bir alanı ince barsak kıvrımları ile komşudur. Ön yüzün geriye kalan ve dış yarımını oluşturan büyük alanın üstte kalan geniş kısmı karaciğerin sağ lobu, alt kısmı fleksura coli dextra ile komşuluk yapar.

İnce barsak ve karaciğer alanları peritonlu; glandula suprarenalis, duodenum, colon transversum alanları peritonsuzdur. Doğrudan komşuluk yaparlar.

Sol böbreğin ön yüz komşulukları: İç kenarın üst ucu boyunca uzanan küçük bir alan glandula suprarenalis, dış kenarın ve ön yüzün üst üçte ikilik alanı dalak ve bu iki alan arasında kalan üçgen alan mide ile komşudur. Ortada corpus pancreatis ve dalak damarları ile komşuluk yapan dörtgen bir alan vardır. Pankreas ve dalak alanlarının altında kalan ön yüz bölümünün dış alanı margo lateralis boyunca düzensiz bir şekilde flexura coli sinistra ve colon descendens başlangıcı ile daha geniş olan iç alanı ilk jejunum kıvrımları ile komşuluk yapar.

Glandula suprarenalis, pankreas ve kolon alanları peritonsuzdur. Mide, dalak, jejunum alanları periton ile örtülüdür.

Böbreklerin arka yüzleri (facies posterior) yağ dokusu içine gömülüdür. Peritonsuzdur. Diafragma, arcus lumbocostalis lateralis ve medialis, musculus psoas major, musculus quadratus lumborum, musculus transversus abdominis'in aponörozu, arteria/vena subcostalis, nervus subcostalis, nervus iliohypogastricus ve nervus ilioingiunialis ile komşudurlar. Sağ böbrek 12. , sol böbrek 11 ve 12. kostalar üzerine dayanır.

Margo lateralis: Dışbükeydir. Sol böbrekte üstte periton ile örtülüdür. Bu oluşum ile dalaktan ayrılmıştır. Altta inen kolon ile komşudur. Sağ böbreğin dış yan kenarı periton ile karaciğer sağ lobundan ayrılmıştır.

Margo medialis: Böbrek uçları yakınında dışbükeydir. İç bükey olan orta bölümünde öne, içe doğru açılan vertikal bir yarıklık (hilum renale) vardır. Böbrek ve damarları perirenal yağ dokusu içine gömülmüştür. Perirenal yağ dokusu böbrek kenarlarında çok kalınlaşır. Hilum'dan geçerek *sinus renalis'e* sokulur.

Extremitas superior: Kalın ve yuvarlaktır. Orta çizgiye daha yakındır. Glandula suprarenalis ile komşudurlar.

Extremitas inferior: Üst uçtan daha ince ve küçüktür.

Fascia renalis: Böbreği saran fibröz doku ve perirenal yağ dokusu yoğunlaşarak *fascia renalis* denilen kılıfı oluştururlar. Ön ve arka olmak üzere iki yaprağa ayrılır. Yapraklar margo lateralis'te birleşir. Ön yaprak böbreğin ve damarların ön yüzleri üzerinde ilerleyerek aorta ve V. cava inferior çevresindeki bağ dokuya karışır. Arka yaprak böbreğin arkasında m. psoas major, m. quadratus lumborum'u örten fascia önünden geçerek omurlar, diskuslar ve m. psoas major'un iç kenarı arasında adı geçen fasyaya yapışırlar.

Böbreğin iç kenarında ön ve arka yaprakları bağlayan ve damarlar tarafından delinen bir fasya vardır.

Fascia renalis'in iki yaprağı glandula suprarenalis'in üstünde birleşerek diafragma fasyasına tutunur. Böbreğin alt ucunda ise ön yaprak fossa iliaca'nın ekstrapéritoneal dokusuna, arka yaprağı m. İliacus fasyasına karışır.

Fascia renalis perirenal yağ dokusu içinden geçen çok sayıdaki trabekülleri ile böbreğin fibröz kapsülüne (*capsula fibrosa*'ya) tutunur. Fascia renalis arkasında böbreğe yataklık yapan ve kaşeksiye varan zayıflamalarda bile tam kaybolmayan bir yağ tabakası vardır. Bu yağa *corpus adiposum pararenale* denir.

Böbreği saran oluşumlar kısaca en arkada *corpus adiposum pararenale* olmak üzere dıştan içe doğru *fascia renalis*, *perirenal yağ dokusu* (*capsula adiposa*) ve *capsula fibrosa* olarak özetlenebilir.

Böbreğin Genel Yapısı

Fötüs'ta böbrek 12 ayrı lobulus'dan oluşmuştur. Yetişkinlerde lobuluslar tamamen birleştiği için düz yüzlü bir görünüm alır.

Böbrek düz kas lifleri, elastik lifler ile fibröz dokudan yapılmış ve kolayca sıyrılabilen bir kapsül (*capsula fibrosa*) ile sarılmıştır. Bazı böbrek hastalıklarında kapsül böbreğe yapışır, kolayca sıyrılamaz.

Böbrek medulla renis ve cortex renalis olmak üzere iki bölüme ayrılır. Bu iki bölüm köken ve görev bakımından birbirinden farklıdır. Korteks nefrogen dokudan köken alır. İdrar yapan oluşumları içerir. Medulla ise ureter tomurcuğundan gelişir. Başlıca toplayıcı kanallardan yapılmıştır.

Medulla renis: Soluk renkli, çizgili, konik şekilli bölümdür. Konik oluşumlara *pyramides renales* (*malpighi piramidleri*) denir. Piramit'lerin tabanı (*basis pyramidis*) korteks renis'e, uçları sinus renalis'e doğrudur. Uç kısımları calix renalis minor'ların içine doğru uzanan papilları (*papillae renales*) yaparlar. Papilla'ların sayısı 5-11 kadardır. Bir papillaya açılan *ductus uriniferi*'lerin (*ductus papillaris* veya Bellini kanallarının) sayısı 116-776 arası değişir.

Cortex renalis: Capsula fibrosa altındadır. Piramitler arasında sinus renalis'e kadar uzanan parçalarına *columnae renales (Bertini)*; *columna renalis*'leri birleştiren ve piramitlerin tabanları ile capsula fibrosa arasına sokulan bölümüne ise *arcus corticalis (lobulus corticalis)* denir. Korteks'in bu son kısmı bir büyüteç ile incelendiğinde bazı kısımlar açık renkli konik alanlar olarak görülür. Bu açık alanlarda Malpighi piramitlerinin tabanlarından çıkarak böbreğin dış yüzüne doğru uzanan ve giderek incelen ışınsal uzantılar (*pars radiata*) yer alır. Bu uzantılara *medulla uzantıları (striae medullares)* veya *Ferrein uzantıları* da denir. Pars radiata'yı saran koyu renkli korteks renalis bölümüne *pars convoluta* denir.

Hilum renale: İç kenarın orta bölümünde içe ve öne bakan bir yarıktır. Ön ve arka dudaklar ile sınırlanmıştır. Böbrek damarlarını, sinirlerini ve pelvis renalis'i içerir. Hilum renale'de, önce v. renalis, ortada a. renalis, arkada pelvis renalis bulunur. Genellikle a. renalis dallarından biri yanında bir arter veya ven dalı olmaksızın pelvis renalis arkasından geçerek hilum'a girebilir. Hilum böbrek içinde bulunan ve *sinus renalis* denilen boşluğa açılır. *Sinus renalis* böbrek kapsülünün devamı olan bir kapsül ile örtülmüş olup, ureter'in üst ucunun huni biçiminde devamı olan *pelvis renalis*, böbrek damarları, papillae renales denilen mememsi çıkıntılar ve bunlar arasında bulunan yağ dokusu ile doldurulmuştur. Özellikle böbrek kenarında kalın olan perirenal yağ dokusu hilum'dan geçerek sinus renalis'e sokulur.

Pelvis renalis: Sinus renalis içinde 2-3 dala ayrılır. Bu dallara *calices renales majores* denir. Her bir calix renalis major sayıları 7-13 arasında değişen ve *calix renalis minor* denilen daha küçük dallara ayrılır. Calix renalis minor'un genişleyen uç kısmı 1-3 papillae renales'i kuşatarak içine alır. Her calix renalis minor'un genişlemiş ucu dıştan sinus renalis'i örten kapsüle sıkıca yapışır ve üstten papillae renales'in tepesine açılan toplayıcı kanallar ile delinmiştir. Papillaların sinusa bakan yuvarlak tepelerinde (*area cribrosa*) toplayıcı kanalların sonlandığı 10-15 deliğe *foramina papillaria* denir.

Damarlar

A.renalis: A. mesenterica superior'un altında aorta'dan ayrılır. Sağ a. renalis, aorta'nın konumu gereği daha uzundur. Sol a. renalis biraz daha yukarıdadır. Her arter hilum renale'ye gelmeden önce dallara ayrılır. Bu dalların çoğu önde v. renalis ile arkada pelvis renalis arasında yer alır. Her damar, glandula suprarenalis'e (rami suprarenales veya a. suprarenalis inferior), ureter'e (rami ureterici), kaslara ve çevre dokulara dağılan dallar verir.

A.renalis'in izdüşümü planum transpyloricum'un tam altında aorta'nın kenarlarından 4'er cm yanlara doğru çizilen kalın bir çizgi ile gösterilebilir. Kimi kez bir veya iki tane aa. *renales accessorii* özellikle solda aorta'dan çıkabilir (% 30). Yardımcı böbrek arterleri a. renalis'in altında veya üstünde yer alırlar.

A.renalis hilum renale'ye ulaşmadan önce ön ve arka olmak üzere iki dala ayrılır. *Ramus anterior* ve *ramus posterior'un* birincil dalları olan a. *segmentalis'ler* böbreğin vasküler segmentlerini (*segmentum renalis*) besler. Bir böbrek beş vasküler segmente ayrılır:

- 1- *Segmentum superius*: Extremitas superior'un ön bölümü ve iç yanını kaplar.
- 2- *Segmentum anterius superius*: üst ucun geri kalan kısmını, orta bölgenin ön üst parçasını içine alır.
- 3- *Segmentum anterius inferius*: Segmentum anterius superius'un altında yer alır.
- 4- *Segmentum inferius*: Extremitas inferior'un tamamını içine alır.
- 5- *Segmentum posterius*: Arka yüzde böbreğin segmentum superius ve inferius'u arasında kalan alanın tamamını kaplar.

Vasküler segmentlere gelen arterler bu sıraya göre; 1- a. *segmenti superius*, 2- a. *segmenti anterioris superioris*, 3- a. *segmenti anterioris inferioris*, 4- a. *segmenti inferioris*, 5- a. *segmenti posterioris* adlarını alırlar.

Segmental arterlerin ilk dalları *a. lobaris'lerdir*. Her pyramis renalis'e bir tane olarak gelen bu dallar aa. *interlobares* denilen 2-3 dala ayrılırlar. Bu damarlar komşu loplarda ve malpighi pyramidlerinin iki yanında cortex renalis'e doğru yükselerek cortex renalis ile medulla renalis sınırında aa.

arcuatae denilen iki dala ayrılır. A. *arcuata*'lar a. *interlobaris* ile dik açı yapacak şekilde korteks medulla arasında uzanırlar. A. *arcuata*'lardan başlayan dallar (*aa. interlobares*) ise cortex renalis'de yükselirler. Komşu a. *arcuata*'lar birbiri ile ağızlaşmazlar. A. *interlobularis*'lerin büyük kısmı a. *arcuata*'ların dalları olmalarına karşın bir kısmı a. *interlobaris*'in terminal parçasından da ayrılabilir.

Aa.*interlobulares* korteks yüzeyine doğru bir yol izleyerek yol boyunca birkaç kez dal verirler. Kimi a. *interlobularis*'ler ise medulla'ya geri dönerler. Medulla'da ikinci kez kıvrılarak tekrar böbrek yüzeyine doğru uzanırlar.

A.*interlobularis*'lerin bazı terminal dalları (*rami capsulares*) olarak doğrudan böbrek yüzeyine doğru seyrederek ve *plexus capsularis* ile ağızlaşırlar. Plexus capsularis ayrıca a. *suprarenalis inferior*, a. *renalis*, a. *testicularis* (veya a. *ovarica*) dan da gelen dalları (*rami capsulares*) alır.

A. *interlobularis*'lerin yanlara doğru verdikleri çok sayıdaki küçük dallara *arteriola glomerularis afferens* (vas afferens) denir. Az miktardaki arteriolae glomerulares afferens, aa. *arcuatae* ve aa. *interlobares*'den doğrudan çıkabilir. Her bir arteriola glomerularis afferens bir glomerulus'a gider.

Arteriola glomerularis efferens (vas efferens) ise kanın glomerulus'dan alarak peritubuler kapiller ağına (*plexus capillaris peritubularis'e*) götürür. Peritubuler kapiller ağ tubulus proximalis ve distalis'in pars contorta'ları çevresinde ve aralarında yer alır. Peritubuler kapiller ağın venöz ucundan başlayan venüller birleşerek korteks kanını vv. *interlobulares'de* toplar. Aynı isimli arterler ile birlikte, fakat ters yönde uzanırlar.

V. *interlobularis*'lerin büyük bir kısmı capsula fibrosa'nın hemen altında kapillerden başlar. Kapiller damarlar önce ışınal seyirli *veulae corticales superficiales'e* dökülür. Bunlar birleşerek yıldız şeklinde seyrederek ve daha çok korteksin yüzeysel bölümlerinden kanı tıplayan *venulae stellatae'yi* oluştururlar. *Venulae stellatae* v. *interlobularis*'lere açılırlar. Bu venler de korteks medulla sınırına doğru uzanan vv. *arcuatae'de* sonlanırlar. V. *arcuatae*'lar, v. *interlobaris*'lere açılırlar. V. *interlobularis*'ler, v. *arcuatae*'ların

tersine komşu venler ile anastomoz yaparlar. Sonuçta v. interlobaris'ler hilum renale'de birleşerek v. *renalis*'i oluştururlar.

Medulla renis'i besleyen juxtamedullar glomerulusların efferent arterioller'inden (vas efferens) veya a. arcuata'lardan gelen dallar medulla'ya girmeden önce komşu kapiller ağlara yan dallar verir. Daha sonra her biri 12-25 dala (*arteriolae rectae*'ye) ayrılır.

Medulla içinde Henle kulpunun iki kolu (pars recta'ları) inen ve çıkan kolları ile toplayıcı kanalların çevresinde yer alan kapiller ağa (peritubuler kapiller ağa) yan dallar verirler. Kapillerin venöz uçları *venulae rectae*'ye açılırlar. *Venulae rectae*'de tekrar *vv. arcuate*'ye veya *vv. interlobulares*'e dökülürler.

V. *renalis* dektra, pars descendes duodeni'nin; v. *renalis* sinistra corpus pancreatis, v. *splenic*'nin arkasından geçerler. V. *renalis*'ler v. cava inferior'a dökülür.

Lenfa: Lenf damarları tubuluslar çevresinde, capsula fibrosa altında ve perirenal yağ dokusu içindeki pleksuslardan başlar. 4-5 trunkus halinde v. *Renalis*'i izleyerek nodi lymphatici aortici laterales'de sonlanırlar.

Sinirler: Plexus *renalis*, ganglion coeliacum, plexus coelicus, ganglion aorticorenale, n. splanchnicus lumbalis 1 ve plexus aorticus'dan gelen liflerden oluşmuş bir sinir ağıdır. Ağın büyük bir bölümü a. *renalis* başlangıcının arkasında bulunur. Böbrek içinde a. *renalis* dalları çevresinde devam ederek damarları, glomerulusları ve tubulusları - özellikle korteks tubuluslarını - innerve eder. A. *arcuata* çevresindeki sinir ağından gelen lifler juxtamedullar efferent arterioller ve vasa recta'ları innerve eder. Bu durum korteks medulla arasındaki kan akımının glomerulus dolaşımını etkilemeden denetlediğini göstermektedir.

ÜRETER

Ureter'ler idrarı peristaltik hareketlerle böbreklerden mesaneye (vesica urinaria) ileten boru biçiminde iki organdır. 25-30 cm uzunluğundadır. Pelvis

renalis'in devamı olarak başlar. M. psoas major'un önünde aşağıya ve içe doğru ilerler. Pelviste mesane tabanını deler. Konumu topoğrafik olarak planum transpyloricum üzerinde orta çizgiden 5 cm uzaklıktaki bir noktadan aşağıya, içe ve tuberculum pubicum'a doğru çizilen eğik bir çizgi ile gösterilebilir. Genellikle lümeni 3 mm çapındadır. Üç yerde normalden daha dardır. 1. Darlık üstte, başlangıç yerinde, 2. darlık küçük pelvis'e girerken m. psoas major'un iç kenarını veya linea terminalis'i çaprazladığında, 3. darlık ureterin en dar bölümü olup, mesane duvarından geçen parçasında bulunur.

Pars abdominalis ve pars pelvica olmak üzere iki parçaya ayrılır.

Pars abdominalis: Ureter'in bu parçası m. psoas major üzerinde n. genitofemoral önden çaprazlayarak retroperitoneal uzanır. A. testicularis (veya a. ovarica) ureter ile önünden geçer.

Sağ ureter: başlangıç bölümü pars descendens duodeni ve v. cava inferior komşudur. A.v. colica'lar önden sağ ureteri çaprazlar. Küçük pelvis'in üst açıklığı yakınında mezenteriyum'un alt parçasının ve ileum'un arkasından geçer.

Sol ureter: Flexura duodenojejunalis, a.v. colica sinistra tarafından çaprazlanır. Küçük pelvis girişi yakınında colon sigmoideum ve mesocolon sigmoideum'un arkasından geçerek recessus intersigmoideum'un arka duvarında uzanır.

Son olarak sağ ureter a. iliaca externa'nun başlangıcını, sol ureter a. iliaca communis'in son kısmını çaprazlayarak küçük pelvis'e girer ve pars pelvica ile devamlı olur.

Pars pelvica: Pars abdominalis ile aynı uzunluktadır. Ekstraperitoneal bağ doku içinde bulunur. Pelvis duvarının iç bükeyliğine uyarak arkaya ve dışa doğru uzanır. Spina ischiadica yüksekliğinde öne, içe kıvrılır. M. levator ani'nin üstünde fibröz doku içinde ilerleyerek mesane tabanına ulaşır. Pelvis duvarında a. iliaca interna'nın truncus lumbosacralis'in, a. sacroiliaca'nın

önünden geçer. Dış yanda m. obturatorinternus'u örten fasyanın üzerinde seyreder. İçe doğru ilerledikçe a. umbilicalis, n. obturatorius, a.v. obturatoria, a. vesicalis inferior ve a. rectalis media'yı çaprazlar.

Erkeklerde öne ve içe doğru uzanırken ductus deferens'i çaprazlar, sonra vesicula seminalis'in üstünden ve önünden geçer, mesane duvarına eğik olarak sokulur. Bu son parçası vesica urinaria venlerine ait dallar ile sarılmıştır.

Kadında ureter'in pars pelvica'sı başlangıçta erkekteki gibi aynı organlarla komşuluk yapar. A. iliaca interna'nın önünde uzanırken ovaryum'un hemen arkasında bulunur ve fossa ovarica'yı arkadan sınırlar. Pelvis duvarından ayrıldıktan sonra lig. Latum uteri'nin alt parçasında ekstaperitoneal bağ doku içinde aşağıya ve öne doğru uzanır. Burada a. uterina, cervix uteri ve fornix vagina'lar ile komşulukları önemlidir. A. uterina ureter'in önünde, 2,5 cm kadar uzağında yukarıya doğru yükselir. Sonra ureter'in iç tarafına geçerek uterus boyunca uzanır. Ureter fornix vagina'nın yan tarafında öne ve içe doğru bükülerek mesane'ye ulaşır. Bu kıvrım yeri cervix uteri'nin supravaginal parçasının 2 cm kadar dış yanındadır. Uzaklık 1-4 cm arasında değişir. Uterus genellikle bir tarafa devriye (sapmış) olduğu için bir ureter vagina ön duvarına diğerinden daha çok yaklaşır.

Ureter'in mesane duvarında seyreden 2-2,5 cm uzunluğundaki parçası *pars intramuralis* adını alarak 3. ureter parçası gibi kabul edilmektedir.

Mesane duvarı içinde ureter'in eğik seyretmesi, genişlemiş mesanede ureter duvarlarının birbirlerine yaklaşmasına neden olur. Böylece idrarın mesaneden geriye kaçması önlenir.

Ureter dıştan içe doğru tunica adventitia, tunica muscularis ve tunica mucosa katmanlarından oluşmuştur.

Damarlar

Arterler: A. renalis, aorta abdominalis, a. testicularis (a. ovarica), a. iliaca communis, a. iliaca interna, aa. vesicales superiores ve a. vesicalis inferior ile

a. uterina'dan gelir. Bu dallar ureterduvarı üzerinde uzunlamasına anastomozlar yaparlar.

Venler: Ureter çevresinde venöz ağ yaparlar. Bu ağdan çıkan dallar arterlere eşlik eden venlere dökülürler.

Lenfa: Pars abdominalis'den gelen toplayıcı damarlar nodi lymphatici aortici laterales'de; pars pelvica'dan gelenler nodi lymphatici iliaci externi, iliaci interni veya iliaci communes'de sonlanabilir.

Sinirler

Th₁₁- L₂ ve S₂₋₄ spinal segmentlerden gelen simpatik ve parasimpatik lifler plexus renalis, plexus aorticus, plexus hypogastricus superior ve inferior aracılığı ile ureteri innerve ederler. Adı geçen plexuslardan gelen otonom lifler önce plexus uretericus'u oluşturur. Fibröz ve musküler katlarında ureter'e giden otonom liflerin görevleri kesin olarak belli değildir. Ureter'in peristaltik hareketlerinden ve idrarın mesane'ye boşalmasından sorumlu oldukları sanılmaktadır.

Ureter'in aşırı genişlemesi veya kaslarının kasılması ağrı duyusunu uyarır (*renal colic*). Bu durum böbrek taşlarında ortaya çıkar. Eğer taş, kasların kasılmasıyla aşağıya doğru inmeye zorlanırsa ağrı olur. Ağrı ureter ile aynı spinal segmentden (Th₁₁-L₂) innerve edilen deri alanlarından geliyormuş gibi algılanır (vuran ağrılar). Ağrı regio lumbalis'den başlar; kasiğa, skrotum'a (kadında labium majus'a) vurur. N. genitofemoralis (L₁₋₂) boyunca uyluğun ön, üst kısmında da ağrı duyulabilir. M. Cremaster bu sinir tarafından innerve olduğu için refleks olarak kasılır ve testis'i yukarıya doğru çeker.

Ureter taşı darlıklarından birine takılabilir. Böyle durumlarda taş radyolojik olarak darlığın yerine göre 2. bel omurunun proc. transversus'unun ucunda veya spina ischiadica'nın iç tarafında görülür (16).

4-ÜRİNER SİSTEM TAŞ HASTALIĞI

Üriner sistem taş hastalığı, üriner enfeksiyonlar ve prostat patolojilerinden sonra üriner sistemi etkileyen üçüncü patolojik durumdur. Üriner sistem taş hastalığı M.Ö. 4800 yıllarından beri bilinen bir hastalıktır. Eski Roma, Yunan, Çin, Hint, Mısır ve Mezopotamya'da taş hastalığının teşhisi için birçok kriterler ortaya atılmıştır. İdrarın rengine, tadına ve miktarına göre taş hastalığının varlığı üzerine fikirler belirtilmiştir. 1940'dan sonra taş teşekkülü ile ilgili birtakım fizyolojik gözlem ve araştırmaların sonuçları sunulmaya başlanmış olup, kalsiyum ve ürik asitin önemi, idiyopatik hiperkalsiürinin hiperparatiroidizmden ayrılması ve taşın böbrekte teşekkül yerleri, taşların kristaloid ve kolloid yapıları belirlenmiştir. Taşın kimyasal ve strüktürel yapısı, terkihi hakkında oldukça yeterli bilgiler sağlanmış, fakat teknolojiadaki bütün ilerlemelere rağmen etyolojisi bugün bile tam olarak aydınlatılamamıştır. Taş hastalığı tek bir nedenle değil, multipl, kompleks ve birbiri ile ilişkili birçok faktörün beraberce meydana getirdiği olaylar dizisidir.

A-Epidemiyoloji

Nefrolitiazis, endüstriye toplumun % 1-5'ine etki eden bir hastalıktır. Böbrek taşlarının endüstriyel toplumlarda en sık görülen tipi öncelikle kalsiyum oksalat ya da bunun hidroksiapatit kombinasyonudur. Kalsiyum taşları renal taşların yaklaşık % 75'ini oluşturur. Renal taşların yaklaşık % 25'ini ise ürik asit, struvit ya da sistin taşlarıdır.

Üriner sistem taşı hastalığı en çok 30 ile 60 yaşları arası görülür. Taş yapan hastaların % 67'sinde 1.5 ile 8 yıl içerisinde tek veya mükerrer nükse rastlanır. Nüks eden vakalar idiyopatik kalsiyum taşları ve ürik asit taşlarıdır. Nüks üç erkeğe karşılık bir kadında görülmektedir. Kadın idrarındaki sitrat miktarının yüksekliği taştan koruyucu rol oynar. Taş hastalığındaki hereditenin rolü üzerinde durulmuş ve poligenik defekt bulunmuştur. Renal tubuler asidozis, sistinüri gibi belirgin familyal hastalıklar vardır. Familyal

sistinüride dahi aynı miktar sistin eliminasyonu olmasına karşın bir kısmında taş teşekkül etmez.

Taş hastalığının bazı coğrafi bölgelerde daha sık görüldüğü tespit edilmiş ve dünya taş haritası çıkarılmıştır. İskandinavya, Akdeniz ülkeleri, Kuzey Hindistan, Pakistan, Kuzey Avusturalya, Avrupa'nın orta kısımları, Malezya ve Orta Amerika'da taş hastalığı yoğun olup Güney Amerika ve Afrika'da daha seyrek. Ülkemizde Akdeniz, Karadeniz ve Güneydoğu illerinde fazla görülür. Bazı bölgelerde kalsiyum oksalat ve fosfat taşı daha fazla iken bazı bölgelerde magnezyum-amonyum-fosfat taşına rastlanır. Bu ülkelerde taş hastalığının sık görülmesinde iklim, beslenme ve ailesel faktörlerin rolü vardır.

İklim ile taş teşekkülü arasında direk ilişki bulmak güç ise de sıcaklığın yüksek olduğu yerlerde ve yaz mevsimlerinde daha fazla görülmektedir. Sıcak iklimde yaşamanın bir risk faktörü oluşturduğu kesindir. Sıcak iklimde terle su kaybı, idrar konsantrasyonunun yükselmesine ve idrar volümünün azalmasına neden olur. Bu durumda idrar asiditesi arttığı gibi moleküllerin konsantrasyonu da artarak taş yapmaya eğilimli insanlarda bu moleküllerin kristalizasyonuna sebep olur. Bir taraftan kalsiyum oksalat ve kalsiyum fosfat konsantrasyonu artıp büyük kristaller ve hatta teşekkül ederken, diğer taraftan da idrar pH'sının düşmesi ile ürik asit ve sistinin erimesi zorlaşır.

Su alımı da çok önemlidir. Fazla miktarda su alımı, idrar miktarını artırarak taş yapımına olan eğilimi azaltır. Günlük idrar miktarını 800 ml'den 1200 ml'ye çıkarılması dahi taş oluşumunu %86 oranında azaltır. Bununla birlikte diürezin idrardaki iyon aktivitesini arttırarak, kristal oluşumunu hızlandırdığı gösterilmiştir. Fakat diürez idrarda serbest kristal partiküllerinin böbrekte kalma süresini kısaltıp idrarla bunların atılmasını hızlandırarak yine de yararlı olur. Ayrıca kristalize olan element miktarı da azaldığından fazla kristal oluşmaz. Yani su yükleme birçok yönden taş nükslerini önlemeye yardımcı bir yöntem olarak kabul edilmelidir. Özellikle sıcak iklimlerde terle su kaybedilen bölgelerde önemi daha fazladır.

Pürin, oksalat, kalsiyum, fosfat ve diğer maddelerin diyetle aşırı alınması idrarla bu maddelerin aşırı atılmasına ve taş oluşumunun

kolaylaşmasına yol açabilir. Taş yapan hastalarda bu durum daha önemlidir. Diyetteki hayvansal proteinlerin azalması ile özellikle mesane taşı arasında bir ilişki vardır. Endemik bölgelerde diyetin düzenlenmesi ile taş insidansının azaldığı belirtilmiştir. Bu proteinler idrardaki inhibitör aminoasitlerin kaynağıdır. Diyetle alınan fazla şeker üst üriner sistemde taşa neden olabilmektedir. Şekerin idrar kalsiyumunu artırdığı ileri sürülmüştür. Bu düşünce familyal taş hastalarında daha açıktır. Burada hiperkalsiürinin nedeni renal tubüli hücrelerinde asit yükün artması sonucu distal tubülilerde kalsiyum emilişinin azalmasıdır.

Taş oluşumunda mesleğin de önemi vardır. Büro hizmeti yapan veya yüksek ısıda çalışanlarda daha yüksek oranda görülürken, aktif görevi olanlarda, tarım işçilerinde daha az rastlanır. Fazla su kayıptiren sıcak ortamlarda çalışma ter ile fazla su kayıpedilerek idrarda kristalloid yoğunluğunu arttırmaktadır. Diyet, heredite ve aktivite birbirini tamamlayan olaylardır. Her biri primer bir faktör olarak etkilemez. Beraberce etki göstererek taş oluşumunu kolaylaştırır.

B-Etyoloji

Etyolojiyi izah etmek için öne sürülen teoriler şunlardır.

1. Süpersatürasyon - kristalizasyon
2. İdrar inhibitörlerinin yokluğu teorisi
3. Matriks - nükleasyon teorisi
4. Epitaksi teorisi
5. Kombine teoriler

Süpersatürasyon-Kristalizasyon: Belirli bir pH ve sıcaklıktaki suya kristalize olabilen bir element konulduğunda, solüsyon halinde kalır. Ancak bu element miktarı artırılıncaya belirli bir seviyeden sonra artık eriyik halde kalmaz. Doymuş haldeki madde kristalize olmaya başlar, yani solüt veya solüte solüsyon halinde kalabilmeleri için belirgin bir limit vardır. Bu noktaya kadar erimiş halde iken, bu noktadan sonra aşırı doymuş solüsyondaki

madde kristalize olmaya başlar. Ph ve sıcaklık elementlerin solüsyonda erime ve kristalizasyonunda çok önemlidir. Vücut sıcaklığı 37 °C olup değişmemesine karşın idrar pH değişiklikleri sık görülür. Eğer solüsyonda kalsiyum-oksalat gibi iki element varsa satürasyonu bu iki maddenin miktarı sağlar. Bu iki maddenin satürasyonu arttırıldığında belirli noktadan sonra burada da kristalizasyon oluşur. İşte bu satürasyon noktasına solubility product (SP) adı verilir. Ayrıca, idrardaki iyonların bir elektrik yükü vardır. İdrarın bir elektrik aktivitesi (zeta potansiyel) vardır ki bu maddelerin erime noktasını değiştirir. Sonuçta kristalizasyon da önemli rol oynar. Sudaki erime miktarından çok daha fazla madde konulsa, yani sudaki SP'yi çok geçse dahi eriyik halde tutulur. Fakat idrarda da bu maddelerin miktarı çok arttırılırsa artık eriyik halde kalamaz ve kendiliğinden kristal nüveleri oluşmaya başlar. Bu noktaya da formation product (FP) adı verilir. İşte bir maddenin sudaki SP'si ile kristalizasyonun başladığı bu süpersatürasyon arasındaki alana metastable region adı verilir. O halde; solubility protuct'un altında suda dahi kristalizasyon mümkün değildir. Bu bölgeye "satürasyon altında stable zone" adı verilir. Yani o madde ile kristalizasyon olacak kadar doymamıştır. Diürez veya hipostenüri vardır. Bu stable zonda;

- Kristal nüvesi oluşmaz, varsa dahi gelişmez.
- Hatta bunlar tekrar eriyebilir.
- Fakat agregasyon oluşabilir.

Halbuki süpersatürasyon metastable zonunda, yani hala formation product alanına gelmemiş iken;

- Yeni spontan kristal nüvesi oluşamaz.
- Fakat daha önceden kristal nüvesi varsa, bunun üzerinde taş oluşabilir.
- Taşın erimesi nadirdir.
- Daha önce oluşmuş taşlar varsa ägrege olabilir.

İdrar formation product (FP) alanında ise, yani idrar kristal çekirdeklerinin oluşabileceği kadar doymuş ise;

- Spontan kristal çekirdekleri meydana gelebilir (spontan nükleasyon).

- Bunlar süratle büyürler.
- Agregasyon çok fazladır.

Böbrek içerisinde birtakım biyolojik oluşumlar sonucu kristalizasyon papillada da meydana gelebilir. Oradan atılan ve idrar da yüzülen mikrolit'ler üzerinde kristalizasyon devam eder.

İnhibitör Eksikliği: Aynı miktar ve yapıda sistin, ürik asit, kalsiyum oksalat içermesine rağmen bazı insanlarda taş oluşurken, bazılarında oluşmamaktadır. İdrarda kristalizasyonu önleyen bazı inhibitör maddeler vardır. Bunların düşük moleküllü peptidler, yüksek moleküllü glikoproteinler, matriks, (matriks -A maddesi), matriksin yüzeyindeki elektrik içeren zeta potansitel, SH bağı (sülfidril) içeren uromukoidler, alanin, sitratlar, hatta ürik asidin erimesini sağlayan üre gibi maddeler organik inhibitörlerdir. Fosfatlar, pirofosfatlar, pirofosfat eliminasyonunu arttıran ortofosfatlar, magnezyum, eser elementlerden çinko ise kristalizasyonu önleyen inorganik inhibitörlerdir. Bunlar içerisinde en etkili olanın pirofosfatlar olduğu düşünülmektedir. Ancak ağızdan pirofosfat alımı idrardaki miktarını arttırmaz. Bu nedenle profilaktik tedavide organizmada pirofosfatlara dönüşen ortofosfatlar kullanılır. Ortofosfatların aşırı ve uzun süre kullanılması kalsiyum fosfat ve magnezyum fosfat taşı oluşmasına sebep olabilir. Taş yapan kişilerde süpersatürasyon-kristalizasyonla beraber idrardaki inhibitör maddelerin eksikliği beraberce görülmektedir.

Matriks-Nükleasyon: Matriks; idrardaki proteinlerin bir ürünü olup, protein, heksan ve heksanaminler içerir. Genellikle kalsiyum içeren taşların % 3'ünü, ürik asit taşlarının % 2'sini ve matriks taşların % 65'ini meydana getirir. İdrardaki üromukoidlere çok benzer. Böbrekten salgılanan sialidase (N-Acetyl-Muramidase) enzimi ile üromukoidlerdeki sialik asidin çıkarılması sonucu oluştuğu söylenir. Proksimal tüp hücrelerinde yapılır. Matriks bir taraftan kristal büyüme ve agregasyonunu önleyerek inhibitör etki yaparken, diğer taraftan da taş yapısının % 2-10'unu oluşturmaktadır. Nadir olarak enfekte ve zayıf fonksiyon yapan böbreklerde tamamen matriksten ibaret olan

matriks taşları oluşur. Burada matriks tamamen polimerize olmuştur. Bu matriks taşları genellikle düz grafilerde radyolüsenttir.

Epitaksi: Eğer idrarda çok fazla kristal oluşturursa idrarın kalan kısmında kristal yapan maddenin satürasyonu azalır. Artık kristalin büyümesine imkan kalmaz. Ancak bir başka element fazla ise bu defa ilk kristalin yüzeyine bunlar yapışarak (epitaksi) dış tabakası başka cins olan taş oluşur. Ürik asit kristalleri üzerine kalsiyum oksalat kolaylıkla epitaksi ile tutunabilir. Aşırı ürik asit itrahında, oksalat içeren gıdaların fazla alınması sonucu ürik asit nükleusu üzerine kalsiyum oksalat taşı oluşur. Ancak sistin başka bir kristal nükleusu üzerine tutunamaz.

Kristaller papillada oluştuktan 3-5 dakika sonra pelvise, oradanda mesaneye atılmaktadır. Mesanede kalış süresi ise 3-6 saat kadardır. İdrarın böbrekten mesaneye geçişi 5-10 dakika içinde olduğuna göre kristalin böbrek tüplerini tıkayacak kadar büyümeye zamanı olmadığından rahatlıkla oradan kaliksler yolu ile üretere geçer. Üreterde obstrüksiyon yapabilmesi için 2 mm'nin üzerinde bir çapa erişmesi gerekir ki, bu kısa sürede buna olanak yoktur. Üretradan 6 mm büyüklüğündeki taş dahi atılabildiğinden, 3-6 saat içinde bu büyüklüğe erişemez ve üretradan kolaylıkla atılır.

Kombine Teoriler:

İntranefrotik ve fiks nükleasyon: İlk kristal çekirdeği tüp hücrelerinde başlamakta, buradan tüp içerisindeki idrara atılmaktadır. Buna göre serbest kristal nükleasyona ihtiyaç yoktur.

Ekstranefrotik ve serbest partikül nükleasyonu: Süpersatürasyon kristalizasyonun serbest olarak idrarda oluştuğunu, fakat üromukoidler gibi inhibitörlerin kalitatif veya kantitatif defektleri sonucu büyüyerek taş oluştuğu ileri sürülmektedir.

Kombine teori: Süpersatürasyon, kristalizasyon, inhibitör yokluğu ve matriksin etkisi hep beraber değerlendirilmekle beraber, taş oluşması için böbreğin, kristalize olabilecek maddelerin yeterli miktarda atacak ve pH'yi düzenleyebilecek düzeyde olması gerekir.

Taş oluşumu için yukarıda anlatılan süpersatürasyon, kristalizasyon, agregasyon, epitaksi, inhibitörler ve matriks gibi faktörlerin etkilerini oluşumunu veya etkilerini arttıran nedenler her olguda belirlenemez. Bunlara "idiyopatik taş hastalığı" denilir. Bu grupta en çok kalsiyum içeren taşlar bulunur. Kalsiyum taşlarının % 30-40'ı idiyopatik gruptadır.

Ayrıca taş oluşumunda bazı predispozan faktörler vardır. Bunlar:

1. İdrar pH'sındaki değişiklikler
2. Fokal veya yaygın üriner enfeksiyonlar
3. Konjenital anomaliler
4. Ürostaz
5. Böbrekteki kalsifikasyonlar
6. Üriner sistemdeki yabancı cisimler
7. Üriner sistemle iştiraki olan fistüller
8. Üriner sistem tümörleri-nekrotik doku parçaları.

İdrar pH değişiklikleri kristal oluşumunda çok önemlidir. Çünkü, ürik asit, sistin kristalleri ancak asit idrarda meydana gelirken, alkali idrarda oluşmaz. Taş oluşsa dahi alkali idrarda erir. Fosfat kristalleri ise daha çok alkali idrarda oluşur. Üriner enfeksiyonlarda bakteri ve lökositler matriks görevi yapabileceği gibi üre parçalayan bakteriler ortamın alkali hale geçmesine ve bu nedenle kolayca enfeksiyon taşlarına sebep olur. Konjenital anomaliler, idrar akımını engelleyerek daha önce anlatılan serbest ve tüp hücrelerinde oluşan kristal partiküllerinin atılmasını güçleştirir. Bu nedenle agregasyon taş oluşumunu kolaylaştırır. İlaveten üriner enfeksiyona yol açacağından o yolla da taş oluşumuna zemin hazırlar. Tüberküloz veya başka nedenlerle oluşan kalsifikasyon ve yabancı cisimler kalsiyum tuzlarının agregasyonu ve presipitasyonu için iyi bir yapı taşıdır.

C-Yapısına Göre Üriner Taşlar

İnorganik Taşlar:

- 1- Kalsiyum oksalat
- 2- Kalsiyum fosfat
- 3- Kalsiyum oksalat-fosfat, karbonat ve magnezyum amonyum fosfat'ın değişik kombinasyonu (mikst)

Organik Taşlar:

- 1- Magnezyum amonyum fosfat (struvite)
- 2- Ürik asit
- 3- Sistin
- 4- Ksantin

Bugün dünyada en çok görülen taş kalsiyum oksalat ve kalsiyum oksalat - kalsiyum fosfat karışımı olan mikst taşlardır. Yetişkin taşlarının % 65-70'i pür kalsiyum oksalat olmakla beraber mikst olarak bütün taşların % 80'inde bulunur. İkinci sırayı magnezyum amonyum fosfat ($MgNH_4PO_4 \cdot 6H_2O$) taşları alır.

Kalsiyum Taşları

Çoğunlukla mikst yapıdadır. Bütün taşların % 80'inde yalnız veya esas komponent olarak kalsiyum oksalat bulunduğu yukarıda belirtildi. Kalsiyum oksalat taşları monohidrat (Whewellite) veya dihidrat (Weddellite) olarak veya her ikisinin kombinasyonu şeklinde bulunur. Kalsiyum fosfat en çok apatite ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) veya seyrek olarak brushite ($CaHPO_4 \cdot 2H_2O$) şeklinde bulunur. Kalsiyum oksalat ve fosfatın her ikisinde normal idrarda oldukça erimemiş (insolubl) halde bulunur (17).

5-ÜRORADYOLOJİNİN DÜNÜ, BUGÜNÜ VE YARINI

Üroradyolojik görüntülemenin ilk yıllarında sadece düz abdominal grafileri ile böbrekler ve mesane değerlendirilmekte idi. 1920'lerde bir kolloidal gümüş süspansiyonu olan collargolün retrograd verilmesi ile üst üriner trakt ve mesane görüntülenebildi. Bunun dışında retrograd ajan olarak hava, CO2 ve farklı ağır metaller kullanıldı. 1929-30'larda ilk saf İntravenöz (İV) kontrast madde olan Uroselectan geliştirildi. Bu madde 5-karbon pyridin halkasına bağlı bir iyot atomundan oluşmaktaydı. Bundan sonra 2 iyot atomu içeren Diodrat ve Neo-iopax geliştirildi.

1950 ve 60'ların ilk dönemlerinde ilk triiodobenzoikasit derivesi olan diatrizoatesodyum (Hypaque) ve iothalamate meglumine (Conray) geliştirildi. Bu maddeler 6-karbon bezen halkasına bağlı bir iyot taşımaktadırlar. Bu kontrast maddeler ile yapılan IVU ana ürolojik görüntüleme yöntemi olmuştu. Bu dönemde birçok enstitüde çık sayıda radyoloji odası spesifik olarak IVU'ye ayrılmıştı.

1964'te Schencker popüler bir teknik olan drip-infüzyon pyelografiyi geliştirdi (18). Bu teknikte 150 ml %50-60'lık standart ürografik kontrast madde 150 ml %5 Dextroz ve seum fizyolojik ile dilüe edildikten sonra hazırlanan 200 ml karışım 18G iğne ile hızla infüze edilmektedir. Radyografiler standart olarak infüzyonun ilk yarısında bir tane ve sonunda bir tane olarak alınıyordu. Bu teknik ile renal parankim ve toplayıcı sistem daha iyi opasifiye olmaktaydı. Çünkü Schancker'in inancı ilave edilen dextrozun yaptığı diürez, toplayıcı sistemin kontrast madde ile distansiyonuna neden olmaktaydı.

Daha sonraları Catell ve arkadaşları infüzyon tekniğinin yetersizliğini ortaya koydular (19). Catell ve arkadaşları renal opasifikasyonda tek etkili faktörün, kontrast maddenin peak plazma konsantrasyonu olduğunu ortaya koydular. Eşit

dozda bolus tekniği ile verilen kontrast maddenin, infüzyon tekniği ile verilene göre plazma konsantrasyonun daha yüksek olduğu gösterildi.

Bu dekadın başında nefrotomogram IVU'nun bir parçası olarak ru yapılmaktaydı. Daha sonraki geniş çalışmalarda IVU veya retrograd pyelografic bir gün sonra alınan görüntülerde, renal kitlelerin daha iyi opasifiye oldukl gösterilmişti. Ön tomogramdan sonra, yüksek doz (150 ml) kontrast madde bir ve iki tane kateterden verildikten sonra A-P obliq ve 40 derecelik tomografik kesit alınmaktaydı. Bu yöntem ile kitle ve basit kist ayırımı yapılamayan vakalar seldinger tekniği ile 6F veya 7F kateterler ile flush aortogram yapılmaktaydı. Bu takiben selektif renal arteriorafi geliştirildi. Bazı hastalarda renal arteri konstrü etmek için kontrast medde öncesi 3-5 mikrogram epinefrin verilmekteydi. Tüm damarları teorik olarak konstrükte olmayacağı için, incelenen kitle o derece opasifi olacaktı. Bunları takiben hipervasküler kitlelerin renal ven ve V.Cava Inferic invazyonunu değerlendirmek amacıyla, bu vasküler yapıların venografileri alınar inceleme sonlandırılmaktaydı.

1960'larda geliştirilen diğer teknikler bunların küçük modifikasyonlu şeklindeydi.

1970'lere gelindiğinde görüntüleme tekniklerinde büyük gelişmel kaydedildi. Bosniak rutin alınan tomogramsız IVU'lerde renal kitlelerin atlandığı gösterdi. Bu yönüyle rutin IVU'ler ile böbrek tomogramların yüksek oranda uyumsuz olduğu gösterildi. Bu dönemde kalın kesitli tomogramlar yerine ince kesit ve 15-20 derecelik tomografik kesitler alınmaktaydı. Ayrıca rutin IVU'lerde 100 ml %50-60' kontrast madde bolus tarzında kullanılmıştı.

Renovasküler hipertansiyon tanısında dakikalık IVU yöntemi geliştirilmiştir. Bu yöntem 30. saniye ve 1-, 2-, 3-, ile 5. dk'da alınan radyografilerde oluşmaktaydı ve adına dakika sekanslı filmler denilmekteydi. Bu çalışmanın ama

fizyolojik değişikliklerin sebep olduğu değişiklikleri erken faz ekskresyon filmlerinde göstermekti.

Bu dönemde A-mod US yerini B-mod US'ye bıraktı. Başlangıçta analog görüntünün arka planı siyah veya beyazdan oluşmaktaydı. Siyah arka planlı real time US ancak bu dekadın sonunda rutin kullanıma girdi. US hızla solid ve kistik kitlelerin ayırımında ayrıca renal kitlelerin değerlendirilmesinde nefrotomografinin anjiografinin ve diğer sekonder görüntüleme yöntemlerinin yerini aldı. Başlangıçta US ile kistik yapıda olduğu tespit edilen bütün renal kitlelere perkütan çift kontrast grafi ve aspire edilen sıvının sitolojik analizi yapılmaktaydı. Ancak böyle benign yapıda olduğuna karar verilmekteydi. Benignite kriteri olarak aspire edilen sıvının berrak saman renginde oluşu ile lezyonun nodülerite ve solid komponent içermemesiydi. Bununla birlikte kesitsel görüntüleme yöntemleri ile perkütan işleme gerek kalmaksızın yüksek oranda solid kistik ayırımı yapılmıştı.

Orjinal olarak 1970'lerde geliştirilen (20) kesitsel görüntüleme modalitelerinin yeni jenerasyonları 1980'lerde hızlı gelişme gösterdi. Bu teknolojik gelişmeler sayesinde kesit kalınlıkları azaltıldı ve çekim hızları artırıldı.1980'lerin başına kadar renal hücreli karsinomların tanısında ve evrelemesinde seçilecek görüntüleme yönteminde anlayış birliliği olmamasına karşın, kullanıcıya daha az bağımlı olması tanı yanında evrelemeye olan katkısı nedeniyle bu dekadda BT tek görüntüleme yöntemi olmuştur.

Rutin olarak kontrastlı ve kontrastsız olarak 1 cm aralıklarla alınan BT kesitleri, küçük lezyonlarda 0.5 cm'ye düşürüldü. Eğer BT ile V.Cava inferiorunda serbest tümör partikülleri seçilememesi durumunda inferior vena cavogram önerilmekteydi. Fakat preoperatif değerlendirme açısından anjiyografi önerilmemekteydi. Renal hücreli karsinomların tanı ve evrelemesinde BT tercih edildikten sonra, anjiyomyolipom, renal inflamatuvar hastalıklar (21) ve renal travmaların değerlendirilmesinde de ilk tercih olmuştur (22).

Abdominal kompresyon uygulanarak elde olunan ekskretuar faz urografiler ile toplayıcı sistem opasifikasyonunda IVU ile eşdeğer kalitede görüntü elde olduğu bildirilmiştir. Bu görüntülerin reforme edilmesi anomaliler hakkında ilave bilgiler elde edilebileceği ve bu yöntemin urotelyum görüntülenmesi için alternatif bir yöntem olabileceği belirtilmiştir (23).

1968'de İsveç'li Radyolog olan Torsten Almen iyonik kontrast maddelere göre yüksek osmolaliteli kontrast maddelere göre 5 kat fazla olan iyonisitesi morbititenin önemli bir kısmından sorumlu olabileceği teorisini ortaya koydu (24). Almen'in bu hipotezini takiben Nyegaard firması ilk noniyonik kontrast madde olarak Metrizamid'i 1970'lerin ortasında klinik kullanıma sundu. Bu kontrast madde böbrekler yolu ile kolayca ekskret olmasına karşın üroradyolojide rutin kullanıma girmedi. Stabil olmayan bu solusyonun liyofilize formunun geliştirilmesi ile rutin kullanıma girdi.

1980'lerin başında 2. kuşak noniyonik stabil solusyonlar klinik kullanıma girdi (25). Bunlar konvansiyonel iyonik kontrast maddelere göre daha iyi tolere edilmelerine karşın, bunlara göre 20-30 kat daha pahalıdır.

1980'lerin sonuna doğru klinik kullanıma giren MRG yaygınlaşması karşın çekimin uzun süre alması nedeniyle rutin kullanıma girmesi gecikmiştir. İlk kontrast maddesi olarak kullanılan gadopentate dimeglumine böbrek kan akımını gösteren saf ve güvenilir bir maddedir (26).

Real time gri skala US, B-mode görüntülemenin yerini aldıktan sonra sadece ortotopik böbrekler değil, transplante böbrek, prostat, mesane ve testisleri daha iyi görüntüleme imkanı sağlamıştır. BT ise daha çok böbrek, mesane ve testis tümörlerinin lenf nodu yayılımını değerlendirmede önem kazanmış ve bu yönü lenfanjiyografiden daha üstün olduğu gösterilmiştir (27).

1955'te uygulanmaya başlanan perkutan nefrostomi, 1970'lerin sonuna kadar 1980'lerin başına kadar üst üriner trakt drenajında tek radyolojik girişim olmuştur.

Buna karşın 1980'lerin ortasından itibaren girişimsel üroradyoloji büyük ilerlen kaydetmiş ve nefrostolitotomi gibi yeni teknikler geliştirilmiştir (28). Bu prosedi bir radyolog, ürolog ile beraber genişlemiş üst üriner trakt içine soktuğu nefroskop ile ultrasonik litotripsiyle fragmente olan böbrek taşlarını izleyebilmekte

20. yüzyılın son dekadı olan 1990'ların başında genel amaçla kulları kontrast maddeler ile ilgili yayınlar yayımlandı. Katyama iyonik ve noniyonik kontrast maddelerin güvenilirliği ile ilgili olarak Japonya'da çalışmalar yaptı. Bu çalış sonucunda noniyonik kontrast maddelerin çok şiddetli ve şiddetli yan etkileri iy kontrast maddelere göre 6 kat az idi. Aynı zamanda fatal reaksiyonları prevalansıda iyonik kontrast maddelerden daha az idi (12).

Bu dekadın başında renal incelemede kesitsel görüntüleme yöntemleri IVU'nun yerini almaya başladılar. 1975'te tüm ABD'de 10,000,000 adet renal inceleme yapılmışken; budan sadece 20 yıl sonra bu sayı yılda 600,000'e düşmüştü (29). Bu da abdominal görüntülemedeki konseptin değiştiğini, kesitsel görüntüleme yöntemlerinin bütün intraabdominal organlar için birinci sıraya oturduğunu göstermektedir.

Spiral BT ve otomatik enjektörlerin geliştirilmesi ile üniform bir şekilde sağlanan bolus enjeksiyon ile böbreğin çok fazlı kontrast görüntüleri elde edildi (30). Dört ayrı kontrast fazı elde edildi. Bunlar; kontrast madde enjeksiyonu başladıktan sonraki 10-15. saniyelerde vasküler faz, 20-45. saniyelerde kortikomeduller faz, 60-90. Saniyelerde nefrografik faz, ve 120. saniyeden sonra elde edilen ekskretuar fazdır. Çalışma sonuçları göstermiştir ki spiral BT ile sağlanan faz kontrast görüntüleme renal kitlelerin tespiti ve karakterizasyonunda daha sensitivdir. Cohen ve arkadaşları nefrografik fazda ortaya çıkarılan kitlelerden bazılarının, kortikomeduller fazda görülemeyebileceklerini bildirmişlerdir (30).

1995 yılında Yale Üniversitesinden Smith ve arkadaşları renal kolikli hastaların değerlendirilmesinde kontrastsız spiral BT (KSBT)'nin IVU'ye üstün olduğunu

gösterdiler (31). KSBT'nin IVU'ye olan üstünlükleri şunlardır: **1.** Hızlı çekim (tarama birkaç dakikada yapılabilir). **2.** Kontrast gereksiniminin olmaması. **3.** Üriner ve diğer radyolüsen taşları tespit edebilmesi. **4.** Üriner trakt dışı, fakat renal kolik benzeri klinik tabloya neden olan durumlar hakkında bilgi verebilmesidir (31,45).

Yeni Milenyumda Üroradyoloji

Yeni milenyumda girdiğimiz bu dönemde multidedektörlü spiral BT ile geliştirilmesi ile komple bir çekimin süresi 20 saniyenin altına indirildi. Güçlü bilgisayarların geliştirilmesi ile herhangi bir plan ve projeksiyondan üç boyutlu rekonstrükte görüntülerin elde edilmesi mümkün olabilecektir (23).

BT ürografi ve uzaysal rezolusyona sahip radyografilerin kombinasyonu ile hematürilerin çok daha iyi değerlendirilmesi sağlayacak yeni muayene yöntemleri geliştirilecektir. Konvansiyonel radyografi ile kombine edilecek kontrastlı veya kontrastsız dijital kesitsel BT konvansiyonel planar tomografinin yerini alacaktır. Bu konuda yapılan çalışmalarda şimdiye kadar bir konsensus sağlanmamış olabilir, çalışmalara devam edilmektedir. MRU gibi yeni tekniklerin geliştirilmesi ve kullanıma girmesi için de çalışmalar devam etmektedir (32).

MATERYAL ve METOD

Ekim 1998 - Ocak 2001 tarihleri arasında Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyodiyagnostik Anabilim Dalına üreter taşına sekonder üriner obstrüksiyon düşünülmüş hastalara, bu inceleme ilaveten MRU incelemesi yapıldı. Ürolitiazis tanısı, spontan ve litotripsiyle taş düşürülmesi veya cerrahi yöntem ile çıkarılması ile kondu.

Çalışmaya 43 hasta alınmıştır. Yoğun artefakt nedeniyle 3 hasta inceleme dışı tutuldu. Vakalarımızın 21 tanesi erkek (% 52.5), 19 tanesi kadındır (% 47). Olgularımızın yaşları 20 ile 70 arasında (ortalama 41.5) idi. Hastalarımıza MI standart IVU ve abdomino-pelvik US incelemesi yapıldı.

MRU incelemeleri 1Tesla cihazda (SIEMENS Magnetom Impact Erlangen, Almanya) body array vücut sargısı kullanılarak, HASTE (Half-Four acquisition single-shot turbo spin-echo) tekniği ile yapıldı. İnceleme 6-8 saatlik açlık ve barsak temizliği uygulandıktan sonra yapıldı. HASTE sekansı ile aksiyel koronal planlar ile bunların yağ baskılı (fat saturation FS) görüntüleri elde edildi. İki planda 19 saniyelik periyotlarla hızlı bir şekilde görüntüler alındı. Parametreler: TR: 6.0 ms; TE: 60 ms; matriks: 192X256; FOV: 400X400 olacak şekilde uygulanmıştır. Bu parametrelerle 7-10 mm kalınlığında kesitler alınarak inceleme yapılmıştır. Multipl kesitler alınırken, istemsiz hareketlere bağlı artefaktları azaltmak için aynı şekilde nefes tutmaları sağlanmıştır. Elde edilen görüntülerden maksimum intensity projection (MIP) algoritmi ile üç boyutlu (3D) ürogramlar sağlanmıştır. Hastanın incelemesi 15 dakika sürmüştür. İncelemeden hemen önce hastalara mg furosemid (Lasix, Hoescht, İstanbul) uygulanmıştır.

Olguların direkt üriner sistem grafi(DÜSG)'leri alındıktan sonra İV kontrast madde verilerek 1. dakika (dk), 5, 15 ve 30. dk ile postmiksiyon standart IVU grafiği alındı. Süzmesi geciken böbrekler opasifiye olana kadar inceleme uzatıldı.

Olgularımızın US incelemesi Toshiba SSH-140A cihazında 3.75 MHz konveks prob ile yapıldı. Herhangi bir hazırlık yapılmadan supin pozisyonda ürolojik sistem incelemesi yapıldı.

Her üç yöntem ile aşağıdaki bulgular araştırıldı.

1. Obstrüksiyon varlığı.
2. Obstrüksiyon düzeyi.
3. Obstrüksiyon nedeni.
4. Perirenal serbest sıvı.
5. Tek taraflı renal kortikal kalınlaşma.



BULGULAR

Acil servis, üroloji poliklinik ve kliniğinden US veya IVU incelemesi gönderilen hastalar ürostaz varlığında diğer modaliteler ile de incelemeye alındı. incelemede obstrüksiyon varlığı ve saptanabilmesi halinde düzeyi ve taş/taş gösterilmeye çalışıldı. Etkilenen taraftaki böbrekteki sekonder bulgular olan perire serbest sıvı ve tek taraflı kortikal kalınlaşma araştırıldı.

IVU incelemesinde obstrüksiyon varlığı, düzeyi ve opasiter taş in araştırıldı. DÜSG'deki opasiter artışlar IVU ile üreter trasesinde izlenmiş ise lehine değerlendirildi.

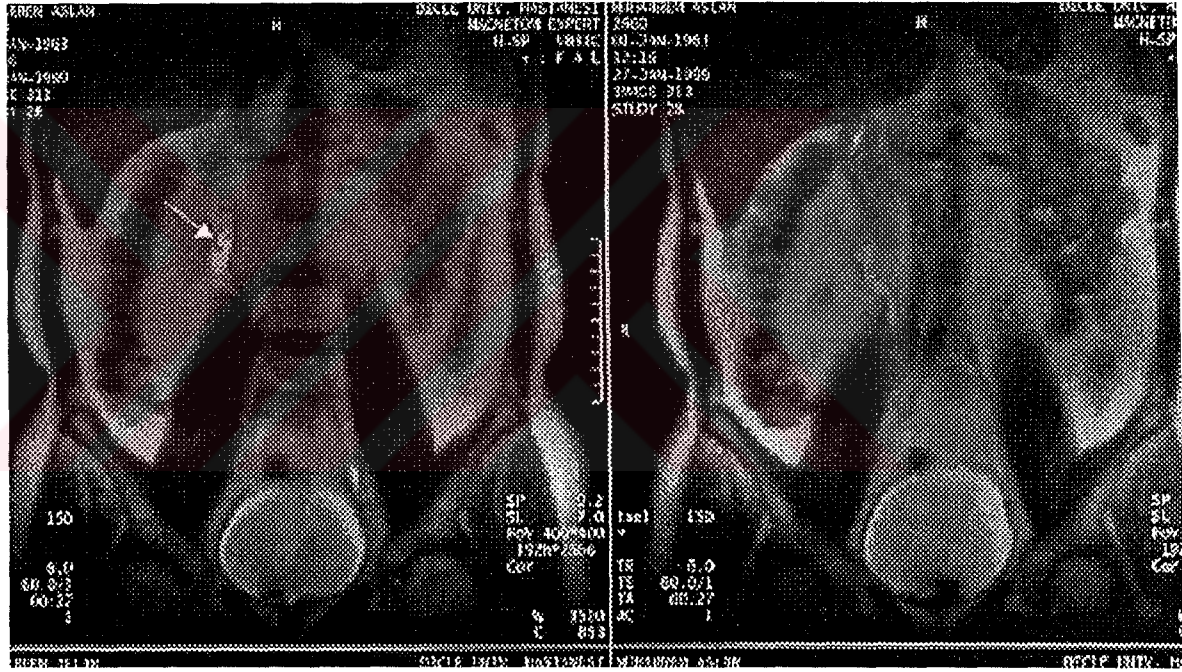
Olgularımızın tümü US ve IVU incelemesini takiben 8-36 saat sonra MI çekimine alındı. Tüm hastalardan T2 HASTE aksiyel, koronal, T2 HASTE aksiyel, koronal planlarda ve MIP görüntüler elde edildi.

Ard arda iki görüntüdeki dilate üriner sistem içerisindeki sinyalsiz alan lehine değerlendirildi (Resim 1,2,3,4). Çalışma grubuna aldığımız 40 olgunun tanesinin sağ üreterinde 20 tanesinde ise sol üreterinde taş mevcut idi. Bir olgu bilateral üreterolitiazis mevcut idi. Üreterler üç eşit parçaya bölünerek, taşlar bölgelere göre sınıflandırıldı. Üreter bölümlerine göre taşların dağılımı ve bunla tanısal etkinliğinde her üç modalitenin etkinliği aşağıdaki tabloda gösterilmiştir.

	MRU	IVU	US
1/3 Pr. Üreter	11/11	10/11	9/11
1/3 Or. Ürete	17/17	12/17	10/17
1/3 Di. Üreter	12/17	12/17	12/17
TOPLAM	40/45	34/45	31/45

Taşlar en sık 1/3 orta ve distal üreter (17, 17) yerleşimli olup, proksim 1/3 üreter yerleşimli 11 taş saptandı.

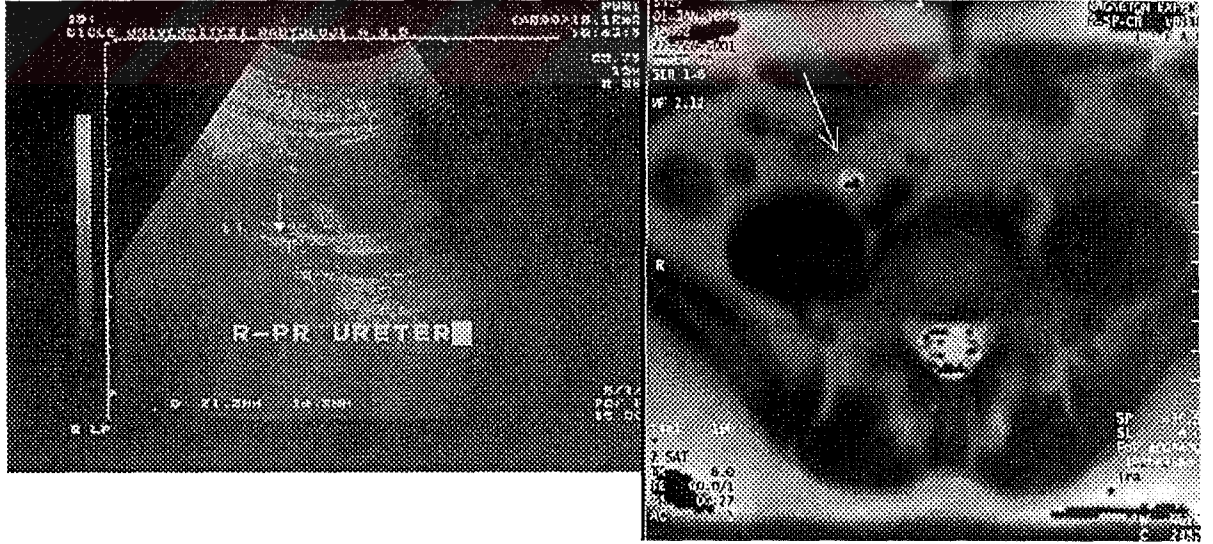
MRU proksimal ve orta 1/3 üreterdeki taşların hepsini saptayabilmiş distal üreterdeki 17 taşın 12 tanesini (%70) saptayabildi (Resim 1). Bir hasta yalancı pozitiflik saptandı. Beş hastada perirenal serbest sıvı ve altı hastada ise t taraflı kortikal kalınlaşma izlendi (Resim 8, 11).



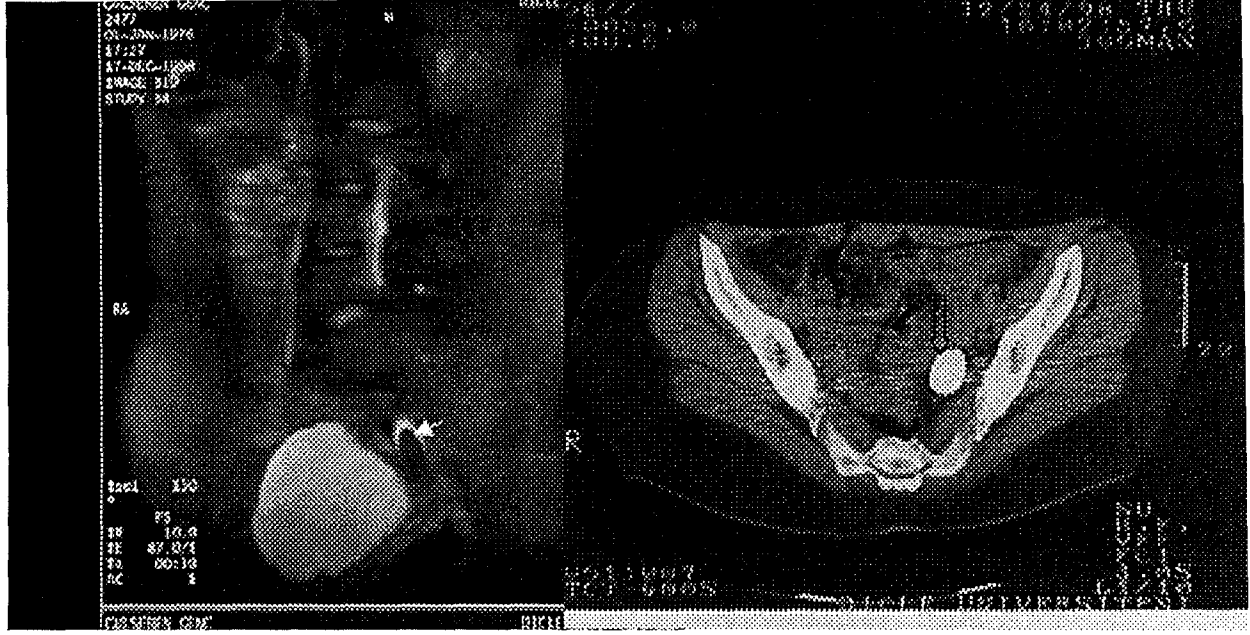
Resim 1: Sağ üreterde dilatasyon ve içerisinde sinyalsiz alan şeklinde taşa ait görünüm (beyaz ok) izlenen hastanın koronal plandaki HASTE MRU görüntüsü.



Resim 2: Sol yan ağrısı ile başvuran hastanın koronal plandaki HASTE MR görüntüsünde sol proksimal üreter taşına ait sinyalsiz alan (beyaz ok) buna sekonder olarak gelişen üreterohidronefroz.



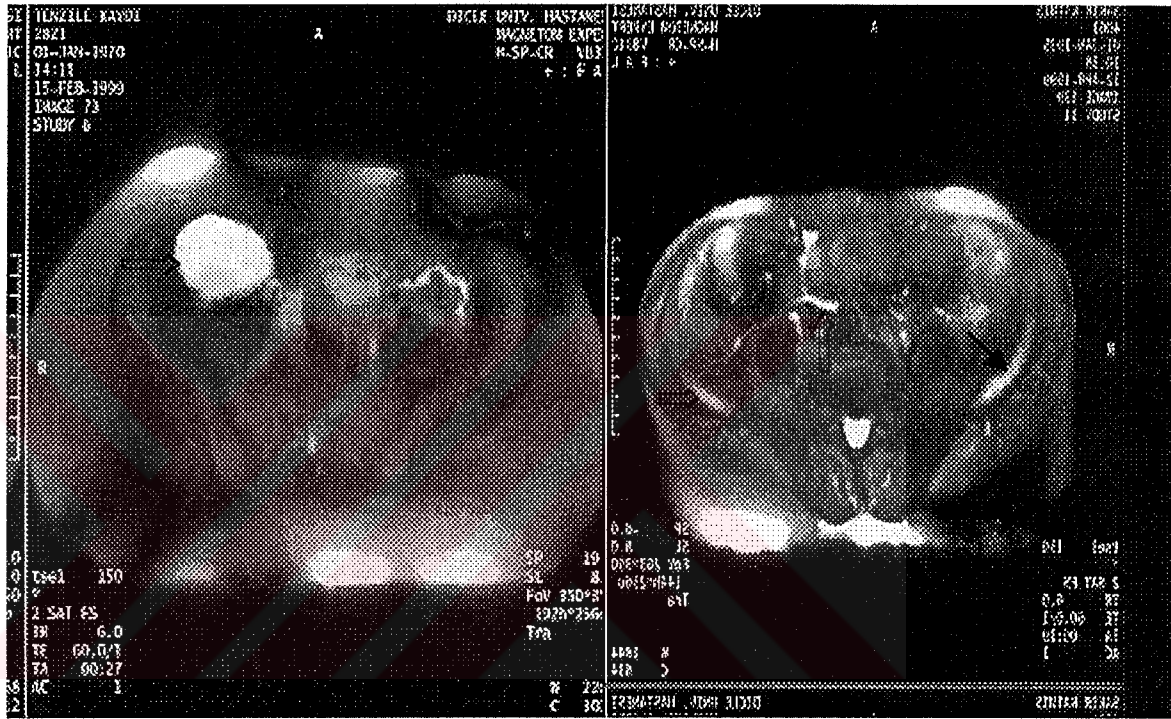
Resim 3: Sağ yan ağrısı ile başvuran hastada saptanan proksimal üreter taşının koronal ve aksiyel plandaki HASTE MRU görünümü (R-PR URETER: Sağ proksimal üreter)



Resim 4: Sol distal üreter yerleşimli 3x1 cm boyutundaki üreter taşına ait koronalandaki HASTE MRU ile iliak kemik düzeyinden geçen kontrastsız BT görüntüleri.

T2 HASTE aksiyel ve koronal, T2 HASTE FS aksiyel ve koronal ile MIP görüntüler kendi aralarında karşılaştırıldıklarında ise: proksimal üreterdeki 11 taş her planda izlenebildi. Orta üreterdeki 17 taştan; T2 HASTE FS aksiyel planda: 17 (%100), T2 HASTE aksiyel planda: 16 (%94), T2 HASTE FS koronalde: 16 (%94), T2 HASTE koronalde: 16 (%94) ve MIP görüntülerde: 15 (%88) tanesi izlenebildi. Distal üreterdeki 17 taştan T2 HASTE FS aksiyel planda: 12 (%70), T2 HASTE aksiyel planda: 10 (%59), T2 HASTE FS koronalde: 10 (%59), T2 HASTE koronalde: 9 (%53) ve MIP görüntülerde: 7 (%41) tanesi izlenebildi. Toplam 45 taşın her çekim planlarına göre dağılımı şöyledir, T2 HASTE FS aksiyel: 39 (%87), T2 HASTE aksiyel: 37 (%82), T2 HASTE FS koronal: 37 (%82), T2 HASTE koronal: 36 (%80), MIP: 33 (%73) . Çekim planlarına göre toplamda en yüksek doğruluk T2 HASTE FS aksiyelde (39, %87) iken en düşük doğruluk MIP görüntülerde alındı (33, %73) . Taşın üreterdeki düzeyine göre MRU'nun doğruluk oranları ise şöyledir; proksimal üreterde: 11/11 (%100), orta üreter: 17/17 (%100), distal üreter 12/17 (%70).

İnsidental olarak 12 olguda basit renal kortikal kist, 3 olguda ekstrare dilate pelvis ve birer olguda vertebral korpusta yağ dejenerasyonu, over kisti (Resim 5), assit (Resim 5) ve plevral effüzyon saptandı. Bir olguda ise kr. pyelonefrit sekonder striktürel bozukluk izlendi.

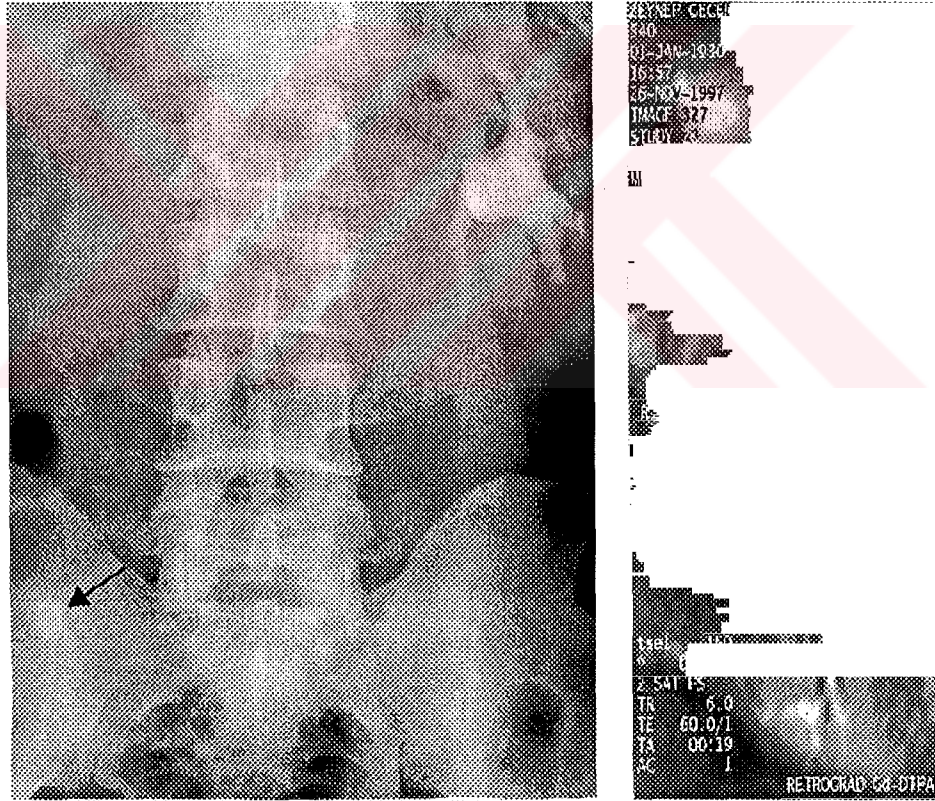


Resim 5: Sağ yan ağrısı ile başvuran hastada insidental olarak saptanan sağ o kistine ait 5x4 cm boyutundaki hiperintes görünüm (soldaki görüntü) ve başka olguda sağ ile sol parakolik ve ileal anşlar arasında sıvıya ait intensite artışları.

IVU'de 45 obstrüksiyonun 39 (%87) tanesi izlenebildi. Geriye kalar olgumuzda yüksek dereceli obstrüksiyon nedeni ile opasifikasyon izlenemediğinc obstrüksiyon saptanamadı (Resim 6). IVU'de toplam 45 taşın 34 tanesi (%75) saptanabildi. Proksimal üreterdeki 11 taşın 10 tanesi (%91) saptanırken, orta ve distal üreterdeki 17'şer taşın 12 tanesi (%70) izlenebildi. Kontrast mac

ekstravazasyonuna bağlı olarak olgularımızın hiç birinde perirenal opasifikasyonu izleyemedik. US'de toplam 45 taşın 31 tanesi (%69) saptanabildi. Proksimal 11 taşın 9 tanesi (%82) saptanırken, orta üreterdeki 17 taşın 10 tanesi (%59), distal üreterdeki 17 taşın 12 tanesi (%70) izlenebildi. MRU'da 6 olguda izlediğimiz tek taraflı kortikal kalınlaşma US incelemesinde sadece iki olguda (%33) tespit edilen perirenal serbest sıvı ise yine iki olguda (%40) tespit edildi (Resim 9,11).

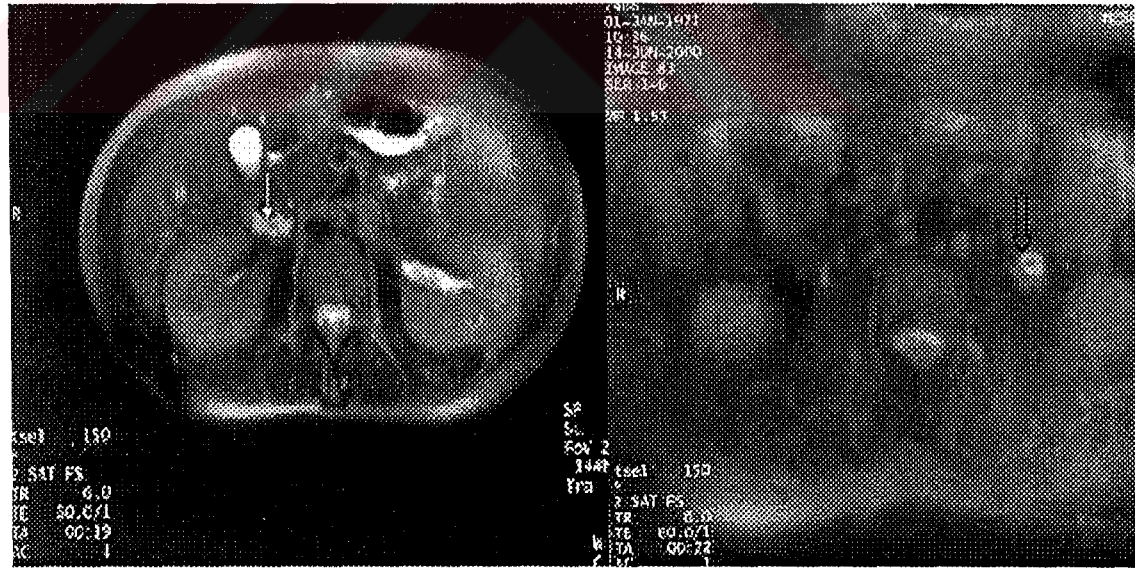
Üreter taşlarının tespitinde MRU ile US arasında istatistiksel aıca anlamlı farklılık saptandı (Ki kare: 5.4 SD:2, P:0.067).



Resim 6: IVU incelemesinde alınan geç grafiye karşın sağ böbrek yüksek derece obstrüksiyon nedeni ile opasifiye olmamıştır. Sağ sakroiliyak eklem üzeri superpoze olan opasiter artışın (siyah ok) reter taşına ait olduğu MRU doğrulanmıştır.



Resim 7: Sol yan ağrısı yakınması bulunan hastanın proksimal üreter yerleşimli ait IVU ve MRU görüntüleri.



Resim 8: İki farklı olguda sağ ve sol proksimal üreter yerleşimli taşlar ve periüreterbest serbest sıvıya ait intensite artışı (soldaki olguda).

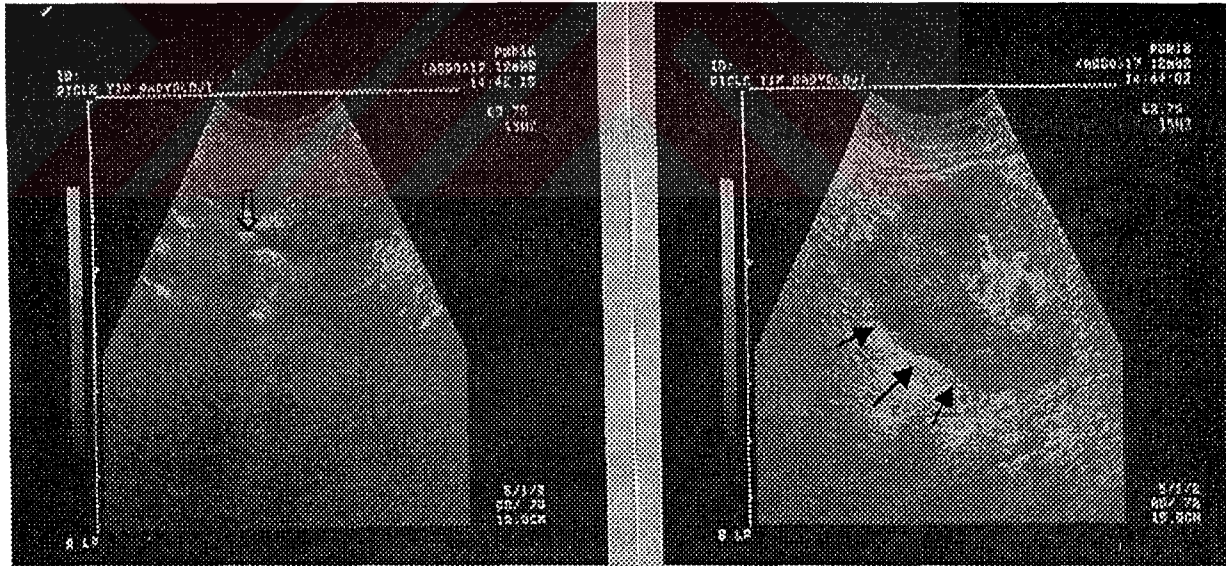
TARTIŞMA

Ülkemiz üriner sistem taş hastalığının sık görüldüğü ülkeler grubunda Ülkemizde, üriner sistem taş hastalığı insidansı %2.2 gibi yüksek bir oran olmasına karşın (33), bölgemizdeki yoğunluk hakkında elimizde bir değer mevcut değildir. İklim yapısı nedeni ile bu oranın daha yüksek olduğu düşünülmektedir. Sıklığın bu derece yüksek olması, kolik ağrılar nedeni ile acil servislere başvuru aynı derecede yükseltecektir. Akut böğür ağrılarının tanı ve tedavisi ayrıca bir sorun teşkil etmektedir.

Üriner sistem taş hastalığı tanısında ilk basamak DÜSG'dir . Fakat bazı koşullarda çekilen grafilerdeki gaz superpozisyonları ve taşların %10'unun non-olması nedeni ile her zaman tespit edilmezler. Ayrıca üriner sistem trasesi üzerindeki superpoze olan filebolitler, mezenter lenf bezi kalsifikasyonu, safra kesesi taşları, pankreas başkotların kartilaj kısmının kalsifikasyonları, intestinal ve ekstraintestinal yakınlardaki cisimler, dalak veni kalsifikasyonu benzer şekilde radyoopasiter görünüme neden olabilir. Bunlardan bazıları yan karın grafisi ile ekarte edilebilse de, bu her zaman mümkün olmayabilir (17).

US'nun klinik kullanıma girmesinden sonra üriner sistem taş hastalığının tanısında büyük ilerlemeler kaydedilmiştir (Resim 9). Middleton ve arkadaşları yaptığı bir çalışmaya göre böbrek taşlarının tespitinde US'nin sensitivitesi %95 bulunmuş, 5 mm'den büyük taşlar için bu oran %100'e çıkmıştır (34). İçerikler ve taşların görünebilirliği göre değişmeksizin tüm üriner sistem taşları US'de posterior akustik gölge ve posterior hiperekojen yapılar olarak görünürler (Resim 9). İntrarenal gaz, renal pelvis kalsifikasyonu, kalsifiye papilla ve kalsifiye transizyonel hücreli karsinom böbrek taşları ile karışabilecek diğer hiperekojen görünümüdür (34). US böbrek taşlarının tanısında değerlendirilmede bu kadar yüksek sensitiviteye sahip olmasına karşın üriner sistem taşlarını değerlendirmede US'nin sensitivitesi 10-54 arasına kadar düşmektedir.

44). Bunda en önemli faktörler, barsak gazlarının süperpozisyonu ve üreterin uz retroperitoneal traseye sahip olmasından dolayı incelemenin güçleşmesidir (3). Bizim olgu grubumuzda ise US'nun tanısal değeri literatürde belirtilen oranlara göre daha yüksek bulunmuştur (%69). Oranın daha yüksek çıkmasında üç faktörün etkili olduğu düşünülmektedir. Birinci faktör; incelenmesi kısmen daha kolay olan, baş bir deyişle gaz süperpozisyonlarından kısmen daha az etkilenen proksimal üreter taşlarının oransal olarak nisbeten yüksek olmasıdır (%25). Literatürde bu oran %5 arasında değişmektedir (36,45). İkinci faktör; kullanıcının tecrübesi bunda bir etki olabilir. Üçüncü faktör; teknolojik gelişmeler sonucu cihazların kalitesindeki artış buna bağlı olarak görüntü kalitesindeki artış, beraberinde pozitif tanısal oranı artırmış olabilir.



Resim 9: Akut ürostaza neden olan orta üreter yerleşimli posterior akustik gölge veren taş (beyaz ok) ve perirenal serbest sıvının US görünümü (siyah oklar).

Renal koliklerin değerlendirilmesinde diğer bir seçenek US ve DÜSG'yi kombine edilmesidir (36,37,44). Bu konuda Haddad ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada bu kombinasyonun IVU'ye iyi bir alternatif olabileceği ifade edilmiştir (4).

Dalla Palma ve arkadaşlarını çalışmasında ise US ve DÜSG kombinasyonu olguların %40'ında IVU'nun yerini alabileceğini göstermişlerdir (37). kombinasyonun negatif olması veya böbrek fonksiyonları hakkında ayrıntılı istenmesi halinde IVU endikasyonu vardır.

Transabdominal suprapubik (TSUS) incelemeye ilaveten distal üreter taşlarının değerlendirilmesinde ayrıca transvajinal (TVUS) ve transperineal US yapılabilmektedir (35,46). Laing ve arkadaşlarının distal üreter taşı bulunan 13 k hastada yaptıkları bir çalışmaya göre, TVUS ile tüm hastalarda taş ve distal hidroüreter tespit edilebilmişken, TSUS ile sadece iki hastada aynı bulgular saptanabilmiştir (35).

Renal koliklerin değerlendirilmesinde 1990'ların ortalarına kadar standart olan IVU yanında, DÜSG ve US'nin kullanılması tanısal açıdan elverişli çeşitli alternatifler sunmasına karşın özellikle gebelerde, böbrek yetmezliği kontrast madde allerjisi bulunan hastalarda US tek seçenek kalmaktadır. Özellikle obstrüksiyonun erken safhasında US'nin normal olabilmesi (34) yanı sıra parapelvik kist ve nonobstrüktif pelvikalektazinin yanlış pozitif sonuç verebilirliği US'nin tanısal etkinliğini sınırlamaktadır.

1989 yılında ilk kez Platt ve arkadaşları obstrüktif ve nonobstrüktif üreter dilatasyonların ayırıcı tanısında renkli Doppler ultrasonografiyi (RDUS) kullanmışlardır (47,48). Bu çalışmalarda obstrüktif hidronefrozu böbrekteki rezistivite indeksinin 0.70'in üzerinde veya obstrüktif böbrek ile nonobstrüktif böbrek arasındaki farkının 0.08-0.1'den fazla olmasının, yüksek sensitivite ve spesifiteye sahip olduğunu gösterildi. Bu konuda daha sonra yapılan birçok çalışmada benzer sonuçlar alındı (49,50). Fakat 1994 yılında Tublin ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada yöntemin sensitivitesinin %37 gibi çok daha düşük olduğu gösterildi (51). Daha sonra yapılan birçok çalışmada benzer sonuçlar elde edildi (52-55).

Renal kolikli hastaların değerlendirilmesinde RDUS kullanımı bazı potansiyel problemler taşımaktadır. Bunlar; (1) parsiyel obstrüksiyonlarda RI'ni beklenen ölçüde artmaması; (2) renal kolikdeki ağrıyı kontrol etmek amacı ile verilen non-steroidal anti-inflamatuar analjeziklerin vazodilatasyon yapmaları sonucu böbrek kan akımını değiştirmeleri bunun sonucunda RI değişikliği yapmaları; (3) RDU öncesi tetkik amacıyla yapılan IVU incelemesinin vazokonstrüksiyon yapması neder ile RI değişikliği yapması sayılabilir (34).

Renal kolik şüphesi olupda, gebelik, kontrast madde allerjisi ve kronik böbrek yetmezliği gibi DÜSG ve IVU incelemesi yapılamayan ve US incelemesi normal olan hastalarda renal RDUS incelemesi tanıya katkı sağlayabilir (47-56).

1990'ların ortalarına kadar renal kolik olgularının tanısında altın standart IVU olmuştur (36-38,40,43,44,57) (Resim 6,7,10). 1995 yılında Smith ve arkadaşlar renal koliklerin değerlendirilmesinde KSBT'nin IVU'ye üstün olduğunu göstermeleri daha sonra yapılan birçok çalışmada benzer sonuçların alınması üzerine, tanıda altın standart KSBT olmuştur (42,58-65). KSBT'de ureter içindeki radyopak olsun veya olmasın, doku halkası ile çevrelenmiş hiperdens taşın görülmesi üzerine tan konulmaktadır (Resim 4). Bununla birlikte literatürde bu bulguya eşlik eden sekonder bulgular rapor edilmiştir (42,58-60,62-65). Sekonder bulgular şunlardır: ureteral dilatasyon, perinefritik ve periüreteral çizgilenmeler, tek taraflı renal kortikal kalınlaşma, perinefritik fasyanın kalınlaşması, böbrekte meduller bölgeye lokalize beyaz piramidlerin kaybolması ve renal sinus yağ dokusunun bulanıklaşmasıdır. Bunlardan ureteral dilatasyon ve perinefritik çizgilenmeler birlikte kullanıldığında %99 pozitif prediktiv değer verdiği belirtilmiştir (62). Başka bir çalışmada perinefritik çizgilenme şiddeti ile obstrüksiyon derecesi arasında ilişki olduğu, şiddetli çizgilenmelerin yüksek dereceli obstrüksiyonlarda, hafif çizgilenmelerin ise düşük dereceli obstrüksiyonlarda olduğu saptanmıştır (59).

KSBT'nin IVU'ye çeşitli üstünlükleri vardır. Bunlar; opak olsun ve taşın olmasının tüm üriner sistem taşlarını demonstre edebilmesi, incelemenin 2-10 dak içinde bitirilebilmesi, kontrast madde ihtiyacı göstermemesi, tetkik için bir ön hazı gerek olmaması, üriner sistem dışı abdominal patolojiler hakkında bilgi verebilmesidir. Üriner sistem dışı fakat kolik benzeri tabloya neden olabilen apandisit, akut kolesistit, akut pyelonefrit, sigmoid kanserin mesane invazyonu, cist torsiyonu ve tubo-ovaryan abseler hakkında bilgi verebilmesi bu modalite önemli yararlarından biridir (58-65).

Üreterolitiazisli hastalarda tedavinin planlaması açısından KSBT faydalı bilgiler verebilir. Proksimal 2/3 üreter içindeki 5mm'den büyük taşlarda ile ard a gelen iki veya daha çok kesitte izlenen taşların tedavisinde endoskopik bas yöntemlerle çıkarma ile litotripsi veya heriki yöntemin birlikte kullanılabilir belirtilmektedir (63).

KSBT görüntülerinin reforme edilmesi ile IVU benzeri görüntüler elde olunabilir. Böylece cerrahi tedavi gerektiren hastalar için ürologlara planlama aşamasında yol gösterici olabilir. Bu tekniğin en önemli limitasyonu; reforme görüntülerin elde edilebilmesi için yeterli ekipman ile optimal görüntü elde sağlanması için yeterli bir retroperitoneal yağ dokusunun varolmasıdır (42).

KSBT'nin önemli dezavantajları ise renal fonksiyonların ve üreterel epitelin değerlendirilememesidir. Bu durum bazen hematüri sebebi olabilen üreterel tümörlerin varlığında tanı ve evreleme için kontrastlı BT ihtiyacı doğurmaktadır (42). Diğer iki dezavantajı, "biraz bölgemize has diyebileceğimiz" rölatif olarak yaygın olmaması ve pahalı olmasıdır.

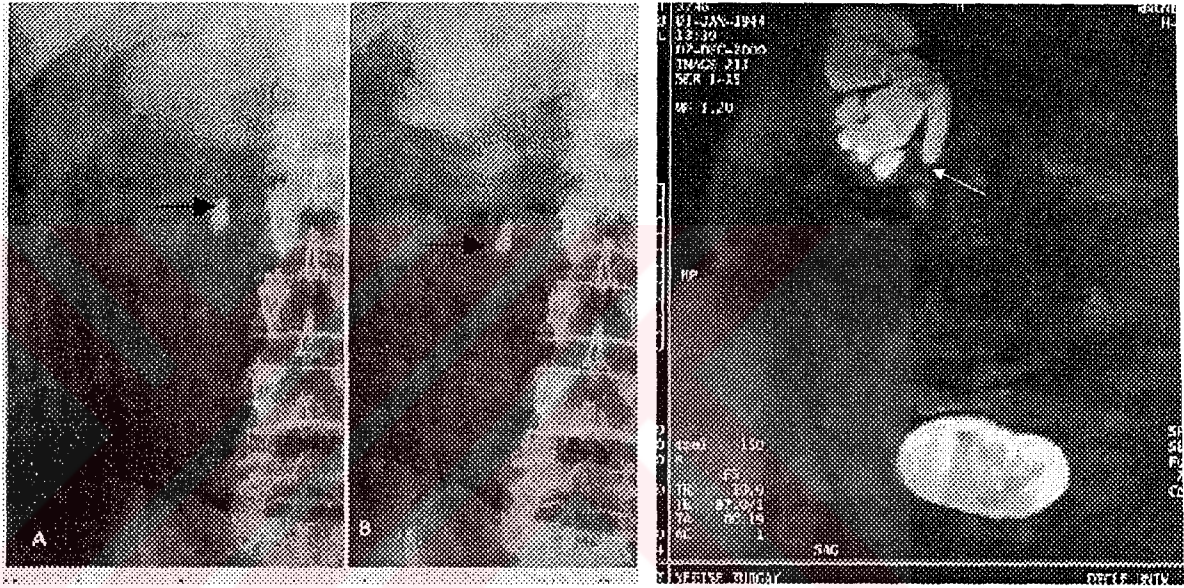
KSBT'nin negatif olduğu durumlar vardır. Taşın boyutunun çok küçük olması nedeniyle tam obstrüksiyona neden olmaması ile retroperitoneal yağ dokusunun az olması başlıca negatif inceleme nedenleridir (42,45).

Son yıllarda radyolojideki ve özellikle MRG teknolojisindeki gelişmel modalitenin kullanım alanını genişletmekte, radyolojik algoritmadaki yerini yukarılara taşımaktadır. Hardware ve software teknolojilerindeki muazzam iler yakın gelecekte MRG'nin kullanım alanını daha da genişletecektir. Şimdiye kadar özellikle yumuşak dokularda normal-anormal ayırımında yüksek sensitiviteye, o derece daha az spesifiteye sahip olan MRG'nin yakın gelecekte patolojik et tanıya gidebileceği ve bir bakıma "radyopatoloji" veya benzeri terim karşılaşılabılıriz.

Yukarıda biraz da kronolojik bir düzenle sunmaya çalıştığımız, koliklere tanısıl yaklaşımda en son basamak MRU olmuştur. Üreter taşı değerlendirilmesinde ilk sırada yer alan KSBT'nin iyonizan radyasyon içer nedeniyle gebelerde kullanılamaması, akut ve kronik obstrüksiyonları edememesi ve renal fonksiyonlar hakkında bilgi vermemesi bu modalitenin bazı dezavantajlarıdır.

Hızlı MR sekanslarının geliştirilmesi sonucu görüntüler çok kısa tutma sürelerinde elde edildiğinden solunum, kardiyak, peristaltik ve is hareketlere bağlı artefaktlar büyük oranda azaltılmış veya ortadan kaldırılmıştır. paralelde MR hidrografi tekniği geliştirilmiştir (67, 68). Bu teknik temel o durağan veya çok yavaş akıcılığa sahip sıvılar ile arka plan arasında belir kontrast farkı sağlayan ağır T2 ağırlıklı (T2A) görüntüler sağlamasına dayanır. teknik ile BOS, obstrükte biliyer sistem, üriner sistem, iç kulak labirent sist tükürük salgı sistemi, tubal segment incelenebilmektedir (69, 87). Bu görüntü kimyasal içeriklerine bakılmaksızın, taşlar yüksek sinyal intensitesine sahip s içerisinde parsiyel veya komplet dolma defekti ile kendini gösteren sinyalsiz al şeklinde izlenirler. Bununla birlikte taşlar ile beraber, tümör, debrıs ve pıhtıla parsiyel veya komplet sinyal vermeyen dolma defektleri şeklinde izlenebilirler (88) (Resim 10). İlk kez 1989 yılında Hennig ve arkadaşları tarafından tanıml

MRU'de RARE (Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement) tekniği kullanılı ve klinik kullanıma girmiş, günümüze kadar çeşitli ilerlemeler kaydedilerek HAS tekniği geliştirilmiş kullanım sahası genişlemiştir (67, 68). Daha sonraları M konusunda birçok çalışma yapılmış ürostazdaki tanısai etkinliği saptanmıştır (86,90).



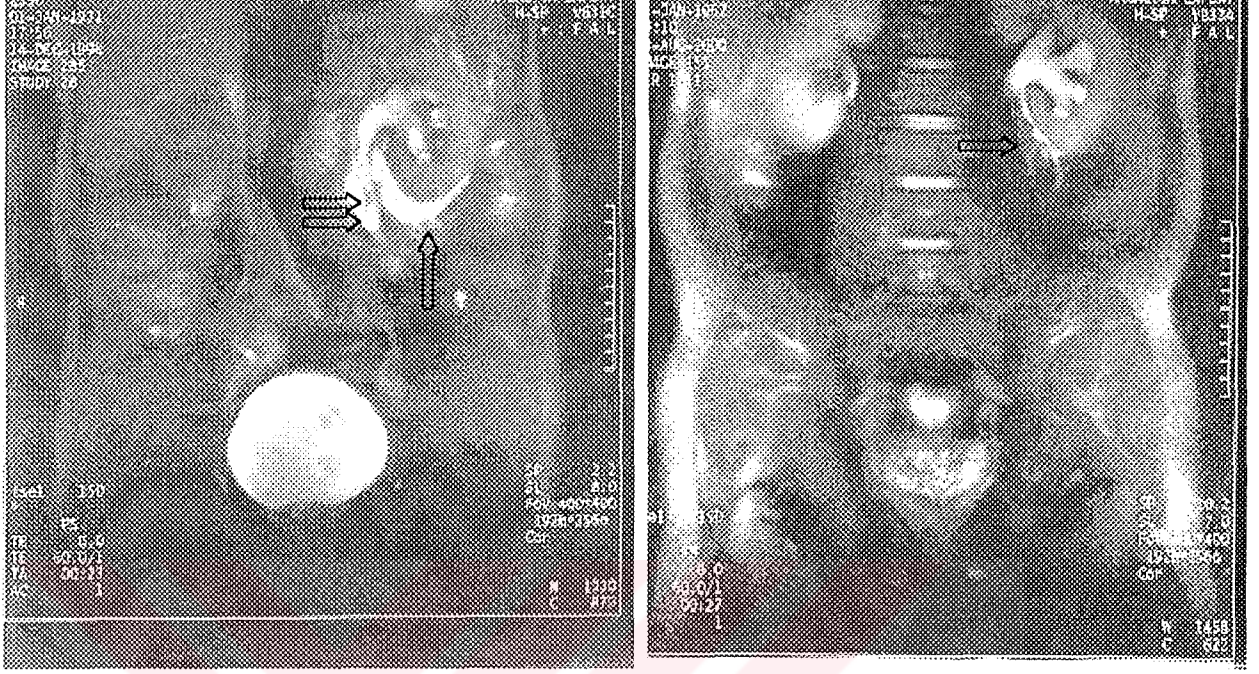
Resim 10: Sağ yan ağrısı ile başvuran hastanın **A)** DÜS grafisinde L2 vertebra s transvers proçesi üzerine superpoze olan opasiter artışın (ok) **B)** IVU incelemesini proksimal üreter yerleşimli taşa ait olduğu izlenmekte ve MRU ile doğrulanmaktadır

MRU ile üriner sistem dilatasyonları, düzeyi ve dercesi yüksek doğruluk (%86-100) tespit edilebilir (69-72, 74, 75, 77, 78, 80, 85, 88, 90). Bizim çalışmam literatür ile uyumludur (%100). IVU ile obstrüksiyon varlığı ve düzeyi saptayamadığımız altı olguda MRU ile obstrüksiyon varlığı ve düzeyini başarılı şekilde gösterildi. Buna karşın obstrüksiyon nedenini ortaya çıkarmada, ya yöntemin spesifitesi biraz düşmesine karşın yine de yüksektir (%67-100). Bizim ölç

grubumuzda literatür ile paralel olarak %89 gibi bir değer elde ettik. Literatürde farklı olarak olgu grubumuz sadece üreter taşı bulunan hastalardan oluşmaktaydı. Üretere düşen taşlar nispeten küçük boyutlu olanlardan oluşmaktadır. Küçük boyutlu taşların ve küçük mukozal lezyonların tespitindeki nisbi yetersizlik MR'nin bazı yönlerinden biridir (69, 89). MRU'nun rezolusyonundaki yetersizlik bunun başlıca nedenidir. Bunun yanında, üreter içerisindeki hipointes dolma defekti şeklinde görülen taş, tümör, debris ve pıhtı ayırıcı tanısı da yapılamamaktadır (69, 86, 87). Ancak yeni geliştirilen ilave sekanslar ile bunlar arasında ayırıcı tanının yapılabileceği belirtilmektedir (87, 90).

MRU'nun diğer bir avantajı da obstrüksiyon nedeni olan intrinsek veya ekstrinsek nedeni tespit edebilmesidir (69-72, 85, 86). Mesane tümörleri, üreterel epitel tümörler, üreter taşları ve striktür gibi intrinsek nedenler yanı sıra retroperitoneal LAP ve hematoma, kolonik tümör infiltrasyonu, kolit gibi ekstrinsek nedenler ortaya konulabilir. Bunun yanında kolik veya kolik benzeri ağrı yapabilecek ülseratif kolit, apandisit, üriner trakt enfeksiyonu ve biliyer kolik tanısında yardımcı olabilir (86, 88).

Özellikle akut obstrüksiyonlar ile beraber görülebilen perirenal ve periüreterik sıvı birikimine bağlı sinyal artışını (Resim 11) tespit etmede MR %80-90 gibi yüksek sensitiviteye sahiptir (69, 85, 88). Bu bulgu sadece akut obstrüksiyonlarda görülmektedir (90). Perirenal ve periüreterik serbest sıvı birikiminin nedeni olarak; (1) forniks rüptürü; (2) perirenal mesafedeki lenfatikler konjesyonu; (3) pyelositik ekstravazasyon suçlanmaktadır (69). Bu bulgu KSBT'deki perirenal çizgilenmenin MRU karşılığı olabilir. Bizim olgu grubumuzda 40 vakanın sadece 5'inde perirenal serbest sıvı tespit edebildik. Sayının bu kadar az olmasında hastalarımızın klinik bulguları ile MRU incelemesi arasında geçiş süresinin uzun olmasına (1-15 gün) bağlayabiliriz. IVU'de ise ekstravazasyonu saptayamadık. US'de iki olguda perirenal serbest sıvı tespit edebildik (Resim 9).



Resim 11: İki farklı olguda akut obstrüksiyona sekonder gelişen sol periüreterik (çift beyaz ok) ve perirenal (tek beyaz oklar) sıvı birikimine bağlı sinyal artış izlenmektedir. Her iki olguda aynı zamanda tek taraflı kortikal kalınlaşma da seçilmektedir.

HASTE MRU incelemeleri ile obstrükte üriner sistem hakkında fonksiyonel bilgi alamamamız bu yöntemin en dezavantajlı yönlerinden biridir (69-71, 74-76, 78, 80, 82, 85, 86). Bu yönü ile biraz IVU'nun gölgesinde kalmakla birlikte kontrastlı incelemelerin yapılması ile bu eksiklik giderilmiştir (72, 88). Bu çalışmalarda tetkik öncesi hastalara düşük doz diüretik (0.1 mg/kg maksimum 10 mg) ve kontrast madde (gadopentatate dimeglumine) kullanımı ile fonksiyonel bilgi yanında toplayıcı sistemin opasifikasyonu artırılmış, dilate ve non-dilate üriner trak daha iyi vizualize edilmiştir. Sudah ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada T2A görüntülerin spatial rezolusyonlarındaki yetersizlikten kaynaklanan anatomik

görüntülerin spatial rezolusyonlarındaki yetersizlikten kaynaklanan anatomi detaydaki eksiklik ve fonksiyonel enformasyon, IV kontrastlı Three-Dimensional Low Angle Shot (3D FLASH) tekniği ile giderilmiştir. Bu teknik ile kaliksler, forniksler, infundibuler detaylar IVU'den bile daha iyi gösterilebilmiştir (88). Biz incelememiz öncesi 20 mg furosemid kullanarak anatomik detayda artış saptadık. Bu çalışmamızda 3D FLASH tekniği ile ilk 23 saniyede elde olunan grafilerde bile obstrüksiyon varlığını düzeyi ve nedeni hakkında doğru bilgilere sahip olma imkanı sağlanmıştır. İnceleme süresinin kısaltılması hasta tolerabilitesini artırması yanında, istemli hareketlere bağlı artefaktları azaltmakta ve tanısal etkinliğin artmasına yardımcı olmaktadır. Distal üreter taşlarını değerlendirmede sağladığı yüksek rezolüsyonlu görüntüler ile tanısal etkinlik artırılmıştır. Bizim tespit etmede başarısız olduğumuz olgunun da distal üreter yerleşimli taş olduğunu düşünürsek bunun önemi daha ortaya çıkar. Benzer şekilde nefes tutturularak yapılan 3D Fast Spin-Echo tekniğinde süre kısaltılmış (11 dk) ve rezolüsyonu yüksek görüntüler sağlanabilmiştir (71).

Nolte-Ernsting ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada IV kontrast madde (Gadolinium) uygulanmasını takiben yapılan MRU incelemesinde, fonksiyonel MRU elde edilmesi yanında T1A görüntüler alındığından dolayı barsak segmentleri içerdiği sıvının hipointes olmasından kaynaklanan artefaktlar da sorun teşkil etmektен uzaklaştırılıyordu (72). FS görüntüler daha iyi anatomik detay ve ilave fonksiyonel bilgi sağlamaktadır (72, 88). Bizim olgu grubumuzda da en yüksek tanısal değerler FS görüntüler ile sağlanmıştır (%87). HASTE aksiyel ve HASTE FS koronal planlardaki tanısal değerler %82 olarak tespit edildi.

Kontrastlı MRU incelemelerinin sağladığı diğer bir avantaj ise renal vasküler yapıların değerlendirilebilmesidir (72, 83, 88). Bu da renal arter stenozu sekonder hipertansiyon sebebi olabilen nedenler hakkında bilgi vermesi yanında potansiyel renal transplant donörlerini değerlendirmeye olanak sağlamaktadır.

HASTE ve benzeri hızlı sekanslar T2A görüntüler almaya dayandıklarından ince barsakların sıvı içeriklerinin neden olduğu artefaktlar saptanmaktadır (69-73, 81, 87, 88). Bununla birlikte kontrastlı MRU incelemelerinde T1A görüntülerde alındığından bu sorun giderilmiş gibi görünse de, kontrastlı MRU incelemenin getirdiği ekonomik problem yanında inceleme süresinin uzaması da önemli problemlere neden olmuştur (72, 88). Hirohashi ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada negatif oral kontrast kullanımı ile bu sorun giderilmiştir. Bu çalışmada negatif oral kontrast madde olarak 600 mg FerriSeltz 50 ml su ve 250 ml süt karışımı kullanılmıştır. Pre ve postkontrast MRU incelemeleri arasında anlamlı fark saptanmıştır. Bizim olgu grubumuzda barsak temizliği uygulamamıza karşın özelleştirilmiş MIP imajlardaki artefaktlar değerlendirmemizi güçleştirmiştir. Son çalışmada negatif oral kontrast madde kullanılmasının faydalı olduğu belirtilmiştir (81).

MRU tekniklerinde, kistlerin içerdiği durağan sıvı nedeniyle hiperintens görünmeleri bunların da incelenmesine olanak sağlamıştır (73, 77). Otozomal resesif polikistik böbrek hastalığı olanlarda %100'lük bir sensitiviteye sahip olması yanında bu hastalık ile beraber seyredabilen konjenital hepatik fibroza bağlı biliyer dilatasyonları göstermesi de önemlidir (77). Yine MRU ile spinal disrafizmler de %100 doğruluk ile gösterilebilirler (73).

Sonuç olarak, böbrek toplayıcı sisteminde obstrüksiyon düşünülen ancak kontrast madde allerjisi, gebelik, böbrek yetmezliği gibi nedenlerle IVU ve retrograd incelemenin yapılamadığı veya yetersiz kaldığı durumlarda MRU yüksek doğrulukta sahip modalite olarak kullanılabilir. Böbrek fonksiyonları hakkında bilgi sahibi olmak ve kalisiyel anatomi hakkında daha ayrıntılı bilgi istendiği durumlarda diüretik kontrastlı MRU incelemesi yapılabilir. MRU'nun diğer bir avantajı ise klinik olarak renel koliği taklit edebilen atipik semptom veren intraabdominal diğer organlardaki inflamatuvar süreçleri T2A görüntüler içermesi nedeni ile yüksek sensitivite ile gösterebilmesidir.

ÖZET

Ekim 1998- Ocak 2001 tarihleri arasında renal kolik ön tanısı kliniğimize gönderilen ve üriner obstrüksiyon saptanan 40 hastanın US, IVU ve MRU bulguları araştırıldı.

40 hastada 45 tane taş saptandı. Bu taşların: 11 tanesi proksimal, 1 tanesi orta ve 17 tanesi distal üreter yerleşimli idi. US ile bu taşların 31 tanesi, IVU ile 34 tanesi ve MRU ile 41 tanesi doğru olarak tespit edilebildi. Tek taraflı kortikal kalınlaşma MRU ile 6 olguda, US ile 2 olguda saptandı. Perirenal serbest sıvı MRU ile 5 olguda, US ile yine 2 olguda izlenebildi. MRU ile insidental olarak 12 olguda basit renal kist, 3 olguda ekstrarenal dilate pelvis birer olguda vertebral korpusta yarı dejenerasyonu, over kisti ve assit ile böbrekte yapısal bozukluk saptandı.

Sonuç olarak MRU; üreter taşına sekonder üriner obstrüksiyonları tespit etmede IVU ve US'den daha etkilidir. Ayrıca MRU ile batın içi diğer organlar hakkında da bilgi sağlanmaktadır.

KAYNAKLAR

1. Tuncel E. Klinik Radyoloji. Güneş ve Nobel Tıp Kitabevleri, Bursa, 1. Ba 1994:51-71,518.
2. Henning J, Naverth A, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method clinical MR. Magn Reson Med 1986; 3: 823-833.
3. Konez O. Manyetik Rezonans görüntüleme. Nobel kitabevleri, İstanbul, 1995 148.
4. Diren H.B. Manyetik Rezonans Görüntüleme. Sevgi Özel Sağlık Hizmeti Ankara, 2.basım 1994:1-51.
5. Lee JKT. Computed Body Tomography with MRI Correlation. Lippincort-Rav New York, 3rd 1998:21-69,1347-1354.
6. Berk U. Magnetik Rezonans Görüntüleme. Türkiye klinikleri Tıp Bilimleri Derg 1990;10 (2):141-152.
7. Koşar U. İyotlu Kontrast maddeler ve akut yan etkileri. Tanısal ve Girişim Radyoloji. (1997) 3:63-65.
8. Littner MR, Rosenfield AT, Ulreich S, Putman CE. Evaluation of bronchospa during excretory urography. Radiology 1977; 124: 17-21.
9. Turner E, Kentor P, Melamed JL, Rao G, Zeitz HJ. Frequency of anaphylact reactions during intravenous urography with radiographic contrast media at two different temperatures. Radiology 1982; 143: 327-329.
10. Lalli AF. Contrast media reactions: data analysis and hypothesis. Radiolc 1980; 134:1-12.
11. Shehadi WH, Toniolo G. Adverse reactions to contrast media. Radiology 198 134: 299-302.

12. Katayama H, Yamagushi K, Kozuka T, Takashima T, Seez P, Matsuura K
Adverse reactions to ionic and nonionic contrast media: a report the Japanese
Committee on the Safety of Contrast Media. *Radiology* 1990; 175: 621-628.
13. Barrett J, Parfrey PS, McDonald JR, Hefferton DM, Reddy ER, McManamon PJ
Nonionic low-osmolality versus ionic high-osmolality contrast material for
intravenous use in patients perceived to be at high risk: randomized trial
Radiology 1992; 183: 105-110.
14. Gavant ML, Ellis JV and Klesges LM. Diagnostic efficacy of excretory urography
low-dose, nonionic contrast media. *Radiology* 1992; 182: 657-660.
15. Wolf GL. Safer, more expensive iodinated contrast agents: How do we decide?
Radiology 1986; 159:557-558.
16. Çimen A. Anatomi. Uludağ Üniversitesi Basım Evi, Bursa, 1987: 385-392.
17. Anafarta K, Göğüş O, Arıkan N, Bedük Y. Temel Üroloji. Güneş Kitabevi, Ankara,
1. basım 1998: 561-567.
18. Schencker B. Drip infusion pyelography. *Radiology* 1964; 83: 12-21.
19. Catell WR, Fry IK, Spencer AG, Purkiss P. Excretory urography. I factors
determining the excretion Hypaque. *Br J Radiol.* 1967; 40: 561-571.
20. Sagel S, Stanley R, Levitt R, Geiss G. Computed tomography of the kidney.
Radiology 1977; 124:359-370.
21. Lee JK, McClenann BL, Melson GL et al. Acute focal bacterial nephritis:
emphasis on gray scale sonography and computed tomography. *AJR* 1980; 135:
87-92.
22. Sandler CM, Toombs BD. Computed tomographic evaluation of the blunt renal
injuries. *Radiology* 1981; 141: 461-466.
23. McNicholas MM, Raptopoulos VD, Schwartz RK, et al. Excretory phase
urography for opacification of the urinary collecting system. *AJR* 1998; 170:
1261-1267.

24. Almen T. Contrast agent design: some aspects on the synthesis of water soluble contrast agents of low osmolality. *J Theor Biol* 1969; 24: 216-226.
25. McClennan BL. Low osmolar contrast media: premises and promises. *Radiology* 1987; 162: 1-8.
26. Hricak H, Crooks L, Sheldon P et al. Nuclear magnetic resonance imaging of the kidney. *Radiology*; 1983: 146: 425-432.
27. Pollack HM, Banner MP, Arger PH et al. The accuracy of gray-scale ultrasonography in differentiating cystic neoplasms from benign cysts. *Radiology* 1982; 143: 741-745.
28. Castaneda-Zuniga WR, Cleyman R, Smith A, Rusnak B, Herrera M, Amplatz RK. Nephrostolithotomy: percutaneous techniques for urinary calculus removal. *Radiology* 1982; 139: 721-726.
29. Hartman GW, McClennan BL, Pfister RC. Academic uroradiology: the future. *Radiology* 1986; 158: 559-561.
30. Cohan RH, Sherman LS, Korobkin M, Bass JC, Francis IR. Renal mass: assessment of corticomedullary-phase and nephrographic-phase CT scans. *Radiology* 1995; 194: 789-794.
31. Smith RC, Rosenfield AT, Choe KA, Verga M, Glickman MG, Lange RC. Acute flank pain: comparison of non-contrast-enhanced CT and intravenous urography. *Radiology* 1995; 194: 789-794.
32. Regan F, Bohlman ME, Khazan R, et al. MR urography using half-fourth acquisition single shot turbo spin-echo (HASTE) in the assessment of ureteric obstruction. *AJR* 1996; 167: 1115-1120.
33. Akıncı M, Esen T, Tellaloğlu S. Türkiye'de üriner sistem taş olgu epidemiyolojisi. *Türk Üroloji Dergisi* 1992; 18: 33-37.
34. Thurston W, Wilson SR. The urinary tract. In: Rumack CM, Wilson SR, Charenboneau JW. *Diagnostic Ultrasound*. 2nd ed. Mosby 1998; 353-356.

35. Laing FC, Benson CB, DiSalvo DN, Brown DL, Frates MC, Loughlin KR. Distal ureteral calculi: detection with vaginal US. *Radiology* 1994; 192: 545-8.
36. Karaoğlanoğlu M, Yeni E, Erdoğan M, Ertürk M, Er R. Üreter taşı tanısında ve direkt üriner sistem grafisinin ürografi ile karşılaştırılması. *Tanısal Girişimsel Radyoloji* (1997) 3: 332-334.
37. Dalla Palma L, Stacol F, Bazzocchi M, Pagnan L, Festini G, Marega G. Ultrasonography and plain film versus intravenous urography in ureteric colic. *Clin Radiol* 1993; 47: 333-6.
38. Mutazindwa T, Hussein T. Imaging in acute renal colic: the intravenous urography remains the gold standard. *Eur J Radiol*. 1996; 23: 238-40.
39. Yılmaz S, Sindel T, Arslan G, et al. Renal colic: comparison of the spiral CT, and IVU in the detection of ureteral calculi. *Eur Radiol* 1998; 8: 212-7.
40. Laing FC, Jeffrey Jr RB and Wing VW. Ultrasound versus excretory urography in evaluating acute flank pain. *Radiology* 1985; 154: 613-616.
41. Erwin BC, Carroll BA and Sammer FG. Renal colic: the role of ultrasound in initial evaluation. *Radiology* 1984; 152: 147-150.
42. Sommer FG, Jeffrey Jr RB, Rubin GD et al. Detection of ureteral calculi in patients with suspected renal colic: value of reformatted noncontrast helical CT. *AJR* 1995; 165: 509-513.
43. Aslaksen A, Gathlin JH. Ultrasonic diagnosis of ureteral calculi in patients with acute flank pain. *Eur J Radiol*. 1990; 11: 87-90.
44. Hadda MC, Sharif HS, Shahad MS et al. Renal colic: diagnosis and outcome. *Radiology* 1992; 184: 83-8.
45. Satar K, İnal M, Satar M, Özer C, Soyupak S ve Oğuz M. Renal kolik şüphesi olan hastalarda kontrastsız spiral BT'nin tanı değeri araştırılması. *Tanısal Girişimsel Radyoloji* (2000) 6: 429-434.

46. Hertzberg BS, Kliewer MA, Paulson EK et al. Distal ureteral calculi: detection with transperineal sonography. *AJR* 1994; 163: 1151-1153.
47. Platt JF, Rubin JM, Ellis JH. Duplex Doppler US of the kidney: differentiation of obstructive from nonobstructive dilatation. *Radiology* 1989; 171:515-517.
48. Platt JF, Rubin JM, Ellis JH. Distinction between obstructive and nonobstructive hydronephrosis with duplex Doppler sonography. *AJR* 1989; 153: 997-1000.
49. Kessler RM, Quevedo H, Lankau CA et al. Obstructive and nonobstructive dilatation of the renal collecting system in children: distinction with duplex Doppler sonography. *AJR* 1993; 160: 353-357.
50. Platt JF, Rubin JM, Ellis JH. Acute renal obstruction: evaluation with intrarenal duplex Doppler and conventional US. *Radiology* 1993; 186: 685-688.
51. Tublin ME, Dodd GD, Verdile VP. Acute renal colic: diagnosis with duplex Doppler US. *Radiology* 1994; 193: 697-701.
52. Older RA, Stoll HL, Omary RA, Watson LR. Clinical value of the renal vascular resistive index measurements in the diagnosis of acute obstructive uropathy. *Radiology* 1995; 197: 287.
53. Ersavaştı G, Eran G, Gldoğan N, Tatlı S, Numan F. Tıkanmaya bağ hidronefrozlarda Doppler US'nin tanı değeri. *Tanısal ve Girişimsel Radyoloji* (1998) 4:162-167.
54. Gürses C. Renal kolik olgularında intrarenal arteriyel Doppler US. *Tanısal ve Girişimsel Radyoloji* (1999) 5:38-43.
55. Nazaroğlu H, Akay AF, Bükte Y, şahin H, şimşek M. Renal kolikli olgularda renal obstrüksiyonun saptanmasında Doppler US'nin yeri. *Tanısal ve Girişimsel Radyoloji* (2000) 6: 166-175.
56. Boridy IC, Maklad N, Sandler CM. Suspected urolithiasis in pregnant women: imaging algorithm and literature review. *AJR* 1996; 167 (4): 869-70.

57. Otal P, Irsutti M, Chabbret V, Murat C, Ducasse JL et al. Radiologic study renal colic. J radiol 2001; 82: 27-33.
58. Varanelli MJ, Coll DM, Levine JA et al. Relation-ship between duration of p and secondary signs of the urinary tract on unenhanced helical CT. AJR 20 177: 325-330.
59. Boridy IC, Kawashima A, Goldman SM et al. Acute ureterolithias: Nonenhanced helical CT findings of perinephric edema for prediction of degr of ureteral obstruction. Radiology 1999; 213: 663-667.
60. Dalrymple NC, Casford B, Raiken DP, Elsass KD and Pagan RA. Perls a pitfalls in the diagnosis of ureterolithiasis with unenhanced helical C Radiographics 2000; 20: 439-447.
61. Boridy IC, Nikolaidis P, Kawashima A , Kawashima A, Stanford M et Ureterolithiasis: value of the tail sign in differentiating phlebolithis from urete calculi at nonenhanced helical CT. Radiology 1999; 211: 619-621.
62. Smith RC, Verga M, Dalrymple N et al. Acute ureteral obstruction: value secondary signs of helical unenhanced CT. AJR 1996; 167: 1109-1113.
63. Fielding JR, Silverman SG, Samuel S et al. Unenhanced helical CT of urete stones:a replacement for excretory urography in planing treatment. AJR 199 171:1051-1053.
64. Sourtzis S, Thibeau JF, Damry N et al. Radiologic investigation of renal col unenhanced helical CT compared with excretory urography. AJR 1999; 17 1491-4.
65. Liu W, Esler SJ, Kenny BJ et al. Low-dose nonenhanced helical CT of rer colic: assessment of ureteric stone detection and measurement of effective do equivalent. Radiology 2000; 215: 51-54.
66. Hill MC, Rich JI, Mardiate JG, Finder CA.. Sonography vs. excretory urography acute flan pain.AJR 1985; 144:1235-1238.

67. Henning J, Neuerth A, Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1986; 3: 823-833.
68. Henning J, Friedburg H. Clinical applications and methodological development of the RARE technique. *Magn Reson Imaging* 1988; 6: 391-395.
69. Regan F, Bohlman ME, Khazan R, Rodriguez R, Schiltze-Haakh H. MR urography using HASTE imaging in the assessment of ureteric obstruction. *AJR* 1996; 167: 1115-1120.
70. Rothpearl A, Frager D, Subramanian A, Bashist B, Baer J et al. MR urography technique and application. *Radiology* 1995; 194: 125-130.
71. O'Malley M, Soto JA, Yücel EK and Hussain S. MR urography: evaluation of three-dimensional fast spin-echo technique in patients with hydronephrosis. *AJR* 1997; 168: 387-392.
72. Nolte-Ernsting CCA, Bücken A, Adam GB, Neuerburg JM, Jung P, et al. Gadolinium-enhanced excretory MR urography after low-dose diuretic injection: comparison with conventional excretory urography. *Radiology* 1998; 209: 147-157.
73. Maher MM, Prasad TAS, Fitzpatrick JM, Corr J, Williams DH et al. Spina dysraphism at MR urography: initial experience. *Radiology* 2000; 216: 237-241.
74. Roy C, Saussine C, LeBras Y, Delepaul B, Jahn C et al. Assessment of painful ureterohydronephrosis during pregnancy by MR urography. *Eur Radiol* 1996; 6: 334-8.
75. Tang Y, Yamashita Y, Namimoto T, Abe Y, Nishiharu T et al. The value of MR urography that uses HASTE sequences to reveal urinary tract disorders. *AJR* 1996; 167: 1497-1502.
76. Borthne A, Nordshus T, Reieseter T, Geitung JT, Gjestal KI et al. MR urography: the future gold standard in paediatric urogenital imaging?. *Pediatr Radiol* 1999; 29: 694-701.

77. Kern S, Zimmerhackl LB, Hildebrandt F, Uhl M. Rare-MR-urography--a r
diagnostic method in autosomal recessive polycystic kidney disease. Acta Ra
1999; 40: 543-4.
78. Louca G, Liberopoulos K, Fidas A, Nikolakopoulou Z, Lykourinas M, Strigaris
MR urography in the diagnosis of urinary tract obstruction. Eur Urol 1999;
102-8.
79. Dockery WD, Stolpen AH. State-of-the-art magnetic resonance imaging of
kidneys and upper urinary tract. J Endourol 1999; 13: 417-23.
80. Catalano C, Pavone P, Laghi A, Scipioni A, Panebianco V et al. MR pyelogram
and conventional MR imaging in urinary tract obstruction. Acta Radiol 1999;
198-202.
81. Hirohashi S, Hirohashi R, Uchida H, Kitano S, Ono W et al. M
cholangiopancreatography and MR urography: improved enhancement with
negative oral contrast agent. Radiology 1997; 203: 281-285.
82. Dietrich RB and Kangaroo H. Kidneys in infants and children: evaluation w
MR. Radiology 1986; 159: 215-221.
83. Low RN, Martines AG, Steinberg SM, Alzate GD, Kortman KE et al. Potent
renal transplant donors: evaluation with gadolinium-enhanced MR angiogram
and MR urography. Radiology 1998; 207: 165-172.
84. Öztürk M, Erdoğan M, Özcan N, Güleç M. Çocuklarda MR ürografi. TRD 199
34(3): 422-426.
85. Karakaş HM, Kasalı M, Ünlü E, Çokal N ve Çakır B. Üreter obstrüksiyonların
HASTE tekniği ile MRU. TRD 1999; 34(4): 600-607.
86. Kurt A, Ağlıdere AM, Yıldırım T. HASTE tekniği ile MR-ürography. Tanısal
Girişimsel Radyoloji (1998) 4: 461-468.
87. Jara H, Barish MA, Yucel EK, Melhem ER, Hussain S, Ferruci JT. M
hydrography: theory and practice of static fluid imaging. AJR 1998; 170: 873-88

88. Sudah M, Vanninen R, Partanen K, Heino A, Vainio P, Ala-Opas M. urography in evaluation of acute flank pain: T2-weighted sequences gadolinium enhanced three-dimensional FLASH compared with urography. 2001; 176: 105-112.
89. Aerts P, Van Hoe L, Bosmans H, Oyen R, Marchal G, Baert AL. Breath-hold urography using the HASTE technique. AJR 1996; 166: 543-545.
90. Özdemir E, Özateş M, Başak F, Bükte Y, Şimşek M. Üst üriner si obstrüksiyonlarının görüntülenmesinde diüretikli HASTE MR-Ürografinin etki Tıp ve Sağlık Dergisi 1999, 3: 104-109.

